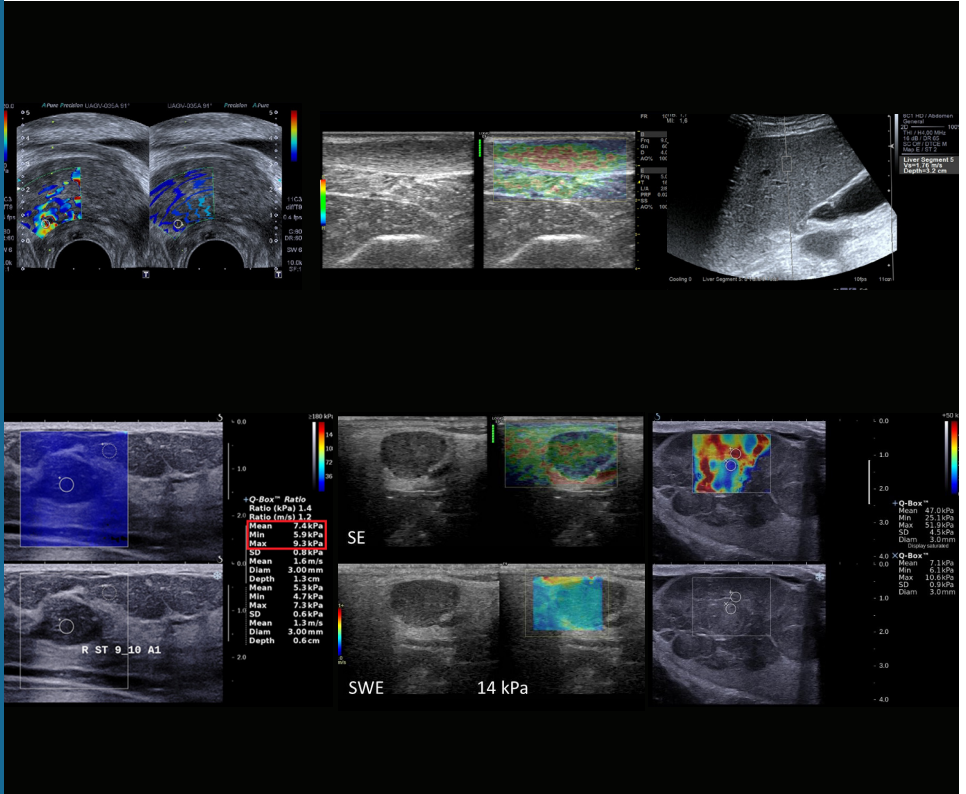


TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ



TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Konuk Editör: Mustafa SEÇİL

Sonoelastografi

Cilt 7 • Sayı 1 • Nisan 2019



TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ



Baş Editör



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

Editörler



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



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



Yayıncı
İbrahim KARA

Yayın Yönetmeni
Ali ŞAHİN

Editöryel Geliştirme
Gizem KAYAN

Mali ve İdari İşler
Zeynep YAKIŞIRER ÜREN

Yayın Yönetmeni Yardımcısı
Gökhan ÇİMEN

Yayın Koordinatörleri
Betül ÇİMEN
Özlem ÇAKMAK
Okan AYDOĞAN
İrem DELİÇAY
Arzu YILDIRIM

Proje Koordinatörleri
Sinem KOZ
Doğan ORUÇ

Grafik Departmanı
Ünal ÖZER
Deniz DURAN
Beyzanur KARABULUT

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

DERGİ YÖNERGESİ

1. Tanım ve Amaç

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

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

2. İşleyiş

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

3. Editörler Kurulu'nun Özellikleri

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

4. Editörler Kurulu'nun Sorumlulukları

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

5. Konuk Editör'ün Özellikleri

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

6. Konuk Editör'ün Görevleri

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

AMAÇLAR VE KAPSAM

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

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

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

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

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

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

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

Editörler Kurulu

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

Yayıncı - AVES

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

YAZIM KURALLARI

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

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

Genel Kurallar

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

kalesi olmalı, en az 5 tanesinde ilk isim olmalıdır.

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

Teknik Kurallar

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

- Yazar olarak editör(ler): Norman IJ, Redfern SJ, editors. Mental health care for elderly people. New York: Churchill Livingstone; 1996.
 - Toplantıda sunulan makale: Bengissson S. Sothemin BG. Enforcement of data protection, privacy and security in medical informatics. In: Lun KC, Degoulet P, Piemme TE, Rienhoff O, editors. MEDINFO 92. Proceedings of the 7th World Congress on Medical Informatics; 1992 Sept 6-10; Geneva, Switzerland. Amsterdam: North-Holland; 1992.p.1561-5.
 - Bilimsel veya teknik rapor: Smith P. Golladay K. Payment for durable medical equipment billed during skilled nursing facility stays. Final report. Dallas (TX) Dept. of Health and Human Services (US). Office of Evaluation and Inspections: 1994 Oct. Report No: HHSIGOE 169200860.
 - Tez: Kaplan SI. Post-hospital home health care: the elderly access and utilization (dissertation). St. Louis (MO): Washington Univ. 1995.
 - Yayına kabul edilmiş ancak henüz basılmamış yazılar: Leshner AI. Molecular mechanisms of cocaine addiction. N Engl J Med In press 1997.
 - Erken Çevrimici Yayın: Aksu HU, Ertürk M, Gül M, Uslu N. Successful treatment of a patient with pulmonary embolism and atrial thrombus. Anadolu Kardiyol Derg 2012 Dec 26. doi: 10.5152/akd.2013.062. [Epub ahead of print]
 - Elektronik formatta yayınlanan yazı: Morse SS. Factors in the emergence of infectious diseases. Emerg Infect Dis (serial online) 1995 Jan-Mar (cited 1996 June 5): 1(1): (24 screens). Available from: URL: <http://www.cdc.gov/ncidod/EID/cid.htm>.
6. Tablolar Microsoft Office Word programında “Tablo Ekle” özelliği kullanılarak hazırlanmalı ve Kaynaklar’dan sonra metin içinde geçiş sırasına uygun olarak yerleştirilmelidir. Her yazı için belirlenen tablo sayısı, yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir.
 7. Görseller (Şekil ve Resim) tam metinde geçen konuları açıklamaya yetecek sayıda olmalı, yüksek çözünürlüklü ve en az 300 dpi jpeg dosyası formatında online sisteme ayrıca yüklenmelidir. Görsellerin numaralandırılmaları metin içinde işaretlenmeli ve alt yazıları tam metin dosyasının sonuna eklenmelidir. Her yazı için belirlenen tablo sayısı, yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir.
 8. Video ve hareketli görüntülerle desteklenen yazılar derginin sürekli tıp eğitimi amacına hizmet etmesi açısından değerli ve önemlidir. Bu dosyalar en fazla 3 MB boyutunda ve “mpeg” formatında hazırlanmalı ve ayrı bir dosya olarak sisteme yüklenmelidir.
 9. Tablo ve görsellerin başlıklarında ve yazı içinde anılmasında Arabik rakam yazılmalı, Roma rakamları kullanılmamalıdır.
 10. Görseller, videolar ve hareketli görüntülerde hasta ve kurum isimleri yer almamalıdır.
 11. Metin, tablo ve görsellerde kullanılan ondalık sayılar virgül ile ayrılmalıdır.
 12. Paragrafların ilk cümleleri kısaltma ile başlamalıdır.
 13. Farmasötik ürünler jenerik isimleriyle yazılmalı, ticari marka adı kullanılmamalı; tıbbi malzeme ve aygıt isimlerinde ise marka ve firma ismi ile, şehir ve ülke bilgisi yer almalıdır.
 14. Hazırlanan konu ile ilgili metnin sonunda 5 adet çöktan seçmeli soru hazırlanmalı ve doğru yanıtı işaretlenmelidir.
 15. Yayın Hakkı Devir Formu doldurularak imzalanmalı ve dergiye gönderilmelidir. Yazarlar imzaladıkları formu tarayıcıdan geçirerek sisteme PDF veya JPEG formatında yükleyebilecekleri gibi, E-posta, faks veya kargo ile de aşağıda yazılı Yayıncı adreslerine gönderebilirler. Yayın Hakkı Devir Formu gönderilmeyen yazılar basılmayacaktır.
- Her türlü konuda bilgi ve destek almak için aşağıda yazılı adresler aracılığıyla Editörler Kurulu ve Yayıncı ile iletişim kurulabilir.

Editörler Kurulu

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

Yayıncı - AVES

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

Sonoelastografi

KONUK EDİTÖRDEN



Değerli Meslektaşlarım,

Ultrasonografi alanında son dönemdeki gelişmelerin başında sonoelastografi gelmektedir. Teknolojik olarak aslında 2000’li yılların başına dek uzanan geçmişi bulunan yöntem giderek yaygınlaşmış, günümüzde piyasadaki hemen tüm yeni ultrasonografi cihazlarında kullanılabilir hale gelmiştir. Teknik olarak ulaşılabilirliğinin artması yanı sıra bilgi ve deneyim birikimi ile standardizasyonu büyük oranda sağlanmış olan yöntemin kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Gündelik pratik kullanım için ve bilimsel araştırma alanında halen çok geniş potansiyeli bulunan yöntemin kullanıcılar arasında

yaygınlaştırılması ultrasonografi eğitimi ile ilgilenen kişilerin temel hedeflerindedir. Yaygınlaşma sırasındaki en hassas nokta kullanıcı bağımlılığı yüksek olan yöntemin etkin ve doğru şekilde kullanımının sağlanmasıdır. Bunun için teorik ve pratik eğitim gereği bulunmaktadır. Bu noktadan hareketle, yöneme ait dilimizdeki kaynak gereksinimini karşılamaya katkı sağlamak amacıyla Türk Radyoloji Seminerlerinin bir sayısı sonoelastografiye ayrılmıştır.

Türk Radyoloji Seminerlerinin bu sayısında sonoelastografinin genel geçer kabul görmüş olduğu alanlardaki uygulama yöntemleri, potansiyel kullanım alanları, güçlü yönleri ve kısıtlılıkları mevcut kılavuzlar ışığında seçkin bilim insanları tarafından ayrıntılı olarak anlatılmaktadır. Emeği geçenlere ayrı ayrı teşekkür ediyor, yararlı bir kaynak olacağını umuyor, keyifli okumalar diliyorum.

Saygılarımla,

Prof. Dr. Mustafa SEÇİL

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

Sonoelastografi

HAZIRLAYANLAR

ARTÜR SALMASLIOĞLU, İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

CANAN ALTAY, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

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

CESUR SAMANCI, İstanbul Haydarpaşa Sultan Abdülhamid Han Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye

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

ERCAN İNCİ, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bakırköy Dr. Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye

HALİT NAHİT ŞENDUR, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

İSMAİL MİHMANLI, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı Emekli Öğretim Üyesi; ALKA Radyoloji Tanı Merkezi, İstanbul, Türkiye

MAHİ NUR CERİT, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

MUSTAFA SEÇİL, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

RÜŞTÜ TÜRKAY, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bakırköy Dr. Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye

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

SUNA ÖZHAN OKTAR, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

SÜHA SÜREYYA ÖZBEK, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

Sonoelastografi

Cilt 7 • Sayı 1 • Nisan 2019

İçindekiler

Sonoelastografinin Temel İlkeleri

1

Canan Altay, Mustafa Seçil

Sonoelastografinin farklı yöntemlerinde dokunun sertliğinin temel olarak bağımlı olduğu değişken shear modülüdür ve elastografide doku kontrastından sorumludur. Bu yazıda elastografinin temel fizik ilkeleri ve günümüzde ticari olarak sunulan teknik özellikler, en sık karşılaşılan artefaktlar, günlük uygulamalarda kullanılan yöntemlerin teknik avantaj ve dezavantajları EFSUMB'un ("European Federation for Ultrasound in Medicine and Biology") yayınlamış olduğu önceki kılavuzlara bağlı kalarak özetlenmiştir.

Karaciğer Elastografisi

13

Süha Süreyya Özbek

Kronik karaciğer parankim hastalıklarında fibrozis değerlendirme ve derecelemesi büyük önem taşımaktadır. Bu amaçla kullanılan karaciğer biyopsisi ideal bir referans yöntemi değildir. Alternatif yöntemler arasında son yıllarda sonoelastografik teknikler öne çıkmış, en az karaciğer biyopsisi kadar doğru ve güvenilir oldukları kanıtlanmıştır. Farklı firma ve teknikler arasında veri ve birim standardizasyonunda yaşanacak gelişmeler ile bu teknikler karaciğer parankim hastalıklarının modern tıbbi yönetiminde çok daha önemli rol alacaklardır.

Tiroid Elastografisi

25

Artür Salmaslıoğlu

Tiroid ultrasonografisi radyologların çok sık gerçekleştirdikleri tetkikler arasında yer almaktadır. Gri skala görüntüleme bulguları benign ve malign tiroid hastalıklarında benzeşme gösterebildiğinden ek görüntüleme teknolojileri araştırılmaktadır. Elastografi yöntemi dokuların sertlik seviyesini çeşitli teknikler kullanarak ortaya koymaya ve bu sayede tanısız doğruluğu yükseltmeyi amaçlayan bu teknolojilerden birisidir. Tiroid hastalıklarında elastografinin kullanım alanları ve çeşitli kısıtlılıkları gözden geçirilmiştir.

Lenf Bezleri, Tükrük Bezleri ve Boyun Kitlelerinde Elastografi

38

Mahi Nur Cerit, Suna Özhan Oktar

Günümüzde US elastografi, meme, karaciğer, prostat, tiroid bezleri, kan damarları, tükrük bezleri, kas-iskelet sistemi yapıları ve servikal lenf nodları dahil olmak üzere birçok farklı organın görüntülenmesinde kullanılmaktadır. Bu yazıda, servikal lenf nodları, tükrük bezleri ve tiroid bezinin değerlendirilmesinde US elastografinin kullanım alanları güncel literatür eşliğinde tartışılmıştır.

Meme Elastografisi

50

Emetullah Cindil, Serap Gültekin

Sonoelastografi incelemesi, meme lezyonlarının karakterizasyonunda konvansiyonel B-mod Ultrasonografiye (US) ek olarak son yıllarda kullanımı artan ve yaygınlaşan bir görüntüleme yöntemidir. Elastografi, lezyonların non-invaziv olarak elastisitesini değerlendirmemizi sağlamaktadır. Klinik rutin pratikte strain elastografi ve shear wave elastografi olmak üzere temel iki teknik yöntem yaygın olarak kullanılmaktadır. Çalışmalar benign-malign lezyon ayrımında elastografinin, US'nin tanimsal performansını ve özgüllüğünü artırdığını göstermiştir.

Kas İskelet Elastografi Uygulamaları

63

Halit Nahit Şendur, Cem Yücel

Elastografi, dokuların biyomekanik özelliklerinin değerlendirildiği bir inceleme yöntemi olup, kas iskelet sistemi değerlendirmelerinde giderek artan sıklıkta kullanılmaktadır. Özellikle kas ve tendonların biyomekanik özelliklerinin araştırılması ve tekniğin standardizasyonuna yönelik bilginin artması, bu inceleme yönteminin kas iskelet sistemi incelemelerinde de daha etkin biçimde kullanılmasını sağlayacaktır. Bu yazıda, elastografinin kas iskelet sisteminde kullanımına ilişkin güncel bilgilerin okuyuculara sunulması amaçlanmıştır.

Skrotal Elastografi

75

İsmail Mihmanlı, Cesur Samancı

Klinik muayene, yaş ve anamnez içeren hasta bilgileri yanında US uygun ayırıcı tanı oluşturmada çok önemlidir. Palpe edilebilen bir skrotal kitlenin değerlendirilmesindeki temel amaç yerini belirlemektir. Ekstratestiküler kitleler genellikle iyi huyluyken, intratestiküler kitlelerin büyük çoğunluğu maligndir. Orşiektomi intratestiküler kitleler için tercih edilen tedavi yöntemidir. Bununla birlikte, orşiektomi yapılmaması gereken benign durumları tanımak önemlidir. Epidermoid kist şüphesi varsa, orşiektomi yerine entükleasyon düşünülebilir. B-mod US ile kısa süreli takip, zaman zaman kitle olarak görülebilen akut durumları dışlamaya yardımcı olabilir. Elastografi ile yapılmış çalışmalarda farklı elastografi tekniklerinin kullanılmış olması standart geliştirmede problemidir. Benzer şekilde shear wave temelli teknikler de ister 'point' shear wave ister 2D shear wave olsun farklı birimlerle (kPa, m/sn) ifade edilmiş, her ticari marka hatta her cihaz türü için farklı eşik değer açıklanmıştır. Bu nedenle bu yazıda normal ve patolojilerin ayrımında elastografik eşik değer verilmemiştir.

Prostat Elastografisi

84

Rüştü Türkay, Ercan İnci

Sonoelastografi düşük maliyetli ve hızlı yapılabilen non-invaziv, dokuların sertlik derecesini yarı kantitatif ve kantitatif olarak verebilen yeni bir görüntüleme yöntemidir. Prostat patolojileri ve özellikle prostat kanseri tanı ve tedavi aşamalarında çeşitli zorlukların yaşandığı klinik durumdur. Prostat sonoelastografisi bu problemler alanda kendisine çeşitli uygulama sahaları bularak hastaların yönetiminde yaşanan bazı kısıtlılıkların önüne geçebilir.

Sonoelastografinin Temel İlkeleri

Canan Altay , Mustafa Seçil 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Sonoelastografinin temel fizik ilkeleri
- Sonoelastografi yöntemlerinin avantajları, sınırlılıkları ve sık görülen artefaktları

Altay C, Seçil M. Sonoelastografinin Temel İlkeleri. Trd Sem 2019; 7: 1-12.

Giriş

Palpasyon dokuyu değerlendirmek için kullanılan en temel ve en eski tanısal yöntemlerdendir. Palpasyon ile değerlendirilebilen organ sayısının kısıtlı olması, hasta kalınlığına bağımlı olması ve değerlendirmenin subjektif olması en temel kısıtlılıklardır. Elastografi, dokunun mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan non-invaziv bir görüntüleme yöntemidir. Elastografi kullanım alanları, tanı değeri ve kullanılan teknikler ile ilgili kılavuzlar yayınlamıştır [1,2].

Elastografi, dokuda lezyonların erken saptanmasına yardımcı olmakta, morfolojik değişiklikleri ortaya koyarak dokuda saptanan lezyonların ayırıcı tanısında gri-skala US inceleme bulgularına katkı sağlamaktadır. Bilinen bazı hastalıkların ilerleme şiddetini ortaya koyma ve medikal tedaviye yanıtı değerlendirme gibi ek yararları vardır [1]. Kullanımı giderek yaygınlaşan elastografi yönteminin klinik değeri günden güne artmakta yeni yöntem olması nedeniyle araştırma alanında büyük potansiyel taşımaktadır. Bu makalede, uygun ve etkin kul-

lanımı önem taşıyan sonoelastografi yönteminin temel ilkeleri ele alınmaktadır.

Elastografide Temel Kavramlar

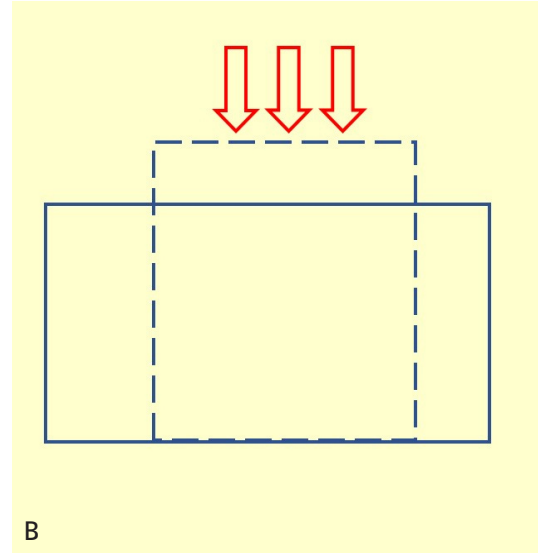
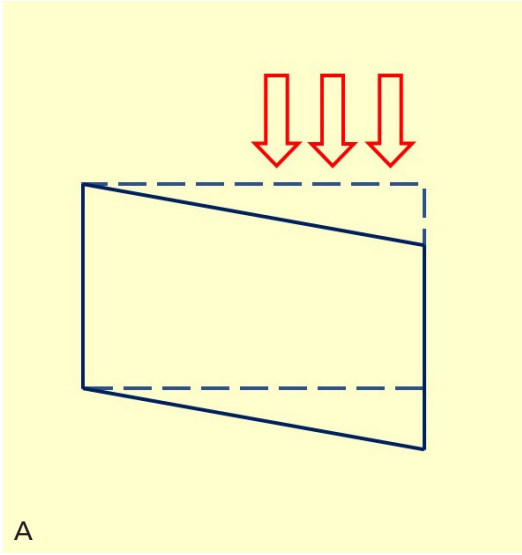
Palpasyonda dokunma duyusuyla hissedilen, dokunun kuvvete karşı gösterdiği deformasyonun (şekil değişikliğinin) derecesidir. Aynı durum sonoelastografi için de geçerlidir. “Shear” olarak tanımlanan kavram elastografide dokuda şekil değişikliği oluşturan kuvveti ifade eder. İki tip “shear” kuvvet tanımlanmıştır; “Basit shear” ile dokuda oluşan şekil değişikliği itilme- kompresyon şeklindedir, dokunun en-boy oranında büyük bir değişiklik oluşmaz (Resim 1A). “Saf shear” ile dokuda oluşan şekil değişikliği deformasyon şeklindedir, dokunun en-boy oranı kuvvet öncesine göre değişmiştir (Resim 1B). Gerçekte dokular içinde oluşan deformasyon bu iki tip şekil değişikliğinin karması şeklindedir [2]. Dokularda oluşan şekil değişikliği dokunun “Young modulus” (katsayısı) (E) ve “shear modulus” (katsayısına) (G) bağlı olarak da değişmektedir (Resim 2).

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

✉ Canan Altay, Mustafa Seçil • mustafa.secil@deu.edu.tr, canan.altay@deu.edu.tr

© 2019 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2019.749
turkadyolojiseminerleri.org



Resim 1. A, B. Basit shear (A) ve saf shear (B) ile dokuda oluşan deformasyon şekli

Young Modulus

$$E = 3\rho C_s^2$$

E = Young Modulus = Doku sertliği (kPa)

ρ = Doku dansitesi

C_s = Shearwave dalgasının hızı (m/sn)

Resim 2. Young modulus denklemi

US incelemede tanısal değerlendirmeyi yapmak için kullanılan temel dalgalar longitudinal düzlemde ilerler, bu dalgalar dokunun dış konturunda değişiklik oluşturmadan, dikey ekseninde partikül hareketi oluşturur. Bu ilerleme, ses dalgasının doku içindeki hızına (1540 m/sn), dokunun dansitesine ve dokunun elastisite katsayısına (K) bağlıdır. Buna karşın, dokunun dış konturunda şekil değişikliği oluşturan ses dalgaları longitudinal dalgalara dik, transvers düzlemde hareket eder. Transvers dalgaların doku içindeki hızı dokunun dansitesine ve “shear modulus” katsayısına (G) bağlıdır.

Dokuların “G” katsayısı, “K” katsayısından çok küçüktür ve transvers düzlemde ilerleyen “shear” dalgalar dikey düzlemde ilerleyen tanısal US dalgalara kıyasla yaklaşık 1000 kez daha yavaş hareket ederler. “Shear” dalgaların ortalama hızı 1-10 m/sn, frekansı ise genellikle 1kHz’den daha küçüktür [2].

Dokuda oluşan şekil değişikliğini ölçmek amacıyla elastografinin ilk yıllarında prob ile dokuya ardışık olarak, birkaç kez uygulanan, dış bası hareketlerinin, incelenen bölgede oluşturduğu şekil değişikliği miktarı değerlendirilirken [3], ilerleyen yıllarda transvers dalga (“shear wave”) elastografi tekniği kullanıma girmiştir. Shear wave tekniği ile öncül ve güçlü bir ses dalgasının doku içinde yatay düzlemde oluşturduğu “shear” dalgaların yayılım hızı ölçülmektedir [1].

Elastografide Kullanılan Yöntemler

Dokunun sertliğinin ve elastisitesinin, US ile değerlendirilmesi için deneysel çalışmalar 1970’li yıllarda başlamıştır [4]. Klinik uygulamaların başlangıcı ise 1990’lı yıllardadır [5, 6]. Dokuya mekanik kuvvet uygulanarak elde edilen elastografi uygulamasına geçmiş dönemde “quasi-static” elastografi adı verilmekte iken yeni sınıflama sisteminde strain (gerinim) görüntüleme olarak isimlendirilmiştir. Kantitatif ölçüme ola-

Tablo 1: Sonoelastografide kullanılan temel yöntemler

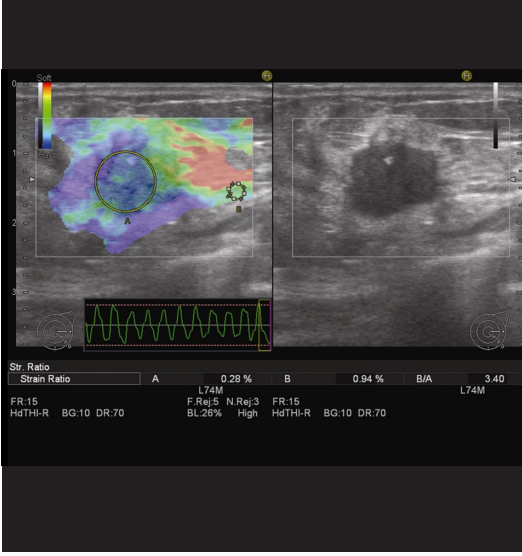
Dokuya uygulanan mekanik kuvvet şekli	Elastografi yöntemi	
	Strain görüntüleme	Shear dalga görüntüleme
Dokuya mekanik dış bası (Prob ile bası, kardiyovasküler pulsasyon, solunumun oluşturduğu doku pulsasyonu)	Strain elastografi *Renkli elastografi haritası *Strain indeks	-
“Acoustic radiation force impulse excitation” (ARFI dalgası ile dokuya bası)	-	Transient elastografi Kantitatif ölçüm Young modulus (kPa) Point shear wave elastography Tek küçük kutu içinde kantitatif veri Young modulus (kPa) / Shear dalga hızı (m/sn) 2D shear wave elastography Renkli kutu içinde çok noktadan kantitatif veri Young modulus (kPa) / Shear dalga hızı (m/sn) 3D shear wave elastography Gerçek zamanlı, her saniye yenilenen renkli kutu içinde çok noktadan kantitatif veri Young modulus (kPa) / Shear dalga hızı (m/sn)

nak tanıyan yöntemler, yeni sınıflama sisteminde dinamik elastografi yerine “shear” dalga görüntüleme olarak isimlendirilmiştir (Tablo 1) [1].

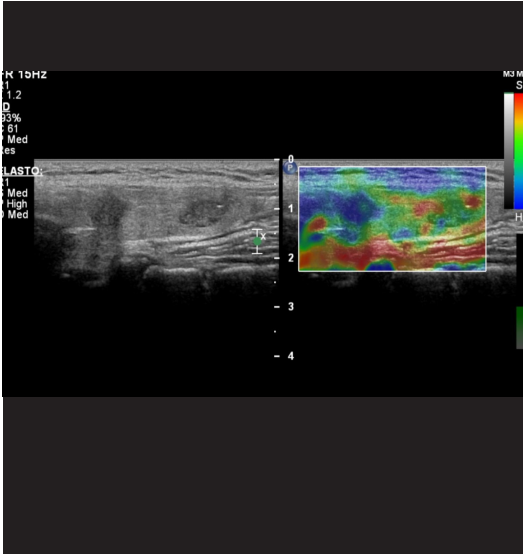
Transient Elastografi

“Shear” dalga yöntemini kullanan ilk ticari yöntem FibroScan™ (Echosens, Paris, France) ile sadece karaciğer parankimi değerlendirilmektedir [7]. Uygulama sırasında hasta supin pozisyonundadır, sağ kol inceleme alanından uzaklaştırılır. Bir prob aracılığı ile 9.-11. interkostal aralıktan yaklaşılarak karaciğere yönelik değerlendirme yapılmaktadır. Prob aracılığıyla mekanik kuvvet uygulanır, karaciğerin elastisite değeri kantitatif olarak kiloPascal (kPa) cinsinden ölçülür. Yeni jenerasyon cihazlarda ise ölçüm sonuçları dB/m olarak da elde edilebilmektedir [8]. Güvenilir bir ölçüm için dokudan en az 10 kez kantitatif ölçüm yapılmalıdır ve elde edilen ölçümlerin %60’ı kabul edilir limitler içinde yer

almalıdır. Ölçümlerin güvenilir kabul edilebilmesi için ölçüm değişkenliğini yansıtan IQR (“Interquartile range”) değeri karaciğer sertlik ölçümünün ortanca değerinin %30’undan küçük olmalıdır [9]. Transient elastografi ile elde edilen bilgi sadece dokunun elastisitesidir, gri skala görüntülemeye ait veri yoktur, inceleme tek boyutlu bir görüntülemedir [10]. En önemli sınırlılığı, bu yöntemle oluşturulan shear dalgaların sıvı içinde iletilmemesidir, bu nedenle assitli hastalarda uygulanamaz. Transient elastografi için 3 tip silindirik ticari prob kullanılmaktadır: S, M, XL [8]. S tip problemlerin frekansı 5 MHz’dir ve 1,5 – 5 cm derinlik arasında ölçüme olanak verir. Küçük çocuklarda kullanım için uygundur. Erişkinlerde kullanılan M tip problemlerin frekansı 3,5 MHz’dir ve deri yüzeyinden itibaren 2,5-6,5 cm arasında değerlendirme yapılmasına izin verir. Obez hastalarda tercih edilen XL tip problemler 2,5 MHz frekanstadır ve 3,5-7,5 cm aralıkta değerlendirme yapılmaktadır.



Resim 3. Cilt yüzeyinden prob aracılığı ile kontrollü bir basınç oluşturularak ile meme tümöründen elde edilen strain elastografi görüntüsü.



Resim 4. Karotid pulsasyonlarının oluşturduğu basınç sayesinde oluşan, dış kompresyon uygulanmadan elde edilmiş strain elastografide tiroid tümörü (mavi lezyon) ve benign bir nodül (yeşil-kırmızı karışık renkli lezyon) bir arada görülmektedir

Strain Elastografi

Günlük klinik uygulamada ilk uygulanan elastografi şeklidir. Strain elastografi ilk kez 1990'lı yıllarda Jonathan Ophir tarafından ge-

liştirilmiştir [5]. Görüntü oluşturulmasında iki yöntem vardır. Birincisinde incelenen dokuya, cilt yüzeyinden prob aracılığı ile kontrollü bir basınç oluşturularak dokuların yanıtı değerlendirilir (Resim 3). Diğerinde vasküler pulsasyonların veya solunumun dokularda oluşturduğu basınç değişikliklerinden yararlanılır (Resim 4) [1].

Doku içinde yer değişikliği (δ) gösteren her noktada kompresyon öncesi ve sonrasında gri skala eko sinyali (z) ölçülür. Strain (ϵ), iki nokta arasındaki deformasyonun intervaline (L) bağlıdır;

$$\epsilon = \frac{d\delta}{dz} = \frac{\delta_2 - \delta_1}{L}$$

Strain elastografisi ile meme ve tiroid bezi gibi yüzeysel dokular prob aracılığı ile uygulanan bası ile değerlendirilebilir, karaciğer gibi derin dokuların değerlendirilebilmesi için ise kardiyovasküler pulsasyon veya solunuma bağlı oluşan mekanik bası etkisinden yararlanılır [11]. İlk klinik kullanım meme kitlelerinin elastisitesinin değerlendirilmesi ile yapılmıştır [12].

Strain elastografide elde edilen doku sertliğine ait bilgiyi klinik olarak kullanmada iki yöntem bulunmaktadır. Bunlardan ilki, firmalara göre değişkenlik gösteren ancak gösterim seçenekleri değiştirilebilen renk haritaları veya gri-skala haritalardır. Renk haritalamalarında, doku sertliğini derecelleyen renk desen ve tonlarını görsel olarak tanımlayan farklı sınıflama sistemleri bulunmaktadır (Tablo 2, 3) [13]. Kullanılan cihaz üzerindeki renk skala sisteminin birbirinden farklı olduğu göz önünde bulundurularak değerlendirme yapılmalıdır. Doku sertliğine ait bilgiyi kullanmadaki ikinci yöntem kantitatif strain elastografidir. Renkli görüntü elastografi üzerinde ROI aracılığı ile normal doku ile patolojik dokunun renk skala değerleri birbirlerine oranlanır ve strain ratio (strain indeks) değeri elde edilir. Bu oran ile dokunun elastisitesi ile ilgili, elastografi tarihinde ilk yarı-kantitatif veri elde edilmiştir [14]. Strain elastografisi ile meme kitlelerinde çevre dokunun lezyona oranı ile pratik uygulamada kullanılan bir skorlama sistemi (Tsu-

Tablo 2: Strain elastografide kullanılan Ueno skorlama sistemi**UENO skorlama sistemi**

Skor 1	Saptanan lezyonda homojen, tümü ile yeşil renk kodlaması (Tümüyle esnek)
Skor 2	Saptanan lezyonda mavi- yeşil renk mozaiği ile oluşan renk kodlaması (Çoğu esnek)
Skor 3	Saptanan lezyonda santralde yeşil periferde mavi renk kodlaması (Çevresi sert)
Skor 4	Saptanan lezyonun tümünde mavi renk kodlaması (Çoğu sert)
Skor 5	Saptanan lezyonun tümünde ve çevre dokuda mavi renk kodlaması (Tümüyle sert)

Tablo 3: Meme kitleleri için, strain elastografide kullanılan Tsukuba skorlama sistemi**Tsukuba skorlama sistemi**

Skor 1	Saptanan lezyonda homojen, tümü ile yeşil renk kodlaması (Tümüyle esnek)
Skor 1	"BGR" ("blue-green-red") patern; kiste özgü üç tabakalı renk kodlamasından (mavi – yeşil – kırmızı) oluşan artefakt
Skor 2	Saptanan lezyonda çoğunluğu yeşilden oluşan, mavi- yeşil renk mozaiği ile oluşan renk kodlaması (Çoğu esnek)
Skor 3	Saptanan lezyonda santralde mavi periferde yeşil renk kodlaması (Merkezi sert, çevresi esnek)
Skor 4	Saptanan lezyonun tümünde mavi renk kodlaması (Çoğu sert)
Skor 5	Saptanan lezyonun tümünde ve çevre dokuda mavi renk kodlaması (Tümüyle sert)

kuba skor) tanımlanmıştır [13]. Uygulanan dış kuvvete bağlı itici güç şiddetinde değişkenlik olduğunda, özellikle dış bası şiddeti kabul edilebilir limitlerin üzerinde olacak sınırlarda arttığında karsinom gibi sert dokulara oranla yağ doku ya da fibroglandüler doku gibi normal dokularda çok daha fazla kompresyon gerçekleşmektedir. Bu da dokudan elde edilen elastografi yanıtının non-lineer olmasına neden olmaktadır. Dış bası şiddeti uygulayıcı bağımlıdır ve aynı dokuda uygulayıcıya göre değişen strain indeks değerleri elde edilebilmektedir. Bu da incelemenin kullanıcı bağımlı olmasına, elde edilen sayısal verilerin de subjektif olmasına neden olmaktadır.

ARFI Elastografi

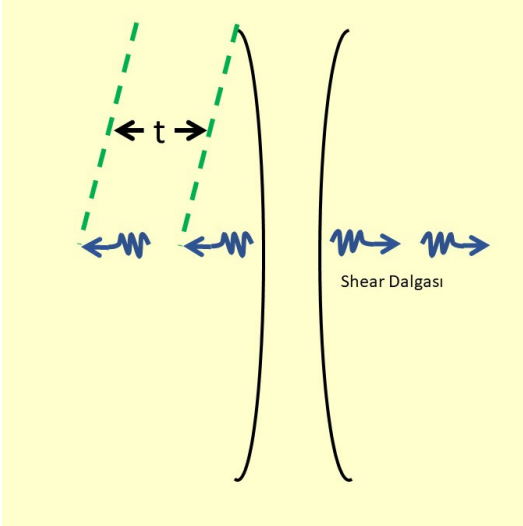
ARFI ("Acoustic radiation force impulse") elastografi incelemede, doku deformasyonu kolime edilmiş ve güçlendirilmiş US dalgaları ile oluşturulur [1]. ARFI ile dokuda yatay ilerleyen shear dalgalar oluşturulur, ARFI öncesi

elde edilen görüntü ve sonrası oluşan doku distorsiyonu görüntülenir ve gri skala harita oluşturulur. Oluşan doku yer değişikliği, uygulanan ARFI'nin kuvvet gücü ile direkt ilişkilidir.

ARFI dalgaları ile oluşan shear dalgalar, doku içinde ilerleyen tanısal gri-skala görüntüleme sorumluluğu primer US dalgalarına dik, yatay ekseninde yayılım gösterirler (Resim 5). Yatay düzlemde shear dalgalarının yayılımı sırasında dokuda distorsiyon oluşturan güç (F), dokunun US dalgalarını absorpsiyon gücüne (\dot{a}), ses dalgasının doku içinde yayılım hızına ($c=1540$ m/sn) ve akustik dalganın temporal averaj intensitesine (I) bağımlıdır [1].

$$F = \frac{2\alpha I}{c}$$

Doku içinde mikron (10^{-6} m) düzeyinde yer değişikliği oluşturabilmek için kullanılan ARFI dalgaları (0,05 – 1 msn) tanısal görüntüleme kullanılan ses dalgalarından (<0,02 msn) daha uzun süreli pulslar şeklinde uy-



Resim 5. ARFI dalgasına ikincil oluşan shear dalgasının belirli bir zaman içerisinde (t) bulunduğu farklı konumu yakalayıp zaman temelinden hız değerine ulaşılmaktadır. Hız değeri elde edildiğinde Young modülüs formülü ile dokunun sertlik değeri de hesaplanabilir.

gulanır [1]. ARFI dalgalarının oluşturulması sırasında, tanısal US dalgalarına kıyasla ultrason cihazının piezoelektrik kristallerinde artmış güç kullanımı ve ısınma gerçekleşmektedir. Yeni bir ARFI dalgasını oluşturabilmek için cihazın soğuma süresine (“cooling time”) ihtiyacı olmaktadır.

Shear dalgaları doku içinde ilerlerken, benzer frekansdaki tanısal US dalgalarına kıyasla yaklaşık 10^{14} kez daha hızlı atenüye olurlar. Buna bağlı olarak mekanik yöntemle (transient elastografideki gibi) oluşturulan shear dalgalar için uygulayıcının dokuyu sıkıştırma-gevşetme hareketinin sıklığı ve gücü çok yüksek olmalıdır. Bu yöntemle oluşan shear dalgaların frekans aralığı 10-99 Hz aralığındadır, dokuya penetrasyon için birkaç santimetrelilik mesafeye ihtiyaç duymaktadır. ARFI ile oluşturulan shear dalgaları ise 100-999 Hz aralığındadır, dokuya penetrasyon için mesafe gerektirmez ve dokunun yüzeyinden itibaren shear dalga oluşumu gerçekleşir [15].

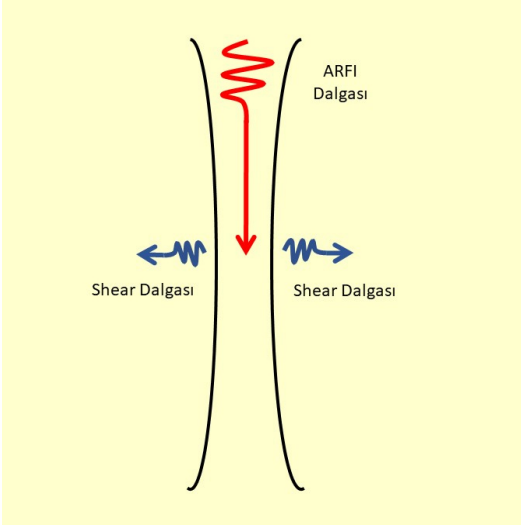
ARFI tek fokal bölgede (“point shear wave”) ya da eşzamanlı çoklu fokal zonlarda (“supersonic shear imaging”) uygulanabilir. Eşzamanlı çoklu fokal zonlar birbirine paralel silindirik ARFI uygulaması ile elde edilir ve ticari firma-

ya göre değişen boyuta sahip dış çerçeve içinde ROI aracılığı ile birden fazla noktada dokunun sertliğinin ölçülmesine izin vermektedir. Bu yöntem ile gri-skala US ile gerçek zamanlı elastografi inceleme elde edilebilmektedir.

Termal indeks (TI) dokuda oluşan ısınma, mekanik indeks (MI) ise dalganın dokuda oluşturabileceği potansiyel akustik kaviteasyon etkisini ifade eder ve US güvenliği için kullanılan temel parametrelerdir. ARFI dalgaları mikro-kabarcık ultrasonografisi için kullanılan eksitasyon pulsları ile benzer aralıkta ($1,0 < MI < 1,9$) yer alır ve tanısal US incelemede kullanılan dalgalardan (Doppler US ile 10-20 siklus) daha uzun süreli pulslardan (200 – 600 siklus) oluşmaktadır. ARFI dalgaları tanısal limitler içinde yer alır ve erişkinlerde bugüne kadar bildirilmiş biyolojik bir etkisi yoktur [1]. Gaz taşıyan dokular için (örn; akciğer) MI 0,4’den büyük US dalgaları ile akustik kaviteasyon oluştuğu bildirilmiştir [16]. Karaciğer için $1,0 < MI < 1,9$ aralığı biyoetkiler açısından güvenlidir. Gebelerde ARFI dalgalarının kullanımı, fetüs üzerindeki biyoetkileri ve güvenilirliği net değildir, endikasyonlarının ALARA prensiplerine göre hassas bir şekilde değerlendirilmesi gereklidir [17].

“Point shear wave” elastografi (pSWE)

ARFI dalgası dokuya uygulandığında aynı anda bu dalgaya yatay düzlemde shear dalgalar da oluşturulmuş olur. “pSWE” ile tek ARFI paketi ile fokal bir bölgede örnekleme yapılır (Resim 6). Doku içine ROI yerleştirildiğinde, ölçümleme kutucuğunun her iki kenar noktaları arasında shear dalgaların doku içinde yatay düzlemde hareket hızı ölçülebilir (Resim 7) [15]. İlk kez Nightingale tarafından geliştirilen bu yöntemde transient elastografide olduğu gibi renkli harita olmadan sadece kantitatif veri elde edilir [18]. Örnekleme sırasında hasta bağımlı doku hareketi ya da uygulayıcı bağımlı hareket, ölçümün başarısız olma olasılığını artırır. Transient elastografiden farklı olarak bu yöntemde gri skala inceleme kılavuzluğunda ölçüm yapılmaktadır. Konveks prob ile 8 cm derinliğe kadar ölçüm



Resim 6. “Point shear wave (pSW)” yöntemi için örneklenecek bölgeye gönderilen ARFI ses dalgası tek paket olarak uygulanır ve uygulandığı bölgede geliş yönüne dik shear dalgaları oluşturur. Elastografi değeri için tek ölçüm kutusu kullanılır.



Resim 7. “Point shear wave” örnekleme: Siroz hastasında konveks prob ile karaciğere yönelik pSW elastografi tekniği ile elde edilmiş görüntüde örnekleme kutucuğu (beyaz ok) ve örneklenen alanın hız üzerinden cihaz tarafından hesaplanmış doku sertliği değeri (kırmızı ok) kPa birimiyle veriliyor.

gerçekleştirilebilir ve karın içi asit varlığı ölçümün güvenilirliğini değiştirmez. Obez hastalarda ve dar interkostal aralığı olan hastalarda abdomene yönelik ölçümler için başarısız ölçüm oranı yüksektir.

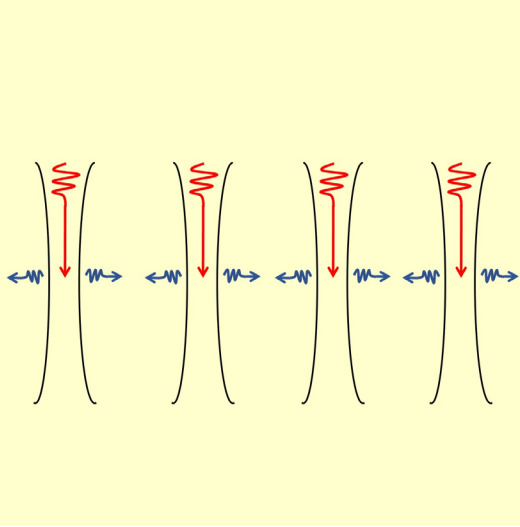
Shear dalga hız görüntüleme

“2D shear wave” elastografi (2D-SWE) ve “3D shear wave” elastografi (3D-SWE) eşzamanlı doku içine çoklu ARFI dalgası uygulanması ve buna bağlı oluşturulan çok sayıda shear dalganın ölçümü ile elde edilen görüntüleme yöntemidir (Resim 8). 2D-SWE’de doku içine pSWE’de kullanılan ROI’ye kıyasla daha büyük bir ROI yerleştirilir. ROI içinde renkli elastografi haritası da ticari firmaya bağlı olarak elde edilebilmektedir. Elastografi görüntü üzerinde çok sayıda noktadan, shear dalga hız ölçümü gerçekleştirilir (Resim 9). 3D-SWE ile tek bir ticari firmanın (SuperSonic Imagine Aixplorer™) sunduğu cihaz üzerinde gerçek zamanlı, 2D-SWE’ye benzer, kantitatif ölçüm imkânı sunan elastografi incelemeye olanak sağlamaktadır [15].

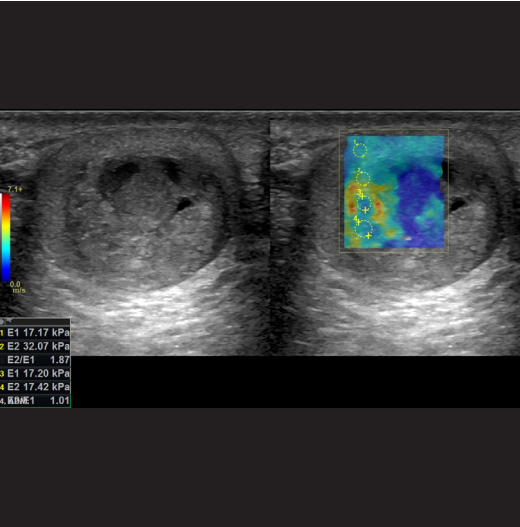
2D-SWE görüntülemeye; Canon, Philips ve Mindray firmalarının kullandığı teknoloji temelinde Siemens firmasının kullandığı teknoloji ile benzerdir [15]. Mindray firmasının kullandığı teknolojiye, birbirine oldukça paralel yönlendirilen ARFI dalgaları ile 4 cm genişlikte bir alanda saniyede 1000’den fazla ölçüm yaparak shear dalga ölçümünü gerçekleştirir [15]. Philips firması benzer teknolojiyi kullanır, alan genişliği 5-7 cm arasındadır ve 0,4 – 20 MHz arasında frekansa sahip problemler ile görüntüleme imkânı sunar [15]. GE firması öncekilerden farklı olarak “comb push” adı verilen teknolojiyi kullanır [19]. Bu teknoloji ile eş zamanlı dokuya iletilen çok sayıda ARFI dalgası ve buna bağlı oluşan farklı yönlerdeki shear dalgaların ölçüm noktasına ulaşma sürelerini ayrı ayrı hesaplar ve Fourier analiz ile verileri işler. Bu sayede büyük 2D-SWE ROI’ye ait verileri 100 ms sürede oluşturur [15].

Elastografide Kullanılan Ölçüm Birimleri

Shear dalga hız ölçüm yöntemi ile elastografide kullanılan ölçüm birimleri Young modulus (kPa) ve shear dalga hızı (m/sn) olarak elde edilir. Ölçüm temel olarak hız ölçümü (m/sn) şeklinde yapılır ve cihazda birimler arası dönü-



Resim 8. "2D shear wave" yönteminde hedeflenen alan için seçilen örnekleme kutucuğu içerisinde çoklu ARFI uygulaması yapılır.



Resim 9. "2D shear wave (2D-SW)" örnekleme: Testis tümöründen elde 2D-SW elastografi görüntüsünde renkli örnekleme kutucuğu içerisinde yapılan çoklu sertlik ölçüm alanları görülüyor. Ölçümler yuvarlak ROI'ler olarak numaralandırılmış durumda ve karşılık gelen sertlik değerleri kPa birimi ile sol alttaki kutucukta sunuluyor.

şüm gerçekleştirilir. Bu dönüşüm bir program aracılığı ile bir denklem üzerinden matematiksel olarak gerçekleştirilir. Elde edilen Young modulus değerinin güvenilirliğini düşürecek durumlar aşağıda sıralanmıştır [15];

1. Cihazlarda doku dansitesi 1000 kg/m^3 değerinde sabit olarak kabul edilir, dokunun

dansitesini değiştirecek durumlar yanlış sonuçlara neden olabilir.

2. Dokunun özelliğine göre değişecek şekilde dokuya uygulanan gücün şiddeti arttıkça, dokunun gösterdiği elastisite non-lineer şekilde değişiklik gösterir. ARFI uygulamalarında prob ile dokuya hiç dış bası uygulanmamalıdır. Portal hipertansiyon gibi doku içinde basınç artışı oluşturan durumlarda shear dalgaların gücü potansiyalize olur.
3. Cihazlarda shear dalgaların frekansı ile elastik modulus arası bir bağlantı olmadığı kabul edilir, oysa bu kural tümüyle elastik dokular için geçerlidir. Sert dokularda ve yüksek frekanslı shear dalgalar ile yapılan ölçümlerde bu kural geçerli değildir.
4. Cihazlarda elastik modulusun her yönde aynı olduğu kabul edilir ancak dokularda her yönde eşit olmayan shear dalga iletim anizotropisi söz konusudur.
5. Dokuların içinde buldukları ortam ve komşuluk ilişkileri shear dalga yayılımında ve yayılım hızında değişikliğe sebep olabilir. Young modulus değerine gerçek bir dönüşüm için kompleks denklemler ve çok fazla parametreye ait ölçüm gerekmektedir ve pratikte uygulanması imkansızdır. "U.S. Food and Drug Administration" kuruluşunun shear dalga ölçümü için onayladığı ölçüm sistemi direkt shear dalga hız ölçüm yöntemidir.

Elastografide Artefaktlar

Strain elastografi artefaktları

Uygulanan mekanik kuvvetin homojen olmaması nedeniyle hem renkli harita hem de gri-skala parlaklık yöntemiyle elde edilen görüntüler çevresel faktörlere duyarlıdır. Cilt yüzeyi ve prob teması nedeniyle oluşan yüzey problemi bol sonografik jel kullanılarak giderilebilir [4].

Sert bir doku ile komşuluk gösteren elastik doku içinde, sert doku ile temas köşelerine uyan dört yöne uzanan, olduğundan daha sert değerlerde renk kodlaması olur. Buna Malta haçı artefaktı adı verilmiştir. Buna benzer şe-

kilde dokuların dış kenarlarında kenar güçlenmesi (“edge enhancement”) oluşur. Kaygan sınır özelliği olan dokularda, doku genelinden farklı olarak heterojen kenar elastisite özelliği izlenir ve bu durum dokunun kenarlarında santrale göre daha sert değerlerde renk kodlanmasına neden olur. Sert bir kabuk ile çevrili santrali elastik lezyonların santralinde yer alan dokunun değerlendirilmesi pek mümkün olmaz. Bu durum yumurta kabuğu (“egg shell”) etkisi olarak isimlendirilir ve gri-skala US incelemede periferi kalsifik lezyonların değerlendirme güçlüğüne eşdeğeridir. Kompresyon altında (örn: şiddetli palpasyon) dokular içinde yer alan kistler kollabe olur. Kollaps sonrası kistin periferinde düşük sertlik değeri gösteren renk kodlaması santralde ise strain elastografi görüntülerde gürültüyü işaret eden karışık renk kodlaması oluşur. Bu etkiye ise hedef (“target”) veya öküz gözü (“bull’s-eye”) görünümü ismi verilmektedir. Strain elastografi sırasında artefaktların azaltılması için özen gösterilmesi gereken durumlar aşağıda özetlenmiştir [4];

1. Hedef doku ile prob arası mesafenin kısa olmasından kaçınılarak, bölgeyi santralize eden ve tam kapatan prob tercih edilmelidir.
2. Çok yakın alanda homojen doku yapısı olan çevre organlardan (örn; karaciğer) kaçınılmalıdır.
3. Kayma hareketi olan bölgelerin değerlendirme alanı dışında kalmasına dikkat edilmelidir.
4. Doku kenarlarının ve komşu organ geçişlerinin inceleme alanı dışında kalmasına dikkat edilmelidir.
5. Büyük vasküler yapılar gibi dış güç aktarımını ve oluşacak deformiteyi azaltan komşu yapılar inceleme alanı dışında bırakılmalıdır.
6. Aynı anda çok fazla hedef doku inceleme alanında olmamalıdır.

Shear dalga elastografi artefaktları

Strain elastografiye göre artefaktlar daha azdır ve daha iyi uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Görüntüleme alanındaki kayma hareketi olan

yüzeylerden daha az etkilenir. Literatürde birkaç özel durum tanımlanmıştır; ARFI görüntüleme ile elde edilen gri skala renk haritasında, kistler oldukça parlak ve siyah bir halo ile çevrili olarak izlenirler. Kistin ön duvarında parlaklık arka duvara oranla fazladır [4]. pSWE yönteminde yanlış ve başarısız ölçümlerden kaçınmak için organ kapsülünden en az 2-3 cm uzakta ölçüm yapılması önerilmektedir. Yumuşak dokular viskoelastik yapıda mekanik gücün şiddeti ile non-lineer yanıt gösteren heterojen yapılardır. Sağlıklı doku ya da lezyon içindeki visküz bileşen oranı arttığında non-lineer yanıt artar ve buna bağlı olarak dokunun elastisitesi, doku içinde shear dalga iletim hızı ve oluşan shear dalga frekansı değişir. Bu fenomen dispersiyon olarak isimlendirilir. En önemli etkisi, visküz bileşenden zengin dokuların farklı firmaların ürettiği cihazlar ile shear dalga ölçüm hızları, visküz olmayan dokulara göre daha büyük oranda sapma ve farklılık gösterir [1]. Yapılan çalışmalarda, meme ve prostat dokusuna prob ile dokuya uygulanan mekanik kompresyon şiddeti arttırıldığında shear dalga hızlarının da arttığı gösterilmiştir [20]. Shear dalga ölçüm yöntemlerinin tümünde prob ile dokuya kompresyon yapılmamasına özen gösterilmelidir. Karaciğerde portal hipertansiyonlu hastalarda shear dalga hızının arttığı gösterilmiştir, bu da karaciğer dokusunun non-lineer özelliğini yansıtmaktadır [21, 22]. BI-RADS 5 meme lezyonlarında olduğu gibi, içinde çok sayıda yapısal arayüz taşıyan çok sert lezyonların santralinde yumuşak merkez (“soft-center”) artefaktı oluşur. Gri skala US incelemede bu arayüzlerin gösterilmesi bu artefaktın yorumlanmasında uygulayıcıya yardımcı olur [1].

Sonuç

Elastografinin etkin ve güvenilir bir şekilde kullanılması ve tanıya yardımcı bir yöntem olabilmesi için teknik kuralların ve sınırlılıkların bilinmesi, uygulayıcı bağımlı bir inceleme şekli olduğunun unutulmaması gereklidir. Elastografi ile, yeni teknik gelişmeler sayesinde, dokunun sertliğinin kantitatif olarak güvenilir bir şekilde ölçülmesi, komşu organ ya da dokular

ile kıyaslanması ve dokunun zaman içindeki değişiminin izlenmesi mümkün olmaktadır.

Kaynaklar

- [1]. Shiina T, Nightingale KR, Palmeri ML, Hall TJ, Bamber JC, Barr RG, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: basic principles and terminology. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 1126-47. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Bamber J, Cosgrove D, Dietrich CF, Fromageau J, Bojunga J, Calliada F, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall Med* 2013; 34: 169-84. [\[CrossRef\]](#)
- [3]. Itoh A, Ueno E, Tohno E, Kamma H, Takahashi H, Shiina T, et al. Breast Disease: Clinical Application of US Elastography for Diagnosis. *Radiology* 2006; 239: 341-50. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Bamber JC. Ultrasound elasticity imaging: definition and technology. *Eur Radiol* 1999; 9(Suppl 3): 327-30. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging* 1991; 13: 111-34. [\[CrossRef\]](#)
- [6]. Céspedes I, Ophir J, Ponnekanti H, Maklad N. Elastography: elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast in vivo. *Ultrason Imaging* 1993; 15: 73-88. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Sandrin L, Fourquet B, Hasquenoph JM, Yon S, Fournier C, Mal F, et al. Transient elastography: a new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis. *Ultrasound Med Biol* 2003; 29: 1705-13. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Ferraioli G, Wong VW, Castera L, Berzigotti A, Sporea I, Dietrich CF, et al. Liver Ultrasound Elastography: An Update to the World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology Guidelines and Recommendations. *Ultrasound Med Biol* 2018; 44: 2419-40. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Castera L. Non-invasive diagnosis of steatosis and fibrosis. *Diabetes Metab* 2008; 34: 674-9. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Ferraioli G, Filice C, Castera L, Choi BI, Sporea I, Wilson SR, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 3: liver. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 1161-79. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Morikawa H, Kawada N. Non-invasive diagnosis of liver fibrosis. *Clin J Gastroenterol* 2011; 4: 283-91. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. Shiina T, Nitta N, Ueno E, Bamber JC. Real time tissue elasticity imaging using the combined autocorrelation method. *J Med Ultrason* 2002; 29: 119-28. [\[CrossRef\]](#)
- [13]. Itoh A, Ueno E, Tohno E, Kamma H, Takahashi H, Shiina T, et al. Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology* 2006; 239: 341-50. [\[CrossRef\]](#)
- [14]. Farrokh A, Wojcinski S, Degenhardt F. Diagnostic value of strain ratio measurement in the differentiation of malignant and benign breast lesions. *Ultraschall Med* 2011; 32: 400-5. [\[CrossRef\]](#)
- [15]. Dietrich CF, Bamber J, Berzigotti A, Bota S, Cantisani V, Castera L, et al. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Liver Ultrasound Elastography, Update 2017 (Long Version). *Ultraschall Med* 2017; 38: e16-e47. [\[CrossRef\]](#)
- [16]. Berry GP, Bamber JC, Mortimer PS, Bush NL, Miller NR, Barbone PE. The spatio-temporal strain response of oedematous and nonoedematous tissue to sustained compression in vivo. *Ultrasound Med Biol* 2008; 34: 617-29. [\[CrossRef\]](#)
- [17]. Cibull SL, Harris GR, Nell DM. Trends in diagnostic ultrasound acoustic output from data reported to the US Food and Drug Administration for device indications that include fetal applications. *J Ultrasound Med* 2013; 32: 1921-32. [\[CrossRef\]](#)
- [18]. Nightingale K, Soo MS, Nightingale R, Trahey G. Acoustic radiation force impulse imaging: in vivo demonstration of clinical feasibility. *Ultrasound Med Biol* 2002; 28: 227-35. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. Song P, Zhao H, Manduca A, Urban MW, Greenleaf JF, Chen S. Comb-push ultrasound shear elastography (CUSE): a novel method for two-dimensional shear elasticity imaging of soft tissues. *IEEE Trans Med Imaging* 2012; 31: 1821-32. [\[CrossRef\]](#)
- [20]. Barr RG, Zhang Z. Effects of precompression on elasticity imaging of the breast: development of a clinically useful semiquantitative method of precompression assessment. *J Ultrasound Med* 2012; 31: 895-902. [\[CrossRef\]](#)
- [21]. Suh CH, Kim KW, Park SH, Lee SS, Kim HS, Tirumani SH, et al. Shear Wave Elastography as a Quantitative Biomarker of Clinically Significant Portal Hypertension: A Systematic Review and Meta-Analysis. *AJR Am J Roentgenol* 2018; 210: W185-95. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Burak Özkan M, Bilgici MC, Eren E, Caltepe G. Diagnostic accuracy of point shear wave elastography in the detection of portal hypertension in pediatric patients. *Diagn Interv Imaging* 2018; 99: 151-6. [\[CrossRef\]](#)

Sonoelastografinin Temel İlkeleri

Canan Altay, Mustafa Seçil

Sayfa 4

Strain elastografide elde edilen doku sertliğine ait bilgiyi klinik olarak kullanmada iki yöntem bulunmaktadır. Bunlardan ilki, firmalara göre değişkenlik gösteren ancak gösterim seçenekleri değiştirilebilen renk haritaları veya gri-skala haritalardır. Renk haritalamalarında, doku sertliğini derecelleyen renk desen ve tonlarını görsel olarak tanımlayan farklı sınıflama sistemleri bulunmaktadır.

Sayfa 5

ARFI dalgaları ile oluşan shear dalgalar, doku içinde ilerleyen tanısal gri-skala görüntülemeden sorumlu primer US dalgalarına dik, yatay ekseninde yayılım gösterirler.

Sayfa 6

ARFI dalgası dokuya uygulandığında aynı anda bu dalgaya yatay düzlemde shear dalgalar da oluşturulmuş olur. “pSWE” ile tek ARFI paketi ile fokal bir bölgede örnekleme yapılır.

Sayfa 7

“2D shear wave” elastografi (2D-SWE) ve “3D shear wave” elastografi (3D-SWE) eşzamanlı doku içine oklu ARFI dalgası uygulanması ve buna bağlı oluşturulan çok sayıda shear dalganın ölçümü ile elde edilen görüntüleme yöntemidir.

Sonoelastografinin Temel İlkeleri

Canan Altay, Mustafa Seçil

1. ARFI dalgalarının tanısal ultrasonografi dalgalarından en önemli farklılığı nedir?
 - a Doku içinde ilerleme yönü
 - b Doku içinde ilerleme hızı
 - c Dokuya uygulanma sırasında puls süresi
 - d Dokudan geri dönüş hızı
 - e Dokudan geri dönüş süresi
2. Hangisi dokuda oluşan transvers dalgaların (“shear wave”) özelliklerinden birisi değildir?
 - a Benzer frekansdaki tanısal US dalgalara kıyasla çok daha hızlı atenüye olurlar.
 - b Mekanik yöntemle (transient elastografideki gibi) oluşturulan shear dalgalar dokunun yüzeyinden itibaren oluşmaya başlar.
 - c ARFI yöntemiyle oluşturulan shear dalgalar dokuya penetrasyon için mesafe gerektirmez.
 - d Mekanik yöntemle (transient elastografideki gibi) oluşturulan shear dalgaların frekans aralığı 10-99 Hz’dir.
 - e ARFI yöntemiyle oluşturulan shear dalgaların frekans aralığı 100-999 Hz’dir.
3. Elastografi ölçüm yöntem ve değerleri ile ilgili aşağıdaki bilgilerden hangisi yanlıştır?
 - a ARFI uygulamalarında prob ile dokuya hiç dış bası uygulanmamalıdır.
 - b Portal hipertansiyon gibi doku içinde basınç artışı oluşturan durumlarda shear dalgaların gücü potansiyalize olur.
 - c Dokuların içinde buldukları ortam ve komşuluk ilişkileri shear dalga yayılımında ve yayılım hızında değişikliğe sebep olabilir.
 - d En güvenilir shear dalga ölçüm yöntemi Young modulus (kPa) değeridir.
 - e Gerçek zamanlı incelemede dokularda her yönde eşit olmayan shear dalga iletim anizotropisi söz konusudur.
4. Hangisi strain elastografi sırasında artefaktların azaltılması için özen gösterilmesi gereken durumlardan biri değildir?
 - a Hedef doku ile prob arası mesafenin kısa olmasından kaçınılarak, bölgeyi santralize eden ve tam kapatan prob tercih edilmelidir.
 - b Kayma hareketi olan bölgelerin değerlendirme alanı dışında kalmasına dikkat edilmelidir.
 - c Doku kenarlarının ve komşu organ geçişlerinin inceleme alanı dışında kalmasına dikkat edilmelidir.
 - d Çok yakın alanda homojen doku yapısı olan çevre organların da değerlendirme alanına dahil olmasına dikkat edilmelidir.
 - e Aynı anda çok fazla hedef doku inceleme alanında olmamalıdır.
5. Hangisi strain elastografi artefaktlarından biri değildir?
 - a Yumurta kabuğu (“egg shell”) etkisi
 - b Kollapsa bağlı hedef (“target”) görünümü
 - c Yumuşak merkez (“soft-center”) artefaktı
 - d Dokuların dış kenarlarında kenar güçlenmesi (“edge enhancement”)
 - e Malta haçı artefaktı

Karaciğer Elastografisi

Süha Süreyya Özbek

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Kronik karaciğer parankim hastalıklarında doğal seyir ve fibrozis
- Karaciğerde kullanılan sonoelastografik yöntemler
- Uygulama tekniği
- Karaciğerde sertliği arttıran fibrozis dışı fizyolojik ve patolojik durumlar
- Karaciğer fibrozisinin tanı ve dışlanması da sonoelastografik yöntemlerin yeri
- Pediatrik patolojilerde karaciğer sonoelastografisi uygulamaları

Özbek SS. Karaciğer Elastografisi. Trd Sem 2019; 7 : 13-24.

Giriş

Vücudumuzun metabolik fabrikası kabul edilen karaciğerin kronik hastalıkları günümüzün önemli sağlık sorunlarından birini oluşturmaktadır. Bunda obesitenin yaygınlığı, ilgili enfeksiyonların yayılımını kolaylaştıran etkenler ve bazı toplumlardaki alkol kullanımındaki artışın pay sahibidir. Her türlü kronik karaciğer hastalığının neredeyse ortak bir seyri söz konusudur. Bu hastaların bir kısmında kronik inflamasyon ve hepatosit hasarına bağlı olarak ekstrasellüler matrikste aşırı kollajen birikmeye, yani fibrozis gelişmeye başlar. Fibrozis zamanla şiddetlenip yaygınlaşarak siroz, portal hipertansiyon ve karaciğer yetmezliği tablosuna dönüşebilir. Bu olguların bir kısmında ise hepatosellüler karsinom (HCC) ortaya çıkabilmektedir. Fibrozisten siroza dönüşüm genel olarak yavaş olur. Süreç hepatit C virüs (HCV) enfeksiyonu ya da “alkole bağlı olmayan steatohepatitis” (non-alcoholic steatohepatitis / NASH) gibi

hastalıklarda on yıllarca sürebilir. Buna karşılık biliyer obstrüksiyon, karaciğer nakilli hastalarda uygulanan immünosupresyon, insan immün yetmezlik virüsü (HIV) enfeksiyonu varlığında çok daha hızlı gerçekleşebilir [1].

Kronik karaciğer parankim hastası bazı olgularda sadece altta yatan nedensel etkenin ortadan kaldırılması bile fibrozisi durdurulabilir ya da geriletebilir. Son yıllarda tıp alanındaki gelişmelerle fibrozisin erken evrelerinde hastaların fazla kilolarından kurtarılması (NASH ‘te), antiviral tedavilerle (hepatit B ve C enfeksiyonlarında) ve/veya bazı yeni adjuvan anti-fibrotik ajanlarla fibrozisin tedavi edilip, geriletebilmesi olası olmuştur. Bu tedavilerle, fibrozis progresyonu ile ortaya çıkabilecek siroz, portal hipertansiyon ve HCC gibi çok ciddi komplikasyonlar da önlenebilmektedir [2]. Dolayısı ile fibrozisi erken evrede saptayabilmek son derece önem kazanmıştır. Öte yandan söz konusu yeni ilaç ve tedavilerin yüksek maliyetleri nedeniyle öncelikle yararlanacak hastaların

Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

✉ Süha Süreyya Özbek • sureyya.ozbek@ege.edu.tr

© 2019 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2019.714
turkadyolojiseminerleri.org

belirlenmesi konusu, hepatik fibrozis derecesinin ortaya konulmasının bir diğer önemli endikasyonunu oluşturmaktadır [3]. Tüm bu nedenlerle hepatik fibrozisin doğru şekilde tanınması ve evrelenmesi klinik yönetim açısından son derece önemlidir.

Güncel tıpta hepatik fibrozisin tanı ve evrelemede kullanılan temel referans yöntemi karaciğer parankim biyopsisidir. Elde edilen doku örneğinden histopatolojik değerlendirme ve evreleme yapılmaktadır. Ishak skorlaması, METAVIR skoru gibi mevcut bir dizi histolojik değerlendirme sisteminde ortak olarak dört patolojik bulgu temel alınmaktadır; fibrozis yokluğu, portal/peroportel fibrozis, köprüleşen fibrozis ve siroz. Bunlardan günümüzde en yaygın olan, 5 basamaklı METAVIR skor sisteminde F0, fibrozisin olmadığını; F1, hafif fibrozis; ²F2, klinik olarak anlamlı fibrozisi; ³F3, ileri fibrozisi; F4 ise sirozu göstermektedir. Bu sisteme göre fibrozis tedavisi ve HCC taramaları şekillendirilebilmektedir. Örneğin, F2 ve bazı F3 hastalar, ek testlerin de katkısı ile yakın izleme alınabilmektedir. Kalan F3 ve tüm F4 hastalarında ise fibrozis tedavisine yanıt daha düşük olmakta, buna karşılık bu hastaların portal hipertansiyon ve HCC açısından klinik kontrol ve izlemleri gerekmektedir [1, 4].

Aslında günümüzde “altın standart” kabul edilen hepatik parankim biyopsisinin karaciğer fibrozisini evrelemedeki referans rolü tartışmalıdır. Her şeyden önce gerçekte karaciğer parankimini heterojen şekilde tutan fibrotik süreci, tüm organın ancak 1/50.000’ini temsil edecek bir örnekleme değerlendirmenin doğruluğu kuşkuludur. Yine kesintisiz bir spektrum sergileyen hepatik fibrozis süreçlerinin sadece 4-5 basamaklı evreleme sistemleri ile sınıflanması ideal gözükmemektedir. Öte yandan yöntemin invaziv doğası istenilen sıklıkta kontroller yapılmasını sınırlamaktadır [3]. Anılan bu nedenlerle biyopsiye alternatif olabilecek ve invaziv olmayan karaciğer fibrozisi değerlendirme yöntemleri için güçlü bir arayış oluşmuştur. Bu amaca yönelik diğer laboratuvar yöntemler arasında, elastografik yaklaşımlar üzerinde de yoğun çalışmalar yapılmaktadır. Aşağıda, bu yöntemlerden ultrason temelli teknikler gözden geçirilecektir.

Sonoelastografik Teknikler

Güncel sonoelastografik teknikler “yer değişikliği” (“displacement”) ve “shear wave” temelli olmak üzere iki grupta toplanmaktadır. İlk gruptaki tekniklere kompresyon ya da “strain” (deformasyon) elastografi adı verilmektedir. Söz konusu yöntemlerde dışarıdan bir güç uygulandığında, ilgili dokuda ortaya çıkan yapısal deformasyon esas alınmaktadır. Dış güç olarak uygulayıcının prob aracılığı ile dokuya yansıttığı elle hafif basıp çekme hareketleri ya da komşu hareketli vasküler yapıların doğal pulsasyonları kullanılmaktadır. Dokuya uygulanacak dış güç kaynağı için bir diğer seçenek olarak probtan yollanan güçlü bir ses dalgası da önerilmiştir. “Acoustic Radiation Force Impulse” (ARFI) ismi verilen bu güçlü ses dalgası, aslında ortama atılan akustik bir “taş” gibi düşünülebilir. Kaynağı ister elle uygulanan “bas-çek” veya hareketli komşu yapıların pulsasyonlarına bağlı hareketlenmeler, isterse de ARFI dalgasının oluşturduğu dış güç olsun, sonuçta hedef dokunun en küçük görüntüsel temel birimleri olan sonografik beneklenmelerin (“speckle”) bu güce bağlı zaman içindeki yer değişiklikleri, son derece hassas teknolojiler ile izlenir. Dış güçle, yapısal bileşenleri daha az yer değiştiren yapıların, diğerlerine göre daha sert ve deformasyona dirençli oldukları kabul edilmekte ve buna göre doku sertlik ve elastikiyet haritaları oluşturulmaktadır. Oluşturulan gri-tonlu ya da renkli haritalar kalitatif bilgi içermekte olup, patolojik / normal doku değerlerinin birbirlerine oranlanması ile yarı-kantitatif ölçümler de gerçekleştirilebilmektedir. Ancak bu tip sonoelastografik teknikler özellikle dış gücün daha iyi yansıtılabildiği, nispeten yüzeysel doku ve lezyonları için daha tercih edilmektedir. Gerek bu özelliği, gerekse tam kantitatif olmayan doğaları nedeni ile, “yer değişikliği” elastografi teknikleri karaciğer sonoelastografi değerlendirmelerinde öncelikli olarak tercih edilmemektedirler.

Güncel sonoelastografik tekniklerin ikinci ve karaciğer incelemelerinde daha çok tercih edilen grubunu ise “shear wave” (SW) adı verilen transvers yayılımlı dalgaların hız ölçümüne

dayananlar oluşturmaktadır. Bu dalgalar dokulara düşey yönde gönderilen bir fiziksel gücün kendine dik yönde yarattığı, cilde paralel ikinci dalgalardır. Bu dalgaların transvers yöndeki yayılım hızlarının, doku sertliği (elastisitenin daha düşük olması) ile doğru orantılı olduğu gösterilmiştir. Yani, daha sert ve elastisitesi daha düşük dokularda SW daha hızlı yayılmaktadır. Bu dalgaları mevcut akustik teknolojilerle iki yoldan elde etmek mümkündür. Bunlardan daha eski olan mekanik temelli teknikte, yaylı bir piston mekanizması kullanılarak, vücuda temas ettirilen özel bir prob ile vücut içine düşey yönde bir güç dalgası yollanmaktadır. Aynı etkinin, akustik yoldan, yani bir üst paragrafta tanımlandığı gibi, prob tarafından oluşturulup düşey yollanan güçlü bir ses dalgası (ARFI) ile elde edilmesi de mümkündür. Düşey yönde gönderilen bu mekanik ya da akustik güçlü dalgaya, tıpkı “durgun suya atılan bir taşın” neden olduğu dalgalar gibi, transvers yönde SW dalgaları oluşturmaktadır. SW hız temele dayanan sonoelastografik yöntemler, dokuda transvers yönde bu şekilde meydana getirilmiş SW ‘nin yayılım hızı ölçümüne dayalıdır. Elde edilen “m/sn” cinsinden hız ya da bunların “kiloPascal” (kPa) birimine dönüştürülmüş kantitatif değerler, doku sertliği / elastisitesi konusunda son derece duyarlı sayısal ölçümler yapılmasını sağlamaktadır.

Daha eski ve mekanik güç dalgası ile SW üretilen yöntemde elde edilen sonuçlar grafiksel olarak gösterilir; sonuçlar ise kiloPascal (kPa) biriminden sayılarla verilir. Bu nedenle “tek boyutlu (1D) sonoelastografi yöntemi” olarak da isimlendirilen ve literatürde daha çok “transient elastografi” (TE) olarak bilinen bu teknik, piyasadaki tek bir firma ve cihaz tarafından kullanıma sunulmaktadır (FibroScan® cihazı, Echosens, Paris, Fransa). Nispeten eski olması nedeni ile, bilimsel araştırmalarda en fazla kullanılıp, geçerlilik ve güvenilirliği en çok test edilmiş ve onay görmüş sonoelastografi tekniğidir. Söz konusu avantajlarına karşın, görsel bir destek ve rehberlik sunmaması, yani örneklemin yapıldığı vücut bölgesine ait anatomik bir görüntü sağlayamaması önemli bir kısıtlılığını oluşturmaktadır. Öte yandan SW

yaratan söz konusu mekanik dalğanın sıvıda yol alamaması nedeniyle teknik assitli olgularda kullanılamamaktadır. Tekniğin sadece bu amaçla kullanılabilecek ve periyodik olarak yay kalibrasyonu gerektiren bir cihaz ile çalışması önemli bir maliyet faktörü ortaya çıkarmaktadır. Sistemin çocuk veya obez olgulardaki sınırlılıkları daha sonra geliştirilen “S” ve “XL” problemlerle giderilmiştir.

SW temelli sonoelastografi teknikleri içinde dokuya mekanik güç dalgası yerine, akustik güç dalgası (ARFI) yollayarak SW dalgaları elde eden iki ayrı alt grup teknik daha mevcuttur. Bunlardan ilki olan noktasal SWE ya da “point SWE” (pSWE) tekniğinde tek bir ARFI gönderimi ile transvers yönde oluşturulan SW dalgalarının küçük bir anatomik bölge (ilgi alanı, “ROI”) içinde hız ölçümü söz konusudur. İkinci teknikte ise daha büyük bir sahaya birden çok sayıda ardışık ya da kesintisiz şekilde gerçek-zamanlı ARFI sinyali yollanır. Ardından bu sahadaki çok sayıda noktadan SW hız ölçümleri yapılır. İki boyutlu SW yöntemi (2D-SWE) adı verilen bu teknikte SW hız ölçümleri, dolayısı ile o bölgeye ait elastisite haritası özel bir renk skalası ile kalitatif olarak gösterilebilirken, aynı alandaki farklı odaklardan (“ROI”) ölçümlerle kantitatif değerler de elde edilebilmektedir. Son anlatılan tekniğin hızlı işlemciler sayesinde “gerçek zamanlı” gerçekleştirilmesi de mümkün olabilmektedir. Çok sayıda farklı firma tarafından kullanıma sunulmuş olan bu iki teknikle gerçekleştirilmiş nispeten yeni çalışmalar, doku elastisitesini ortaya koymada TE ile boy ölçümlerle doğrulukta performansla sahip olduklarını da göstermiştir. TE’den üstün olarak bu teknikler elastografik bakı yanında, aynı zamanda sonografik görüntü tetkik olanağı ve desteği sunabilmekte, assitli olgularda da uygulanabilmektedirler.

Hepatik Elastografi Uygulama Tekniği

Geçmiş on yıl içinde yapılan çok sayıda çalışma ile sonoelastografik tekniğin uygulama standartlarının tanımlanmıştır [3, 5-7]. Doğru ve tekrarlanabilir ölçümlerin yapılabilmesi için söz konusu önerilere uygun hasta hazırlığı, po-

zasyonlandırılması ve inceleme tekniği kullanılması büyük önem taşımaktadır.

Hasta Hazırlığı ve Pozisyonu

Yapılan çalışmalara göre karaciğer elastisitesi ölçülecek olgunun tetkik öncesinde en az 4-6 saat boyunca herhangi bir şey yememesi ve içmemesi önem taşımaktadır. Uluslararası kılavuzlar bu süre içinde kahveden özellikle uzak durulmasını ve sigara kullanılmamasını da önermektedir. Hazırlık döneminde artmış kardiyak aktivasyona yol açabilecek fazla efordan kaçınılması ve mümkünse hastanın işlemden önceki yaklaşık 10-20 dakika boyunca dinlendirilmesi tavsiye edilmektedir. Buna göre tetkike acele ile gelen bir hastanın hemen inceleme alınması yerine en az 10 dakika oturtularak dinlendirilmesi doğru bir yaklaşım olacaktır.

Hepatik sonoelastografide incelenen olgunun sırtüstü yatırılmalıdır. Hastanın sağ kolunu kaldırıp, mümkünse elini başının altına alması istenmelidir. İleri kol abduksiyon- ekstansiyonu sayesinde, incelemenin yapılacağı sağ interkostal bölge olabildiğince açık hale getirilmiş olacaktır.

Inceleme Tekniği

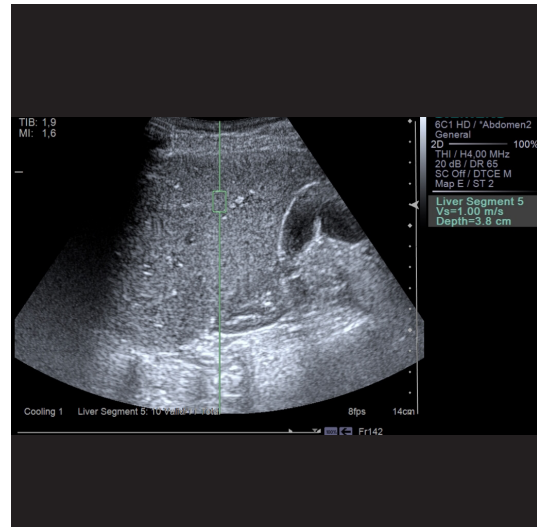
Günümüzde tüm kılavuzlardaki ortak öneriye göre karaciğerin sonoelastografik değerlendirilmesi, kostal arkusun sağ anterolateral kısmındaki uygun bir interkostal aralık doğrultusunda yerleştirilecek konveks bir prob üzerinden yapılmaktadır. Bu şekilde karaciğer sağ lobunda segment 5, 7 ya da 8'den olabildiğince net ve artefaktsız bir gri-skala görüntüsü elde olunur. Bu sırada bolca jel kullanılmış olmalı; prob ise cilde hafif basılı tutulmalıdır. Probu karaciğer kapsülüne dik ve olabildiğince hareketsiz tutulması son derece önem taşımaktadır. Gerekirse, bunun için uygulayıcının sağ dirseği sedye zeminine yerleştirilerek, destek alınmalıdır.

Ölçüm sahasının yeri de önem taşımaktadır.

Karaciğer kapsülüne yakın 1-2 cm kalınlığındaki yüzeysel tabakanın normal parankime göre daha sert olması ve bölgesel reverberasyon artefaktları nedeniyle elastografik ölçümler

kapsülden en az 2 cm derinlikten yapılmalıdır [3]. Buna karşılık ARFI sinyallerinin derine ilerledikçe güçlerini yitirmeleri ve daha düşük güçte SW dalgaları yaratabilmeleri nedeni ile elastografik ölçüm kutucuğunun ideal olarak prob yüzeyinden 4-5 cm'e yerleştirilmesi önerilmektedir. Söz konusu kutucuk, ekrandaki görüntü alanının tercihen ortasına ve damar, kalsifikasyon ya da herhangi bir lezyon bulunmayan bir bölgeye yerleştirilmelidir (Resim 1).

Ölçüm, bu konuda önceden bilgilendirilmiş ve sakince soluyan olgunun, ekspirasyonu sonuna doğru soluğunun tutturulması ile başlar. Nefes tutuştan sonra 2-4 saniye bekleyip ardından cihazın ilgili düğmesine basılarak TE, pSWE ya da 2D-SWE ölçümü gerçekleştirilir. Elde edilen elastografik görüntü ve SW dalgalarının kalitesini uygulayıcıya bildiren bir dizi gösterge firmalarca oluşturulmuştur. Kılavuzlara göre, söz konusu kalite göstergeleri de göz önüne alarak, aynı yerden ardışık 10 ölçüm yapılmalıdır. Uygun şekilde kaydedildiği takdirde modern cihazlarda ardışık bu ölçümlerin ortancası ("median", yani 50 persentil) ve "interquartile range" [IQR; dörtebirlikler dağılımı (75 persentil – 25 persentil)] değerleri otomatik



Resim 1. Sağlıklı kontrol olgusunda segment 5'ten doğru teknikle yapılmış pSWE ölçümü. Ölçümün görüntünün ortasında, kapsülden en az 2 cm derinlikte ve net bir gris skala görüntüden elde edildiğine dikkat ediniz

olarak hesaplanmaktadır. Ardışık ölçümlerin birbirlerinden ne kadar farklı olduklarının bir ölçüsü olan IQR değeri ne kadar küçükse, yapılan ölçümler o kadar birbirlerine yakın, tutarlı ve güvenilirdir. İstatiksel olarak bu durumu sayısallaştırmak üzere “IQR / Ortanca” oranı, yani “IQR oranı” (IQR) hesaplanır. Uluslararası kılavuzlara göre “kPa” ölçümleri için 0,30; “m/sn” biriminden ölçümler içinse 0,15 ve altındaki IQR değerlerinin klinik kullanım için güvenilir olduğu kabul edilmektedir. İnceleme sonunda verilecek raporda da karaciğer elastisite değerinin ortanca ve IQR değerleri olarak verilmesi önerilmektedir. Öte yandan, son yapılan çalışmalarda zamansal tasarruf amacı ile, cihaz kalite göstergelerinin uygun bulunduğu ve hesaplanan IQR değerinin yukarıdaki eşik değerlerden düşük olduğu durumlarda, 10 yerine 5 ardışık ölçüm yapmanın da yeterli olabileceği öne sürülmüş, ancak bu görüş henüz uluslararası kılavuzlarca paylaşılmamıştır.

Tutarsız Ölçüm Nedenleri

Ardışık yapılan ölçümlerin birbirlerinden büyük farklar gösterdiği (yüksek IQR değerleri) ve/veya hiç ölçüm yapılamadığı durumlarda neden genellikle hasta, uygulayıcı ve/veya cihaz kaynaklıdır. Hastaya bağlı nedenler arasında uygun olmayan hasta pozisyonu, solunum fazı, hareketsiz ya da soluksuz duramama gibi durumlar sayılabilir. Valsalva manevrasının ya da inspiyumda nefes tutturarak ölçüm yapmanın karaciğer elastisitesini anormal olarak artırdığı bilinmektedir. Obesite (BMI >30), fazla miktarda assit ya da dar interkostal aralık gibi sebepler de sağlıklı ve tekrarlanabilir ölçümler yapılmasını zorlaştırmaktadır. Aşağıda anlatılacak diğer patolojik durumlar yanında şiddetli karaciğer fibrozisi olan hastalarda yapılan ardışık ölçümlerin varyasyonu yüksek olabilmektedir. Uygulayıcıya bağlı nedenler arasında pulsatil ve hareketli bir anatomik bölge seçilmesi ya da elastisite ölçümünün 5 cm’den daha derin bir noktadan yapılması sayılabilir. Aynı hastadan yapılan ölçümlerin farklı cihaz ve problemlerle farklı değerler verebileceği de unutulmamalıdır.

Sertliği Arttıran Fibrozis Dışı Durumlar

Karaciğer elastisitesinin, fibrozis dışı bir dizi fizyolojik ya da patolojik durumda da artabileceği akılda tutulmalı; tetkikler buna göre planlanıp yorumlanmalıdır. İnceleme tekniği anlatılırken belirtildiği gibi, dekübit pozisyon ya da ölçüm sırasında Valsalva manevrası uygulanması karaciğer sertlik değerlerini değiştirmektedir [8]. Erişkinlerde genel olarak yaş ve cinsiyetin elde edilen sonuçlara etkisi olmadığı kabul edilirse de bazı yazarlarca erkeklerde daha yüksek karaciğer sertlik dereceleri bildirilmiştir.

Karaciğer kapsülündeki genleşmenin, organ parankimindeki hacimsel genişlemeye yeterince hızlı ayak uyduramadığı birçok patolojik durum, örneğin inflamasyon, konjesyon, infiltratif patolojiler ya da obstrüktif kolestaz, karaciğer sertliğini arttırmaktadır. Viral ya da alkolik hepatit gibi normal değerinin 5 katı üstündeki AST ve/veya ALT değerlerine yol açmış inflamatuvar patolojilerde fibrozisi taklit eden yüksek elastografik ölçümler elde edilmektedir. Yine amiloidoz, lenfoma, ekstrapmedüller hematopoez gibi infiltratif patolojiler yüksek sertlik değerlerine neden olmaktadır. Karaciğerde konjesyona yol açan kalp hastalıkları hepatik parankimal hacmi arttırarak organı sertleştirilmektedir (Resim 2). Bu durumlardan en az birinin varlığında karaciğer elastografisi ya hiç yapılmamalı, ya da elde edilen sonuçlar buna göre yorumlanmalıdır. Karaciğer yağlanması karaciğer elastisitesine etkisi tartışmalıdır. Steatozun oluşturulan SW amplitüdlerini düşürmesi ve ölçüm varyasyonlarına yol açması, verilerin sağlıklı elde edilmesini etkilemektedir.

Karaciğer Fibrozisinin Tanı ve Dışlanması Soneelastografi

Soneelastografik yöntemlerin hepatik fibrozisi dışlamada, ayrıca anlamlı fibrozisi (>F2) ve sirozu (F4) saptamadaki doğruluk ve güvenilirliği çok sayıda çalışma ile ortaya konulmuştur. Elde edilen sonuçların değerlendirilmesinde



Resim 2. Pulmoner arteriyel hipertansiyon olgusunda fibrozis dışı bir neden olarak, sağ kardiyak konjesyona bağlı patolojik yüksek SW hız değeri (1,76 m/sn)

kullanılan tekniğin tipi, cihaz ve eşlik eden başka patolojik durumlar göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca kronik karaciğer hastalığının nedeni olan primer karaciğer hastalığının (hepatit B, C veya alkolik hepatit gibi) prevalansı ve doğal seyrinin de hesaba katılması önerilmektedir. Fibrozisi evrelemeye yönelik eşik değerler bu faktörlere bağlı olarak değişiklikler gösterebilmektedir.

Halen elastografik uygulamalar alanında net eşik değerlerin oluşturulamamasının en büyük nedenlerinden biri de farklı firmalar ve teknolojiler arasında net bir standardizasyonun olmayışıdır. Bazı firmalar ve cihazlarda sonuçlar “kPa”, bazılarında ise “m/sn” biriminden verilmektedir. Ancak bu konuda son yıllarda uygulayıcıların geri bildirimleri ile olumlu gelişmeler olmuş ve aynı anda her iki birimden sonuç veren cihazlar yaygınlaşmaya başlamıştır. Kaba bir birimler arası dönüştürme formülü olarak “m/sn” olarak ölçülen verinin karesinin üç ile çarpılması ile yaklaşık olarak “kPa” cinsinden elastisite değeri elde edilebilmektedir. Alanda yaşanmakta olan gelişmeler bir süre sonra elastografik sonuçların daha çok “kPa” olarak verileceğini ve bu birimin standartlaşabileceğini düşündürmektedir.

Altta yatan primer hastalığa bağlı daha spesifik eşik değerleri tanımlanmış olsa da, pratik olarak özellikle TE uygulamalarında elde edilmiş 7 kPa’ın altındaki değerlerin karaciğer fibrozisini dışlayıcı olduğu düşünülmektedir. Buna karşın 9 kPa’ın üstündeki değerlerde \geq F2 (anlamli fibrozis), 12 kPa’ın üstü değerlerde ise F4 (siroz) yüksek olasılıkla pozitif kabul edilmektedir. pSWE ve 2D-SWE gibi diğer SW temelli teknikleri konu alan çalışmalara göre ise, 6-7 kPa ya da 1,35-1,50 m/sn’nin altı değerler anlamli fibrozisi dışlamada; 12-15 kPa ya da 2,20 m/sn’nin üzerindeki değerler ise şiddetli fibrozis / siroz tanısı için yeterli kabul edilmektedir [3, 6, 7].

Yukarıdaki kriterlerle kronik hepatit C’li hastalarda siroz başarı ile dışlanabilmekte, portal hipertansiyon (HT), varis kanamaları, hepatoselüler karsinom (HCC) gelişimi gibi komplikasyonların ve prognozün öngörülmesi mümkün olmaktadır. Literatürde farklı cihazlarla 15 kPa ve/veya 2,20 m/sn üstü elastografik sonuçların hepatit C kökenli şiddetli fibrozis (F3) / siroz (F4) tanısında kullanılabilir güvenilir eşik değerler olduğu bildirilmektedir [3]. Hepatit C’li olgularda 5 yıllık mortalite TE ile elde edilmiş 9,5 kPa üstü, HCC gelişim riski ise 10 kPa üstü sonuca sahip hastalarda, diğerlerine göre anlamli derecede yüksek bulunmuştur. Yine hepatit C’li kronik karaciğer hastalarında interferon temelli tedavilerde alınacak yanıtı öngörmeye ve virüs eradikasyonu yapılmış olguların daha sonraki izlemlerinde sonoelastografinin etkin olarak kullanılabilirliğine dair çalışmalar da mevcuttur. Hepatit B’li olgularda ise fibrozis evrelemesinin amacı pasif taşıyıcılarda anlamli fibrozis (>F2) ve sirozu (F4) dışlamak, öte yandan tedaviden yarar görebilecek kompanze siroz olgularını saptamaktır. Siroz lehine karaciğer sertlik dereceleri saptanan olgularda ayrıca biyopsiye gerek olmadan HCC ve özefagus varisleri için kontrollere başlanması önerilmektedir [3, 6, 7].

Yukarıdaki endikasyonlarla kronik karaciğer parankim hastalarında biyopsi yerine sonoelastografik incelemelerin güvenle kullanılabilirliğinin bilimsel çalışmalarla ortaya konulması üzerine, aralarında Fransa, Romanya, Birleşik

Krallık gibi bir dizi ülkede bu amaçla yapılan karaciğer parankim biyopsisi sayılarında önemli azalmalar yaşanmıştır. Fransız Ulusal Sağlık Sistemi, Mayıs 2011'den beri söz konusu endikasyonlarla TE kullanılarak gerçekleştirilen elastografik tetkikleri geri ödeme programı kapsamına almıştır.

Modern çağda giderek yaygınlığı ve önemi artan “alkolle ilişkisiz yağlı karaciğer hastalığı” (“non-alcoholic fatty liver disease”, NAFLD) ve “alkolik karaciğer hastalığı” olgularında klinik amaç fibrozis ve sirozu saptamak olup, yapılan bir dizi çalışmada halen sonoelastografik yöntemlerin bu patolojilerin tanısını koymaktan ziyade dışlamada daha başarılı olduklarını ortaya koymuştur [6, 7, 9, 10]. İnflamasyonun karaciğer sertliğini bizzat artırıcı etkisini ekarte etmek için, özellikle alkolik karaciğer hastalığı olgularında sonoelastografik tetkiklerin, hasta alkölü bıraktıktan ve inflamatuvar süreç yatıştıktan bir süre sonra gerçekleştirilmesi önerilmektedir.

Sirotik olgularda portal HT gelişiminin saptanması ciddi komplikasyonların zamanında önlenmesi açısından büyük önem taşımakta ve sonoelastografik çalışmaların önemli bir konusunu oluşturmaktadır. Ağırlıklı olarak TE ile yapılan çalışmalar, kompanze fazdaki ileri kronik karaciğer hastaları ya da sirozlularda, portal venöz basıncın önemli bir göstergesi kabul edilen “hepatik venöz basınç farkı” (“hepatic venous pressure gradient”, HVP) ile sonoelastografik karaciğer sertliği değerleri arasında anlamlı bir korelasyon olduğunu göstermiştir [11]. **Karaciğerden elde edilen 20-25 kPa ve üstündeki sertlik değerlerinin “anlamlı portal HT”u (HVP) > 10 mmHg) saptamada son derece başarılı olduğu bildirilmiştir (AUROC 0,93) [12]. Tam tersi bir bakışla, 20 kPa'nın altındaki karaciğer sertliği değerlerinin, özellikle normal kan trombosit sayısı (>150 x 10⁹ /litre) varlığında, tedavi gerektiren özefagus varis olasılığının %5'in altına düştüğü ve bu yüzden ek endoskopik değerlendirmenin gereksiz olduğu bildirilmiştir [13].**

Karaciğer fibrozisi, siroz ve portal hipertansiyonu tanı ve dışlamada, sonoelastografi ile oldukça fazla çalışılan bir diğer konu dalak pa-

rankim sertliğinin ölçümüdür. Bu yazının önceki bölümlerinde belirtildiği gibi birçok başka hepatik, kardiyak ya da sistemik patoloji karaciğer elastisitesini etkileyip, karaciğer sertlik derecelerinin yorumlanmasını zorlaştırmaktadır. Buna karşın portal venöz sistemin bir diğer önemli viseral organı olan dalağın parankimi sertliği bu eş zamanlı patolojilerden daha az etkilenmekte ya da hiç etkilenmemektedir. Dalak sonoelastografisi de, karaciğerinkine çok benzer uygulama tekniği ile yapılmaktadır. Yapılan bir dizi çalışmada karaciğer fibrozis şiddeti ile dalak sertlik derecesi arasında anlamlı bir ilişki olduğu gösterilmiştir [14]. Çalışmalarda elde edilen oldukça yüksek negatif öngörü değerleri dalak sertlik derecelerinin özellikle şiddetli fibrozis ve sirozu dışlamada yararlı olabileceğini düşündürmektedir [15]. Yine portal HT nedeni hepatik patolojinin doğrudan etkilemediği bir organ olarak dalağın parankim sertlik değerleri, anlamlı portal HT (HVP) > 10 mHg) tanısında başarılı bulunmuştur. Söz konusu değerlerin 3,30 m/sn altında olmasının sirozlu hastalarda yüksek riskli özefagus varis varlığını büyük doğrulukla dışladığı bildirilmiştir [14, 16-19].

Sonoelastografik tekniklerin karaciğer fokal lezyonlarındaki spesifik tanısal performansları beklendiği kadar yüksek bulunmamıştır. Genel olarak malign lezyonların benignlerden daha sert oldukları gösterilmiştir. Tromboze olanlar dışında hemanjiyomlar, diğer lezyonlardan daha yumuşak elastografi değerlerine sahiptir. Fokal nodüler hiperplazi lezyonları adenomlardan, kolanjiyosellüler karsinom tümörleri ise HCC lezyonlarından daha sert olarak gözlenmiştir [20]. Ancak, aynı ya da farklı histopatolojik tipteki fokal lezyonlar arasında ciddi örtüşme ve varyasyonlar saptanmıştır. Bunda aynı histopatolojideki tümörlerde nekroz, hemoraji, kolloid, konjesyon, fibrozis gibi iç bileşenler açısından büyük değişiklikler bulunmasının rol oynadığı düşünülmektedir. Özetle, halen güncel kılavuzlarda sonoelastografinin fokal lezyon karakterizasyonunda etkin kullanımını önerilmemektedir [5, 6, 21].

Karaciğer sonoelastografisinin ilginç bir diğer uygulamasını girişimsel radyolojik tedavi

görmüş dokuların izlemi oluşturmaktadır. Ab-lasyon tedavisi görmüş olgularda tedavi edilen doku parçası sertleşmekte ve sonoelastografi ile daha net sınırlanabilmektedir [22, 23].

Cocuklarda Hepatik Sonoelastografi

Karaciğer sonoelastografisinin çocuklarda da güven ve doğrulukla kullanılabileceği ortaya konulmuştur. Özellikle bu yaş grubunda invaziv olmayan bir yöntemin varlığı uygulamalarda büyük avantaj sağlamakta, özellikle kronik gidişli karaciğer hastalarında, istenirse sık tekrarlanabilir kontrollerin yapılmasına olanak tanımaktadır. Sonoelastografi tekniğinin uygulanmasına yönelik çalışmalara göre, tıpkı erişkinlerde olduğu gibi tetkik öncesindeki kısa zaman dilimi içinde hastaya gıda/ sıvı alımının kısıtlanması standart öneriler arasındadır. Yine akut hepatik inflamatuvar patolojilerin karaciğer sertliğini bağımsız olarak arttırabildikleri gösterilmiştir. Buna karşılık kullanılan çocuğun yaşı, cinsiyeti, incelemede kullanılacak probun cinsi (lineer ya da konveks), inceleme sırasında sedasyon uygulanıp uygulanmamasının elde edilen sonuçlara etkisi konusunda net bir fikir birliği oluşmamıştır [24-33]. Sağlıklı popülasyonda karaciğer sonoelastografisi ile üst sınır değerler olarak TE çalışmalarında 4,5-4,7 kPa, pSWE çalışmalarında 1,07-1,19 m/sn bildirilmiştir [26-28, 30, 31]. Farklı firma ve cihazlarla yapılan 2D-SWE çalışmalarında ise normal popülasyonun üst sınırı değerleri 6,0-7,0 kPa (Supersonic Imagine, France) ve 4,0-4,5 kPa (GE, USA) olarak raporlanmıştır [24, 34]. Çocuk yaş grubunda patolojik olgularda gerçekleştirilen çalışmalarda ise erişkinlerdekine benzer şekilde sonoelastografik tetkiklerin portal HT tanısında yararlı olabileceğini gösterilmiştir [35]. Kistik fibrozisli olgularda yapılan araştırmalar hastalarda karaciğer parankiminin sağlıklı bireylere göre daha sert olduğunu göstermiş, yöntemin bu yöndeki olası klinik potansiyelini ortaya koymuştur [36, 37]. Yine çocuk yaş grubundaki çalışmalar, en sık pediatrik karaciğer nakli sebebi olan biliyer atrezili olgularda fibrozis ve siroz tanısını koymada TE ve 2D-SWE ‘nin katkıda bulunabileceğini

göstermiştir [38, 39]. Benzer bir uygulama alanı olarak “alkolden bağımsız yağlı karaciğer hastalığı” (NAFLD) olgularındaki fibrozis derecesinde yöntemin uygulama potansiyeli bildirilmiştir [40, 41]. Sonoelastografik tetkiklerin karaciğer nakilli çocuklarda da olası klinik yararına dikkat çeken ve bu olgularda TE ile akut rejeksiyon, kolestaz ve fibrozis değerlendirmesi yapılmasını öneren araştırmacılar da bulunmaktadır [42-44].

Ultrasonografi alanında son yıllarda yaşanan en büyük gelişmelerden biri sonoelastografi teknolojisinin yaygınlaşmasıdır. Yöntem özellikle en büyük parankimatöz organımız olan karaciğer patolojilerinin değerlendirilmesinde giderek artan yoğunluk ve yaygınlıkta kullanılmaktadır. Özellikle kronik karaciğer parankim hastalıklarında büyük klinik öneme sahip fibrozis değerlendirme ve derecelemede invaziv olmayan bir seçenek olarak birçok ülkede standart uygulamalar arasında yerini almaya başlamıştır. Halen yöntemin geliştirilmesi, pratikleştirilip yaygınlaştırılması aşaması döneminden geçilmektedir. Özellikle teknolojinin farklı firmalarca sunulan versiyonlarının birbirleri ile karşılaştırılabilir bir şekilde standartlaştırılabilmesi şu an en çok gerek duyulan ve üzerinde çalışılan alanlardan biridir. Bunun başarılması durumunda sonoelastografi yöntemi, ilgili klinik pratik uygulamaların vazgeçilmez bir bileşeni olmaya aday görülmektedir.

Kaynaklar

- [1]. Horowitz JM, Venkatesh SK, Ehman RL, Jhaveri K, Kamath P, Ohliger MA, et al. Evaluation of hepatic fibrosis: A review from the society of abdominal radiology disease focus panel. *Abdom Radiol* 2017; 42: 2037-53. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Lee YA, Wallace MC, Friedman SL. Pathobiology of liver fibrosis: A translational success story. *Gut* 2015; 64: 830-41. [\[CrossRef\]](#)
- [3]. Barr RG, Ferraioli G, Palmeri ML, Goodman ZD, Garcia-Tsao G, Rubin J, et al. Elastography assessment of liver fibrosis- Society of radiologists in ultrasound consensus conference statement. *Ultrasound Q* 2016; 32: 94-107. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Sigrist RMS, Liau J, Kaffas AE, Chammas MC, Wilmann JK. Ultrasound elastography: Review of techniques and clinical applications. *Theranostics* 2017; 7: 1303-29. [\[CrossRef\]](#)

- [5]. Ferraioli G, Filice C, Castera L, Choi BI, Sporea I, Wilson SR, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 3: Liver. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 1161-79. [\[CrossRef\]](#)
- [6]. Ferraioli G, Wong VW, Castera L, Berzigotti A, Sporea I, Dietrich CF, et al. Liver ultrasound elastography: An update to the world federation for ultrasound in medicine and biology guidelines and recommendations. *Ultrasound Med Biol* 2018; 44: 2419-40. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Dietrich CF, Bamber J, Berzigotti A, Bota S, Cantisani V, Castera L, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of liver ultrasound elastography, update 2017 (Short version). *Ultraschall Med* 2017; 38: 377-94. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Mueller S, Sandrin L. Liver stiffness: A novel parameter for the diagnosis of liver disease. *Hepat Med* 2010; 2: 49-67. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Tsai E, Lee TP. Diagnosis and evaluation of nonalcoholic fatty liver disease /nonalcoholic steatohepatitis, including noninvasive biomarkers and transient elastography. *Clin Liver Dis* 2018; 22: 73-92. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Esterson YB, Grimaldi GM. Radiologic imaging in nonalcoholic fatty liver disease and nonalcoholic Steatohepatitis. *Clin Liver Dis* 2018; 22: 93-108. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Berzigotti A. Non-invasive evaluation of portal hypertension using ultrasound elastography. *J Hepatol* 2017; 67: 399-411. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. You MW, Kim PW, Pyo J, Huh J, Kim HJ, Lee SJ, et al. A meta-analysis for the diagnostic performance of transient elastography for clinically significant portal hypertension. *Ultrasound Med Biol* 2017; 43: 59-68. [\[CrossRef\]](#)
- [13]. Grgurevic I, Bokun T, Bozin T, Matic V, Haberle S, Sporea I. Non-invasive diagnosis of portal hypertension in cirrhosis using ultrasound based elastography. *Med Ultrason* 2017; 19: 310-7. [\[CrossRef\]](#)
- [14]. Mazur R, Celmer M, Silicki J, Holownia D, Pozowski P, Miedzybrodzki K. Clinical applications of spleen ultrasound elastography: A review. *J Ultrason* 2018; 18: 37-41. [\[CrossRef\]](#)
- [15]. Giunta M, Conte D, Fraquelli M. Role of spleen elastography in patients with chronic liver diseases. *World J Gastroenterol* 2016; 21: 7857-67. [\[CrossRef\]](#)
- [16]. Ma X, Wang L, Wu H, Feng Y, Han X, Bu H, et al. Spleen stiffness is superior to liver stiffness for predicting esophageal varices in chronic liver disease: A Meta-Analysis. *PLoS One* 2016; 11: 1-16. [\[CrossRef\]](#)
- [17]. Park J, Kwon H, Cho J, Oh J, Lee S, Han S, et al. Is the spleen stiffness value acquired, using acoustic radiation force impulse (ARFI) technology, predictive of the presence of esophageal varices in patients with cirrhosis of various etiologies? *Med Ultrason* 2016; 18: 11-7. [\[CrossRef\]](#)
- [18]. Takuma Y, Nouse K, Morimoto Y, Tomokuni J, Sahara A, Toshikuni N, et al. Measurement of spleen stiffness by acoustic radiation force impulse imaging identifies cirrhotic patients with esophageal varices. *Gastroenterol* 2013; 144: 92-101. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. Takuma Y, Nouse K, Morimoto Y, Tomokuni J, Sahara A, Takabatake H, et al. Portal hypertension in patients with liver cirrhosis: Diagnostic accuracy of spleen stiffness. *Radiology* 2016; 279: 609-19. [\[CrossRef\]](#)
- [20]. Guibal A, Boullaran C, Bruce M, Vallin M, Piileul F, Walter T, et al. Evaluation of shearwave elastography for the characterization of focal liver lesions on ultrasound. *Eur Radiol* 2013; 23: 1138-49. [\[CrossRef\]](#)
- [21]. Frulio N, Laumonier H, Carteret T, Laurent C, Maire F, Balabaud C, et al. Evaluation of liver tumors using acoustic radiation force impulse elastography and correlation with histologic data. *J Ultrasound Med* 2013; 32: 121-30. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Kolokythas O, Gauthier T, Fernandez AT, Xie H, Timm BA, Cuevas C, et al. Ultrasound-based elastography: a novel approach to assess radio frequency ablation of liver masses performed with expandable ablation probes: a feasibility study. *J Ultrasound Med* 2008; 27: 935-46. [\[CrossRef\]](#)
- [23]. Van Vledder MG, Boctor EM, Assumpcao LR, Rivaz H, Foroughi P, Hager GD, et al. Intra-operative ultrasound elasticity imaging for monitoring of hepatic tumour thermal ablation. *HPB (Oxford)* 2010; 12: 717-23. [\[CrossRef\]](#)
- [24]. Franchi-Abella S, Corno L, Gonzales E, Antoni G, Fabre M, Ducot B, et al. Feasibility and diagnostic accuracy of supersonic shear-wave elastography for the assessment of liver stiffness and liver fibrosis in children: A pilot study of 96 patients. *Radiology* 2016; 278: 554-62. [\[CrossRef\]](#)
- [25]. Hanquinet S, Courvoisier D, Kanavaki A, Dhoib A, Anooshiravani M. Acoustic radiation force impulse imaging: Normal values of liver stiffness in healthy children. *Pediatr Radiol* 2013; 43: 539-44. [\[CrossRef\]](#)
- [26]. Fontanilla T, Canas T, Macia A, Alfageme M, Gutierrez Junquera C, Malalana A, et al. Normal values of liver shear wave velocity in healthy children assessed by acoustic radiation force impulse imaging using a convex probe and a linear probe. *Ultrasound Med Biol* 2014; 40: 470-7. [\[CrossRef\]](#)
- [27]. Bailey SS, Youssfi M, Patel M, Hu HH, Shaibi GQ, Towbin RB. Shear-wave ultrasound elastography of the liver in normal-weight and obese children. *Acta Radiol* 2017; 58: 1511-8. [\[CrossRef\]](#)
- [28]. Matos H, Trindade A, Noruegas MJ. Acoustic radiation force impulse imaging in paediatric patients: Normal liver values. *J Pediatr Gastroenterol Nutr* 2014; 59: 684-8. [\[CrossRef\]](#)
- [29]. Eiler J, Kleinholdermann U, Albers D, Dahms J, Hermann F, Behrens C, et al. Standard value of ultrasound elastography using acoustic radiation force impulse imaging (ARFI) in healthy liver tissue of children and adolescents. *Ultraschall Med* 2012; 33: 474-9. [\[CrossRef\]](#)

- [30]. Goldschmidt I, Streckenbach C, Dingemann C, Pfister ED, di Nanni A, Zapf A, et al. Application and limitations of transient liver elastography in children. *J Pediatr Gastroenterol Nutr* 2013; 57: 109-13. [\[CrossRef\]](#)
- [31]. Engelmann G, Gebhardt C, Wenning D, Wühl E, Hofmann GF, Selmi B, et al. Feasibility study and control values of transient elastography in healthy children. *Eur J Pediatr* 2012; 171: 353-60. [\[CrossRef\]](#)
- [32]. Lewindon PJ, Balouch F, Pereira TN, Puertolas-Lopez MV, Noble C, Wixey JA, et al. Transient liver elastography in unsedated control children: Impact of age and intercurrent illness. *J Paediatr Child Health* 2016; 52: 637-42. [\[CrossRef\]](#)
- [33]. Tokuhara D, Cho Y, Shintaku H. Transient elastography-based liver stiffness age-dependently increases in children. *PLoS One* 2016; 18: 11. [\[CrossRef\]](#)
- [34]. Galina P, Alexopoulou E, Zellos A, Grigoraki V, Siahaidou T, Kelekis NL, et al. Performance of two-dimensional ultrasound shear wave elastography: Reference values of normal liver stiffness in children. *Pediatr Radiol* 2019; 49: 91-8. [\[CrossRef\]](#)
- [35]. Kim DW, Yoon HM, Jung AY, Lee JS, Oh SH, Kim KM, et al. Diagnostic performance of ultrasound elastography for evaluating portal hypertension in children: A systematic review and meta-analysis. *J Ultrasound Med* 2019; 38: 747-59. [\[CrossRef\]](#)
- [36]. Witters P, De Boeck K, Dupont L, Proesmans M, Vermeulen F, Servaes R, et al. Non-invasive liver elastography (Fibroscan) for detection of cystic fibrosis-associated liver disease. *J Cyst Fibros* 2009; 8: 392-9. [\[CrossRef\]](#)
- [37]. Cañas T, Maciá A, Muñoz-Codoceo RA, Fontanilla T, González-Rios P, Miralles M, et al. Hepatic and splenic acoustic radiation force impulse shear wave velocity elastography in children with liver disease associated with cystic fibrosis. *Biomed Res Int* 2015; 2015: 517369. [\[CrossRef\]](#)
- [38]. Shen QL, Chen YJ, Wang ZM, Zhang TC, Pang WB, Shu J, et al. Assessment of liver fibrosis by fibroscan as compared to liver biopsy in biliary atresia. *World J Gastroenterol* 2015; 21: 6931-6. [\[CrossRef\]](#)
- [39]. Chen S, Liao B, Zhong Z, Zheng Y, Liu B, Shan Q, et al. Supersonic shearwave elastography in the assessment of liver fibrosis for postoperative patients with biliary atresia. *Sci Rep* 2016; 6: 31057. [\[CrossRef\]](#)
- [40]. Nobili V, Vizzutti F, Arena U, Abraldes JG, Marra F, Pietrobattista A, et al. Accuracy and reproducibility of transient elastography for the diagnosis of fibrosis in pediatric nonalcoholic steatohepatitis. *Hepatology* 2008; 48: 442-8. [\[CrossRef\]](#)
- [41]. Mansoor S, Collyer E, Alkhoury N. A comprehensive review of noninvasive liver fibrosis tests in pediatric nonalcoholic fatty liver disease. *Curr Gastroenterol Rep* 2015; 17: 23. [\[CrossRef\]](#)
- [42]. Goldschmidt I, Stieghorst H, Munteanu M, Poynard T, Schlue J, Streckenbach C, et al. The use of transient elastography and non-invasive serum markers of fibrosis in pediatric liver transplant recipients. *Pediatr Transplant* 2013; 17: 525-34. [\[CrossRef\]](#)
- [43]. Tomita H, Hoshino K, Fuchimoto Y, Ebinuma H, Ohkuma K, Tanami Y, et al. Acoustic radiation force impulse imaging for assessing graft fibrosis after pediatric living donor liver transplantation: A pilot study. *Liver Transplant* 2013; 19: 1202-13. [\[CrossRef\]](#)
- [44]. Tomita H, Fuchimoto Y, Ohkuma K, Hoshino K, Fujino A, Kato M, et al. Spleen stiffness measurements by acoustic radiation force impulse imaging after living donor liver transplantation in children: A potential quantitative index for venous complications. *Pediatr Radiol* 2015; 45: 658-66. [\[CrossRef\]](#)

Karaciğer Elastografisi

Süha Süreyya Özbek

Sayfa 16

Karaciğer kapsülüne yakın 1-2 cm kalınlığındaki yüzeysel tabakanın normal parankime göre daha sert olması ve bölgesel reverberasyon artefaktları nedeniyle elastografik ölçümler kapsülden en az 2 cm derinlikten yapılmalıdır. Buna karşılık ARFI sinyallerinin derine ilerledikçe güçlerini yitirmeleri ve daha düşük güçte SW dalgaları yaratabilmeleri nedeni ile elastografik ölçüm kutucuğunun ideal olarak prob yüzeyinden 4-5 cm'e yerleştirilmesi önerilmektedir. Söz konusu kutucuk, ekrandaki görüntü alanının tercihen ortasına ve damar, kalsifikasyon ya da herhangi bir lezyon bulunmayan bir bölgeye yerleştirilmelidir.

Sayfa 17

Ardışık ölçümlerin birbirlerinden ne kadar farklı olduklarının bir ölçüsü olan IQR değeri ne kadar küçükse, yapılan ölçümler o kadar birbirlerine yakın, tutarlı ve güvenilirdir. İstatistiksel olarak bu durumu sayısallaştırmak üzere "IQR / Ortanca" oranı, yani "IQR oranı" (IQR) hesaplanır. Uluslararası kılavuzlara göre "kPa" ölçümleri için 0,30; "m/sn" biriminden ölçümler içinse 0,15 ve altındaki IQR değerlerinin klinik kullanım için güvenilir olduğu kabul edilmektedir. İnceleme sonunda verilecek raporda da karaciğer elastisite değerinin ortanca ve IQR değerleri olarak verilmesi önerilmektedir.

Sayfa 17

Karaciğer kapsülündeki genişlemenin, organ parankimindeki hacimsel genişlemeye yeterince hızlı ayak uydurmadığı birçok patolojik durum, örneğin inflamasyon, konjesyon, infiltratif patolojiler ya da obstrüktif kolestaz, karaciğer sertliğini arttırmaktadır.

Sayfa 18

Altta yatan primer hastalığa bağlı daha spesifik eşik değerleri tanımlanmış olsa da, pratik olarak özellikle TE uygulamalarında elde edilmiş 7 kPa'nın altındaki değerlerin karaciğer fibrozisini dışlayıcı olduğu düşünülmektedir. Buna karşın 9 kPa'nın üstündeki değerlerde \geq F2 (anlamli fibrozis), 12 kPa'nın üstü değerlerde ise F4 (siroz) yüksek olasılıkla pozitif kabul edilmektedir. pSWE ve 2D-SWE gibi diğer SW temelli teknikleri konu alan çalışmalara göre ise, 6-7 kPa ya da 1.35-1.50 m/sn'nin altı değerler anlamli fibrozisi dışlamada; 12-15 kPa ya da 2.20 m/sn'nin üzerindeki değerler ise şiddetli fibrozis / siroz tanısı için yeterli kabul edilmektedir.

Sayfa 19


Karaciğerden elde edilen 20-25 kPa ve üstündeki sertlik değerlerinin "anlamli portal HT"u (HVPG > 10 mmHg) saptamada son derece başarılı olduğu bildirilmiştir (AUROC 0.93). Tam tersi bir bakışla, 20 kPa'nın altındaki karaciğer sertliği değerlerinin, özellikle normal kan trombosit sayısı (>150x10⁹/litre) varlığında, tedavi gerektiren özefagus varis olasılığının %5'in altına düştüğü ve bu yüzden ek endoskopik değerlendirmenin gereksiz olduğu bildirilmiştir.

Karaciğer Elastografisi

Süha Süreyya Özbek

1. Hangi sonoelastografik yöntemde “Acoustic Radiation Force Impulse” (ARFI) kullanılmaz?
 - a. Yer değişikliği (“displacement, strain”) elastografi
 - b. “Transient” elastografi (TE)
 - c. Noktasal “shear wave” elastografi (pSWE)
 - d. İki boyutlu “shear-wave” elastografi (2D-SWE)
2. Hangi yöntem “shear wave” hız ölçümüne dayalı değildir?
 - a. Yer değişikliği (“displacement, strain”) elastografi
 - b. “Transient” elastografi (TE)
 - c. Noktasal “shear wave” elastografi (pSWE)
 - d. İki boyutlu “shear-wave” elastografi (2D-SWE)
3. Hangisi karaciğer sonoelastografisi uygulamalarında hasta hazırlığı ve pozisyonu açısından doğru bir teknik yaklaşımdır?
 - a. Hasta dekübit pozisyonunda olmalıdır.
 - b. İnceleme öncesi bol su içilmelidir.
 - c. Hasta aç olmalıdır
 - d. Hasta derin inspiryumda nefes tutarken ölçüm yapılır
4. Karaciğer sonoelastografisi ölçümleri için hangi yerleşim teknik olarak uygun değildir?
 - a. Segment 2
 - b. Segment 5
 - c. Segment 7
 - d. Segment 8
5. Hangi karaciğer patolojisinde elastografik karaciğer sertlik değerleri, fibrozisten bağımsız olarak yükselmez?
 - a. Akut hepatit
 - b. Konjestif sağ kalp yetersizliği
 - c. Obstrüktif kolestaz
 - d. Steatoz

Tiroid Elastografisi

Artür Salmalıoğlu 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Tiroid hastalıklarının değerlendirilmesinde kullanılacak elastografi teknikleri
- Strain elastografinin tiroid diffüz ve nodüler hastalıklarında kullanımı
- Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) ve shear wave elastografi tekniklerinin tiroid diffüz ve nodüler hastalıklarında kullanımı
- Tiroid hastalıklarına yönelik tanı rehberlerinde elastografinin konumu

Salmalıoğlu A. Tiroid Elastografisi. Trd Sem 2019; 7: 25-37.

Giriş

Tiroid nodülleri rutin pratikte hem klinik hem de radyolojik olarak sık karşılaşılan patolojiler arasında yer almaktadır. Ultrasonografinin kullanıma girmediği dönemlerde palpabl tiroid nodül prevalansı %1-5 arasında iken [1] ultrasonografinin sağlamış olduğu geometrik rezolüsyon sayesinde çok küçük nodüller görüntülenebilir hale gelmiş ve bunun sonucunda prevalans %19-67 seviyelerine yükselmiştir [2]. Nodüllerin %7-15'inde malignite olasılığı mevcut olduğundan [3, 4] şüpheli nodüllerin ince iğne aspirasyon biyopsisi ile örneklenmeleri gerekmektedir. Ancak benign ve malign nodüllerin sonografik özellikleri birbirleriyle benzeşebilmekte, bu da hangi nodüle biyopsi yapılması gerektiği konusunda karışıklığa yol açmaktadır [5]. Araştırmacılar bu soruna bir çözüm olarak malignite açısından şüpheli kabul edilen sonografik karakteristiklerden [6, 7] yola çıkarak malignite olasılığını skorlayan Thyroid Imaging Reporting And Data System

(TI-RADS) [8] gibi risk belirleme sistemleri veya American Thyroid Association (ATA) rehberinde [9] olduğu gibi pattern tabanlı tanı sistemleri geliştirmişlerdir ancak bu rehberlerden hiçbiri hem yüksek duyarlılık, hem de yüksek özgüllüğe sahip değildir [10].

Ultrasonografinin tanısız duyarlılık ve özgüllüğünü arttırmak için Doppler ultrasonografi gibi farklı teknik ve teknolojilerden faydalanılmaktadır. Günümüzde kullanılmakta olan ve gün geçtikçe daha yaygın bir şekilde ticari cihazlarda seçenek olarak sunulan tekniklerden birisi sonoelastografidir. Malign dokuların benign dokulara kıyasla daha sert oldukları prensibinden yola çıkılarak geliştirilen sonoelastografi, fizik muayenenin bir parçası olan palpasyonun sonografik eşdeğeri olarak kabul edilebilir. Elastografi ile ilgili çalışmalar 1990'lı yıllardan itibaren yürütülmeye başlanmış olmakla birlikte [11] ticari olarak temin edilebilir hale gelmeleri 2003 yılını bulmuştur [12]. Bu tarihten itibaren meme, karaciğer gibi dokuların yanında tiroid glandında da elastog-

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

✉ Artür Salmalıoğlu • asalmaslioglu@gmail.com

rafi uygulamaları ile ilgili çalışmalar yayınlanmaya başlanmıştır.

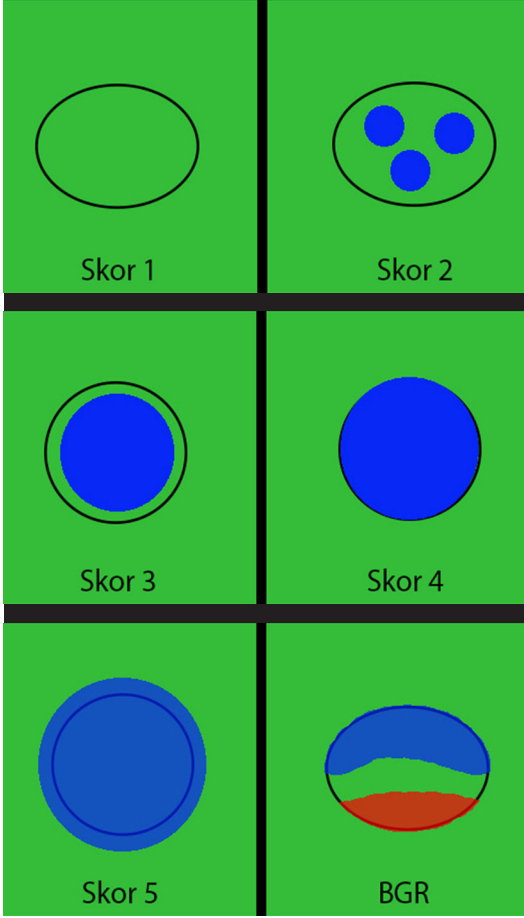
Günümüzde temel olarak tiroid elastografisi 3 farklı teknikle gerçekleştirilebilmektedir. Bu teknikler sırasıyla strain elastografi, acoustic radiation force impulse (ARFI) ve shear wave elastografidir [12]. Her üç teknik de tiroid elastografisi amacıyla kullanılabilir.

Strain Elastografi

Strain elastografi tekniğinde ana prensip, bir lezyonun prob ile yapılan kompresyon sonrasında ne kadar deforme olabildiğini ortaya koyarak sertlik derecesini tahmin etmektir. Uygulanan kompresyonun miktarı objektif olarak belirlenemeyeceğinden ve dokudaki stres homojen bir dağılım göstermediğinden mutlak bir sertlik değeri elde etmek bu yöntemle mümkün değildir ancak nisbi bir oranlama yapılabilir ve doku elastisitesi gri skala görüntünün üstüne süperpoze edilen renkli veya siyah-beyaz çeşitli haritalar ile temsil edilebilir. Harita tüm ekranı kaplamamakta olup tıpkı Doppler ultrasonografide olduğu gibi boyutu değiştirilebilen bir kutu içerisinde gösterilmektedir ve bu kutunun, sistem oranlama üzerinden çalıştığından, hem nodülü, hem de komşu tiroid dokusunu içermesi gereklidir [13]. Derin yerleşimli nodüllerde prob ile kompresyon miktarını arttırmak gerekebilir, yoksa elastografik görüntüler istenilen kalitede olmayabilir. İstmusta yer alan nodüller, arkada trakeanın varlığı sebebiyle normalden fazla sıkışabilir. Çok büyük (3 cm'nin üstünde) nodüllerde görüntü alanına normal tiroid dokusu dahil edilemediği durumlarda güvenilir bir elastografi haritası elde etmek mümkün olmayabilir [14]. Foliküler karsinom ve medüller karsinomların papiller karsinoma kıyasla daha yumuşak yapıda olabilecekleri ve bu sebeple elastografide yalancı negatifliğe yol açabilecekleri bildirilmiştir [15, 16]. Rago ve ark. [17] yaptıkları bir çalışmada nodülde fibrozis varlığı, galectin-3 ve fibronectin-1 gen ekspresyonu (ki bu bulgulara papiller karsinomda foliküler karsinoma kıyasla daha sık rastlanmaktadır) sertliği arttıran faktörler arasında tanımlanmışken

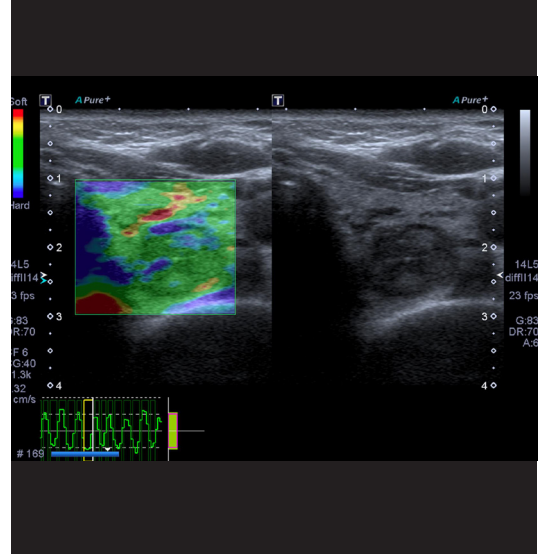
mikrovaskülaritenin artması sertliği azaltan bir faktör olarak bildirilmiştir. Boyunda, meme ve diğer organlardan farklı olarak, tiroid bezine komşu olan karotis arterinin pulsasyonlarının yol açtığı deformasyonları kullanarak da elastografi haritaları elde edilebilmektedir [18]. Bu durumda prob ile kompresyon yapılmaması gereklidir, jelden oluşturulmuş bir tabaka üzerinden inceleme gerçekleştirilmelidir. Elde edilen bu haritaların görsel olarak değerlendirilmesi temeline dayanan çeşitli skorlama sistemleri geliştirilmiştir. Bu skorlama sistemlerinden en bilineni Itoh ve ark. tarafından geliştirilmiş olan Tsukuba skorlama sistemidir (Resim 1) [19]. Primer olarak meme lezyonlarının değerlendirilmesi amacıyla geliştirilmiş olan bu sistemi Rago ve ark. [20] tiroid hastalıklarında kullanmak üzere uyarlamışlardır. Bu sistemde nodül tümüyle elastik ise (yani yumuşak ise) skoru 1 kabul edilmekte, büyük kısmı elastik ise skor 2 (Resim 2), sadece periferi elastik ise skor 3, lezyon elastik değilse (yani sertse) skor 4, ve lezyonun yanı sıra evre dokusu da elastik değilse skor 5 (Resim 3) olarak kabul edilmektedir. İlk 3 skora ait görüntüleme özelliklerini içeren nodüller benign olarak kabul edilmekte iken, skoru 4 veya 5 olan nodüller malignite açısından şüpheli olarak değerlendirilmektedir. Kistik nodüllerde 3 ayrı rengin (mavi (blue), yeşil (green), kırmızı (red)) tabakalar şeklinde nodülde izlenebilmesi BGR artefaktı adı verilen bir artefakta yol açmaktadır (Resim 4). Bu sınıflamanın dışında Asteria ve ark. [21] önermiş oldukları 4'lü bir skorlama sistemi de mevcuttur. Bu sistemde nodülün tümü yumuşak ise skor 1, yumuşak bir nodül içinde yer yer sert kısımlar varsa skor 2, sert bir nodül içinde yer yer yumuşak alanlar varsa skor 3 ve tüm nodül sert ise skor 4 olarak değerlendirilmektedir.

Strain elastografinin tiroid nodüllerinin tanımsındaki rolünü araştıran çok sayıda çalışma gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmaların bir kısmı elastografinin tiroid nodüllerinin tanısında gri skala bulgularına ek katkı sağladığı sonucuna varmaktayken bir kısmı ise elastografinin katkısının sınırlı olduğunu, hatta gri skala ile kombine edilmesinin malignite tanı performansını düşürdüğünü bildirmiştir. Elastografi skala sınıfla-



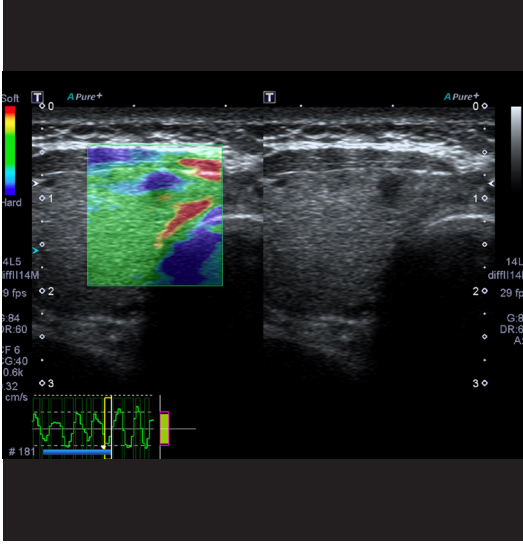
Resim 1. Tiroid nodüllerinin strain elastografi aracılığıyla kalitatif değerlendirilmesini sağlayan Tskuba sınıflaması. Rago sınıflaması bu sınıflama göz önünde bulundurularak tariflenmiştir. Sınıflar ana metinde belirtilmiştir.

malarını geliştiren Rago ve ark. [20] ve Asteria ve ark. [21] çalışmalarında duyarlılık sırasıyla %97 ve %94, özgüllük ise %100 ve %81 olarak bildirilmiştir. Bojunga ve ark. [15] yaptıkları, 8 yayını içeren bir meta-analiz çalışmasında elastografinin duyarlılığı %92, özgüllüğü %90 olarak hesaplanmıştır. Bu yayınlarda belirtilen başarılı sonuçların aksine Moon ve ark. [22] 703 solid nodülü değerlendirdikleri çalışmalarında gri skala bulgularının duyarlılığı %91,7 iken elastografik Asteria sınıflamasının duyarlılığı %65,4, Rago sınıflamasının duyarlılığı %15,7 şeklinde bildirilmiştir. Yoon ve ark. [23] çalışmasında da malignite tanısında gri skala ultrasonografi elastografiden daha başarılı bulunmuştur. Bu çalışmada gri skala incelemenin

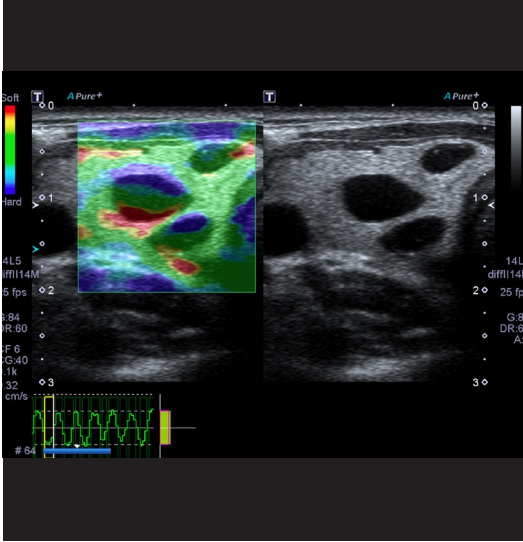


Resim 2. Tiroid sol lob orta kısımda kısmen izoekoik, kısmen de hipoekoik alanlara sahip solid bir nodül izlenmektedir. Strain elastografide Rago sınıflamasına göre skor 2 olarak değerlendiriliyor. Lezyon, sitopatoloji sonucu hiperplastik nodül ile uyumlu bulundu.

duyarlılığı %92,1, özgüllüğü %83,3 iken kendi başına Asteria kriterlerinin duyarlılığı %58,7, özgüllüğü %75,9, Rago kriterlerinin duyarlılığı %30,2, özgüllüğü %91,7 ölçülmüştür. Gri skala ve elastografi bulguları birlikte değerlendirildiğinde Asteria kriterleri ile duyarlılık %95,2, özgüllük %65,7, Rago kriterleri ile duyarlılık %92,1 ve özgüllük %76,9 olarak hesaplanmıştır. Buna karşın Trimboli ve ark. [24] gri skala bulgularının elastografi ile kombine edilmesinin gri skala ultrasonografinin duyarlılığını arttırdığını (%85'ten %97'ye) bildirmişlerdir. Birbirleriyle çelişmekte olan bu tip sonuçların elde edilme sebepleri arasında üreticiden üretilen elastografi tekniğinin farklılık gösterebilmesi, eski sistemlerde elde edilen elastografi haritalarının kalitelerinin kontrolünü sağlayan sistemlerin mevcut olmaması, kullanıcı deneyimi, hasta popülasyonlarının farklılığı yer alabilir [25]. Ayrıca akılda tutulması gereken bir nokta da elastografinin duyarlılık ve özgüllüğünün gri skala bulgularından bağımsız bir şekilde değerlendirilmesinin pratikte mümkün olmayacağıdır, çünkü elastografi gri skala görüntülerinin üstünde gerçekleştirilen bir tekniktir ve bu durumun da önyargıya yol açması beklenir.



Resim 3. Tiroid sağ lob orta kısım-isthmus bölgesinde ön-arka çapı mediolateral çapından büyük olan, kontur lobülasyonu gösteren hipoekoik solid nodül izleniyor. Strain elastografide nodül ve çevresindeki belirli bir alan sert kodlanıyor (Rago skor 5). Sitopatoloji papiller tiroid karsinomu ile uyumlu bulundu.

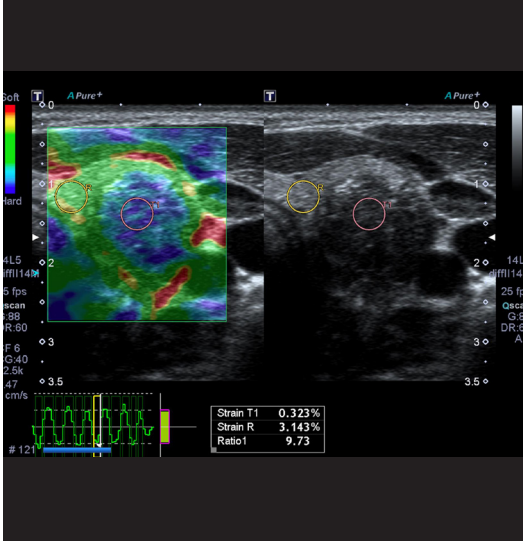


Resim 4. BGR (Blue-Green-Red) artefaktı. Kistik nodüllerde strain elastografisi esnasında 3 ayrı rengin tabakalar halinde nodülün içerisinde vizüalize edilmesi sebebiyle bu ismi almıştır.

Her ne kadar strain elastografide bir dokunun mutlak sertlik derecesini ortaya koymak mümkün değilse de aynı görüntüleme alanı içerisinde yer alan iki dokunun sertlik derecelerinin birbirleri ile kıyaslanması mümkündür.

Strain index (veya strain ratio) [26] adı verilen bu oranın kullanılması ile bir tiroid nodülünün nodül dışı tiroid dokusuna kıyasla ne kadar sert olduğu ortaya konabilir (Resim 5). Strain index hesaplanırken nodül ile aynı derinlikte yer alan tiroid dokusundan ölçüm yapılması gerektiği belirtilmektedir [27]. Nodülün büyük olması veya istmus gibi tiroid dokusu miktarının az olduğu bir bölgede yerleşim göstermesi durumunda pretiroidal kas gruplarının da orantılama amaçlı kullanılabilmesi ve bu durumun sonuçlarda anlamlı bir değişikliğe yol açmadığı bildirilmiştir [28]. Strain index sayesinde subjektif bir test olarak kabul edilebilecek renk haritası tabanlı elastografi incelemesinin sayısal verilere dayanan daha objektif kriterlere sahip olması sağlanabilmektedir. Literatürde strain index ile ilgili olarak benign ve malign nodülleri birbirinden ayırmayı sağlayacak bir eşik değer bulunmasını amaçlayan çalışmalar mevcuttur [29, 30]. Bu çalışmalarda 1,5-6,6 arasında değerler önerilmektedir ancak ortak bir değer üstünde uzlaşma sağlanamamıştır. Biyopsilerde önemi belirsiz atipi tanısı almış nodüllerin benign-malign ayrımında strain index'in kullanılabilirliğini araştıran bir çalışmada [31] eşik değerinin 6,66 kabul edilmesi durumunda malignite tanısı için duyarlılığın %98,87, özgüllüğün ise %96,30 olduğu, başka bir çalışmada [32] ise eşik değeri 2.05 alındığında duyarlılığın %87,5 ve özgüllüğün %92 olduğu bildirilmiştir.

Tiroid nodüllerinin değerlendirilmesinde kullanılmakta olan American Thyroid Association (ATA) tarafından yayınlanmış olan rehber [9] ve farklı yazar ve kuruluşlar tarafından önerilmiş olan Thyroid Imaging – Reporting and Data System (TI-RADS) sınıflamalarının [8, 33-36] duyarlılık ve özgüllüklerinin iyileştirilmeleri için elastografi kullanımını araştıran çalışmalar mevcuttur. Xue ve ark. Horvath ve ark. [34] tarafından geliştirilen TI-RADS sınıflamasına elastografinin eklenmesinin malignite tanısında duyarlılığı %76,4'ten %93'e, özgüllüğü ise %85'ten %93,7'ye yükselttiğini bildirmişlerdir [37]. Stoian ve ark. Russ ve ark. [36] tarafından geliştirilen TI-RADS sınıflamasına kantitatif bir elastografi yöntemi olarak stra-



Resim 5. Tiroid sol lobta hipoeoik, kontur düzensizliği bulunan solid nodül izlenen hasta. Strain elastografide Rago sınıflamasına göre skor 4 olarak kabul edildi. Strain ratio 9.73 hesaplanıyor. Patoloji papiller tiroid karsinomu ile uyumlu geldi.

in ratio'yu (4'ün üstünü malign kabul ederek) kriter olarak eklemeleri ile gerçekleştirdikleri çalışmada [38] duyarlılığın %86,2'ye, özgüllüğün ise %97,24'e yükseldiğini belirtmişlerdir. Ancak bazı çalışmalar elastografinin rehberlere katkısının sınırlı olduğunu bildirmektedir. Yang ve ark. [39] ATA rehberine göre orta risk kategorisine sahip nodüllerde (risk faktörü içermeyen solid nodüller) kalitatif elastografinin ve strain ratio'nun benign/malign ayırımında ek bir katkı sağlamadığını bildirmişlerdir.

Diffüz tiroid hastalıklarının tiroid dokusunun sertliğini genel olarak değiştirebilme potansiyelleri olduğu bilindiğinden elastografinin diffüz tiroid hastalıklarının ayırıcı tanısındaki rolü araştırılmıştır. Yang ve ark. [40] çalışmasında strain ratio kullanılarak (tiroid parenkimi / kas dokusu arasında) yapılan ölçümlerde azalan sertlik sırasına göre subakut granümatöz tiroidit>Hashimoto tiroiditi>Hipertiroidi grubu>Kontrol grubu şeklinde, istatistiksel olarak anlamlı sertlik farkları ölçülmüştür. Ancak subakut granümatöz tiroiditte izlenmekte olan sertliğin, tiroidit nodüler bir konfigürasyonda prezante olduysa malign nodüller ile karışabilme potansiyeli mevcuttur ve Xie ve ark. [41]

çalışmalarına göre strain elastografinin benzer sertlikte olabilecek bu iki patolojiyi birbirinden ayırt etmede başarısı düşüktür.

Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) ve Shear Wave Elastografi

Shear wave ultrasonografi, tarama aksı yönünde gönderilen bir itici puls tarafından oluşturulan, tarama aksına dik yönde ilerleyen ve shear wave adı verilen dalgaların hızlarının ölçülmesi prensibi ile çalışmaktadır. Hız doku sertliği ile ilişkili olduğundan sert dokularda shear wave daha hızlı kaydedilir [14]. Hızlar metre/saniye cinsinden verilebileceği gibi cihaz tarafından kiloPaskal (kPa) olarak da hesaplanabilir. Bu bilgilerden de anlaşılacağı gibi shear wave ultrasonografi tekniği sayesinde doku sertliğinin kantitatif bir şekilde ortaya konulabilmesi mümkün olmaktadır. Ölçümlerin sağlıklı bir şekilde yapılabilmesi için mümkün oldukça hareketin engellenmesi gerekmektedir. Bu amaçla hastanın birkaç saniye için nefes tutması faydalı olabilir. Karotis pulsasyonları bir hareket kaynağı olduğu için ölçümlerin longitudinal planda yapılması tavsiye edilmektedir ancak aksiyal plan da kullanılabilir [42]. İnceleme esnasında prob kompresyonunun minimal seviyede tutulması gerekmektedir. Aksi durumda dokular gerçek değerlerine kıyasla daha sert olarak ölçülebilir. Yine probun mümkün oldukça dik planda tutulması önemlidir. Nodül değerlendirilmesi yapıldığı zaman nodül içi büyük kalsifikasyonların ve büyük kistik alanların inceleme dışı bırakılması önerilmektedir [43, 44].

Shear wave tekniği görüntüdeki tek bir noktadan sayısal bir ölçüm almak için kullanılıyorsa nokta shear wave tekniğinden bahsedilir. Doppler'de kullanılan spektral akım ölçümü öncesinde yerleştirilen kutucuğa benzer bir kutu ilgilenilen bölgenin üstüne konularak rakamsal bir değer elde edilebilir. Bu kutucuğun boyutu genellikle kullanıcı tarafından değiştirilemez. Tek bir noktadan bilgi almak yerine bir kutunun sınırları içinde kalan tüm noktalardan eş zamanlı bilgi alınarak bu bilgi bir renk haritası şeklinde gösterilebilir. Bu durumda 2 boyutlu shear wa-

ve'den bahsedilir. Bu harita hem kalitatif bilgi sağlar hem kutu içindeki herhangi bir noktadan kantitatif değer elde edilebilir, hem de kutu boyutu değiştirilebilir. Eğer bir nodülün sertlik derecesi ölçülüyorsa nodüle ek olarak çevresinde yer alan tiroid dokusunun da ölçüm kutusunun içine alınması önerilmektedir. Sayısal değerler ölçülürken hata payını azaltmak için alınması gereken örneklem sayısının 5 ile 10 arasında olması gerektiği belirtilmiştir [42].

Shear wave elastografinin strain elastografiye göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Shear wave'de kompresyon uygulanması gerekmediğinden ve doku sertliği nicel değeri bilinen bir shear wave dalgası ile ortaya konduğundan uygulayıcıya daha az bağımlıdır ancak strain elastografide elde edilebilen yüksek çerçeve hızlarının (saniyede gösterilebilen görüntü sayısı) aksine shear wave'de genellikle saniyede birkaç kare görüntü gösterilebilmektedir. Bu durumda en ufak hasta hareketinde ölçümün yapıldığı bölge hareket etmekte, bu da istenilen alanın doğru bir şekilde kuantifiye edilmesini güçleştirebilmektedir.

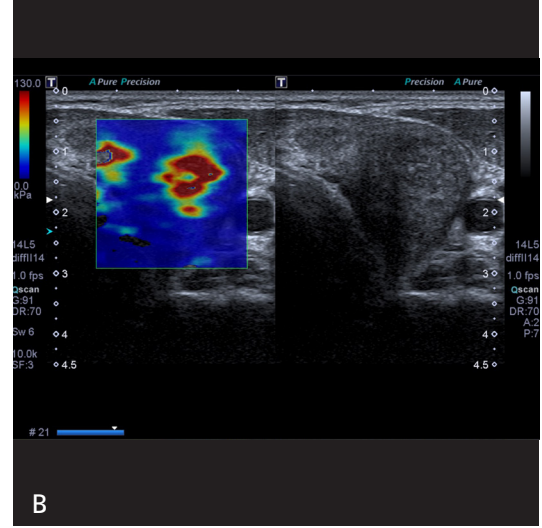
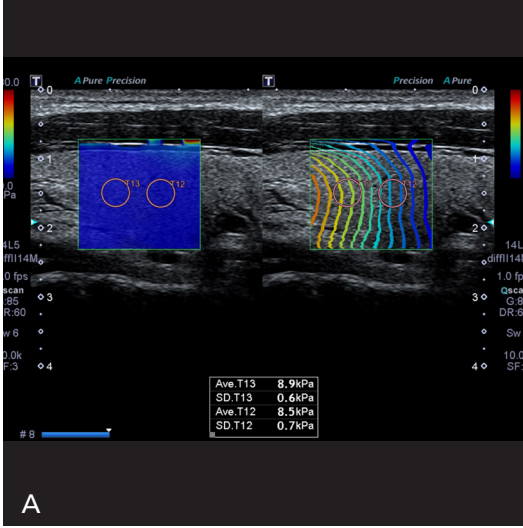
Tiroid hastalıklarında shear wave elastografi ile görüntüleme hakkında, strain elastografiye kıyasla daha az bilgi mevcuttur. Meta-analiz çalışmalarında shear wave elastografinin malignite tanısında duyarlılığı %80-86 arasında, özgüllüğü ise %84-90 arasında bildirilmiştir [14, 45]. Bu bulgular konvansiyonel gri skala ultrasonografiye ek olarak shear wave elastografi kullanımının malign nodüllerin benign nodüllerden ayırt edilmesinde faydalı olabileceğini düşündürmektedir. Gözlemciler arası uyumun da shear wave elastografi için yüksek olduğu bildirilmiştir. Grazhdani ve ark.'nın çalışmalarında iki ayrı gözlemci arasında ARFI sonuçları açısından iyi düzeyde ($k=0,755$) uyum olduğu belirtilmiştir.

Shear wave elastografide sayısal bir değer elde edilebildiğinden tiroid dokusunun sertliği de araştırılabilmektedir (Resim 6). Kim ve ark. [46] çalışmasında normal tiroid dokusunun shear wave elastografide sertlik değeri $23,4\pm 10,8$ kPa olarak hesaplanmakta iken diffüz tiroid hastalıkları (Hashimoto tiroiditi ve Graves hastalığı) bulunan grupta bu değer

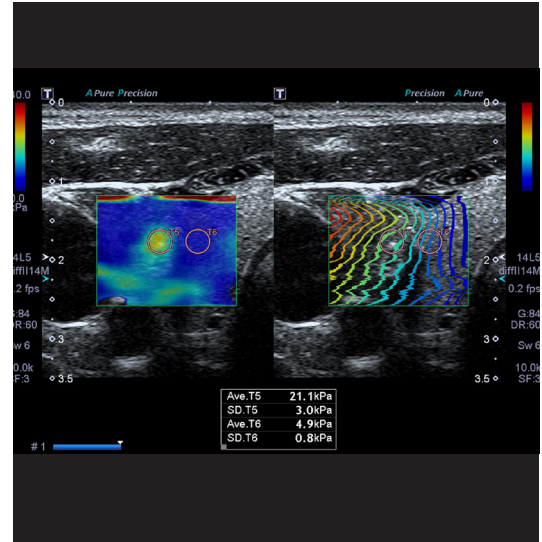
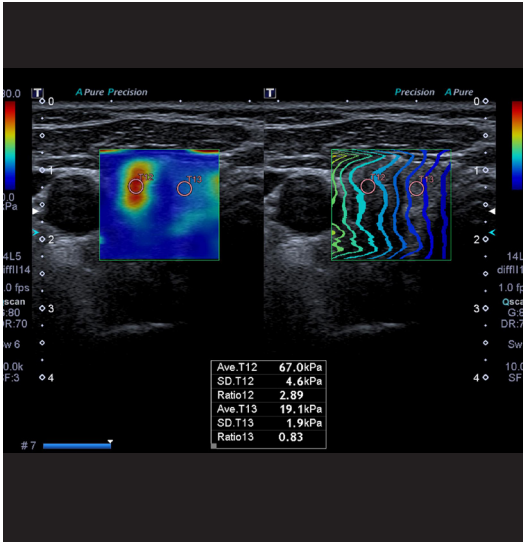
$24,1\pm 10$ kPa olarak hesaplanmış ve aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir. Ancak normal tiroid dokusu ile otoimmün tiroid hastalığı içeren doku arasında istatistiksel olarak anlamlı sertlik farkı olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur. Fukuhara ve ark. [47] çalışmasında normal tiroid dokusu, kronik lenfositik tiroiditli doku, benign tiroid nodülü ve malign tiroid nodüllerinin sertlikleri karşılaştırıldıklarında lenfositik tiroiditte ölçülen değerlerin ($2,55\pm 0,28$ m/sn.) benign tiroid dokusunda ölçülen değerlere ($1,60\pm 0,18$ m/sn.) kıyasla, malign nodüllere daha yakın ($2,66\pm 0,95$ m/sn.) olacak şekilde anlamlı derecede yüksek hesaplandıkları belirtilmiştir. Bu sayede kronik lenfositik tiroiditte doku fibrozis derecesinin de tahmin edilebileceği çalışmada bildirilmektedir. Riedel tiroiditinde shear wave elastografinin kullanımı ile ilgili geniş seriler mevcut olmamakla birlikte olgu bildirimlerinde [48] 281 kPa'ya kadar yükselebilen değerlerin izlenebildiği belirtilmiştir.

Tiroid nodüllerinin natürünün araştırılması amacıyla yapılan çalışmalarda malignite açısından eşik değer 2,4 ile 4,70 m/sn arasında (34,5-66 kPa) bulunmuştur (Resim 7, 8) [14, 49]. 4,70 m/sn (66 kPa) değerinin hesaplandığı Veyrieres ve ark. [50] çalışmasında duyarlılık %80, özgüllük %90,5 olarak bildirilmiş, gri skala bulgular ile kombine edildiğinde duyarlılığın %97, negatif prediktif değerinin ise %99,5'e ulaştığı belirtilmiştir. Park ve ark. [51] da yaptıkları çalışmada lezyonun ortalama sertlik değerinin 85 kPa'nın üstünde olması malignite açısından bağımsız bir risk faktörü olarak kabul edilmiş ve gri skala bulguları ile birleştirildiğinde duyarlılığın ve özgüllüğün %95'e yükseldiği bildirilmiştir.

İnce iğne aspirasyon biyopsisi sonrasında Bethesda sınıflamasına göre önemi belirsiz atipi / önemi belirsiz foliküler lezyon tanısı veya foliküler neoplazi tanısı almış olan, dolayısıyla malign / benign ayırımı net bir şekilde yapılamamış nodüllerde shear wave elastografinin fayda sağlayıp sağlamayacağını araştırılan çalışmalar mevcuttur. Samir ve ark. [52] çalışmasında bu grupta yer alan nodüllerde gri skala ve Doppler bulgularının malignite tanısına yardımcı olmadıkları,



Resim 6. A, B. (A) Normal bir bireyde tiroid parenkiminin sertlik derecesinin shear wave elastografi ile ölçülmesi. Ekranın sol yarımında yer alan harita yayılım haritası ("propagation map") adını almaktadır. Ölçümlerin sağlıklı olması için yayılım haritasının birbirine paralel çizgiler halinde durduğu bölgelerinden yapılması gerekmektedir. (B) Subakut tiroidit (de Quervain tiroiditi) geçirmekte olan hastada shear wave elastografi. Tutulum olan alanlar geri kalan parenkime kıyasla belirgin sert olarak kodlanıyor.



Resim 7. Tiroid sağ lobta ön-arka çapı mediolateral çapından daha büyük olan, kontur lobülasyonu gösteren, hipoekoik solid nodül izleniyor. Shear wave elastografide nodülün 67 kPa'lık sertlik derecesine sahip olduğu görünüyor. Patoloji papiller tiroid ca ile uyumlu geldi.

Resim 8. Tiroid sağ lobta izoekoik solid nodül. Shear wave elastografide sertlik değeri (21,1 kPa) çok yüksek bulunmasa da normal parenkimin sertlik değerinin (4,9 kPa) 4 katından fazla sertliğe sahip. Operasyonda foliküler varyant papiller karsinom ile uyumlu sonuç elde edildi.

ancak transvers planda yapılan ortalama shear wave elastografi ölçümünde 22,3 kPa eşik değerinin üstünde sonuçların alınmasının maligniteyi öngörmekte %82 duyarlılık ve %88 özgüllüğe

sahip olduğu belirtilmiştir. Bu durum, önemi belirsiz atipi sonucu alınan nodüllerin yönetiminde, gri skala bulgularının yanında shear wave değerlerinin de göz önünde bulundurulmasının faydalı

olabileceğini akla getirmektedir. Ancak benzer bir hasta grubunda Bardet ve ark. [53] yaptıkları 131 nodül içeren çalışmada shear wave elastografinin malign ve benign patolojileri ayırt etmede faydası olmadığı, bu iki gruptaki nodüllerin birbirlerine yakın sertlik derecesine (benignlerde 20,2 kPa, malignlerde 19,6 kPa) sahip oldukları bildirilmiştir. Bu sonuçlar daha yüksek hasta sayılarını içeren prospektif çalışmaların yapılmasının gerektiğini göstermektedir.

Papiller karsinoma kıyasla daha yumuşak kıvamda olabilen foliküler karsinomlardan shear wave elastografinin tanıya katkısı araştırılmıştır [52] ve ortalama 22,3 kPa sertlik düzeyinin eşik değer kabul edilmesi durumunda foliküler adenom ile karsinomun birbirinden ayırt edilmesinde %82 duyarlılık, %88 özgülük, %75 pozitif ve %91 negatif prediktif değere ulaşılabileceği belirtilmiştir. Ancak bu konuda da yapılan çalışma sayıları kısıtlıdır.

Shear wave elastografiyi strain elastografi ile karşılaştıran çalışmalar mevcuttur. Liu ve ark. [54] 64 tiroid nodülünü içeren çalışmalarında malign / benign ayırımı için eşik değer olarak ortalama sertlik seviyesi 38.3 kPa kabul edildiğinde duyarlılığın %68,4, özgülüğün %86,7 hesaplandığı, strain elastografide ise Rago 4 ve 5 grubu malign olarak kabul edildiğinde duyarlılığın %79, özgülüğün ise %84,4 hesaplandığını bildirmişler ve shear wave 'in strain elastografiye kıyasla daha az duyarlı ancak daha özgül olması sebebiyle strain elastografiye ek katkı sağlayabileceği sonucuna varmışlardır. Ancak Hu ve ark. [55] 2719 nodül içeren meta-analiz çalışmalarında bu iki tetkikin benzer duyarlılık oranlarına (strain için %84, shear wave için %79, $p>0.05$) sahip olmalarına rağmen özgülükleri göz önünde bulundurulduğunda (strain için %90, shear wave için %87, $p<0.05$) strain elastografinin daha yüksek değere sahip olduğu, bu sebeple tiroid nodüllerinin ayırıcı tanısında shear wave'den daha faydalı olabileceğini bildirmişlerdir.

Sonuç

Tiroid elastografisinin gri-skala bulguları ile birlikte kullanılmasının tanısal duyarlılık ve öz-

güllüğü arttırabileceğini belirten yayınlar mevcut olmakla birlikte bazı yayınlarda elastografinin katkısının olmadığı veya kısıtlı olduğu şeklinde sonuçlar bildirilmiştir. Tiroid elastografisi yayınları arasındaki farklı sonuçların nedenleri arasında hasta popülasyonlarının değişkenliği (içerdikleri benign ve malign nodüllerin oranı), uygulayıcıların elastografi deneyimlerinin kısıtlı olması, elastografik ölçümlerin kalitesini kontrol eden sistemlerin zamanla devreye girmiş olması, farklı cihazların benzer temel prensipler ile çalışmalarına rağmen teknik farklılıklara sahip olmaları sebebiyle birbirleri ile uyumsuz rakamsal değerler vermeleri ve geniş randomize kontrollü prospektif serilerin sayısının azlığı yer almaktadır. Ayrıca elastografi teknolojisi çoğunlukla üst düzey ultrasonografi cihazlarında opsiyonel olarak sunulmakta olan bir teknolojidir. Bu problemler sebebiyle malign/benign nodüllerin birbirinden ayırımı ile ilgili yayınlanmış rehberlerin büyük bir kısmında [8, 9, 33, 35] tiroid elastografisi kesin bir kriter olarak kabul edilmemektedir. Russ ve ark. [36] önerdikleri TI-RADS sisteminde ise elastografide nodülün sert olarak kodlanması yüksek şüpheli bulgular arasında (diğer bulgular belirgin hipoekoik olma, mikrokalsifikasyon içerme, kontur düzensizliği, nodül ön-arka çapın mediolateral çapından büyük olmasıdır) kabul edilmiş, bir veya iki şüpheli bulgu varlığında nodül TI-RADS 4B, 3-5 arasında şüpheli bulgu varlığında ise TI-RADS 5 kategorisine konmuştur. European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology (EFSUMB) tarafından 2013 yayımlanan elastografi rehberinde [56] elastografinin konvansiyonel ultrasonografiye ek bir metot olarak kullanılabilmesi, daha önce biyopsi yapıp benign sonuç alınmış nodüllerin takibinde de kullanılabilmesi belirtilmiştir ancak kesin kriterler sunulmamıştır. **Elastografinin rutin nodül biyopsisinin yerini henüz tutamayacağı, bu sebeple gri skala bulguları şüpheli olan nodüllerde biyopsiyi ertelemek için bir kriter kabul edilmemesi gerektiği bildirilmektedir** [42]. Teknolojik gelişmeler ve elastografi tekniğinin standardizasyonu yönünde yapılacak çalışmalar sayesinde tiroid elastografisinin gelecekte daha yaygın bir kullanım alanı bulacağı

ve daha fazla rehberle entegre olabileceği düşünülebilir.

Kaynaklar

- [1]. Vander JB, Gaston EA, Dawber TR. The significance of nontoxic thyroid nodules. Final report of a 15-year study of the incidence of thyroid malignancy. *Ann Intern Med* 1968; 69: 537-40. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Guth S, Theune U, Aberle J, Galach A, Bamberger CM. Very high prevalence of thyroid nodules detected by high frequency (13 MHz) ultrasound examination. *Eur J Clin Invest* 2009; 39: 699-706. [\[CrossRef\]](#)
- [3]. Sipos JA. Advances in ultrasound for the diagnosis and management of thyroid cancer. *Thyroid* 2009; 19: 1363-72. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Hegedüs L. Clinical practice. The thyroid nodule. *N Engl J Med* 2004; 351: 1764-71. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Cronan JJ. Thyroid nodules: is it time to turn off the US machines? *Radiology* 2008; 247: 602-4. [\[CrossRef\]](#)
- [6]. Kim EK, Park CS, Chung WY, Oh KK, Kim DI, Lee JT, et al. New sonographic criteria for recommending fine-needle aspiration biopsy of nonpalpable solid nodules of the thyroid. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 178: 687-91. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Salmaslıoğlu A, Erbil Y, Dural C, İşsever H, Kapran Y, Ozarmağan S, et al. Predictive value of sonographic features in preoperative evaluation of malignant thyroid nodules in a multinodular goiter. *World J Surg* 2008; 32: 1948-54. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Kwak JY, Han KH, Yoon JH, Moon HJ, Son EJ, Park SH, et al. Thyroid imaging reporting and data system for US features of nodules: a step in establishing better stratification of cancer risk. *Radiology* 2011; 260: 892-9. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Haugen BR, Alexander EK, Bible KC, Doherty GM, Mandel SJ, Nikiforov YE, et al. 2015 American Thyroid Association Management Guidelines for Adult Patients with Thyroid Nodules and Differentiated Thyroid Cancer: The American Thyroid Association Guidelines Task Force on Thyroid Nodules and Differentiated Thyroid Cancer. *Thyroid* 2016; 26: 1-133. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Eun NL, Son EJ, Kim JA, Gweon HM, Kang JH, Youk JH. Comparison of the diagnostic performances of ultrasonography, CT and fine needle aspiration cytology for the prediction of lymph node metastasis in patients with lymph node dissection of papillary thyroid carcinoma: A retrospective cohort study. *Int J Surg* 2018; 51: 145-50. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging* 1991; 13: 111-34. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. Shiina T, Nightingale KR, Palmeri ML, Hall TJ, Bamber JC, Barr RG, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: basic principles and terminology. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 1126-47. [\[CrossRef\]](#)
- [13]. Dudea SM, Botar-Jid C. Ultrasound elastography in thyroid disease. *Med Ultrason* 2015; 17: 74-96. [\[CrossRef\]](#)
- [14]. Cosgrove D, Barr R, Bojunga J, Cantisani V, Chammas MC, Dighe M, et al. WFUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 4. Thyroid. *Ultrasound Med Biol* 2017; 43: 4-26. [\[CrossRef\]](#)
- [15]. Bojunga J, Herrmann E, Meyer G, Weber S, Zeuzem S, Friedrich-Rust M. Real-time elastography for the differentiation of benign and malignant thyroid nodules: a meta-analysis. *Thyroid* 2010; 20: 1145-50. [\[CrossRef\]](#)
- [16]. Hong Y, Liu X, Li Z, Zhang X, Chen M, Luo Z. Real-time ultrasound elastography in the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules. *J Ultrasound Med* 2009; 28: 861-7. [\[CrossRef\]](#)
- [17]. Rago T, Scutari M, Loiacono V, Santini F, Tonacchera M, Torregrossa L, et al. Low Elasticity of Thyroid Nodules on Ultrasound Elastography Is Correlated with Malignancy, Degree of Fibrosis, and High Expression of Galectin-3 and Fibronectin-1. *Thyroid* 2017; 27: 103-10. [\[CrossRef\]](#)
- [18]. Dighe M, Bae U, Richardson ML, Dubinsky TJ, Minoshima S, Kim Y. Differential diagnosis of thyroid nodules with US elastography using carotid artery pulsation. *Radiology* 2008; 248: 662-9. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. Itoh A, Ueno E, Tohno E, Kamma H, Takahashi H, Shiina T, et al. Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology* 2006; 239: 341-50. [\[CrossRef\]](#)
- [20]. Rago T, Santini F, Scutari M, Pinchera A, Vitti P. Elastography: new developments in ultrasound for predicting malignancy in thyroid nodules. *J Clin Endocrinol Metab* 2007; 92: 2917-22. [\[CrossRef\]](#)
- [21]. Asteria C, Giovanardi A, Pizzocaro A, Cozzaglio L, Morabito A, Somalvico F, et al. US-elastography in the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules. *Thyroid* 2008; 18: 523-31. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Moon HJ, Sung JM, Kim EK, Yoon JH, Youk JH, Kwak JY. Diagnostic performance of gray-scale US and elastography in solid thyroid nodules. *Radiology* 2012; 262: 1002-13. [\[CrossRef\]](#)
- [23]. Yoon JH, Kim EK, Kwak JY, Park VY, Moon HJ. Application of Various Additional Imaging Techniques for Thyroid Ultrasound: Direct Comparison of Combined Various Elastography and Doppler Parameters to Gray-Scale Ultrasound in Differential Diagnosis of Thyroid Nodules. *Ultrasound Med Biol* 2018; 44: 1679-86. [\[CrossRef\]](#)
- [24]. Trimboli P, Guglielmi R, Monti S, Misicchi I, Graziano F, Nasrollah N, et al. Ultrasound sensitivity for thyroid malignancy is increased by real-time elastography: a prospective multicenter study. *J Clin Endocrinol Metab* 2012; 97: 4524-30. [\[CrossRef\]](#)
- [25]. Cantisani V, Grazhdani H, Drakonaki E, D'Andrea V, Di Segni M, Kaleshi E, et al. Strain US Elastography for the Characterization of Thyroid Nodules: Advantages and Limitation. *Int J Endocrinol* 2015; 2015: 908575. [\[CrossRef\]](#)

- [26]. Lyshchik A, Higashi T, Asato R, Tanaka S, Ito J, Mai JJ, et al. Thyroid gland tumor diagnosis at US elastography. *Radiology* 2005; 237: 202-11. [\[CrossRef\]](#)
- [27]. Havre RF, Waage JR, Gilja OH, Odegaard S, Nesje LB. Real-Time Elastography: Strain Ratio Measurements Are Influenced by the Position of the Reference Area. *Ultraschall Med* 2011 Jun 10. [Epub ahead of print] [\[CrossRef\]](#)
- [28]. Aydin R, Elmali M, Polat AV, Danaci M, Akpolat I. Comparison of muscle-to-nodule and parenchyma-to-nodule strain ratios in the differentiation of benign and malignant thyroid nodules: which one should we use? *Eur J Radiol* 2014; 83: e131-6. [\[CrossRef\]](#)
- [29]. Ning CP, Jiang SQ, Zhang T, Sun LT, Liu YJ, Tian JW. The value of strain ratio in differential diagnosis of thyroid solid nodules. *Eur J Radiol*, 2012. 81: p. 286-91. [\[CrossRef\]](#)
- [30]. Xing, P., L. Wu, C. Zhang, S. Li, C. Liu, and C. Wu. Differentiation of benign from malignant thyroid lesions: calculation of the strain ratio on thyroid sonoelastography. *Eur J Radiol* 2012; 81: 286-91.
- [31]. Cakir B, Ersoy R, Cuhaci FN, Aydin C, Polat B, Kihic M, et al. Elastosonographic strain index in thyroid nodules with atypia of undetermined significance. *J Endocrinol Invest* 2014; 37: 127-33. [\[CrossRef\]](#)
- [32]. Cantisani V, Ulisse S, Guitoli E, De Vito C, Caruso R, Mocini R, et al. Q-elastography in the presurgical diagnosis of thyroid nodules with indeterminate cytology. *PLoS One* 2012; 7: e50725. [\[CrossRef\]](#)
- [33]. Shin JH, Baek JH, Chung J, Ha EJ, Kim JH, Lee YH, et al. Ultrasonography Diagnosis and Imaging-Based Management of Thyroid Nodules: Revised Korean Society of Thyroid Radiology Consensus Statement and Recommendations. *Korean J Radiol* 2016; 17: 370-95. [\[CrossRef\]](#)
- [34]. Horvath E, Majlis S, Rossi R, Franco C, Niedmann JP, Castro A, et al. An ultrasonogram reporting system for thyroid nodules stratifying cancer risk for clinical management. *J Clin Endocrinol Metab* 2009; 94: 1748-51. [\[CrossRef\]](#)
- [35]. Tessler FN, Middleton WD, Grant EG, Hoang JK, Berland LL, Teefey SA, et al. ACR Thyroid Imaging, Reporting and Data System (TI-RADS): White Paper of the ACR TI-RADS Committee. *J Am Coll Radiol* 2017; 14: 587-95. [\[CrossRef\]](#)
- [36]. Russ G, Royer B, Bigorgne C, Rouxel A, Bienvenu-Perrard M, Leenhardt L. Prospective evaluation of thyroid imaging reporting and data system on 4550 nodules with and without elastography. *Eur J Endocrinol* 2013; 168: 649-55. [\[CrossRef\]](#)
- [37]. Xue J, Cao XL, Shi L, Lin CH, Wang J, Wang L. The diagnostic value of combination of TI-RADS and ultrasound elastography in the differentiation of benign and malignant thyroid nodules. *Clin Imaging* 2016; 40: 913-6. [\[CrossRef\]](#)
- [38]. Stoian D, Timar B, Derban M, Pantea S, Varcus F, Craina M, et al. Thyroid Imaging Reporting and Data System (TI-RADS): the impact of Quantitative Strain Elastography for better stratification of cancer risks. *Med Ultrason* 2015; 17: 327-32. [\[CrossRef\]](#)
- [39]. Yang BR, Kim EK, Moon HJ, Yoon JH, Park VY, Kwak JY. Qualitative and Semiquantitative Elastography for the Diagnosis of Intermediate Suspicious Thyroid Nodules Based on the 2015 American Thyroid Association Guidelines. *J Ultrasound Med* 2018; 37: 1007-14. [\[CrossRef\]](#)
- [40]. Yang Z, Zhang H, Wang K, Cui G, Fu F. Assessment of Diffuse Thyroid Disease by Strain Ratio in Ultrasound Elastography. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 2884-9. [\[CrossRef\]](#)
- [41]. Xie P, Xiao Y, Liu F. Liu. Real-time ultrasound elastography in the diagnosis and differential diagnosis of subacute thyroiditis. *J Clin Ultrasound* 2011; 39: 435-40. [\[CrossRef\]](#)
- [42]. Xu HX, Yan K, Liu BJ, Liu WY, Tang LN, Zhou Q, et al. Guidelines and recommendations on the clinical use of shear wave elastography for evaluating thyroid nodule1. *Clin Hemorheol Microcirc* 2018 Oct 10. doi: 10.3233/CH-180452. [Epub ahead of print] [\[CrossRef\]](#)
- [43]. Grazhdani H, Cantisani V, Lodise P, Di Rocco G, Proietto MC, Fioravanti E, et al. Prospective evaluation of acoustic radiation force impulse technology in the differentiation of thyroid nodules: accuracy and interobserver variability assessment. *J Ultrasound* 2014; 17: 13-20. [\[CrossRef\]](#)
- [44]. Xu JM, Xu HX, Xu XH, Liu C, Zhang YF, Guo LH, et al. Solid hypo-echoic thyroid nodules on ultrasound: the diagnostic value of acoustic radiation force impulse elastography. *Ultrasound Med Biol* 2014; 40: 2020-30. [\[CrossRef\]](#)
- [45]. Dong FJ, Li M, Jiao Y, Xu JF, Xiong Y, Zhang L, et al. Acoustic Radiation Force Impulse imaging for detecting thyroid nodules: a systematic review and pooled meta-analysis. *Med Ultrason* 2015; 17: 192-9. [\[CrossRef\]](#)
- [46]. Kim I, Kim EK, Yoon JH, Han KH, Son EJ, Moon HJ, et al. Diagnostic role of conventional ultrasonography and shearwave elastography in asymptomatic patients with diffuse thyroid disease: initial experience with 57 patients. *Yonsei Med J* 2014; 55: 247-53. [\[CrossRef\]](#)
- [47]. Fukuhara T, Matsuda E, Endo Y, Takenobu M, Izawa S, Fujiwara K, et al. Correlation between quantitative shear wave elastography and pathologic structures of thyroid lesions. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 2326-32. [\[CrossRef\]](#)
- [48]. Slman R, Monpeyssen H, Desarnaud S, Haroche J, Fediaevsky Ldu P, et al. Ultrasound, elastography, and fluorodeoxyglucose positron emission tomography/computed tomography imaging in Riedel's thyroiditis: report of two cases. *Thyroid* 2011; 21: 799-804. [\[CrossRef\]](#)
- [49]. Bhatia KS, Tong CS, Cho CC, Yuen EH, Lee YY, Ahuja AT. Ahuja, Shear wave elastography of thyroid nodules in routine clinical practice: preliminary observations and utility for detecting malignancy. *Eur Radiol* 2012; 22: 2397-406. [\[CrossRef\]](#)
- [50]. Veyrieres JB, Albarel F, Lombard JV, Berbis J, Sebag F, Oliver C, et al. A threshold value in Shear Wave elastography to rule out malignant thyroid nodules: a reality? *Eur J Radiol* 2012; 81: 3965-72. [\[CrossRef\]](#)

- [51]. Park AY, Son EJ, Han K, Youk JH, Kim JA, Park CS. Park, Shear wave elastography of thyroid nodules for the prediction of malignancy in a large scale study. *Eur J Radiol* 2015; 84: 407-12. [\[CrossRef\]](#)
- [52]. Samir AE, Dhyani M, Anvari A, Prescott J, Halpern EF, Faquin WC, et al. Shear-Wave Elastography for the Preoperative Risk Stratification of Follicular-patterned Lesions of the Thyroid: Diagnostic Accuracy and Optimal Measurement Plane. *Radiology* 2015; 277: 565-73. [\[CrossRef\]](#)
- [53]. Bardet S, Ciappuccini R, Pellot-Barakat C, Monpeyssen H, Michels JJ, Tissier F, et al. Shear Wave Elastography in Thyroid Nodules with Indeterminate Cytology: Results of a Prospective Bicentric Study. *Thyroid* 2017; 27: 1441-9. [\[CrossRef\]](#)
- [54]. Liu BX, Xie XY, Liang JY, Zheng YL, Huang GL, Zhou LY, et al. Shear wave elastography versus real-time elastography on evaluation thyroid nodules: a preliminary study. *Eur J Radiol* 2014; 83: 1135-43. [\[CrossRef\]](#)
- [55]. Hu X, Liu Y, Qian L. Diagnostic potential of real-time elastography (RTE) and shear wave elastography (SWE) to differentiate benign and malignant thyroid nodules: A systematic review and meta-analysis. *Medicine (Baltimore)* 2017; 96: e8282. [\[CrossRef\]](#)
- [56]. Cosgrove D, Piscaglia F, Bamber J, Bojunga J, Correas JM, Gilja OH, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 2: Clinical applications. *Ultraschall Med* 2013; 34: 238-53. [\[CrossRef\]](#)

Tiroid Elastografisi

Artür Salmaslıoğlu

Sayfa 26

Günümüzde temel olarak tiroid elastografisi 3 farklı teknikle gerçekleştirilebilmektedir. Bu teknikler sırasıyla strain elastografi, acoustic radiation force impulse (ARFI) ve shear wave elastografidir.

Sayfa 26

Bu skorlama sistemlerinden en bilineni Itoh ve ark. tarafından geliştirilmiş olan Tsukuba skorlama sistemidir.

Sayfa 28

Strain index sayesinde sübjektif bir test olarak kabul edilebilecek renk haritası tabanlı elastografi incelemesinin sayısal verilere dayanan daha objektif kriterlere sahip olması sağlanabilmektedir.

Sayfa 28

Bu çalışmalarda 1,5-6,6 arasında değerler önerilmektedir ancak ortak bir değer üstünde uzlaşma sağlanamamıştır.

Sayfa 30

Tiroid nodüllerinin natürünün araştırılması amacıyla yapılan çalışmalarda malignite açısından eşik değer 2,4 ile 4,70 m/sn arasında (34,5-66 kPa) bulunmuştur.

Sayfa 32



Elastografinin rutin nodül biyopsisinin yerini henüz tutamayacağı, bu sebeple gri skala bulguları şüpheli olan nodüllerde biyopsiyi ertelemek için bir kriter kabul edilmemesi gerektiği bildirilmektedir.

Tiroid Elastografisi

Artür Salmaslıoğlu

- Aşağıdakilerden hangisi normalde kalitatif bir teknik olan strain elastografide kantitatif değer elde edilebilmesini sağlayan parametrelerden biridir?
 - ARFI
 - Shear wave elastografi
 - Strain ratio
 - Point shear wave elastografi
 - Transient elastografi
- Tiroid elastografisinin henüz tanı rehberlerinin bir kısmında yer almıyor olmasının sebepleri arasında aşağıda belirtilenlerden hangisi yer almaz?
 - Yeni bir teknoloji olduğu için her cihazda mevcut olmaması
 - Farklı üreticilerin farklı teknikler kullanması sebebiyle yöntemler arası uyumsuzlukların bulunabilmesi
 - Prospektif randomize kontrollü çalışma sayısının az olması
 - Elastografinin düşük duyarlılık ve özgüllüğe sahip bir teknik olması
 - Standardizasyonun henüz sağlanmamış olması
- Aşağıda yer alan tiroid patolojilerinden hangisinde elastografinin yalancı negatif sonuç verebilme olasılığı yüksektir?
 - Klasik tip papiller tiroid karsinomu
 - Foliküler tip tiroid karsinomu
 - Anaplastik karsinom
 - Riedel tiroiditi
 - Subakut granümatöz tiroidit
- Tiroid nodüllerini strain elastografi kullanarak sınıflamaya yardımcı olan sistemlerden birisi olan Rago ve ark. tarafından önerilen sınıflamaya göre, nodülün ve kısmen de çevresinde yer alan dokunun sert olarak kodlandığı skor aşağıdakilerden hangisidir?
 - 1
 - 2
 - 3
 - 4
 - 5
- Aşağıda yer alan özellik ve durumlardan hangisi tiroid elastografisinin doğru bir şekilde yapılmasını güçleştirebilecek faktörler arasında yer almamaktadır?
 - Tiroid nodülünün çok büyük olması
 - Tiroid nodülünün derinde yerleşmesi
 - Nodül içi geniş kaba kalsifikasyon veya kistik dejenerasyon alanlarının varlığı
 - Hastanın hareket etmesi
 - Nodülün mikrokalsifikasyon içermesi

Lenf Bezleri, Tükrük Bezleri ve Boyun Kitlelerinde Elastografi

Mahi Nur Cerit , Suna Özhan Oktar 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Lenf bezlerinde elastografi uygulamaları
- Tiroid bezinde elastografi uygulamaları
- Tükrük bezlerinde elastografi uygulamaları

Cerit MN, Özhan Oktar S. Lenf Bezleri, Tükrük Bezleri Ve Boyun Kitlelerinde Elastografi. Trd Sem 2019; 7: 38-49.

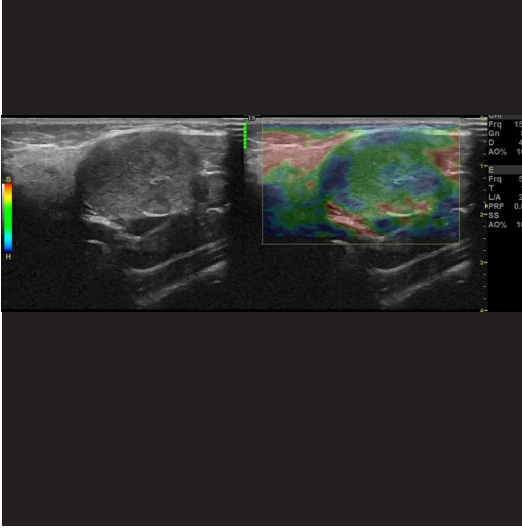
Giriş

Ultrason (US) elastografi, dokunun belirli bir kuvvete yanıt olarak yer değiştirmesini ya da sertliğini tanımlayabilen, invaziv olmayan bir görüntüleme tekniğidir [1, 2]. Sert dokular, aynı uygulanan kuvvete cevap olarak daha az deforme olup yer değiştirirken yumuşak dokular daha fazla yer değiştirir. Bu nedenle, US elastografisinin prensipleri el ile palpasyona benzerdir [2]. Günümüzde US elastografi, meme, karaciğer, prostat, tiroid bezleri, kan damarları, tükrük bezleri, kas-iskelet sistemi yapıları ve servikal lenf nodları dahil olmak üzere birçok farklı organın görüntülenmesinde kullanılmaktadır. Bu yazıda, servikal lenf nodları, tükrük bezleri ve tiroid bezinin değerlendirilmesinde US elastografinin kullanım alanları güncel literatür eşliğinde tartışılmıştır.

Lenf Nodlarında Elastografi Uygulamaları

Metastatik hastalık ya da lenfoma gibi primer malignitelerde izlenen anormal lenf nodlarının

benign karakterdeki lenf nodlarından ayırt edilmesi, hastalığın prognozunu öngörmeye ve tedavi planlarına ilişkin karar vermede yardımcı olduğu için klinik olarak önemlidir. Konvansiyonel US, malign lenf nodlarının değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmakla birlikte, yeterli duyarlılık ve özgüllüğe sahip tek bir ultrasonografik kriter bulunmamaktadır [1, 2]. Doppler US'de, normal ve reaktif lenf nodlarında tipik olarak düzenli hiler vaskularizasyon izlenirken metastatik infiltrasyon gösteren lenf nodlarında hiler vaskularizasyon genellikle kaybolur ve daha periferik ya da mikst paternde vaskularizasyon izlenir. Bununla birlikte, küçük lenf nodlarında bu Doppler bulgularının değerlendirilmesi zordur [3]. İnce iğne aspirasyon biyopsisi (İİAB) lenf nodu malignitesinin tanısında altın standarttır. Her ne kadar İİAB güvenli ve duyarlılığı yüksek bir yöntem olarak kabul edilse de bu yöntemin yetersiz örneklem, kanama, enfeksiyon ve trakt boyunca ekilme gibi sınırlamaları bulunmaktadır [4]. Bu nedenlerle, malign lenf nodlarını ayırt etmek için basit, güvenilir ve invaziv olmayan bir görün-



Resim 1. Strain elastografi ile değerlendirilen reaktif lenf nodunun komşu yumuşak doku ile benzer renk kodlamasına sahip olduğu izleniyor

tüleme yöntemine gereksinim duyulmaktadır. Doku elastisitesini değerlendiren sonoelastografi son yıllarda, lenf nodlarının benign-malign ayrımını yapmada yardımcı olabilecek potansiyel bir yöntem olarak kullanılmaya başlanmıştır. Metastatik lenf nodlarının, komşu yumuşak dokuya ya da benign karakterde lenf nodlarına kıyasla sertliğinin arttığı gösterilmiştir [5, 6]. Oysa reaktif süreçlerin çoğu lenf nodlarının sertliğini değiştirmez ve elastogramlarda bu lenf nodları komşu yumuşak doku ile benzer renk kodlamasına sahiptir (**Resim 1**) [3, 6]. Bu özellikler biyopsi yapılacak lenf nodlarının seçiminde ve nodal diseksiyonun yönlendirilmesinde yardımcı olabilir. Bu bilgilerin kullanılması, erken dönemde kanser nüksünün saptanmasını sağlayarak hastanın sağkalımını artırabilir [7].

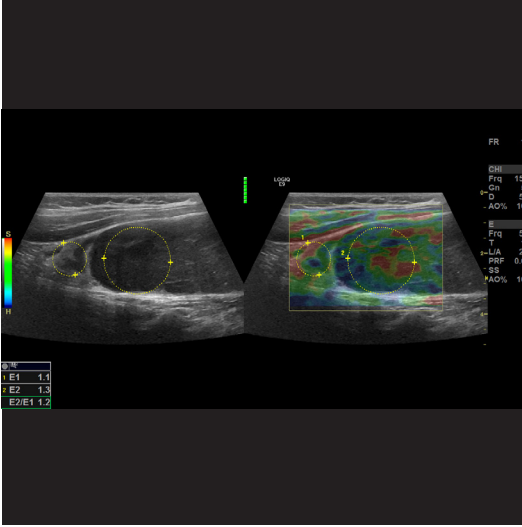
Lenf Nodu "Strain" Görüntüleme

Strain sonoelastografi ile lenf nodu değerlendirilmesi, strain oranı (gerinim oranı) ölçümü ya da elastisite skoru ile yapılmaktadır. Lenf nodları için strain oranı ölçümünde, cilt altı yağ dokusu ya da sternokleidomastoid kası referans doku olarak kullanılır. Elastisite skorları, lenf nodundaki sert alanların oranına göre genellikle 4-5 evre şeklinde sınıflandırılır. Ge-

nel olarak, benign lenf nodları daha yumuşak olma eğiliminde iken, metastatik lenf nodları daha serttir. Bu nedenle düşük elastisite skorları (skor 1-2) daha çok benign lenf nodları lehine değerlendirilirken, yüksek skorlar (skor 3-4), maligniteyi düşündürmektedir [5, 6, 8]. Bazı araştırmacılar metastatik lenf nodlarında intranodal nekroz varlığının elastografik skalayı etkileyebileceğini düşünerek, lenf nodlarının sınıflandırılmasında kalitatif skorlama sistemlerini, periferik düşük strain (yüksek sertlik) veya santral yüksek strain (düşük sertlik) ekle-yecek şekilde modifiye etmişlerdir. Ishibashi ve ark. [9] elastografik skalayı 5 puanlık bir ölçek kullanarak konvansiyonel US ile kombinasyon halinde değerlendirmiş ve elastografinin duyarlılığını %90,3, özgüllüğünü %80 ve doğruluk oranını %84,5 olarak bulmuşlardır.

Dokuz farklı çalışmadan yüzeysel yerleşimli 835 lenf nodunun strain görüntülemesinin değerlendirildiği histopatoloji ve/veya görüntülemenin referans standart olarak kabul edildiği bir meta-analizde, malign- benign ayrımı konusunda ümit verici sonuçlar elde edilmiş, duyarlılık ve özgüllük değerleri, strain oranı için sırasıyla %88 ve %81, elastisite skoru için ise %74 ve %90 olarak bulunmuştur [10]. Bununla birlikte biyopsi ile kanıtlanmış 89 servikal lenf nodunu (37 benign, 52 malign) değerlendiren bir diğer çalışmada, benign-malign ayrımında strain görüntülemenin duyarlılığının yüksek, özgüllüğünün ise düşük olduğu gösterilmiştir (Strain oranı için duyarlılık %98,1 ve özgüllük %64,9, elastisite skoru için duyarlılık %88,4 ve özgüllük %35,1) [11]. Alam ve ark. [12] yaptığı, farklı primer malignitelerden kaynaklanan 85 büyümüş servikal lenf nodunun (32 reaktif, 53 metastatik) reaktif-metastatik ayrımı için histopatoloji, görüntüleme ya da klinik yanıtın referans standart olarak kullanıldığı bir diğer çalışmada ise, elastisite skoru kullanılmasının yüksek özgüllük (%100) ve duyarlılık (%83) sağladığı sonucuna varılmıştır.

Strain elastografi tekniği, reaktif ve metastatik lenf nodlarını ayırt etmeye yardımcı olabilir, ancak lenfoma ya da tüberküloz lenfadenit gibi diğer durumları ayırt edemez. Lenfomada daha yumuşak yapıda lenf nodları oluşurken ve



Resim 2. Lenfoma tanılı hastada lenf nodunun ağırlıklı olarak kırmızı-yeşil renklerle kodlandığı ve strain oranının 1.2 olduğu görülüyor

tüberküloz lenfadenitte lenf nodlarında oluşan skar dokusu ve kalsifikasyon nedeniyle daha sert alanlar ya da renk karışımı görülebilir (Resim 2) [10, 11, 13].

Özetle literatürde lenf nodlarının benign-malign ayrımında strain elastografinin duyarlılık değerleri %74- 98, özgüllük değerleri %35-100 aralığında olup geniş varyasyon göstermektedir. Bu nedenle günümüzde rutin klinik pratikte kalitatif gerçek zamanlı ultrason elastografinin servikal lenf nodlarının değerlendirilmesinde kullanımı sınırlıdır.

Lenf Nodlarının Shear Wave US ile Görüntülenmesi

Literatürde shear wave görüntülemeyi lenf nodu karakterizasyonu açısından değerlendiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Örneğin, 55 servikal lenf nodunun (24 benign, 31 malign) 2D-Shear Wave Elastografi (SWE) ile değerlendirildiği ve referans standart olarak ince iğne aspirasyon sitolojisinin kullanıldığı bir çalışmada, maligniteyi öngörmeye özgüllük %100 bulunurken duyarlılık sadece %41,9 olarak bildirilmiştir [14]. Daha güncel bir çalışmada, histolojik olarak tanı almış, 43'ü benign (reaktif lenf nodu, Kikuchi hastalığı, tüberküloz), 57'si ise malign (çok sayıda primer

malignite) olmak üzere toplam 100 servikal lenf nodu pSWE ile değerlendirilmiş ve benign malign ayrımında duyarlılık %78,9, özgüllük %74,4 bulunmuştur [15].

Son zamanlarda yapılan birkaç çalışmada, akustik radyasyon gücü impuls görüntüleme (ARFI) ve süperonik shear görüntüleme tekniklerinin kullanıldığı shear wave elastografinin malign servikal lenf nodlarının değerlendirilmesinde ön plana çıkan görüntüleme yöntemi olduğu bildirilmiştir. SWE, gereksiz biyopsi sayısını azaltabilen konvansiyonel US'yi tamamlayıcı bir görüntüleme tekniği olmakla birlikte aynı zamanda shear wave hızını (m / s) veya elastik modülü (kPa) kullanarak elastisite görüntülerinin analizini yapan niceliksel bir yöntemdir. Bununla birlikte malign servikal lenf nodlarının tanısında shear wave elastografinin önemi tartışmalıdır [16]. ARFI görüntüleme ve süperonik shear görüntülemeyi ele alan az sayıda klinik çalışma mevcuttur [17]. Bhatia ve ark.[18] malign lenf nodlarının median elastik modülünün benign lenf nodlarından daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte 30,2 kPa eşik değeri için sırasıyla %41,9 duyarlılık, %100 özgüllük ve %61,8'lik doğruluk değerleri ile ayırdedilebilme oranlarının düşük olduğu gösterilmiştir. Başka bir çalışmada, malign lenf nodlarını ayırt etmek için maksimum elastik modülün kullanılabileceği ve 19,4 kPa'lık bir eşik değerinin sırasıyla %94 doğruluk, %91 duyarlılık ve %97'lik özgüllük değerleriyle sonuçlandığı bildirilmiştir [17].

Elli farklı çalışmadan 481 hastanın değerlendirildiği bir metaanalizde, SWE'nin malign servikal lenf nodlarının tanısı için kabul edilebilir bir görüntüleme yöntemi olduğu bildirilmiştir [16].

Özetle, literatürde lenf nodlarının benign-malign ayrımında SWE'nin duyarlılık değerleri %41-79, özgüllük değerleri %74-100 aralığında olup değişkenlik gösterebilmektedir [15].

Sınırlamalar

Serbest el tekniğinin kullanıldığı strain elastografi, kompresyon tekniğine çok bağlıdır. Aşırı sıkıştırma, doku sertliğini ve longitudinal

aks dışındaki yer değiştirmeyi etkileyerek, yazılımın korelasyon algoritmalarının doğruluğunu azaltabilir [17].

SWE kompresyon gerektirmediğinden, strain elastografiden daha az kullanıcı bağımlıdır [5]. Literatürde strain elastografi için gözlemciler arası uyumluluk değerleri 0,374-0,946 (κ değerleri) gibi çok geniş bir aralıkta rapor edilmiştir. SWE için, gözlemci içi ve gözlemciler arası tekrarlanabilirlik, hesaplanan sınıf içi korelasyon katsayılarına göre orta ila mükemmeldir (gözlemci içi 0,64 – 0,84, gözlemciler arası 0,72 – 0,77) [17].

Bununla birlikte, US elastografide henüz çözümlenmemiş birkaç sınırlama bulunmaktadır.

- US elastografi, ROI'yi örten cilt üzerinde konveks bir kabarıklık varsa sorunlu olabilir. Bu şartlar altında lineer bir probun ilgili dokuda fokal bir baskı üretmeden uygulanması imkansız olduğundan gerçek dışı sert elastogramlar elde edilir [5].
- SWE üzerine yapılan birçok çalışmada temsili ROI'lerin seçimi subjektif ve karmaşıktır.
- Strain görüntüleme tekniklerinde standardizasyon eksikliği vardır. Örneğin, strain oranının hesaplanması için referans doku (genellikle çevreleyen subkütan yağ doku veya kas), analiz yapılacak görüntü alanı seçimi (kutu boyutu, şekil, transdüserin mesafesi) ve elastogramların renk skalası standart değildir [6].
- Transdüserden uzaklık, anizotropi ve üstte yatan kaslardaki gerilme stresi ölçümlerindeki değişkenliği arttırmaktadır.
- Kistler ve kalsifiye lezyonlar esneklikten yoksundur.
- Komşu büyük damarlardan kaynaklanan pulsasyonlardan dolayı yüksek kaliteli elastogramların elde edilmesi genellikle zordur.
- US elastografinin uygulanmasında üretici ilişkili değişkenlikler belirsizliğini korumaktadır [17].
- Bazı maligniteler lenf nodu sertliğini arttırmaz. Özellikle, lenfomada genellikle komşu yumuşak dokuya benzer elastisiteye sahip yumuşak lenf nodları görülür [6].

Sonuç olarak, lenf nodu US elastografisi ile ilgili öncül çalışma sonuçları net değildir. Genel olarak bu tekniğin servikal lenf nodlarında malignite riski sınıflandırması için yararlı olabileceği gösterilmiştir. Sonoelastografi, tanı doğruluğunu artırmak için B-mod US ile birlikte kullanılabilir [5].

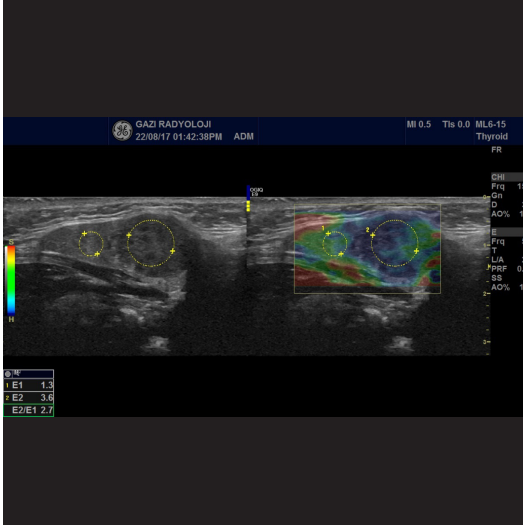
Günümüze kadar, lenf nodları ile ilgili yapılmış olan elastografi çalışmaları örneklem boyutunun küçük olması ve seçim yanlılığı nedeniyle kısıtlıdır. Daha büyük örneklem boyutu ile daha fazla araştırmaya ihtiyaç bulunmaktadır [5, 15].

Tükrük Bezlerinin Elastografisi

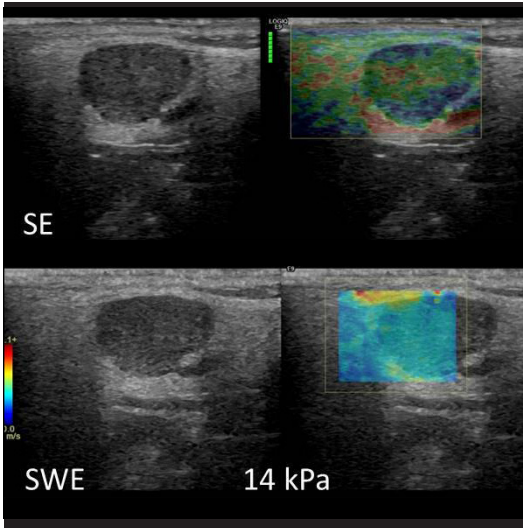
Tükrük bezi kitleleri tüm baş ve boyun tümörlerinin %3'ünü oluşturur [19]. Diğer yandan, neoplastik olsun ya da olmasın, tükrük bölgesinde şişlik sık rastlanan bir bulgudur. Tüm tedavi stratejileri, özellikle cerrahi, görüntüleme bulguları ile şekillenir. Görüntüleme ile lezyonun glandın içinde mi dışında mı olduğu, içindeyse lokalizasyonu ve komşuluklarının açıkça belirlenmesi beklenir. US genellikle ilk basamak görüntüleme yöntemidir ve inceleme çoğunlukla görüntüleme eşliğinde iğne biyopsisi ile tamamlanır. BT ve MR daha fazla tanısal çalışma gereken durumlarda daha ayrıntılı bilgi elde etmek için ve malignitelerin evrelemede kullanılır. Ne yazık ki, belirtilen görüntüleme yöntemlerinden hiçbiri benign-malign ayrımını sağlayamaz ya da tümörü ameliyattan önce doğru şekilde karakterize edemez. Bu nedenle, görüntüleme yöntemlerinin tamamı tek başına güvenilir olabilmesi için iyileştirmelere ya da ek özelliklere ihtiyaç duyar.

Ultrason parotis bezindeki kitlelerin saptanmasında çok hassas bir görüntüleme yöntemidir. İİAB ile doğruluk % 100'e yaklaşır. US'nin tek başına tanısal değerini artırmak için, tükrük bezi görüntülemesinde tamamlayıcı olarak elastografi önerilmiştir [20].

Sonoelastografi, lezyonların biyolojik karakterinin tahmininde malign tümörlerin benign olanlara göre daha yüksek sertliğe sahip olması esasına dayanmaktadır. Artmış sertliğin, sınırlı bir interstisyel matriks içindeki tümörün büyü-



Resim 3. Submandibular bezde pleomorfik adenom. Yapılan strain elastografide lezyonun ağırlıklı mavi-yeşil renk ile kodlandığı ve strain oranının 2.7 ölçüldüğü izleniyor



Resim 4. Adenoid kistik karsinom tanılı lezyon strain elastografi (üstte) ile ağırlıklı yeşil renkle kodlanıyor. Aynı lezyon shear wave elastografi ile değerlendirildiğinde (altta) elastisite değeri 14 kPa olarak ölçülüyor

yerek reaktif interstisyel fibroze neden olması sonucu oluştuğu varsayılmaktadır. Ancak tükrük bezi tümörlerinin histolojik yapısının çok değişken olması sertlik değerlerinde farklılıklara neden olur. Örneğin Whartin tümörleri genellikle yumuşak olmasına rağmen, pleomorfik adenomlar son derece geniş elastografik değer

aralığına sahiptir (maksimum sertlik değerleri 12,6 ile 291,3 kPa arasında değişebilir). Mikrosokondroid komponent nedeniyle, bu iyi huylu lezyonun sertliği, çok yüksek olabilir ve malign tümörlerin değerleriyle örtüşebilir (**Resim 3**) [21]. Parotis ya da submandibular neoplazmlarda US elastografinin etkinliğini araştıran çok sayıda çalışma yayınlanmıştır. Bu çalışmaların çoğunda benign ve malign lezyonların değerlerinde örtüşme olmasına rağmen tükrük bezi malignitelerinin benign neoplazmlardan daha yüksek ortalama sertlik indeksine sahip olduğu gösterilmiştir (**Resim 4**) [22].

Bir çalışmada, benign ve malign neoplazmlar için ortalama \pm SD sertlik değerleri sırasıyla 88,7 kPa \pm 48 kPa ve 146,3 kPa \pm 104,7 kPa olarak bulunmuştur [23]. Yakın zamanda 366 kitleden oluşan strain elastografi metaanalizinde %63 duyarlılık ve %59 özgüllük ile hayal kırıklığı yaratan sonuçlar bildirilmiştir [24].

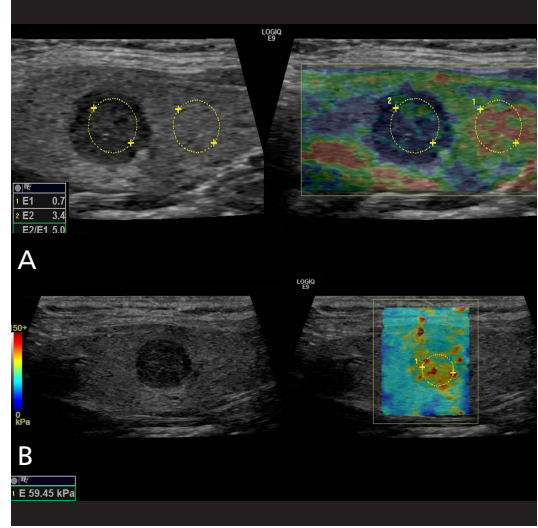
Tükrük bezi tümörlerinin elastografik paternindeki nitel farklılıklar da çalışılmıştır. Ancak bunlar genellikle subjektiftir ve düşük pozitif öngörü değerlerine sahiptir. Tükrük bezinin incelendiği US elastografi çalışmalarında, yeterli akustik geri saçılım göstermeyen çok hipoeoik karakterdeki tümörlerde ya da ciltte konveksiteye neden olarak linear bir probun ilgili dokuda fokal bir baskı üretmeden homojen uygulanmasının mümkün olmadığı tümörlerde gerçek dışı sert elastogramların elde edilmesi gibi bazı zorluklar bulunmaktadır. Mevcut kanıtlara dayanarak, tükrük bezi kitlelerinde sonoelastografinin kesin rolü ortaya konulamamıştır [22].

Diffüz tükrük bezi hastalıkları ile ilgili olarak US elastografinin değişken sonuçlarının olduğu, az sayıda çalışma bulunmaktadır. Elastografinin primer Sjögren sendromu olgularında majör tükrük bezi tutulumunu değerlendirmede yardımcı yöntem olarak tanıya katkı sağladığı öne sürülmüştür [25]. Ayrıca primer Sjögren sendromlu hastalarda, sonoelastografinin erken Sjögren sendromunu tahmin etmede potansiyel bir rolü olduğu bildirilmiştir [26]. Sonoelastografi diffüz hastalıklar için yardımcı bir tanı ve izleme aracı haline gelse de pratikte rutin olarak kullanılabilmesi için daha fazla kanıt gereklidir [22].

Shear wave elastografi, kantitatif ölçüm yapmaya olanak sağlayan ve daha az kullanıcı bağımlılığı avantajı sunan bir sonoelastografik yöntemdir. Tükrük bezlerinde SWE kullanılarak yapılan çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. SWE, malignitelerin preoperatif teşhisinde önemli bir belirleyicidir. Bununla birlikte bu yöntemin konvansiyonel US cihazlarına eklenmesinin, tükrük bezi lezyonlarının benign malign ayırımına katkısı sınırlıdır [21].

Tiroid Bezinde Elastografi Uygulamaları

Tiroid nodülleri, genel popülasyonda yaygın bir patolojidir. Teknolojideki gelişmeler ile birlikte US'de tiroid nodülü saptanma oranı %60'a ulaşmıştır. Bununla birlikte tiroide malignansi oranı düşüktür (%5-15). Tiroid nodüllerinin benign-malign ayırımı, tedavi seçeneğinin belirlenmesi açısından önemlidir. B-mod US'de izlenen spiküle-mikrobule sınırlar, AP boyutunun transvers boyutundan daha büyük olması, belirgin hipokojenite ve mikrokalsifikasyon gibi özellikler maligniteyi düşündürülen bulgularlardır ve İİAB yapılacak nodüllerin seçiminde kullanılır. İİAB tanı için altın standart olarak kabul edilmesine rağmen, örneklerin %15-30 kadarının tanısız olmadığı ya da belirsiz olduğu kabul edildiğinden henüz kusursuz değildir [27-29]. Sitopatolojik olarak sonuç alınamayan bazı İİAB işlemleri yetersiz örneklem gibi teknik faktörler ile ilişkilendirilebilir. Ancak bu sonuçların bir kısmı da foliküler neoplazi olgularında olduğu gibi İİAB ile çözülemeyecek durumlardan kaynaklanır. Foliküler neoplaziler %15-30 oranında maligndir ve total tiroidektomi gerektirir. Foliküler malignitenin İİAB, kor biyopsi ve hatta frozen kesit analizi ile belirlenmesi zordur [27, 30]. **Sonoelastografi, tiroid nodüllerinin değerlendirilmesinde B-mod US ve İİAB'ye tamamlayıcı bilgi sağlayan non-invaziv bir yöntemdir.** Tiroid sonoelastografinin B-mod US ile birlikte kullanımı, malign-benign ayırımı yapmada ve bazı nodüllerde İİAB gereksinimini azaltmada katkı sağlayabilir (Resim 5). Tiroid US elastografinin, malign ve benign foliküler neoplazi ayırımında faydalı olduğu yönünde çalışmalar da bulunmaktadır.



Resim 5. A, B. (A) solda gri skala görüntü, sağda renk kodlu elastogram. Histopatolojik tanısı papiller ca olan nodüle yönelik yapılan strain elastografide, nodülün ağırlıklı mavi renk ile kodlandığı izleniyor. (B) aynı nodülün shear wave elastografisinde, nodülden artmış elastite değerleri (59.45 kPa) ölçülüyor

Tiroid Strain Elastografi

Strain elastografinin tiroid bezinde kullanımında en yaygın kullanılan yöntem, kullanıcının ultrason transdüseri ile uyguladığı, tekrarlayan eksternal kompresyon yoluyla elastogramların elde edildiği yöntemdir. Alternatif olarak, tiroid bezine komşu karotis arter pulsasyonlarını fizyolojik internal kompresyon kaynağı olarak kullanan yöntem ile de başarılı sonuçlar alınmıştır [31]. Tiroid sonoelastogramların değerlendirilmesinde kantitatif renk skorlaması ya da yarı kantitatif "strain oranı" değerleri kullanılmaktadır. Kantitatif skorlama sitemleri arasında en sık kullanılanlar 4 skorun kullanıldığı Asteria kriterleri [30] ve 5 skorun kullanıldığı Rago kriterleridir [32]. Yarı kantitatif bir ölçüm olan strain oranı, zemindeki normal tiroid dokusunun strain değerinin ile tiroid nodülünün strain değerinin oranlanması yoluyla hesaplanır [31, 33]. Asteria kriterlerinde yumuşak nodüller skor 1, orta sertlik derecesi olan nodüller skor 2 ve 3, sert lezyonlar skor 4 olarak belirlenmiştir [30]. Benzer şekilde, Rago kriterleri nodül sertlik dereceleri skor 1 (tüm nodülden elastisi-

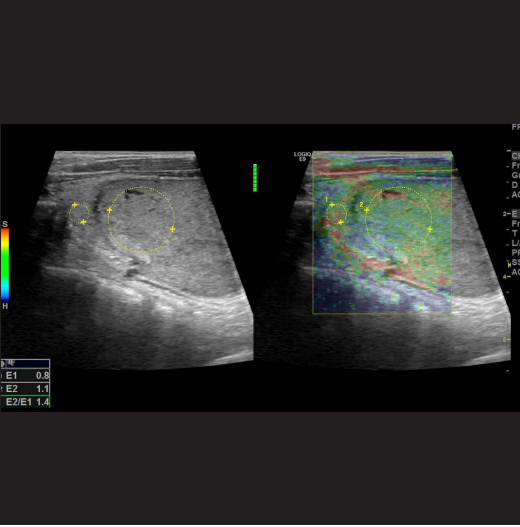
te) ile skor 5 (nodülde veya posterior gölgelenmeyi gösteren bölgede elastisite yok) arasında tanımlanmıştır [32]. Bu skorlama sistemlerinde skor arttıkça malignite olasılığı da artmaktadır. Tiroid nodüllerini değerlendirmek için strain elastografi kullanılarak yapılan çalışmalarda çelişkili sonuçlar ortaya çıkmıştır. Benign-malign nodül ayırımında gerçek zamanlı elastografinin rolünün değerlendirildiği 639 tiroid nodülünü içeren bir meta-analizde, %92 genel ortalama duyarlılık ve %90 ortalama özgüllük değerleri ile malignitenin değerlendirilmesinde strain elastografinin faydalı olduğunu gösterilmiştir [34]. Ancak bu sonuçlar son dönemde 703 nodül ile yapılan retrospektif bir çalışmanın bulguları ile çelişmektedir. Bu çalışmada strain elastografi ölçümlerinin duyarlılığının (Rago kriterlerine göre %15,7, Asteria kriterlerine göre %65,4) B-mod US'den (%91,7) daha az olduğu tespit edilmiştir [35]. Daha yakın bir zamanda, 912 nodül içeren prospektif bir çalışmada, strain elastografinin, malignitenin öngörülmesinde %80,2 duyarlılık ve %70,3 özgüllük ile B-mod US den daha üstün olduğu saptanmıştır [36]. Trimboli ve ark. [37] yaptığı çalışmada iki modalitenin kombinasyonunun %97 duyarlılık ve %97 negatif öngörü değerine sahip olduğu sonuçları ortaya çıkıştır ki bu tek başına strain oranının kullanılmasından (duyarlılık %81, negatif öngörü değeri %91) veya tek başına B mod kullanılmasından (duyarlılık %85, negatif öngörü değeri %91) daha yüksektir. Aksine, Moon ve arkadaşları maligniteyi değerlendirmek açısından strain oranı ölçümleri ve B-mod US bulgularının kombinasyonunun tek başına B-mod US bulgularının kullanımından daha düşük olduğunu bulmuşlardır [35]. Tiroid strain elastografi çalışmalarının bu çelişkili sonuçları, çeşitli çalışmalarda kullanılan farklı popülasyonlara ve dışlama kriterlerine bağlı olabilir. Strain elastografinin tiroid nodüllerinin karakterizasyonundaki klinik değerini belirlemek için daha geniş prospektif kohort çalışmalara ihtiyaç vardır.

Tiroid Shear Wave Elastografi

Shear wave elastografi, strain elastografinin

aksine tiroid nodüllerinde kantitatif ölçüm yapmayı sağlar. Yakın zamandaki bazı SWE meta-analizleri ümit verici sonuçlar ortaya koymuştur [38-41]. Meta-analizlere dahil edilen çalışmalarda belirgin örtüşmeye bağlı olarak sonuçlar arasındaki benzerlikler vardır. Zhan ve arkadaşları tarafından yapılan pSWE çalışmalarının derlendiği 2436 tiroid nodülünü içeren bir meta-analizde, pSWE'nin benign nodüllerin malign nodüllerden ayırt edilmesinde yararlı olduğu saptanmıştır (ortalama duyarlılık %80, ortalama özgüllük %85) [38]. Dong ve ark. [41] yaptığı pSWE çalışmalarını içeren diğer bir meta-analizde de benzer şekilde iyi sonuçlar elde edilmiştir (1617 tiroid nodülü, havuzlanmış duyarlılık %86,3, havuzlanmış özgüllük %89,5). Yakın zamanda yapılan bir prospektif çalışmada, 2D-SWE'nin benign ve malign foliküler tiroid neoplazmaları arasında ayırım yapıp yapamayacağı sorusu ele alınmıştır. Bu çalışmada, İİAB tanısı foliküler neoplazm olan olan 35 tiroid nodülü, pre-operatif B-mod US ve 2D-SWE ile değerlendirilmiştir. B-mod US özellikleri foliküler maligniteyi öngörmese de, daha yüksek Young modulus değerleri foliküler malignite ile ilişkilendirilmiştir (AUC 0,81, eşik değeri 22,3 kPa, duyarlılık % 82, özgüllük % 88, pozitif öngörü değeri %75, negatif öngörü değeri %91) [27]. Son dönemlerde sayısı gittikçe artan tiroid nodülüne yönelik SWE çalışmaları, ümit vadecici sonuçlar ortaya koymaktadır. SWE açısından özellikle heyecan verici olan, foliküler neoplazmlarda tanıya katkı sağlayabilmesi ve böylece tedaviyi yönlendirebilmesidir (Resim 6). Ameliyattan önce foliküler neoplazilerin malignitesi daha iyi değerlendirildiğinde şüpheli iyi huylu foliküler neoplaziler için hemi-tiroidektomi tercih edilerek hastaların gereksiz total tiroidektomiden ve ömür boyu tiroid hormonu kullanma zorunluğundan kurtarılması sağlanabilir.

Hu ve ark. [42] tarafından 2106 benign, 613 benign nodülün dahil edildiği, benign-malign ayırımı açısından strain ve SWE nin karşılaştırıldığı bir meta-analizde strain elastografinin özgüllüğünün, istatistiksel olarak SWE'den daha fazla olduğu saptanmıştır.



Resim 6. Foliküler adenom olgusunda strain elastografide nodülün yeşil renk ile kodlandığı ve elastisite oranının 1.4 olduğu izleniyor

Tiroid Sonoelastografinin Sınırlılıkları

- Strain elastografide manuel eksternal kompresyon, kullanıcıya bağlı değişkenliğe yol açar.
- Doku sertliğinin doğrusal olmaması, yüksek basınç derecelerinde daha fazla sertlik ölçümüne neden olur.
- Hem benign hem de malign nodüller içindeki fibrozis, sertliği artırabilir.
- Daha önce yapılmış birçok çalışma, hasta seçim yanlılığı, küçük kohort boyutu ve standart teknik eksikliği (elastogram renk skalası, eşik eğerleri) nedeniyle sınırlıdır [15].
- Çapı 3 cm'den büyük olan tiroid nodülleri, çok derin yerleşimli lezyonlar, trakea ve ana karotis arter komşuluğundaki nodüller strain elastografide yeterince sıkıştırılamayabilir [15].
- Sıvı hareketi, ilgili katı bileşenin sertliğini yansıtmadığı için US elastografi kistik komponenti olan nodüllerde anlamlı bilgi vermez [32].
- US elastografi çeperi kalsifiye nodüller üzerinde yapılamamaktadır. Bunun nedeni ses dalgalarının kalsifikasyonları aşır merkezde kalsifiye olmayan alana ulaşamamasıdır [32].

- Benign tiroid nodüllerinde kaba kalsifikasyonlar, malignitenin karakteristiği olan artmış sertliği gösteren yanıtıcı ölçümlere yol açabilir [30].

Özetle, US elastografi tiroid nodüllerinin değerlendirilmesinde doğruluğu yüksek non-invasiv bir görüntüleme yöntemidir. Elastisite skoru 1 olan nodüllerde hemen hemen her olguda malignite dışlanabilir. Bu durum pek çok olguda İİAB gereksinimini azaltacaktır. Elastografi tiroid lezyonu ayırıcı tanısında ek bir yöntem olarak kullanılabilir ve uzman görüşüne dayanarak İİAB'de malignite bulunmayan olguların takibinde kılavuz olarak yarar sağlayabilir. Sonoelastografi konvansiyonel US incelemesinin pozitif ve negatif öngörü değerini iyileştirebilir [43].

Kaynaklar

- [1]. Leboulleux S, Girard E, Rose M, Travagli JP, Sabbah N, Caillou B, et al. Ultrasound criteria of malignancy for cervical lymph nodes in patients followed up for differentiated thyroid cancer. J Clin Endocrinol Metab 2007; 92: 3590-4. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Gritzmann N, Hollerweger A, Macheiner P, Rettenbacher T. Sonography of soft tissue masses of the neck. J Clin Ultrasound 2002; 30: 356-73. [\[CrossRef\]](#)
- [3]. Cui XW, Jenssen C, Saftoiu A, Ignee A, Dietrich CF. New ultrasound techniques for lymph node evaluation. World J Gastroenterol 2013; 19: 4850-60. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Xu W, Shi J, Zeng X, Li X, Xie WF, Guo J, et al. EUS elastography for the differentiation of benign and malignant lymph nodes: a meta-analysis. Gastrointest Endosc 2011; 74: 1001-9. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Bhatia KS, Lee YY, Yuen EH, Ahuja AT. Ultrasound elastography in the head and neck. Part II. Accuracy for malignancy. Cancer Imaging 2013; 13: 260-76. [\[CrossRef\]](#)
- [6]. Dudea SM, Botar-Jid C, Dumitriu D, Vasilescu D, Manole S, Lenghel ML. Differentiating benign from malignant superficial lymph nodes with sonoelastography. Med Ultrason 2013; 15: 132-9. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Lyschchik A, Higashi T, Asato R, Tanaka S, Ito J, Hiraoka M, et al. Cervical lymph node metastases: diagnosis at sonoelastography: initial experience. Radiology 2007; 243: 258-67. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Lo WC, Cheng PW, Wang CT, Liao LJ. Real-time ultrasound elastography: an assessment of enlarged cervical lymph nodes. Eur Radiol 2013; 23: 2351-7. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Ishibashi N, Yamagata K, Sasaki H, Seto K, Shinya Y, Ito H, et al. Real-time tissue elastography for the diagnosis of lymph node metastasis in oral squ-

- amous cell carcinoma. *Ultrasound Med Biol* 2012; 38: 389-95. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Ying L, Hou Y, Zheng HM, Lin X, Xie ZL, Hu YP. Real-time elastography for the differentiation of benign and malignant superficial lymph nodes: a meta-analysis. *Eur J Radiol* 2012; 81: 2576-84. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Teng DK, Wang H, Lin YQ, Sui GQ, Guo F, Sun LN. Value of ultrasound elastography in assessment of enlarged cervical lymph nodes. *Asian Pac J Cancer Prev* 2012; 13: 2081-5. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. Alam F, Naito K, Horiguchi J, Fukuda H, Tachikake T, Ito K. Accuracy of sonographic elastography in the differential diagnosis of enlarged cervical lymph nodes: comparison with conventional B-mode sonography. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191: 604-10. [\[CrossRef\]](#)
- [13]. Lenghel LM, Bolboaca SD, Botar-Jid C, Baciut G, Dudea SM. The value of a new score for sonoelastographic differentiation between benign and malignant cervical lymph nodes. *Med Ultrason* 2012; 14: 271-7.
- [14]. Bhatia KS, Cho CC, Tong CS, Yuen EH, Ahuja AT. Shear wave elasticity imaging of cervical lymph nodes. *Ultrasound Med Biol* 2012; 38: 195-201. [\[CrossRef\]](#)
- [15]. Sigrist RMS, Liao J, Kaffas AE, Chammas MC, Willmann JK. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics* 2017; 7: 1303-29. [\[CrossRef\]](#)
- [16]. Suh CH, Choi YJ, Baek JH, Lee JH. The diagnostic performance of shear wave elastography for malignant cervical lymph nodes: A systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol* 2017; 27: 222-30. [\[CrossRef\]](#)
- [17]. Choi YJ, Lee JH, Baek JH. Ultrasound elastography for evaluation of cervical lymph nodes. *Ultrasonography* 2015; 34: 157-64. [\[CrossRef\]](#)
- [18]. Bhatia KS, Cho CC, Tong CS, Yuen EH, Ahuja AT. Shear wave elasticity imaging of cervical lymph nodes. *Ultrasound Med Biol* 2012; 38: 195-201. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. Bhatia KS, Lee YY, Yuen EH, Ahuja AT. Ultrasound elastography in the head and neck. Part I. Basic principles and practical aspects. *Cancer Imaging* 2013; 13: 253-9. [\[CrossRef\]](#)
- [20]. Karaman CZ, Başak S, Polat YD, Ünsal A, Taşkın F, Kaya E, et al. The Role of Real-Time Elastography in the Differential Diagnosis of Salivary Gland Tumors. *J Ultrasound Med* 2018 Nov 13. doi: 10.1002/jum.14851. [Epub ahead of print] [\[CrossRef\]](#)
- [21]. Heřman J, Sedláčková Z, Vachutka J, Fürst T, Salzman R, Vomáčka J, et al. Differential Diagnosis of Parotid Gland Tumors: Role of Shear Wave Elastography. *Biomed Res Int* 2017; 2017: 9234672. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Bhatia KSS, Dai YL. Routine and Advanced Ultrasound of Major Salivary Glands. *Neuroimaging Clin N Am* 2018; 28: 273-93. [\[CrossRef\]](#)
- [23]. MengW, Xing P, Chen Q, Wu C. Initial experience of acoustic radiation force impulse ultrasound imaging of cervical lymph nodes. *Eur J Radiol* 2013; 82: 1788-92. [\[CrossRef\]](#)
- [24]. Ghajarzadeh M, Mohammadifar M, Emami-Razavi SH. Role of sonoelastography in differentiating benign and malignant salivary gland tumors: a systematic review and meta analysis. *Austin J Radiol* 2016; 3: 1047.
- [25]. Cindil E, Oktar SO, Akkan K, Sendur HN, Mercan R, Tufan A, et al. Ultrasound elastography in assessment of salivary glands involvement in primary Sjögren's syndrome. *Clin Imaging* 2018; 50: 229-34. [\[CrossRef\]](#)
- [26]. Samier-Guérin A, Saraux A, Gestin S, Cornec D, Marhadour T, Devauchelle-Pensec V, et al. Can ARFI elastometry of the salivary glands contribute to the diagnosis of Sjogren's syndrome? *Joint Bone Spine* 2016; 83: 301-6. [\[CrossRef\]](#)
- [27]. Samir AE, Dhyani M, Anvari A, Prescott J, Halpern EF, Faquin WC, et al. Shear-Wave Elastography for the Preoperative Risk Stratification of Follicular-patterned Lesions of the Thyroid: Diagnostic Accuracy and Optimal Measurement Plane. *Radiology* 2015; 277: 565-73. [\[CrossRef\]](#)
- [28]. Yoon JH, Kim EK, Kwak JY, Moon HJ. Effectiveness and limitations of core needle biopsy in the diagnosis of thyroid nodules: review of current literature. *J Pathol Transl Med* 2015; 49: 230-5. [\[CrossRef\]](#)
- [29]. Cibas ES, Ali SZ; NCI Thyroid FNA State of the Science Conference. The Bethesda System For Reporting Thyroid Cytopathology. *Am J Clin Pathol* 2009; 132: 658-65. [\[CrossRef\]](#)
- [30]. Asteria C, Giovanardi A, Pizzocaro A, Cozzaglio L, Morabito A, Somalvico F, et al. US-elastography in the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules. *Thyroid* 2008; 18: 523-31. [\[CrossRef\]](#)
- [31]. Dighe M, Bae U, Richardson ML, Dubinsky TJ, Minoshima S, Kim Y. Differential diagnosis of thyroid nodules with US elastography using carotid artery pulsation. *Radiology* 2008; 248: 662-9. [\[CrossRef\]](#)
- [32]. Rago T, Santini F, Scutari M, Pinchera A, Vitti P. Elastography: new developments in ultrasound for predicting malignancy in thyroid nodules. *J Clin Endocrinol Metab* 2007; 92: 2917-22. [\[CrossRef\]](#)
- [33]. Lyschchik A, Higashi T, Asato R, Tanaka S, Ito J, Mai JJ, et al. Thyroid gland tumor diagnosis at US elastography. *Radiology* 2005; 237: 202-11. [\[CrossRef\]](#)
- [34]. Bojunga J, Herrmann E, Meyer G, Weber S, Zeuzem S, Friedrich-Rust M. Real-time elastography for the differentiation of benign and malignant thyroid nodules: a meta-analysis. *Thyroid* 2010; 20: 1145-50. [\[CrossRef\]](#)
- [35]. Moon HJ, Sung JM, Kim EK, Yoon JH, Youk JH, Kwak JY. Diagnostic performance of gray-scale US and elastography in solid thyroid nodules. *Radiology* 2012; 262: 1002-13. [\[CrossRef\]](#)
- [36]. Azizi G, Keller J, Lewis M, Puett D, Rivenbark K, Malchoff C. Performance of elastography for the evaluation of thyroid nodules: a prospective study. *Thyroid* 2013; 23: 734-40. [\[CrossRef\]](#)

- [37]. Trimboli P, Guglielmi R, Monti S, Misichi I, Graziano F, Nasrollah N, et al. Ultrasound sensitivity for thyroid malignancy is increased by real-time elastography: a prospective multicenter study. *J Clin Endocrinol Metab* 2012; 97: 4524-30. [\[CrossRef\]](#)
- [38]. Zhan J, Jin JM, Diao XH, Chen Y. Acoustic radiation force impulse imaging (ARFI) for differentiation of benign and malignant thyroid nodules-A meta-analysis. *Eur J Radiol* 2015; 84: 2181-6. [\[CrossRef\]](#)
- [39]. Lin P, Chen M, Liu B, Wang S, Li X. Diagnostic performance of shear wave elastography in the identification of malignant thyroid nodules: a meta-analysis. *Eur Radiol* 2014; 24: 2729-38. [\[CrossRef\]](#)
- [40]. Liu BJ, Li DD, Xu HX, Guo LH, Zhang YF, Xu JM, et al. Quantitative Shear Wave Velocity Measurement on Acoustic Radiation Force Impulse Elastography for Differential Diagnosis between Benign and Malignant Thyroid Nodules: A Meta-analysis. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 3035-43. [\[CrossRef\]](#)
- [41]. Dong FJ, Li M, Jiao Y, Xu JF, Xiong Y, Zhang L, et al. Acoustic Radiation Force Impulse imaging for detecting thyroid nodules: a systematic review and pooled meta-analysis. *Med Ultrason* 2015; 17: 192-9. [\[CrossRef\]](#)
- [42]. Hu X, Liu Y, Qian L. Diagnostic potential of real-time elastography (RTE) and shear wave elastography (SWE) to differentiate benign and malignant thyroid nodules: A systematic review and meta-analysis. *Medicine (Baltimore)* 2017; 96: e8282. [\[CrossRef\]](#)
- [43]. Cosgrove D, Piscaglia F, Bamber J, Bojunga J, Correas JM, Gilja OH, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 2: Clinical applications. *Ultrasound Med* 2013; 34: 238-53. [\[CrossRef\]](#)

Lenf Bezleri, Tükruk Bezleri ve Boyun Kitlelerinde Elastografi

Mahi Nur Cerit, Suna Özhan Oktar

Sayfa 40

Özetle literatürde lenf nodlarının benign- malign ayrımında strain elastografinin duyarlılık değerleri %74- 98, özgüllük değerleri %35-100 aralığında olup geniş varyasyon göstermektedir. Bu nedenle günümüzde rutin klinik pratikte kalitatif gerçek zamanlı ultrason elastografinin servikal lenf nodlarının değerlendirilmesinde kullanımı sınırlıdır.

Sayfa 40

Özetle, literatürde lenf nodlarının benign- malign ayrımında SWE'nin duyarlılık değerleri %41-79, özgüllük değerleri %74-100 aralığında olup değişkenlik gösterebilmektedir.

Sayfa 41

Sonuç olarak, lenf nodu US elastografisi ile ilgili öncül çalışma sonuçları net değildir. Genel olarak bu tekniğin servikal lenf nodlarında malignite riski sınıflandırması için yararlı olabileceği gösterilmiştir. Sonoelastografi, tanı doğruluğunu artırmak için B-mod US ile birlikte kullanılabilir.

Sayfa 43

Sonoelastografi, tiroid nodüllerinin değerlendirilmesinde B-mod US ve İİAB'ye tamamlayıcı bilgi sağlayan non-invaziv bir yöntemdir.

Sayfa 45

Özetle, US elastografi tiroid nodüllerinin değerlendirilmesinde doğruluğu yüksek non-invaziv bir görüntüleme yöntemidir. Elastisite skoru 1 olan nodüllerde hemen hemen her olguda malignite dışlanabilir. Bu durum pek çok olguda İİAB gereksinimini azaltacaktır. Elastografi tiroid lezyonu ayırıcı tanısında ek bir yöntem olarak kullanılabilir ve uzman görüşüne dayanarak İİAB'de malignite bulunmayan olguların takibinde kılavuz olarak yarar sağlayabilir. Sonoelastografi konvansiyonel US incelemesinin pozitif ve negatif öngörü değerini iyileştirebilir.

Lenf Bezleri, Tükrük Bezleri ve Boyun Kitlelerinde Elastografi

Mahi Nur Cerit, Suna Özhan Otkar

1. Shear Wave Elastografi ile ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Kullanıcı bağımlı değildir.
 - b. Manüel kompresyon uygulanmaz.
 - c. Kantitatif değer verir.
 - d. Shear dalgası uygulanan gücün yönüne paraleldir.
2. Aşağıdaki durumlardan hangisinde lenf nodu elastografi yanıtıcı sonuç vermez?
 - a. Lenfoma
 - b. Nekrotik lenf nodları
 - c. Kalsifik lenf nodları
 - d. Reaktif lenf nodları
3. Tükrük Bezi elastografi uygulamaları ile ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Tükrük bezi kitlelerinde US elastografinin kesin bir rolü ortaya çıkmamıştır.
 - b. Elastografi pleomorfik adenom tanısında gold standarttır.
 - c. Ultrasonografinin tanısal değerini artırmak için, tükrük bezi görüntülemesinde tamamlayıcı olarak elastografi önerilmiştir.
 - d. Cillte konveksiteye neden olan lezyonlarda gerçek dışı sert elastogramların elde edilebilir.
4. Aşağıdakilerden hangisi Tiroid elastografi uygulamalarının sınırlamalarından biri değildir?
 - a. Nodülde kalsifikasyon varlığı
 - b. Nodül boyutunun 3 cm'den büyük olması
 - c. Kistik komponenti olan nodüller
 - d. Nodülün solid olması
5. Aşağıdakilerin hangisi doğrudur?
 - a. Sonoelastografi tiroid nodüllerinin değerlendirilmesinde doğruluğu yüksek invaziv bir görüntüleme yöntemidir.
 - b. Elastisite skoru 1 olan nodüllerde hemen hemen her olguda malignite dışlanabilir.
 - c. Elastografi tiroid lezyonu ayırıcı tanısında tek başına kullanılır.
 - d. "Elastografi konvansiyonel US incelemesinin pozitif ve negatif öngörü değerini azaltır.

Meme Elastografisi

Emetullah Cindil , Serap Gültekin 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Meme ultrason elastografi teknikleri
- Klinik uygulamalar ve güncel gelişmeler
- Güncel skorlamalar ve ölçüm yöntemleri
- Sınırlamalar

Cindil E, Gültekin S. Meme Elastografisi. Trd Sem 2019; 7: 50-62.

Giriş

Meme ultrasonografisi, meme görüntüleme de kullanılan temel görüntüleme yöntemlerinden biridir. US'nin lezyon tespitinde duyarlılığı yüksek olup, lezyonların ayırıcı tanısında özgüllüğü daha düşüktür. BI-RADS (Breast Imaging and Reporting Data System) skorlama yöntemi [1] günümüzde lezyon karakterizasyonunda ve incelemelerin standardizasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak yalancı pozitiflikler nedeniyle hasta anksiyetesi dışında iş yükü ve maliyet de beraberinde artmaktadır [2].

Doku mekanik özelliklerini değerlendirmemizi sağlayan sonoelastografi incelemeleri alanında çalışmalar son yıllarda hız kazanmış olup meme lezyonlarının karakterizasyonunda önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Sonoelastografi, doku esnekliğini (sertliği) in vivo olarak değerlendirmemizi sağlayan bir görüntüleme yöntemidir. İlk pratik kullanıma girdiği 2003 yılından beri birçok üretici firma temel olarak strain elastografi (SE) ve shear wave elastografi (SWE) temelli yazılımlar üretmiş ve piyasaya sunmuştur. Bu farklı sonoelastografi yöntemleri, meme lezyonlarının değerlendirmesinde kul-

lanılmıştır. Birçok çalışma, sonoelastografinin benign-malign lezyon ayırımında B-mod US'nin özgüllüğünü artırdığını ortaya koymuştur [3-5].

Sonoelastografi, bir ultrason teknolojisi olup yatak başı uygulanabilmesi, düşük maliyeti ve tekrarlanabilirliği nedenleriyle birçok avantaja sahiptir. Farklı uygulama temellerine dayalı sonoelastografi tekniklerinden ilki internal veya eksternal kompresyon uyarılarını kullanan SE, ikincisi US cihazı tarafından oluşturulan akustik radyasyon kuvveti uyarımı (ARFI) ile elde olunan SWE görüntülemidir.

Strain Elastografi

Strain elastografi (SE), eksternal veya internal hafif bası-kompresyon uyarılarını kullanarak dokuda meydana gelen yer değişikliğini gerçek zamanlı ölçen yöntemin genel adıdır. Kompresyon proba hafif olarak bastırma ile eksternal olarak veya solunum, damar pulsasyonu gibi fizyolojik komşu yapıların yardımıyla internal olarak elde olunabilir. Kompresyon ortadan kalktıktan sonra eski haline dönmesi prensibine dayanan bir yöntemdir. Bu yöntem-

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

✉ Serap Gültekin • sergultekin@yahoo.com

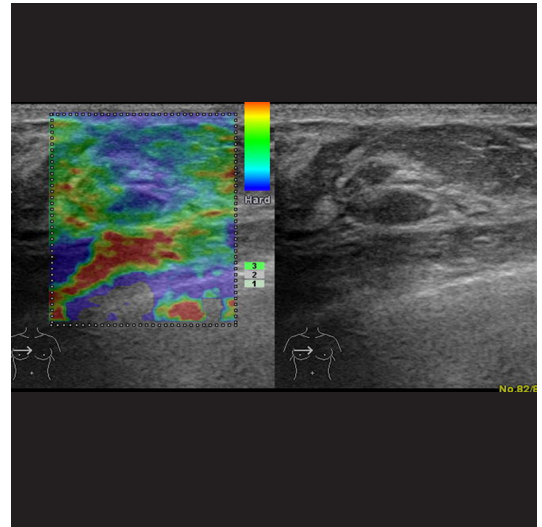
de, kompresyonun uygulandığı longitudinal düzlemde yer değişikliği hesaplanmaktadır. Dokudaki yer değişikliği o dokunun sertliği ile ters orantılıdır. Normal meme dokusu, yağ doku, duktal karsinoma in situ ve infiltratif meme karsinomunun gerinim düzeyleri farklıdır. Yağ gibi yumuşak dokularda yer değişikliği daha kolay olurken fibrozis ve malign süreçlere ait sert dokularda hem yer değiştirme hem de lezyonun ilk haline dönmesi yavaş olur. İnfiltratif duktal karsinom diğer tüm meme doku ve lezyonlarıyla karşılaştırıldığında en sert dokudur [6]. Elastografinin siyah-beyaz modunda, malign lezyonlar genellikle kötü sınırlı, siyah renkli olup gerçek boyutundan daha büyük görülme eğilimindedir. Rutin kullanımda sıklıkla dokudaki yer değiştirme B-mod görüntü ile süperpoze edilen renk kodları ile değerlendirilebilir. Genellikle mavi en sert dokuyu, yeşil ara sertlikteki dokuyu, kırmızı ise yumuşak dokuyu temsil eder. Ancak cihaz preset ayarlarındaki renk tercihi ve yazılımlar arası farklar olabileceği unutulmamalıdır. Bu yöntemle görsel skorlama yapılabilirken (yumuşak-orta sertlikte-sert), komşu yapılara veya normal doku alanlarına oranlama yöntemiyle semi-kantitatif veriler elde edilebilir.

İnceleme rutin meme US'de olduğu gibi supin pozisyonda yapılır. Meme lateral yerleşimli patolojilerde doku kalınlığını azaltmak için hasta oblik dekubit pozisyona getirilebilir. Görüntüleme sırasında lezyon US ekranında mümkün olduğunca santralize edilmeli, prob cilde dik konumda tutulmalı, kompresyon hafif şiddette ve lezyon sahasına eşit miktarda uygulanmalıdır. Elastografi görüntülerinde hem lezyon hem de çevre doku beraber değerlendirilir. Klinik uygulamalarda kişinin deneyimi optimal veriyi elde etmede önemlidir. Bazı görüntüleme sistemlerinde uygun kompresyon ölçüsünü değerlendirmeyi sağlayan barlar mevcuttur. Tüm bunlara karşın SE oldukça operatör bağımlı, rölatif bir yöntemdir.

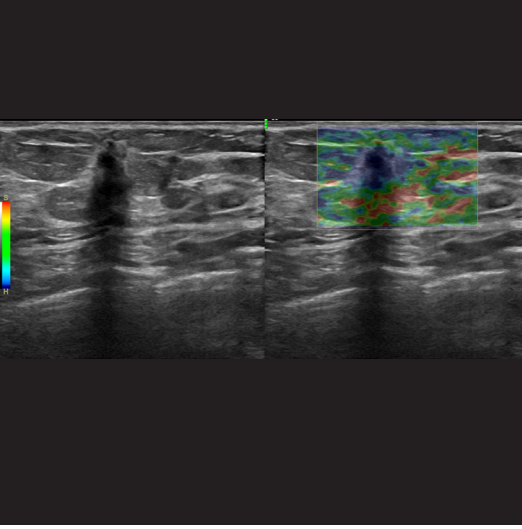
Benign-malign meme lezyonlarının karakterizasyonunda SE yöntemine dayanan çeşitli skorlama ve parametreler kullanılmıştır. En sık kullanılanları Tsukuba skorlama [3], E/B mod oranı (genişlik veya uzunluk oranı) ve strain oranıdır [7].

Tsukuba, 5-nokta Renkli Skorlama

Bunlardan ilki, 3 ana renk (sert dokular mavi, yumuşak dokular kırmızı, ara sertlikteki dokular ise yeşil) ile oluşturulan renkli haritalarda lezyonun çevre dokuya göre değerlendirmesini temel almakta olup [3] Tsukuba skorlama veya 5-nokta renkli (5P) skorlama olarak adlandırılmaktadır. Lezyon çevre dokuya eşit sertlikte veya daha yumuşaksa skor 1, yumuşak ve sert komponentler bir arada ise skor 2 (Resim 1), lezyon çevre dokuya göre sert ancak B-mod'a göre boyutu küçükse skor 3, lezyon çevre dokuya göre sert ve B-mod'la aynı boyuttaysa skor 4 ve lezyon çevre dokuya göre sert ancak B-mod'dan daha büyük görünüyorsa skor 5 (Resim 2) olarak değerlendirilir [8]. Skor 1-3 lezyonlar muhtemel benign, skor 4 ve 5 olan lezyonlar ise şüpheli kabul edilmektedir. Bu yöntem literatürde yaygın kullanılmakta olup, Itoh ve ark. [3] bu yöntemle (111 lezyon, 59 benign, 52 malign) %86,5 duyarlılık, %89,9 özgüllük ve %88,3 doğruluk değerleri bildirmişlerdir. Zhi ve ark. [9] ise Tsukuba metodunu kullandıkları geniş bir seride yaptıkları çalışmada, B-mod'a ek olarak yapılan SE görüntülemenin BI-RADS skorlamasının özgüllüğünü belirgin artır-



Resim 1. Strain elastografide üç yıllık takipte benign bir meme kitlesine ait Tsukuba (5-nokta renkli skorlama) Skor 2'ye ait örnek. Yumuşak (yeşil kodlanan alanlar) ve sert (mavi kodlanan alanlar) komponentler bir arada



Resim 2. Biyopsi ile infiltratif duktal karsinoma tanısı almış kitlenin strain elastografi görüntüsü. Lezyon çevre dokuya göre sert ve B-mod'dan daha büyük görünüyor (Tsukuba Skor 5)

dığı (%68,3'ten %87,8'e), ancak duyarlılığını bir miktar düşürdüğünü (%90,3'ten %83,9'a) bildirmişlerdir. Yapılan bir meta-analizde ise, çoğunluğu Tsukuba metodunu kullanan 22 SE çalışması değerlendirilmiş ve benign-malign ayırımında ortalama duyarlılık %83, ortalama özgüllük ise %84 bulunmuştur [10]. Uygulama sırasındaki sınırlamalardan bir tanesi renk kodlu haritalamada lezyon sahasındaki ani renk değişikliklerinin yanlış skorlamaya neden olabileceğidir. Renk kodlu haritalar yerine gri-skala haritalama kullanılmasının daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağladığını gösteren sonuçlar da mevcuttur [11].

Elastografi B-mod Uzunluk Oranı (E/B skorlama)

Sertlik derecesinin yanında elastografi görüntüsü ile B-mod görüntüleri arasındaki boyut farklılığı değerlendirilebilir. E/B metodunda ölçümler lezyon transvers uzunluğu kullanılarak elastogramdan alınan ölçüm B-mod görüntüsünden alınan ölçüme bölünerek elde edilir. Benign lezyonlar elastografide B-mod'a göre daha küçük görünürken, malign lezyonlar ise lezyon sahası ve çevre dokudaki stromal ve dezmoplastik reaksiyonun neden olduğu elas-

tikiyet kaybına bağlı olarak B-mod'a göre daha büyük görünürler [12, 13]. E/B oranı 1'den büyükse malignite lehinedir (duyarlılık %100, özgüllük %95) [14-17]. Ancak bu yöntemin bazı kısıtlamaları mevcuttur. Elastografide dens memelerde bazı benign solid lezyonlar meme parankimi ile benzer kodlanarak daha büyük boyutta ölçülebilir. Bu da yanlış pozitif oranında artışa ve özgüllük değerlerinde düşmeye neden olabilmektedir. Duktal karsinoma in situ ve lobüler kanserlerde lezyon sınırları silik ve belirsiz olabilmekte bu da boyut ölçümünde yanlışlıklara neden olabilmektedir.

Strain İndeksi

Strain elastografi değerlendirmesinde üçüncü yöntem ise strain indeksidir (SI). Yağ dokusu referans alınarak ROI'ler sırasıyla önce lezyona sonra subkütan yağ dokusuna yerleştirilerek elde edilen oran semi-kantitatif bir değerdir [18]. Malign lezyonlarda SI artmış olarak bulunmaktadır. Literatürde SR için bildirilen duyarlılık değerleri %88 ile %94, özgüllük değerleri ise %83 ile %87 aralığındadır [4, 19-22]. Görüntüler elde olunurken tüm görüntü sahasında uygulanan kompresyon eşit miktarda olmalıdır. Ancak memenin şekli nedeniyle bunu elde etmek her zaman mümkün olmayabilmektedir. SI'yi hesaplamak için kullanılan ticari yazılımlar arasındaki farklılıklar ve operatör bağımlı bir yöntem olması nedeniyle kesim değerleri çalışmalar arasında farklılık göstermektedir [23-26]. Mevcut literatürde benign-malign lezyon ayırımı için nispeten geniş bir aralıkta kesim değerleri (2,46 ile 4,8 arası) tanımlanmıştır [4, 19, 23]. Bu nedenle SR tekniği kullanılırken, literatürde aynı ekipmanla yapılmış çalışmalardan elde edilen kesim değerlerinin kullanılması önerilir.

Her üç SE metodunun bazı avantaj ve kısıtlamaları mevcuttur. Kırk altı çalışmayı derleyen bir meta-analizde [11] bu yöntemler içerisinde E/B'nin duyarlılık ve özgüllük değerleri diğer metodlara göre daha yüksek bulunmuştur (Duyarlılık ve özgüllük değerleri sırasıyla, E/P için %96 ve %88, 5P için %77, %87, ve SI için %87, %81). Hem SI (9 çalışma, 2087 meme lezyo-

nu) hem de E/B oranı (3 çalışma, 450 meme lezyonu) çalışmalarını içeren bir meta-analizde ise, lezyon karakterizasyonunda duyarlılık ve özgüllük değerleri strain oranı için %88 ve %83, E/B oranı içinse %98 ve %72 olarak bildirilmiştir [27]. Yine E/B metodundaki yüksek negatif prediktif değer nedeniyle BI-RADS 4a ve 4b olarak değerlendirilen yumuşak elastik özellikte benign lezyonların BI-RADS kategorisinin 3'e düşürülerek gereksiz biyopsi veya girişimi azaltacağı bildirilmiştir [11, 28]. Buna ek olarak malign lezyonların kendi içinde elastikiyeti değişkenlik göstermekte olup özellikle E/B oranı ile skorlamanın tümör agresifliği ile uyumlu olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. E/B oranı duktal karsinoma in situ ve müsinöz karsinom gibi düşük grade tümörlerde 1'e yakınken, daha agresif tümörlerde bu oran 3,5'a kadar çıkmaktadır [29].

Bazı malign lezyonlarda B-mod görüntülerde gölgelenme nedeniyle lezyonun posterior konturu seçilemez. SE'de lezyon gerisinde gölgelenme izlenmez ve böylece lezyonun posterior konturu rahatlıkla değerlendirilebilir. Bu yöntem ayrıca B-mod görüntülerde izoekoik olabilen malign lezyonların ayırıcı tanısında da yardımcıdır. Komplike kistlerde ise solid componentin ayırt edilmesinde katkı sağlar (öküz gözü görünümü).

Meme lezyonlarını değerlendirmede SE oldukça faydalı bir yöntem olmakla birlikte veri toplama, uygulama ve yorumlama sırasında gözlemciler arası belirgin farklılıklar ve uyumsuzluklar görülebilir [30, 31]. Görüntüleme tekniğinin güvenilirliği uygulayıcının eğitim ve deneyimine bağlıdır. Farklı ekipman ve yazılıma bağlı farklı elastografi renk kodlamaları kafa karıştırıcı olabilmektedir. Bu nedenle uygulayıcıların elastografi incelemesine başlamadan önce kendi cihazının elastografi tekniğine hakim olması önerilmektedir.

Tsukaba metodunda, lezyon sahasında gerinimdeki ufak değişiklikler elastografi haritalarında görsel değerlendirme skorlamasında önemli yorum farklılıklarına neden olabilir. Gri skala haritalamanın bu ufak değişikliklerde daha güvenilir olduğu bildirilmiştir [11]. Ayrıca tüm benign lezyonlar yumuşak, tüm ma-

lign lezyonlar da sert olmayabilmektedir. Yağ nekrozu ve mastit gibi benign süreçler yanlış pozitif, lenfoma gibi malign süreçler ise yanlış negatife en iyi örneklerdir.

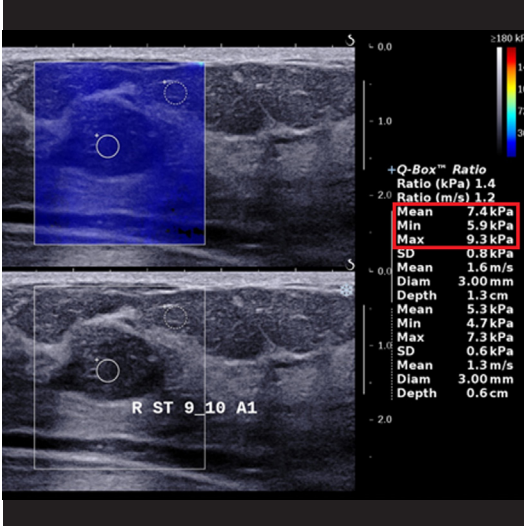
Artefaktlar

Gerçek zamanlı inceleme sırasında lezyon inceleme alanından çıkarsa beyaz halka artefaktı diğer bir deyişle kayma artefaktı oluşur. Azaltmak için hareket kontrolünü sağlamak, yeniden pozisyonlamak ve daha az kompresyon uygulamak gereklidir.

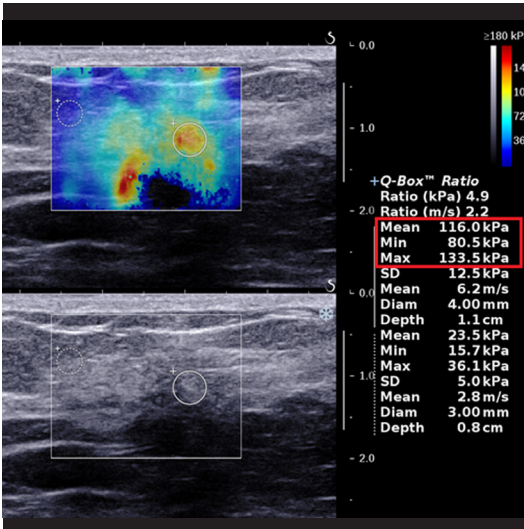
Sonoelastografide, benign basit ve komplike kistlere özgü renk kodlu haritalamada aliasing artefaktı (üç renk tabasından oluşan spesifik bir halka görünümü), gri-renk kodlu görüntülerde öküz gözü artefaktı (beyaz renkli merkez ve koyu renkte periferik halka) oldukça spesifik [15, 32] olup benign lezyonlara uygulanan biyopsilerde azalmaya yol açmaktadır [33].

Shear Wave Elastografi (SWE)

Dıştan uygulanan basıya ihtiyaç duyulmadan doku elastikiyetini ölçen bir sonoelastografi yöntemidir. US cihazı tarafından oluşturulan itici puls (acoustic radiation force impulse), hem dokuda yer değiştirme hem de uygulanan pulsa dik, transvers yayılan shear wave dalga oluşumunu indüklemektedir. Oluşan shear wave dalga hızı dokunun sertlik derecesi ile orantılıdır. Lezyon sertliği, dokudan elde edilen dalganın hızıyla ölçülebilir objektif kantitatif veri şeklindedir. Bu kantitatif veriler fokal bir alandan (point SWE) veya renk kodlu haritalama ile ilgi alanında her bir piksel için (2D-SWE) elde edilebilir. ROI genellikle lezyonda en sert kodlanan bölgeye veya lezyonu çevreleyen kenara yerleştirilir. Ancak malign lezyonların elastisite değerleri lezyon içinde oldukça heterojendir. Genellikle en sert kodlanan alanlar lezyonun sınır bölgesinde bulunur. Geniş FOV lezyon sahası içindeki elastisite farklılıklarını daha iyi ortaya koyacağı, lezyon komşuluğu ve çevre yağ dokuyu da değerlendirmemizi sağlayacağı için genellikle 2D-SWE tekniği tercih edilir (Resim 3, 4). Böylece en



Resim 3. Dört yıllık takipte benign BI-RADS 2 meme kitlesine ait shear wave elastografi görüntüsü. Elastisite değerleri belirgin düşük (ortalama = 7,4 kPa, maksimum = 9,3 kPa).



Resim 4. Biyopsi ile infiltratif duktal karsinoma tanısı almış kitlenin shear wave elastografide elastisite değerleri belirgin artmış (ortalama = 116 kPa, maksimum = 133,5 kPa).

sert kodlanan alan belirlenebilir. 3-D renk kodlu elastisite haritaları, lezyonların diğer düzlemlerde de elastisite bilgisini veren, böylece 2-D SWE'nin uygulayıcıya bağımlı olan düzlem yönü seçimine bağlı kısıtlılığını ortadan kaldıran bir teknolojidir. Literatürde, 3-D SWE'nin kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur [34, 35].

Elastisite birimi olarak shear wave hızı, (m/sn) veya Young modülü-elastikiyet (kPa) cinsinden ölçülür [8, 36]. SWE'de renk skalası genellikle 0 kPa ile (mavi renk = yumuşak) 180 kPa (kırmızı renk = sert) arasındadır [37]. Dalga yayılım derinliği sınırlı olup 4cm'den derin lezyonlarda optimum görüntü alınamayabilir. Basit kistlerin gerinim değeri 0 olduğu için SWE ile kolaylıkla tanınır [16]. Yağ dokusu düşük dalga hızına sebep olurken (5-10 kPa), dens meme dokusu (45kPa) ve benign lezyonlar (<80 kPa) daha yüksek dalga hızı oluşturmaktadır.

Meme lezyon karakterizasyonu için SWE yöntemini kullanan pek çok çalışma mevcuttur. Chen ve ark. [37] toplam 11 SWE çalışmasını (2424 hasta) derledikleri bir meta-analizde, benign-malign lezyon ayırımında tanısal olarak anlamlı duyarlılık ve özgüllük değerlerini maksimum sertlik için sırasıyla %93 ve %81, ortalama sertlik için ise %94 ve %71 olarak bildirmişlerdir. Seksen üç meme lezyonunu değerlendiren bir diğer özgün çalışmada bu meta-analize oldukça benzer sonuçlara ulaşılmıştır (duyarlılık %94 ve özgüllük %73) [38]. Kalitatif ve kantitatif parametreler içerisinde, maksimum elastisite değeri (kPa) ve bunun renk kodlu haritalamadaki karşılığı en kullanışlı parametrelerdir [39-43]. SWE'de maksimum elastisite renk skalası temel olarak 3 kategoriye ayrılır; yumuşak, elastik dokuya karşılık gelen koyu ve açık mavi, ara sertlikteki dokuya karşılık gelen yeşil ve turuncu, ve sert dokuya karşılık gelen kırmızı renkler [41, 44].

Bazı çalışmalar ayrıca, B-mod USG'ye eklenen SWE'nin meme malignitesini değerlendirmedeki tanısal performansını değerlendirmiştir [34, 38, 40, 41, 45]. Dokuz yüz elli sekiz kadın hastayı içeren geniş kapsamlı bir çalışmada, SWE'nin B-mod'la beraber değerlendirildiğinde özgüllüğü belirgin artırdığını (%61'den %78'e) bulunmuştur [41]. Bir meta-analiz çalışmasında B-mod US'ye eklenen SWE'nin malign benign lezyon ayırımında özgüllüğü belirgin artırdığı (%55,2'den %80,1'e), duyarlılık ve eğri altında kalan alanda ise (sırasıyla, %94,9'dan %97,1'e ve %93'ten %96'ya) nisbi bir artış sağladığını bildirilmiştir [46]. Feldman

ve ark. [38] B-mod US'ye ek olarak, kalitatif ve kantitatif veriler içeren 2D-SWE parametrelerini değerlendirmiştir. Bu çalışmada 2D-SWE'de ayırt edici özelliği en yüksek olan iki parametre olarak, renk kodlu elastografi haritalamasını ve perilezyonel oranı (kesim değeri = 4,32) bulmuştur. Perilezyonel oran, lezyon çevresindeki en sert doku elastisite değerinin sağlıklı yağlı dokunun en yumuşak elastisite değerine oranıdır ($R_{\text{perilezyon}} = E_{\text{perilezyon}} / E_{\text{yağ}}$). BI-RADS 4A ve 4B kategorisinde değerlendirilen lezyonların, SWE'nin homojenite ve $R_{\text{perilezyon}} < 4,32$ gibi benign özelliklerine dayanarak BI-RADS 3 sınıfına indirildiğinde duyarlılığın hiç değişmeden (%100) özgüllüğün belirgin arttığı (%13'ten %51'e) bildirilmiştir. Tüm bu verilere dayanarak B-mod'a göre özellikle BI-RADS 4A kategorisinde sınıflanan lezyonların SWE'de benign özelliklere sahipse BI-RADS 3 kategorisine düşürülebileceği ve böylece gereksiz biyopsilerin önüne geçilebileceği artık kabul görmüştür [34, 41, 45]. Malign-benign ayrımı için kesim değeri konusunda kesin bir fikir birliği bulunmamakta olup çeşitli çalışmalarda 50, 70 ve 100 kPa gibi farklı sonuçlar bildirilmiştir [39, 40, 47]. SWE'nin, SE'den farklı olarak uygulayıcının kendi içinde ve uygulayıcılar arasındaki değişkenliğin daha tutarlı olması bir diğer önemli avantajıdır [48].

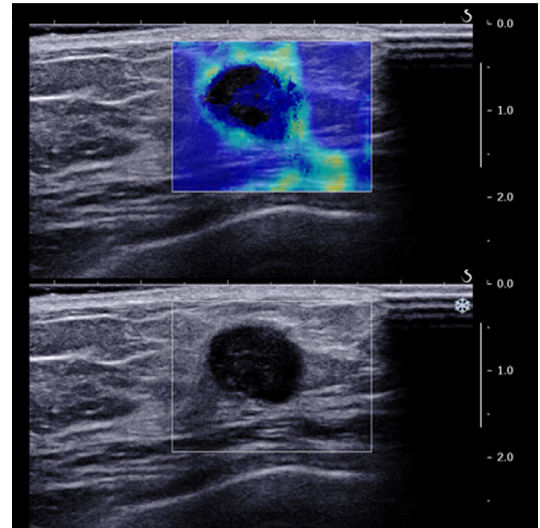
Histolojik tip, tümör boyutu, tümör evresi, lenf nodu metastazı ve lenfovasküler invazyon gibi meme kanseri prognostik faktörleri ve SWE kantitatif değerleri arasındaki ilişkiyi araştıran çalışmalar mevcuttur. Yüksek histolojik grade, artmış tümör boyutu ve lenfovasküler invazyon gibi kötü prognostik faktörlerin artmış shear wave elastografi değerleri ile uyumlu olduğu bildirilmiştir [49-52]. Östrojen ve progesteron reseptör negatifliği, Ki-67 ve p53 pozitifliği gibi kötü prognostik moleküler, immunohistokimyasal parametreler daha yüksek sertlik oranları ile ilişkili bulunmuş, triple-negatif ve HER2-pozitif tümörlerin östrojen reseptör pozitif tümörlerden daha yüksek sertlik değerlerine sahip olduğu bildirilmiştir [51, 52].

Meme kanserli hastalarda sentinel aksiller lenf nodunu SWE ile değerlendiren çalışmalarda lenf nodunda artmış sertlik değerinin metas-

taz riskiyle uyumlu olduğunu, SWE'nin B-mod incelemeye eklendiğinde özgüllüğü artırdığını bildirmişlerdir [53, 54].

Tümör dokusunun elastisitesi, stromanın kollajen içeriği ile ilişkilidir. SWE'nin stromal yapısal anormalliklerin ve neoadjuvan yanıtın değerlendirilmesinde faydalı olabileceği düşünülmüştür. Neoadjuvan tedavi öncesi ölçülen SWE değerleri ile tedavi yanıtı arasında anlamlı ilişki bulunmuştur. Takip SWE görüntüleme ile tedaviye dirençli olgular belirlenebildiği bazı çalışmalarda bildirilmiştir [55-58].

SWE yönteminin bazı kısıtlamaları mevcuttur. Çok sert, desmoplastik reaksiyonu yüksek tümörlerde shear wave dalgası normal yayılmayabilmektedir. Lezyonda renk kodlamasının izlenemeyip ölçüm için veri sağlanamadığı olgular mevcuttur. Bu durumlarda, lezyon çevresinde elastikiyeti azalmış doku, lezyon karakterizasyonu için kullanılabilir (Resim 5) [59]. Kemik doku ve kalsifiye alanlarda da renk kodlanması izlenmez. Basit kistlerde de sinyalsiz alanlar oluşup benzer şekilde renk kodlanması izlenmemektedir [59]. Ancak internal ekojeniteler içeren, vizkozitesi yüksek kistlerde bazen shear wave dalgaları oluşur



Resim 5. Biyopsi ile infiltratif duktal karsinoma tanısı almış kitlenin shear wave elastografi görüntüsünde lezyon içerisinde muhtemel yüksek desmoplastik reaksiyona bağlı renk kodlanması izlenmiyor. Lezyon çevresinde maligniteyi işaret eden artmış sertlik, beyaz-yeşil halo izleniyor.

ve lezyonlar yumuşak, mavi renkte kodlanabilmektedir. Bu lezyonları fibroadenomlardan ayırmak güçtür [15]. SWE'de ölçümler alınan tek bir görüntü üzerinde kolaylıkla tekrarlanıp, SE'nin önemli bir sınırlaması olan uygulayıcı bağımlılığı belirgin azalsa da probdaki istemsiz hareketler ve kompresyon gibi teknik hatalar elastisite değerlerinde yalancı artışa yol açabilir. Uygulama sırasında US jeli mümkün olduğunca fazla kullanılmalı ve artefaktları azaltmak için ROI'leri cilde ve göğüs duvarı yapılarına yerleştirmemeye özen gösterilmelidir.

Elastografinin Klinik Uygulamaları

2015 yılında yayınlanan WFUMB kılavuzunda, SE ve SWE'nin, sadece B-mod görüntülerde saptanan bulgunun karakterizasyonuna yardımcı ek tetkikler olarak kullanımı önerilmektedir [8].

Kitlelerin BI-RADS 4A kategoriden BI-RADS 3 kategoriye indirilmesi

BI-RADS 4A kategoride değerlendirilen kitleler sonoelastografide yumuşak kodlanıyorsa (SE'de skor 1 veya 2, SWE'de elastisitesi açık veya koyu mavi, maksimum elastisitesi değeri 80 kPa'nın altında olan lezyonlar) kategorisi BI-RADS 3'e düşürülebilir ki bu da duyarlılıkta hiç kayıp olmaksızın gereksiz biyopsi sayısını belirgin düşürmektedir [28, 34, 38, 41, 45, 60, 61].

Kitlelerin BI-RADS 3 kategoriden BI-RADS 2 kategoriye indirilmesi

BI-RADS kategori 3, oval şekilli, iyi sınırlı ve malignansi oranı %2'nin altındaki lezyon grubudur. US takip incelemelerinin önemli bir kısmını BI-RADS 3 lezyonlar oluşturmakta olup maliyet yükünün yanında hasta grubunda gereksiz anksiyeteye neden olmaktadır [62]. Bu grup içerisinde yapılan sonoelastografide, oldukça yumuşak, düşük elastografi özelliklerine sahip lezyonlar (SE'da skor 1 veya SWE'de maksimum elastisite renk kategorisi koyu mavi veya maksimum elastisite değeri 20 kPa'nın al-

tında olan) güvenilir bir şekilde BI-RADS 2 kategoriye düşürülerek gereksiz kısa dönem takiplerin önlenebileceği çalışmalarda bildirilmiştir [63-65].

Kitlelerin BI-RADS 3 kategoriden BI-RADS 4 kategoriye çıkarılması

Düzenli sınır özelliği gösteren bazı malign lezyonlar, B-mod görüntüleme bulgularına göre yanlışlıkla BI-RADS 3 kategoride değerlendirilebilir. Bu durum, tanıda gecikmeye, mortalite ve morbiditede artışa neden olabilmektedir. Bu kanserler genellikle yüksek gradelidir. BI-RADS 3 lezyonlarda, sonoelastografi özelliklerine göre (SE'de skor 4 ve 5, SWE'de maksimum elastisite değeri 160 kPa'nın [7,3 m/sn] üzerinde) BI-RADS kategorisinin artırılıp biyopsiye yönlendirilmesi bazı çalışmalarda önerilmektedir [8, 49, 50].

Tanısal güvenilirlikte artış

B-mod US'de düşük derecede şüpheli olan (BI-RADS kategori 4A) lezyonlarda, elastografik incelemelerde sertlik artmış ise malignansi şüphesi artar ve kategori yükseltilebilir (BI-RADS kategori 4B ve üstü). Ancak bu durum, yaklaşım protokolünü değiştirmez ve hasta yine biyopsiye yönlendirilir.

Solid lezyon görünümü oluşturabilen yağ lobülleri ve benign kistler yumuşak elastisite değerleri ile sonoelastografiyi kullanarak kolaylıkla ayırt edilebilir. Bunun yanı sıra konvansiyonel US ile tanınması güç küçük boyutlu lezyonlar, komplike kistler ve izoekoik meme lezyonlarında elastografinin B-mod görüntülemeye eklenmesi ile tanısal performans belirgin artmaktadır.

Sınırlılıklar

Sonoelastografi doğru ve uygun teknikte uygulansa bile lezyon boyutu, derinliği ve meme kalınlığı gibi intrensik faktörler imaj kalitesini etkileyebilmektedir. SE'de, lezyon boyutu ne kadar küçük, lezyonun yerleştiği derinlik ne

kadar az ve lezyonun olduğu bölgede meme doku kalınlığı ne kadar azsa imaj kalitesi o kadar yüksektir. SWE’de, lezyon boyutu ve meme kalınlığı arttıkça yanlış pozitif oranı artarken, lezyon boyutu azalıp lezyonun yerleştiği derinlik arttıkça yanlış negatif oranı artar [42]. Meme posterior kesim yerleşimli lezyonlarda SE’de kompresyon gücülüğü, SWE’de ise 4 cm’nin üstündeki ciltten derinlik mesafelerinde teknik yetersizlik nedenleri ile elastografi uygulamalarında güçlükler yaşanabilmektedir [66].

Benign lezyonlar genellikle normal meme dokusundan daha sert, ancak malign dokulardan daha yumuşak olma eğilimindedir. Ancak bazı istisnalar vardır. Hyalinize fibroadenom, fibrozis ve yağ nekrozu gibi benign süreçlerde, elastisite kaybına bağlı olarak elastografide artmış sertlik değerleri bulunabilir [66]. Bu kiteller, elastografi incelemelerinde yanlış pozitif sonuçlara neden olabilmektedir. Mikst yapıda benign kistik ya da malign nekrotik özellikleri olan dokuları da doğru olarak karakterize etmek güç olabilmektedir [66]. Bazı malign lezyonlar SWE’de yumuşak kodlanabilir. Böyle durumlarda, lezyonu çevreleyen yaklaşık 3 mm kalınlıktaki dokuda shear wave dalga hızındaki artışın olması lezyonu malign olarak tanımlamaya yardımcı olabilir [8].

Sonuç

Sonoelastografi, meme lezyonlarının karakterizasyonunda doku elastikiyeti hakkında değerli bilgiler sağlamaktadır. Malign-benign lezyon ayrımında konvansiyonel B-mod US’ye yardımcı bir yöntem olarak özgüllüğü belirgin artırmaktadır. Özellikle BI-RADS 4A grubu lezyonların karakterizasyonunda çok etkin olup gereksiz biyopsi sayısını belirgin azaltabileceği gösterilmiştir. Meme kanserinin prognozu ve neoadjuvan tedaviye yanıtının değerlendirilmesinde katkı sağlayabileceğini destekleyen çalışmalar mevcuttur.

Ancak rutin klinik uygulamasını kolaylaştırıp yaygınlaştıracak geniş seride çalışmalara hala ihtiyaç vardır. Farklı US elastografi sistemleri için SE ve SWE’nin malign-benign

lezyon ayrımında klinik kullanımı için uygun kesim değerlerinin belirlenmesi, farklı boyut ve derinlikte elastografi değerlerindeki değişkenliğin ve B-mod’a yapacağı tanısal katkının belirlenmesi gerekmektedir.

Kaynaklar

- [1]. American College of Radiology. Breast Imaging Reporting and Data System: Ultrasound. 1st ed. Reston, VA: American College of Radiology; 2003.
- [2]. Raza S, Odulate A, Ong EM, Chikarmane S, Harston CW. Using real-time tissue elastography for breast lesion evaluation: our initial experience. J Ultrasound Med 2010; 29: 551-63. [\[CrossRef\]](#)
- [3]. Itoh A, Ueno E, Tohno E, Kamma H, Takahashi H, Shiina T, et al. Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis. Radiology 2006; 239: 341-50. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Cho N, Moon WK, Kim HY, Chang JM, Park SH, You CY. Sonoelastographic strain index for differentiation of benign and malignant nonpalpable breast masses. J Ultrasound Med 2010; 29: 1-7. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Cho N, Jang M, You CY, Park JS, Choi HY, Moon WK. Distinguishing benign from malignant masses at breast US: combined US elastography and color doppler US-influence on radiologist accuracy. Radiology 2012; 262: 80-90. [\[CrossRef\]](#)
- [6]. Krouskop TA, Wheeler TM, Kallel F, Garra BS, Hall T. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. Ultrason Imaging 1998; 20: 260-74. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Ueno E, Umemoto T, Bando H, Tohno E, Waki K, Matsumura T. New Quantitative Method in Breast Elastography: Fat Lesion Ratio (FLR). Radiological Society of North America 2007 Scientific Assembly and Annual Meeting. Chicago, IL. 2007.
- [8]. Barr RG, Nakashima K, Amy D, Cosgrove D, Farrok A, Schafer F, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography, part 2: breast. Ultrasound Med Biol 2015; 41: 1148-60. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Zhi H, Xiao XY, Ou B, Zhong WJ, Zhao ZZ, Zhao XB, et al. Could ultrasonic elastography help the diagnosis of small (≤ 2 cm) breast cancer with the usage of sonographic BI-RADS classification? Eur J Radiol 2012; 81: 3216-21. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Gong X, Xu Q, Xu Z, Xiong P, Yan W, Chen Y. Real-time elastography for the differentiation of benign and malignant breast lesions: a meta-analysis. Breast Cancer Res Treat 2011; 130: 11-8. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Barr RG, Silvestri AD, Scotti V, Manzoni F, Rebuffi C, Capittini C, et al. Diagnostic Performance and Accuracy of the 3 Interpreting Methods of Breast Strain Elastography A Systematic Review and

- Meta-analysis. *J Ultrasound Med* 2018; 9999: 1-8. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. Ginat DT, Destounis SV, Barr RG, Castaneda B, Strang JG, Rubens DJ. US elastography of breast and prostate lesions. *Radiographics* 2009; 29: 2007-16. [\[CrossRef\]](#)
- [13]. Insana MF, Pellot-Barakat C, Sridhar M, Lindfors KK. Viscoelastic imaging of breast tumor microenvironment with ultrasound. *J Mammary Gland Biol Neoplasia* 2004; 9: 393-404. [\[CrossRef\]](#)
- [14]. Barr RG. Real-time ultrasound elasticity of the breast: initial clinical results. *Ultrasound Q* 2010; 26: 61-6. [\[CrossRef\]](#)
- [15]. Barr RG, Destounis S, Lackey 2nd LB, Svensson WE, Balleyguier C, Smith C. Evaluation of breast lesions using sonographic elasticity imaging: a multicenter trial. *J Ultrasound Med* 2012; 31: 281-7. [\[CrossRef\]](#)
- [16]. Barr RG. Shear wave imaging of the breast: still on the learning curve. *J Ultrasound Med* 2012; 31: 347-50. [\[CrossRef\]](#)
- [17]. Destounis S, Arieno A, Morgan R, Murphy P, Seifert P, Somerville P, et al. Clinical experience with elasticity imaging in a community-based breast center. *J Ultrasound Med* 2013; 32: 297-302. [\[CrossRef\]](#)
- [18]. Ricci P, Maggini E, Mancuso E, Lodise P, Cantisani V, Catalano C. Clinical application of breast elastography: State of the art. *Eur J J Radiol* 2014; 83: 429-37. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. Thomas A, Degenhardt F, Farrokh A, Wojcinski S, Slowinski T, Fischer T. Significant differentiation of focal breast lesions: calculation of strain ratio in breast sonoelastography. *Acad Radiol* 2010; 17: 558-63. [\[CrossRef\]](#)
- [20]. Zhi H, Xiao XY, Yang HY, Wen YL, Ou B, Luo BM, et al. Semi-quantitating stiffness of breast solid lesions in ultrasonic elastography. *Acad Radiol* 2008; 15: 1347-53. [\[CrossRef\]](#)
- [21]. Farrokh A, Wojcinski S, Degenhardt F. Diagnostic value of strain ratio measurement in the differentiation of malignant and benign breast lesions. *Ultrasound Med* 2011; 32: 400-5. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Alhabshi SM, Rahmat K, Abdul Halim N, Aziz S, Radhika S, Gan GC, et al. Semi-quantitative and qualitative assessment of breast ultrasound elastography in differentiating between malignant and benign lesions. *Ultrasound Med Biol* 2013; 39: 568-78. [\[CrossRef\]](#)
- [23]. Yerli H, Yilmaz T, Kaskatı T, Gulay H. Qualitative and semiquantitative evaluations of solid breast lesions by sonoelastography. *J Ultrasound Med* 2011; 30: 179-86. [\[CrossRef\]](#)
- [24]. Ikeda K, Ogawa Y, Takii M, Sugano K, Ikeya T, Tokunaga S, et al. A role for elastography in the diagnosis of breast lesions by measuring the maximum fat lesion ratio (max-FLR) by tissue Doppler imaging. *Breast Cancer* 2012; 19: 71-6. [\[CrossRef\]](#)
- [25]. Gong X, Wang Y, Xu P. Application of real-time ultrasound elastography for differential diagnosis of breast tumors. *J Ultrasound Med* 2013; 32: 2171-6. [\[CrossRef\]](#)
- [26]. Kumm TR, Szabunio MM. Elastography for the characterization of breast lesions: initial clinical experience. *Cancer Control* 2010; 17: 156-61. [\[CrossRef\]](#)
- [27]. Sadigh G, Carlos RC, Neal CH, Dwamena BA. Accuracy of quantitative ultrasound elastography for differentiation of malignant and benign breast abnormalities: a meta-analysis. *Breast Cancer Res Treat* 2012; 134: 923-31. [\[CrossRef\]](#)
- [28]. Yang WT, Parikh JR, Stavros AT, Otto P, Maislin G. Exploring the negative likelihood ratio and how it can be used to minimize false-positives in breast imaging. *AJR Am J Roentgenol* 2018; 210: 301-6. [\[CrossRef\]](#)
- [29]. Grajo JR, Barr RG. Strain elastography in the prediction of breast cancer tumor grade. *J Ultrasound Med* 2014; 33: 129-34. [\[CrossRef\]](#)
- [30]. Regner DM, Hesley GK, Hangiandreou NJ, Morton MJ, Nordland MR, Meixner DD, et al. Breast lesions: evaluation with US strain imaging--clinical experience of multiple observers. *Radiology* 2006; 238: 425-37. [\[CrossRef\]](#)
- [31]. Burnside ES, Hall TJ, Sommer AM, Hesley GK, Sisney GA, Svensson WE, et al. Differentiating benign from malignant solid breast masses with US strain imaging. *Radiology* 2007; 245: 401-10. [\[CrossRef\]](#)
- [32]. Cho N, Moon WK, Chang JM, Kim SJ, Lyoo CY, Choi HY. Aliasing artifact depicted on ultrasound (US)-elastography for breast cystic lesions mimicking solid masses. *Acta Radiol* 2011; 52: 3-7. [\[CrossRef\]](#)
- [33]. Barr RG, Lackey AE. The utility of the "bull's-eye" artifact on breast elasticity imaging in reducing breast lesion biopsy rate. *Ultrasound Q* 2011; 27: 151-5. [\[CrossRef\]](#)
- [34]. Youk JH, Gweon HM, Son EJ, Han KH, Kim JA. Diagnostic value of commercially available shear-wave elastography for breast cancers: integration into BI-RADS classification with subcategories of category 4. *Eur Radiol* 2013; 23: 2695-704. [\[CrossRef\]](#)
- [35]. Lee SH, Chang JM, Kim WH, Bae MS, Cho N, Yi A, et al. Differentiation of benign from malignant solid breast masses: comparison of two-dimensional and three-dimensional shear-wave elastography. *Eur Radiol* 2013; 23: 1015-26. [\[CrossRef\]](#)
- [36]. Cosgrove D, Piscaglia F, Bamber J, Bojunga J, Correas JM, Gilja OH, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 2: Clinical applications. *Ultrasound Med* 2013; 34: 238-53. [\[CrossRef\]](#)
- [37]. Chen L, He J, Liu G, Shao K, Zhou M, Li B, et al. Diagnostic performances of shear-wave elastography for identification of malignant breast lesions: a meta-analysis. *Jpn J Radiol* 2014; 32: 592-9. [\[CrossRef\]](#)

- [38]. Feldmann A, Langlois C, Dewailly M, Martinez EF, Boulanger L, Kerdraon O, et al. Shear Wave Elastography (SWE): An Analysis of Breast Lesion Characterization in 83 Breast Lesions. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 2594-604. [\[CrossRef\]](#)
- [39]. Evans A, Whelehan P, Thomson K, McLean D, Brauer K, Purdie C, et al. Quantitative shear wave ultrasound elastography: initial experience in solid breast masses. *Breast Cancer Res* 2010; 12: R104. [\[CrossRef\]](#)
- [40]. Athanasiou A, Tardivon A, Tanter M, Siqal-Zafrani B, Bercoff J, Deffieux T, et al. Breast lesions: quantitative elastography with supersonic shear imaging-preliminary results. *Radiology* 2010; 256: 297-303. [\[CrossRef\]](#)
- [41]. Berg WA, Cosgrove DO, Dore CJ, Schafer FK, Svensson WE, Hooley RJ, et al. Shear-wave elastography improves the specificity of breast US: the BE1 multinational study of 939 masses. *Radiology*. 2012; 262: 435-49. [\[CrossRef\]](#)
- [42]. Yoon JH, Ko KH, Jung HK, Lee JT. Qualitative pattern classification of shear wave elastography for breast masses: how it correlates to quantitative measurements. *Eur J Radiol* 2013; 82: 2199-204. [\[CrossRef\]](#)
- [43]. Kim H, Youk JH, Gweon HM, Kim JA, Son EJ. Diagnostic performance of qualitative shear-wave elastography according to different color map opacities for breast masses. *Eur J Radiol* 2013; 82: e326-e31. [\[CrossRef\]](#)
- [44]. Lee SH, Cho N, Chang JM, Koo HR, Kim JY, Kim WH, et al. Two-view versus single-view shear-wave elastography: comparison of observer performance in differentiating benign from malignant breast masses. *Radiology* 2013 Oct 28:130561. [Epub ahead of print] [\[CrossRef\]](#)
- [45]. Youk JH, Son EJ, Gweon HM, Kim H, Park YJ, Kim JA. Comparison of strain and shear wave elastography for the differentiation of benign from malignant breast lesions, combined with B-mode ultrasonography: qualitative and quantitative assessments. *Ultrasound Med Biol* 2014; 40: 2336-44. [\[CrossRef\]](#)
- [46]. Liu B, Zheng Y, Huang G, Lin M, Shan Q, Lu Y, et al. Breast lesions: quantitative diagnosis using ultrasound shear wave elastography: a systematic review and meta-analysis. *Ultrasound Med Biol* 2016; 42: 835-47. [\[CrossRef\]](#)
- [47]. Tanter M, Bercoff J, Athanasiou A, Deffieux T, Gennisson JL, Montaldo G, et al. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol* 2008; 34: 1373-86. [\[CrossRef\]](#)
- [48]. Cosgrove DO, Berg WA, Doré CJ, Skyba DM, Henry JP, Gay J, et al. Shear wave elastography for breast masses is highly reproducible. *Eur Radiol* 2012; 22: 1023-32. [\[CrossRef\]](#)
- [49]. Evans A, Whelehan P, Thomson K, McLean D, Brauer K, Purdie C, et al. Invasive breast cancer: relationship between shear-wave elastographic findings and histologic prognostic factors. *Radiology* 2012; 263: 673-7. [\[CrossRef\]](#)
- [50]. Youk JH, Gweon HM, Son EJ, Kim JA, Jeong J. Shear-wave elastography of invasive breast cancer: correlation between quantitative mean elasticity value and immunohistochemical profile. *Breast Cancer Res Treat* 2013; 138: 119-26. [\[CrossRef\]](#)
- [51]. Choi WJ, Kim HH, Cha JH, Shin HJ, Kim H, Chae EY, et al. Predicting prognostic factors of breast cancer using shear wave elastography. *Ultrasound Med Biol* 2014; 40: 269-74. [\[CrossRef\]](#)
- [52]. Chang JM, Park IA, Lee SH, Kim WH, Bae MS, Koo HR, et al. Stiffness of tumours measured by shear-wave elastography correlated with subtypes of breast cancer. *Eur Radiol* 2013; 23: 2450-8. [\[CrossRef\]](#)
- [53]. Tourasse C, Denier JF, Awada A, Gratadour AC, Nessah-Bousquet K, Gay J. Elastography in the assessment of sentinel lymph nodes prior to dissection. *Eur J Radiol* 2012; 81: 3154-9. [\[CrossRef\]](#)
- [54]. Kilic F, Velidedeoglu M, Ozturk T, Kandemirli SG, Dikici AS, Er ME, et al. Ex vivo assessment of sentinel lymph nodes in breast cancer using shear wave elastography. *J Ultrasound Med* 2016; 35: 271-7. [\[CrossRef\]](#)
- [55]. Evans A, Armstrong S, Whelehan P, Thomson K, Rauchhaus P, Purdie C, et al. Can shear-wave elastography predict response to neoadjuvant chemotherapy in women with invasive breast cancer? *Br J Cancer* 2013; 109: 2798-802. [\[CrossRef\]](#)
- [56]. Ma Y, Zhang S, Li J, Li J, Kang Y, Ren W. Comparison of strain and shear-wave ultrasonic elastography in predicting the pathological response to neoadjuvant chemotherapy in breast cancers. *Eur Radiol* 2017; 27: 2282-91. [\[CrossRef\]](#)
- [57]. Jing H, Cheng W, Li ZY, Ying L, Wang QC, Wu T, et al. Early evaluation of relative changes in tumor stiffness by shear wave elastography predicts the response to neoadjuvant chemotherapy in patients with breast cancer. *J Ultrasound Med* 2016; 35: 1619-27. [\[CrossRef\]](#)
- [58]. Athanasiou A, Latorre-Ossa H, Criton A, Tardivon A, Gennisson JL, Tanter M. Feasibility of imaging and treatment monitoring of breast lesions with three-dimensional shear wave elastography. *Ultrasound Med Biol* 2017; 38: 51-9. [\[CrossRef\]](#)
- [59]. Lee SH, Moon WK, Cho N, Chang JM, Moon HG, Han W, et al. Shear-wave elastographic features of breast cancers: comparison with mechanical elasticity and histopathologic characteristics. *Invest Radiol* 2014; 49: 147-55. [\[CrossRef\]](#)
- [60]. Cho N, Moon WK, Park JS, Cha JH, Jang M, Seong MH. Nonpalpable breast masses: evaluation by US elastography. *Korean J Radiol* 2008; 9: 111-8. [\[CrossRef\]](#)
- [61]. Yi A, Cho N, Chang JM, Koo HR, La Yun B, Moon WK. Sonoelastography for 1,786 non-palpable breast masses: diagnostic value in the decision to biopsy. *Eur Radiol* 2012; 22: 1033-40. [\[CrossRef\]](#)

- [62]. Barr RG, Zhang Z, Cormack JB, Mendelson EB, Berg WA. Probably benign lesions at screening breast us in a population with elevated risk: prevalence and rate of malignancy in the ACRIN 6666 trial. *Radiology* 2013; 269: 701-12. [\[CrossRef\]](#)
- [63]. Schafer FK, Hooley RJ, Ohlinger R, Hahne U, Madjar H, Svensson WE, et al. ShearWave™ Elastography BE1 multinational breast study: additional SWE™ features support potential to downgrade BI-RADS®-3 lesions. *Ultraschall Med* 2013; 34: 254-9. [\[CrossRef\]](#)
- [64]. Lim J, Cho N, Yi A, Chang JM, Moon WK. Can US-elastography help reduce the number of short-term follow-ups for BI-RADS category 3 lesions detected on supplemental screening breast US? In: *Radiological Society of North America 98th Scientific Assembly and Annual Meeting*; 2012 Nov 25-30; Chicago, IL.
- [65]. Lee SH, Chang JM, Cho N, Koo HR, Yi A, Kim SJ, et al. Practice guideline for the performance of breast ultrasound elastography. *Ultrasonography* 2014; 33: 3-10. [\[CrossRef\]](#)
- [66]. Faruk T, Islam MK, Arefin S, Haq MZ. The Journey of Elastography: Background, Current Status, and Future Possibilities in Breast Cancer Diagnosis. *Clin Breast Cancer* 2015; 15: 313-24. [\[CrossRef\]](#)

Meme Elastografisi

Emetullah Cindil, Serap Göltekin

Sayfa 56

BI-RADS 4A kategoride değerlendirilen kitleler sonoelastografide yumuşak kodlanıyorsa (SE'de skor 1 veya 2, SWE'de elastisitesi açık veya koyu mavi, maksimum elastisitesi değeri 80 kPa'ın altında olan lezyonlar) kategorisi BI-RADS 3'e dūřurőlebilir ki bu da duyarlılıkta hiç kayıp olmaksızın gereksiz biyopsi sayısını belirgin dūřurmektedir.

Sayfa 56

BI-RADS kategori 3, oval şekilli, iyi sınırlı ve malignansi oranı %2'nin altındaki lezyon grubudur. US takip incelemelerinin önemli bir kısmını BI-RADS 3 lezyonlar oluşturmakta olup maliyet yőkőnőn yanında hasta grubunda gereksiz anksiyeteye neden olmaktadır. Bu grup içerisinde yapılan sonoelastografide, oldukça yumuşak, dūřők elastografi özelliklerine sahip lezyonlar (SE'da skor 1 veya SWE'de maksimum elastisite renk kategorisi koyu mavi veya maksimum elastisite değeri 20 kPa'ın altında olan) gővenilir bir şekilde BI-RADS 2 kategoriye dūřurőlerek gereksiz kısa dönem takiplerin önlenebileceği çalışmalarda bildirilmiştir.

Sayfa 56

BI-RADS 3 lezyonlarda, sonoelastografi özelliklerine göre (SE'de skor 4 ve 5, SWE'de maksimum elastografi renk kodu kırmızı veya maksimum elastisite değeri 160 kPa'ın [7,3 m/sn] üzerinde) BI-RADS kategorisinin artırılıp biyopsiye yönlendirilmesi bazı çalışmalarda önerilmektedir.

Sayfa 56



Solid lezyon grőnőmő oluşturabilen yağ lobőlleri ve benign kistler yumuşak elastisite değerleri ile sonoelastografiyi kullanarak kolaylıkla ayırt edilebilir. Bunun yanı sıra konvansiyonel US ile tanınması gő kőők boyutlu lezyonlar, komplike kistler ve izoekoik meme lezyonlarında elastografinin B-mod grőntőlemeye eklenmesi ile tanısal performans belirgin artmaktadır.

Meme Elastografisi

Emetullah Cindil, Serap Gültekin

1. Aşağıdakilerden hangisi Strain Elastografide kullanılan skorlama, ölçüm yöntemlerinden değildir?
 - a. Tsukuba Skorlama
 - b. Young Modulusu
 - c. Elastografi B-mod uzunluk oranı
 - d. 5-nokta renkli skorlama
 - e. Strain İndeksi
2. Aşağıdakilerden hangisi basit kistlere özgü ultrason elastografi bulgusudur?
 - a. Beyaz halka artefaktı
 - b. Ortası mavi, periferi yeşil
 - c. Shearwave elastografide kırmızı renk (sert) kodlanma
 - d. Öküz gözü artefaktı
 - e. Hiçbiri
3. Hangisi ultrason elastografinin sınırlamalarından değildir?
 - a. Uygulayıcılar arası değişkenliğin çok az olması
 - b. Lezyonun derin yerleşimli olması
 - c. Meme kalınlığının fazla olması
 - d. Hyalinize fibroadenom ve fibroziste yalancı pozitif sonuç oluşturması
 - e. Hiçbiri
4. Shear wave elastografide ölçülen elastisite değerinin birimi nedir?
 - a. Skorlama
 - b. KiloPaskal veya m/sn
 - c. mm
 - d. Newton
 - e. KvP
5. USE ile ilgili hangisi doğrudur?
 - a. Strain elastografi, eksternal veya internal hafif bası-kompresyon uyarılarını kullanarak dokuda meydana gelen yer değişikliğini ölçen bir yöntemdir.
 - b. Malign lezyonlar lezyon sahası ve çevre dokudaki dezmoplastik reaksiyona sekonder elastografide B-mod'a göre daha büyük görünürler.
 - c. Strain elastografide elde olunan Strain indeksi semi-kanitatif bir veridir.
 - d. SWE'de elastisite birimi m/sn veya kPa cinsinden ölçülür.
 - e. Hepsi

Kas İskelet Elastografi Uygulamaları

Halit Nahit Şendur , Cem Yücel 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Elastografi teknikleri
- Teknik noktalar
- Kaslarda elastografi uygulamaları
- Tendonlarda elastografi uygulamaları
- Ligamentler ve sinirlerde elastografi uygulamaları
- Tümörlerde elastografi uygulamaları

Sendur HN, Yücel C. Kas İskelet Elastografi Uygulamaları. Trd Sem 2019; 7: 63-74.

Giriş

Kas iskelet sistemine yönelik ultrasonografi (USG) incelemelerinin sıklığı, teknolojik gelişmelerle birlikte zaman içerisinde artmış ve USG, bu sisteme ait çeşitli patolojik durumların değerlendirmesinde, MR incelemeler ile karşılaştırılabilir sonuçları sayesinde günlük kullanıma girmiştir [1, 2]. USG'nin düşük maliyet, kolay ulaşılabilirlik, göreceli olarak kısa inceleme süresi, kontrateral taraf ile dinamik gerçek zamanlı karşılaştırma olanağı gibi kendine özgü avantajları kas iskelet sistemi incelemeleri için kullanımını kolaylaştırmıştır [3].

Elastografi, dokuların biyomekanik özelliklerinin USG aracılığıyla niteliksel ve niceliksel olarak değerlendirilmesine olanak sağlayan bir görüntüleme yöntemidir. Bu görüntüleme yöntemi, B-mod incelemenin sağladığı akustik empedans ve Doppler incelemenin sağladığı vasküler akım bilgilerinden bağımsız olarak dokuların sertliği hakkında bilgi verir [4, 5].

Sonoelastografinin kullanıma girmesi kas iskelet sistemi incelemelerine farklı bir boyut kazandırmış ve sürekli bir gelişim gösteren bu görüntüleme yönteminin, tanısal doğruluk, güvenilirlik ve tekrar edilebilirliği üzerine çok sayıda çalışma literatürde yerini almıştır. Bu yazıda, kas iskelet sistemi incelemelerinde kullanılan temel sonoelastografi teknikleri genel hatlarıyla ele alınacak ve bu tekniklerin kas iskelet sistemi üzerindeki uygulamalarından ayrıntılı olarak bahsedilecektir.

Elastografi Teknikleri

EFSUMB (European Society of Ultrasound in Medicine and Biology)'un 2013 yılında sonoelastografinin klinik uygulamalarına ilişkin yayınladığı kılavuzda, kas ve tendon yapısının değerlendirilmesinde kompresyon elastografi ve shear wave elastografi tekniklerinin kullanılabilirliği belirtilmiştir [6]. Bu iki tekniğin de farklı fizik prensiplerine bağlı olarak

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

✉ Halit Nahit Şendur • hsendur@gmail.com

© 2019 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2019.708
turk radyolojiseminerleri.org

avantajları, artefaktları, kısıtlamaları ve de bazı spesifik klinik uygulamalar için uygunlukları bulunmaktadır [6, 7].

Kompresyon (Strain) Elastografi

Kompresyon elastografi tekniği, kompresyon uygulanan dokuda strain (gerinim, yer değiştirme) oluşması temeline dayanmaktadır. Sert dokularda yer değiştirme (strain) daha az iken, yumuşak dokularda daha fazladır. Kompresyon uygulaması öncesi ve sonrasında elde edilen eko verileri karşılaştırılarak dokuların yer değiştirme oranları hesaplanır. Kompresyon elastografi sistemlerinde, uygulanan baskının miktarı ekranda bir gösterge ile gösterilir. Bu görüntüleme tekniğinde, dokuların yer değiştirme bilgisinin konvansiyonel B-mod görüntüleri üzerine eklenmesi ile oluşturulan, yer değiştirme dağılım haritası olarak ifade edebileceğimiz, “elastogram” görüntüleri elde edilir. Bu görüntülerde niteliksel değerlendirme yapılabilir. Çoğunlukla mavi renk sert dokuları, kırmızı renk yumuşak dokuları, yeşil ve sarı renkler ise orta sertlikte dokuları kodlamak için kullanılmaktadır. Ayrıca, strain oranı (strain ratio) olarak isimlendirilen ve değerlendirilmek istenilen doku ile referans bir dokunun (genellikle cilt altı yağ doku) ROI değerlerini oranlayarak yarı-niceliksel (semi-kantitatif) bir ölçüm değeri elde edilebilir [4, 5, 7].

Shear-Wave Elastografi (SWE)

Dinamik elastografi olarak da adlandırılan bu görüntüleme yöntemi, kas iskelet sisteminin değerlendirildiği incelemelerde giderek artan sıklıkta kullanılmaktadır. Doku elastisitesinin, kullanıcının deneyiminden bağımsız ve niceliksel olarak ölçülmesine olanak tanıyan bir görüntüleme yöntemidir. Kısaca bu görüntüleme yönteminin fizik temelini açıklamak gerekirse; konvansiyonel ultrason dalgalarının akustik yayılım kuvveti, ses dalgalarının doku ile etkileşimi sırasında ultrason dalgalarına dik olarak transvers planda yayılım gösteren ve dokularda küçük yer değiştirmelere yol açan dalgalar (shear wave) oluşturur. Özel algorit-

malar kullanılarak (speckle tracking algorithm) dokuların yer değiştirme haritaları elde edilir. Bu haritalar da dokuların metre/saniye (m/s) ya da kilopaskal (kPa) cinsinden elastisite değerlerinin elde edilmesinde kullanılır. Sert dokularda daha hızlı, yumuşak dokularda ise daha yavaş hareket eden bu dalgaların (shear waves) hızı, longitudinal planda hareket eden konvansiyonel ultrason dalgalarına göre yaklaşık 1000 kat daha yavaş iken atenuasyonları ise yaklaşık 10000 kat daha hızlıdır. Kompresyon elastografi ile karşılaştırıldığında daha nesnel ve tekrar edilebilirliğinin daha iyi olmasının yanında, elle yapılan kompresyona gereksinim duyulmaması en önemli avantajları arasında yer almaktadır [2, 4, 8].

Teknik Noktalar

Ultrason elastografide, inceleme tekniğinin elde edilecek görüntüler ve ölçümler üzerine önemli etkileri olabilmektedir. İncelemelerin güvenilirliğini ve tekrar edilebilirliğini arttırmak için bazı noktalara dikkat etmek gerekir.

Kompresyon elastografi tekniğinde incelenen dokuya dik olarak uygulanmayan kompresyon, elastisite değerlendirmesinde yanılmaya yol açabilir. Bu nedenle ultrason probu, her zaman incelenen dokuya dik olarak tutulmalıdır. Çok fazla ya da çok az kompresyon uygulamaktan kaçınmak gerekir. Tek bir statik elastogram görüntüsü üzerinden değerlendirme yapmak yerine en az üç kompresyon-relaksasyon fazını içeren sine-görüntü kaydedilmeli ve B-mod-elastogram görüntülerin en uyumlu olduğu an seçilerek değerlendirme yapılmalıdır. Bası kuvvetinin daha dengeli ve eşit dağılımını sağlayabilmek için incelenen doku, elastogram penceresinin ortasında yer almalıdır. Elastogram, her dokunun elastisitesini, elastogram penceresi içinde yer alan diğer dokulara göreceli olarak göstermektedir. Bu nedenle elastogram penceresinin boyutları, renk dağılımı ve buna bağlı olarak da değerlendirme üzerine etki edebilir. Yüzeysel dokuların değerlendirmesinde prob ve incelenen doku arasında belli bir mesafe (genellikle 3 mm) olması gerekmektedir [7]. Bu durumlarda jel pedler kullanılarak

prob ile incelenecek doku arasındaki mesafe arttırılabilir. Kas iskelet sistemi ultrasonografi incelemelerinde, dokular üzerine uygulanan basıncı azaltmak için bol miktarda jel kullanılır. Ancak elastografi incelemeleri gerçekleştirirken, elastogram penceresi içinde ultrason jelinin yer almamasına, değerlendirme üzerine önemli etkileri olabileceği ve dokuların daha sert olarak yorumlanmasına yol açabileceği için özellikle dikkat edilmelidir. İncelenecek bölgelerin anatomisine bağlı olarak da kısıtlamalar ve zorluklarla karşılaşılabilir göz önünde bulundurulmalıdır [4, 7]. Ayrıca, shear wave elastografi incelemeleri esnasında, kas ve tendonların prob ile uygulanabilecek basınç ile deformasyona uğrayabileceği ve buna bağlı olarak da shear wave elastografi ölçümlerinin etkilenebileceğini unutmamak gerekir [8].

Kaslarda Elastografi Uygulamaları

Çeşitli kas dokularının elastisite özelliklerini belirlemeyi amaçlayan ve bazı değişkenlerin, kaslardan elde edilen elastisite ölçümleri üzerine etkilerini araştıran çalışmalar literatürde yer almaktadır.

Botar-Jid ve ark. [9], myosit olgularında kompresyon elastografinin etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında, elastografinin myosit olgularında yararlı olabileceğini göstermişlerdir. Elastografinin, konjenital muskuler tortikollis olgularında ultrasonografiye katkısının araştırıldığı bir çalışmada [10], özellikle sternokleidomastoid kasının izoekoik olduğu olgular için, değerlendirmeye elastografinin eklenmesinin tanıya yardımcı olduğu bildirilmiştir.

Niitsu ve ark. [11], kasların sertlik düzeylerinde egzersiz sonrası ortaya çıkan değişiklikleri göstermeyi amaçladıkları çalışmalarında, egzersiz öncesinde ve sonrasında fleksör grup dirsek kaslarına ait sertlik ölçümlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, araştırmacılar egzersiz sonrasında ölçülen değerlerin, egzersiz öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttığını bildirmişlerdir.

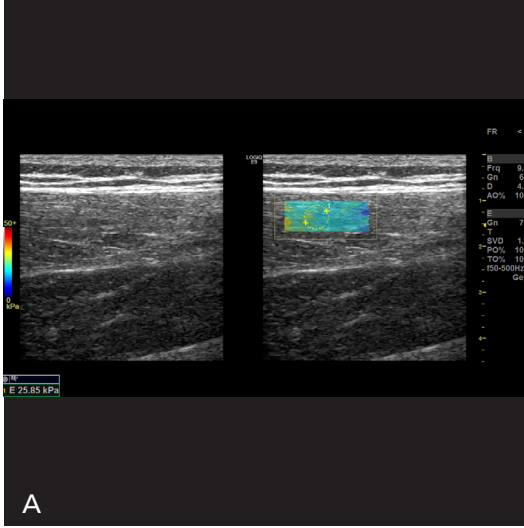
Lacourpaille ve ark. [12], shear wave elastografi görüntüleme yöntemini kullanarak Duchenne muskuler distrofinin (DMD), kasların

sertliği üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Bu çalışmada yazarlar, 6 farklı kasın elastisite ölçümlerini yapmış ve abduktör digiti minimi kası dışındaki diğer beş kasta (gastrokinemius kası medial başı, tibialis anterior, vastus lateralis, biceps brakii, triceps brakii) DMD tanılı hastaların elastisite değerlerinin kontrol grubunun elastisite değerlerine göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Öte yandan, Brandenburg ve ark. [13], serebral palsili hastalarda, üç farklı dorsifleksiyon konumunda, gastrokinemius kası lateral başının SWE tekniği ile elastisite ölçümlerini yapmışlar ve her üç pozisyonda da serebral palsili hastalarda elastisite değerlerinin daha yüksek bulunduğunu ortaya koymuşlardır.

Roskopf ve ark. [14], supraspinatus kasının elastografi incelemesinin güvenilirliğini değerlendirmeyi, supraspinatus kasının normal elastisite değerlerini belirlemeyi ve bulguların tendon bütünlüğü ile korelasyonunu araştırmayı amaçladıkları çalışma yayınlamışlardır. Bu çalışmada, araştırmacılar, supraspinatus kasının incelenmesinde shear wave elastografinin tekrar edilebilir olduğu, normal supraspinatus kasının ortalama shear wave hız değerinin $3,0 \pm 0,5$ m/sn olduğu ve bu değerinkastaki artan yağ içeriğine sekonder azaldığı ancak yağlı infiltrasyonun son evresinde ise arttığı sonuçlarına ulaşmıştır.

Akagi ve ark. [15], rektus femoris, gastrokinemius lateral başı ve soleus kaslarının, shear wave elastografi tekniği ile yaşa bağlı olarak gösterdikleri elastisite değişimlerini araştırmışlardır. Rektus femoris kası ve gastrokinemius kası lateral başı elastisite ölçümlerinin yaşlı bireylerde gençlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığını, ancak soleus kasında elastisite değerlerinde yaşa bağlı olarak anlamlı değişim olmadığını bildirmişlerdir. Yazarlar, bu çalışmada elde ettikleri verilerden yola çıkarak rektus femoris ve gastrokinemius kası lateral başındaki elastisite değerlerindeki değişimin, yaşlı bireylerde alt ekstremite kas kuvvetinde azalma ve düşme riskinde artış ile ilişkili olabileceği sonucuna varmışlardır.

Masseter kasının sağlıklı gönüllülerde shear wave elastografi ile değerlendirildiği ve komp-

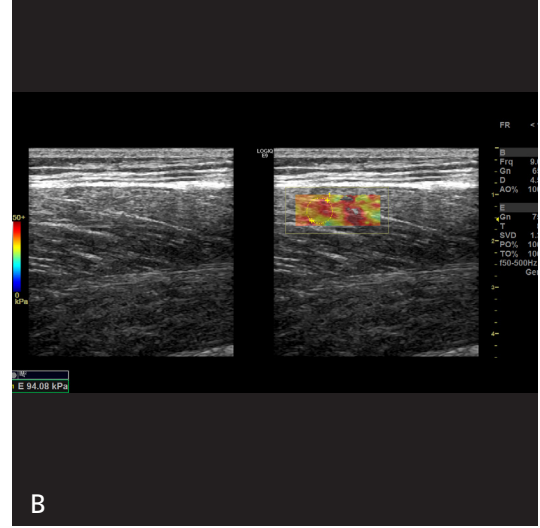


Resim 1. A, B. Rektus femoris kasının istirahat halinde (A) ve kasılma anında (B) shear wave elastografi ile yapılan elastisite ölçümleri arasındaki farklılık izlenmektedir.

resyon elastografi ile karşılaştırıldığı bir çalışmada [16], shear wave elastografinin gözlemci içi ve gözlemciler arası tekrar edilebilirliği daha yüksek düzeyde bulunmuştur. Bu çalışmada normal masseter kasının elastisite değerleri, istirahat halinde $42,82 \pm 5,56$ kPa ve çene sıkıca kapatıldığında ise $53,36 \pm 8,46$ kPa olarak bildirilmiştir.

Biceps brakii kasının egzersiz öncesi ve sonrası değişimlerinin kompresyon elastografi ile değerlendirildiği bir çalışmada [17], “strain ratio” değerlerinin egzersizden 30 dakika sonra, egzersiz öncesi değerlere döndüğü bildirilmiştir. Bunlara ek olarak kasların, kontraksiyon konumundaki elastisite ölçümlerinin, istirahat halindeki ölçümlerine göre daha yüksek olduğu akılda tutulmalıdır (Resim 1 A, B) [2].

Kasların ultrason elastografi ile değerlendirilmesi ile ilgili çalışmalar genel olarak umut verici olsa da tekrar edilebilirliği ve standardizasyonuna ilişkin çekinceler de mevcuttur. **Kas aktivitesine bağlı olarak ölçümlerde değişiklikler olmasının yanında, aktiviteden bağımsız olarak da elastisite ölçümlerinde, hastanın ve probun pozisyonuna göre ya da gözlemci içinde ve gözlemciler arasında önemli farklılıklar olabildiği akılda tutulmalıdır.** Değerlendirmeler arasında mümkün olduğunca standart bir relaksasyon/kontraksiyon döngüsünün sağlanabilmesi gereklidir. Anizotropi, kaslarda in-



celemeyi olumsuz etkileyecek bir durum olup, prob oryantasyonunun farklı kasları değerlendirirken hep aynı planda tutulması gerekmektedir. Bu etkenler, ultrason elastografi incelemelerini yaparken karşılaşılan güçlükleri ortaya koymaktadır [8, 18].

Tendonlarda Elastografi Uygulamaları

Tendonlar, son dönemde ultrason elastografi araştırmalarına giderek artan sıklıkta konu olmakla birlikte, bugüne dek tendonların elastisite özelliklerine ilişkin bilgilerimizin büyük çoğunluğu Aşil tendonu ile yapılmış çalışmalardan kaynaklanmaktadır.

De Zordo ve ark. [19], sağlıklı gönüllülerde 80 asemptomatik Aşil tendonunu kompresyon elastografi ile değerlendirdikleri çalışmada, elastogramları renk kodlarına göre üç gruba (mavi ve yeşil - sert, sarı - orta, kırmızı - yumuşak); tendonları da proksimal, orta ve distal bölge olarak üç bölgeye ayırmış ve Aşil tendonlarının %86,7'lik bir oranda sert doku özellikleri gösterdiğini bildirmiştir.

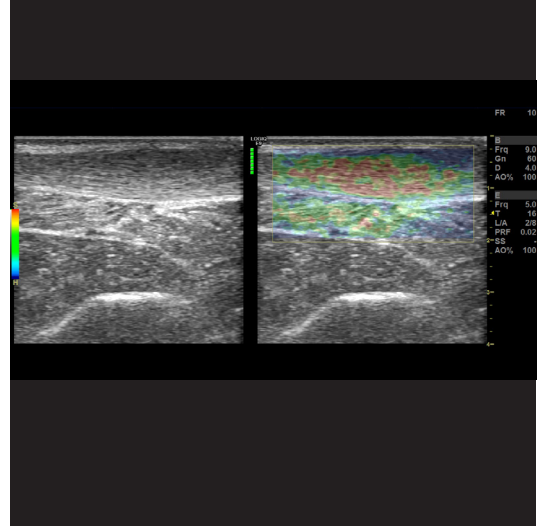
Arda ve ark. [20], 127 sağlıklı gönüllüde shear wave elastografi yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmada, normal Aşil tendonunun elastisite değeri longitudinal planda ortalama $74,4 \pm 45,7$ kPa, transvers planda ise $51,5 \pm 25,1$ kPa olarak bildirilmiştir. Bu çalışmada, Aşil

tendonunun elastisite değerlerinde, longitudinal planda yapılan ölçümlerde kadınlar ve erkekler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu belirtilmiş, ancak transvers planda yapılan ölçümlerde cinsiyetler arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır.

SWE yöntemini kullanarak, Aşil tendonunun elastisite özelliklerinde yaşlanmaya sekonder değişiklikler oluşabileceğini gösteren çalışmalar [21] olduğu gibi yaşlanma ile Aşil tendonu elastisite ölçümlerinde anlamlı korrelasyon olmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur [22].

Payne ve ark. [23] kompresyon elastografi ile ardışık günlerde Aşil tendonu için elastisite değerlendirmeleri yaptıkları çalışmalarında, kompresyon elastografinin tekrar edilebilirliğinin düşük düzeyde olduğunu belirtmişlerdir. Aynı yazar grubu, Aşil tendonunun elastisite değerlendirmesinde SWE ölçümlerinin tekrar edilebilirliğini araştırdıkları bir diğer çalışmalarında [24], longitudinal planda yapılan ölçümlerin daha güvenilir ve gözlemciler arası tekrar edilebilirliğinin yüksek düzeyde olduğunu bildirmişlerdir.

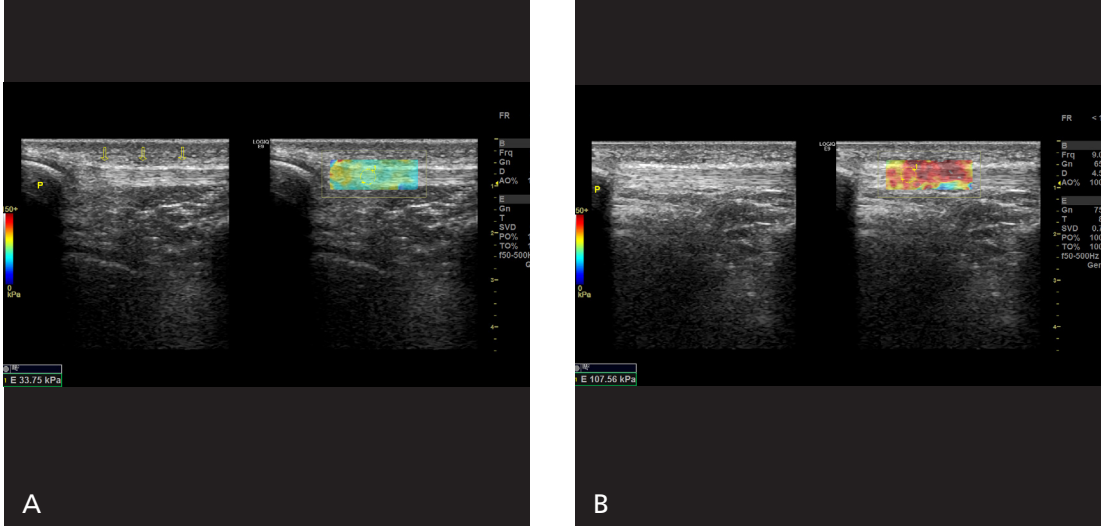
Sporcuların yoğun fiziksel aktivitelerinin Aşil tendon elastisitesi üzerinde etkileri olduğunu ve tendonların elastisite özelliklerinin patolojik durumları öngörmeye yararlı olabileceğini gösteren çalışmalar yapılmıştır. Asemptomatik futbolcular üzerinde Aşil tendonu yaralanmalarını öngörmekte ultrason ve elastografinin önemini araştıran bir çalışmada [25], sezon öncesinde ultrason ve/veya sonoelastografide anormal bulguları olan olguların %27,3'ünün sezon sonunda semptomatik duruma geldiği belirtilmiş ve tendon kalınlığındaki artış ya da elastogramda tendon içinde yumuşak olarak değerlendirilen alanlar bulunmasının, futbolcular için semptomatik duruma gelmek yönünden risk artışı ile ilişkili olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bir diğer çalışmada [26], maraton koşucularının, koşu öncesi ve sonrasında Aşil tendonlarındaki elastisite değişiklikleri ve koşu öncesi var olan Aşil tendon bulgularının koşu sonrasındaki ağrı semptomu ile ilişkisi araştırılmıştır. Bu çalışmada yazarlar, maraton koşusunun Aşil tendon elastisitesinde koşu öncesine göre anlamlı azalmaya yol açtığı



Resim 2. 56 yaşında erkek hasta, Aşil tendon düzeyinde şişlik nedeniyle gerçekleştirilen incelemede, Aşil tendon bütünlüğünün korunduğu, ancak bu düzeyde fokal kalınlık artışı ve kompresyon elastografide, tendinopati ile uyumlu şekilde yumuşak doku özelliklerini yansıtan ağırlıklı olarak kırmızı renk kodlaması gözlenmektedir (mavi-sert, kırmızı-yumuşak).

ve önceden var olan yumuşak tendon bulgularının koşu sonrasında gelişen semptomlar için risk faktörü olabileceği sonucuna ulaşmışlardır.

Aşil tendon yapısının ya da bütünlüğünün bozulduğu durumlarda, genel olarak elastografik incelemelerde tendonun daha yumuşak doku özellikleri göstermesi beklenmektedir (Resim 2). Aubry ve ark. [27], SWE tekniğini kullanarak normal ve patolojik Aşil tendonları arasındaki elastisite farklılıklarını araştırmışlardır. Bu çalışmada 30 semptomatik ve 180 asemptomatik tendon değerlendirilmiş, istirahat hali ve gergin konumun her ikisinde de patolojik Aşil tendonlarının normal tendonlara göre daha yumuşak olduğu bildirilmiştir. Dirrichs ve ark. [28], tendinopatilerde shear wave elastografinin tanısal etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, 34 normal Aşil tendonunun ortalama elastisite değeri $154,2 \pm 28,3$ kPa ve 48 semptomatik Aşil tendonunun ortalama elastisite değeri $53,4 \pm 23,2$ kPa olarak bildirilmiştir. Chen ve ark. [29], 36 normal ve 14 rupture Aşil tendonunun shear wave elastografi ölçümlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, normal Aşil tendonlarının or-



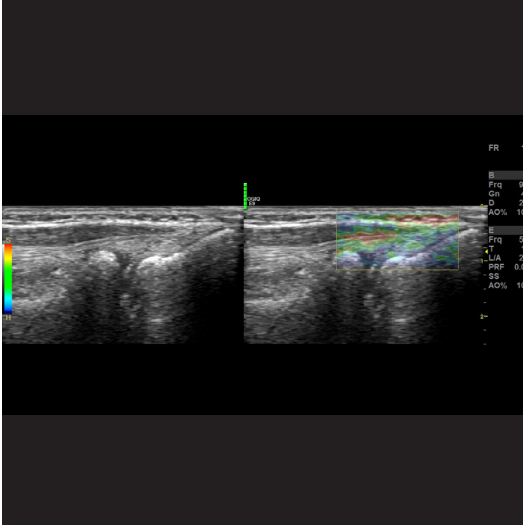
Resim 3. A, B. Patellar tendonun istirahat halinde (A) ve dizin maksimal ekstansiyon anında (B) shear wave elastografi ile yapılan elastisite ölçümleri arasındaki farklılık izlenmektedir (P-patella, oklar-patellar tendon).

talama elastisite değerini $291,91 \pm 4,38$ kPa ve ruptüre Aşil tendonlarının ortalama elastisite değerlerini ise $56,48 \pm 65,59$ kPa olarak bildirmişler ve bu sonuçlara dayanarak shear wave elastografinin Aşil tendonunun fonksiyonunu değerlendirmede önemli bilgiler sağladığını belirtmişlerdir. Zhang ve ark. [30], tendon ruptürü sonrası opere edilen Aşil tendonlarının cerrahi sonrası iyileşme dönemindeki değişikliklerini SWE ile değerlendirdikleri çalışmada Aşil tendon elastisitesinin zaman içinde arttığını göstermişlerdir.

Aşil tendonu dışında, diğer bazı tendonların elastisite özelliklerine ilişkin benzer çalışma tasarımlarına sahip yayımlar da literatürde yer almıştır. Porta ve ark. [31], sağlıklı gönüllülerde, patellar tendonun kompresyon elastografi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, patellar tendonun elastogramlarda baskın olarak yeşil renkte kodlandığını ve hem gözlemci içi, hem de gözlemciler arası tekrar edilebilirlik düzeylerinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Sağlıklı gönüllülerin yer aldığı ve 56 normal patellar tendonun değerlendirildiği bir çalışmada, dizin pozisyonuna göre patellar tendon elastisite ölçümlerinde farklılıklar olabileceği gösterilmiş ve değerlendirmelerde yanlış yorumlardan kaçınmak için diz pozisyonunun standardize edilmesinin önemli olduğu vurgu-

lanmıştır (Resim 3 A, B) [32]. SWE tekniğinin kullanıldığı bir çalışmada, yaşlanmaya bağlı olarak patellar tendon elastisite ölçümlerinde azalma olduğu bildirilmiştir [33].

Ortak ekstensör tendonun elastisite özellikleri de araştırmalara konu olmuştur (Resim 4). Bu tendonun elastisitesindeki değişikliklerin gösterilmesi, lateral epikondilit (tenisçi dirseği) olgularının tanısında yarar sağlayabilir. Şendur ve ark. [34], sağlıklı gönüllülerde 60 normal ortak ekstensör tendonun elastisite değerlerini ölçtükleri ve ortak ekstensör tendon incelemeleri için shear wave elastografinin gözlemciler arası tekrar edilebilirliğini değerlendirmeyi amaçladıkları çalışmada, iki gözlemci için normal ortak ekstensör tendonun ortalama elastisite değerlerini sırasıyla $45,28 \pm 9,82$ kPa ve $45,80 \pm 9,72$ kPa olarak bildirmişler ve shear wave elastografinin tekrar edilebilir bir inceleme yöntemi olduğunu belirtmişlerdir. De Zordo ve ark. [35], lateral epikondilit olgularında, klinik bulguları referans kabul ettikleri ve ortak ekstensör tendonun kompresyon elastografi ile incelenmesinin tanısal etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, duyarlılık, özgüllük ve tanısal doğruluk oranlarını sırasıyla %100, %89 ve %94 olarak rapor etmişlerdir. Klausner ve ark. [36], ortak ekstensör tendonun değerlendirmesinde ultrason ve kompresyon elas-



Resim 4. 27 yaşında sağlıklı gönüllüye ait normal ortak ekstensör tendonunun kompresyon elastografi görüntüsü ağırlıklı olarak sert doku (mavi-sert, kırmızı-yumuşak) özelliklerini göstermektedir (r-radius, le-lateral epikondil, oklar-ortak ekstensör tendon).

tografinin bir arada kullanılmasının, histolojik incelemede patolojik bulguların mevcudiyetini ön görmekte, bu iki inceleme yönteminin yalnız kullanımına göre daha üstün olduğunu bildirmişlerdir. Dirrachs ve ark. [28], asemptomatik ve semptomatik humeral epikondilar tendonlarda (radial ve ulnar) ortalama elastisite değerini, sırasıyla $176,2 \pm 18,2$ kPa ve $64,1 \pm 29,3$ kPa olarak ölçmüşlerdir.

Sonoelastografinin, biceps tendinit ya da tendinozis ilişkili semptomu olan olgular için biceps kası uzun başının intratendinöz ve peritendinöz değişimlerini saptamada potansiyel olarak klinik açıdan yararlı olduğu ve konvansiyonel USG ile mükemmel korrelasyon gösterdiği bildirilmiştir [37].

Supraspinatus tendonunun, MR görüntüleme T2* değerleri ile SWE değerleri arasında güçlü bir negatif korrelasyon olduğu gösterilmiş ve bu bulgunun, rotator kılıf tendonlarının daha niceliksel değerlendirmelerine olanak sağlayabileceği belirtilmiştir [38].

Parmak tendonlarında da elastografinin yararlı olabileceğini gösteren çalışmalar yapılmıştır. Buck ve ark. [39], kompresyon elastografinin, elde yer alan küçük tendon yırtıklarını saptama

potansiyele sahip olduğunu bildirmişlerdir. Tetik parmak olgularında birinci annuler pulleyin elastisitesinin kompresyon elastografi ile değerlendirildiği, kortikosteroid enjeksiyonu öncesi ve sonrasında ölçümlerin yapıldığı bir çalışmada ise, referans yağ dokunun birinci annuler pulleye oranı (F/P) şeklinde strain oranları ölçülmüş ve tetik parmak olgularında kortikosteroid enjeksiyonu öncesinde 4,2 olarak ölçülen değerlerin, enjeksiyondan üç hafta sonra yapılan değerlendirmelerde 2,5'e düştüğü gösterilmiştir [40]. Türkey ve ark. [41], De Quervain tenosinovit olgularında SWE'nin uygulanabilirliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, elde birinci ekstensör kompartman tendonlarının elastisite ölçümlerini yapmış ve sağlıklı bireylere göre tenosinovit olgularında bu tendonların elastisite değerlerinin anlamlı olarak daha düşük olduğunu göstermişlerdir.

Ligamentlerde ve Sinirlerde Elastografi Uygulamaları

Kas ve tendonlardaki ölçüm sonuçlarına benzer şekilde normal ligamentlerde de kasılma durumunda, elastisite ölçümlerinin daha yüksek olması beklenmektedir [2]. Literatürde ligamentlerin elastisite özelliklerinin değerlendirildiği kısıtlı sayıda çalışma yer almaktadır. Adhezif kapsülit tanısı olan olgularda korakohumeral ligamentin elastisitesinin, etkilenmemiş karşı omuz korakohumeral ligamentine göre daha yüksek elastisite değerlerine sahip olduğu gösterilmiştir [42]. Ayrıca yine aynı çalışma korakohumeral ligamentin elastisite ölçümlerinin, kolun eksternal rotasyon açısına göre değiştiği bildirilmiştir. Mhanna ve arkadaşları [43], transvers karpal ligamentin sertliğindeki artışın median sinirde basıya yol açarak karpal tünel sendromu ile ilişkisi olabileceği amacıyla piyanist olan ve olmayanlarda transvers karpal ligamentin elastisite ölçümlerini karşılaştırmış ve piyano kullananlarda transvers karpal ligamentin daha sert olduğunu belirtmiştir.

Periferik sinirlerin elastisite özelliklerine ilişkin az sayıda çalışma yapılmıştır. Miyamoto ve arkadaşları, karpal tünel sendromunun tanısında kompresyon elastografinin tanıya katkısını

araştırdıkları çalışmasında [44], semptomatik karpal tünel sendromlu olgularda median sinire ait strain oranlarının, sağlıklı gruba göre daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Median sinir strain oranı için eşik (cut off) olarak 4,3 değerini belirlediklerinde, karpal tünel sendromu tanısında %82 duyarlılık ve %68 özgüllük sonuçlarını elde ederek, sonoelastografinin, karpal tünel sendromu olgularında ultrasonografik değerlendirmenin tanısalla doğruluğunu anlamlı derecede arttırdığını belirtmişlerdir. Kantarci ve ark. [45], SWE yöntemini kullanarak karpal tünel düzeyinde median sinirin niceliksel ölçümlerini yaparak SWE'nin karpal tünel sendromlu olguların tanısında kullanılıp kullanılmayacağını araştırmışlardır. Bu çalışmada karpal tünel sendromlu olguların median sinir elastisite ölçümleri ortalama 66,7 kPa ve kontrol grubunun median sinir elastisite ölçümleri ortalama 32,0 kPa olarak bulunmuş ve iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu bildirilmiştir. Andrade ve ark. [46], SWE yöntemi ile 9 sağlıklı kişide, ayak dorsifleksiyon konumunda iken dizin 90° fleksiyon ve 180° ekstansiyon pozisyonlarına siyatik sinirin elastisite ölçümlerinin nasıl etkilendiğini araştırmışlar. Diz 180° ekstansiyon konumunda iken siyatik sinir elastisitesinin anlamlı olarak arttığını ancak, dizin 90° fleksiyon pozisyonunda değişiklik olmadığını belirtmişlerdir.

Tümörlerde Elastografi Uygulamaları

Yumuşak doku tümörlerinde benign ve malign lezyonları ayırt etmede elastografinin etkinliğini araştıran az sayıda çalışma yapılmıştır. Magarelli ve ark. [47], kompresyon elastografi tekniğini kullanarak 12 malign, 20 benign lezyondan oluşan ve histopatolojik değerlendirmeyi referans olarak ele aldıkları çalışmada, sonoelastografinin ultrasonografik değerlendirmenin tanısalla doğruluğunu arttırdığını belirtmişlerdir. Ancak Pass ve arkadaşlarının [48], 39 malign ve 66 benign lezyondan oluşan çalışma grubunda, SWE tekniğini kullanarak niceliksel ve niteliksel olarak yaptıkları değerlendirmelerin, malignensi ile istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkisi bulunmadığını ve

B-mod görüntülemeye belirgin bir ek katkısının olmadığını belirtmişlerdir. Ancak bir diğer çalışmada [49], malign ve benign kitlelerin ayırımında niceliksel SWE ölçümlerinin yararlı olabileceği ve malign kitlelerin ölçüm sonuçlarının benign kitlelere göre %30 daha düşük olduğu bildirilmiştir.

Sonuç

Sonoelastografi kas iskelet sistemi ile ilgili klinik değerlendirmelere farklı bir boyut kazandırmıştır. Strain elastografi, B-mod görüntülemenin üzerine doku sertliğine ilişkin bilgilerin eklenmesini sağlamıştır. Shear wave elastografinin geliştirilmesi ile hem niceliksel değerlendirme olanağı elde edilmiş hem de kompresyon elastografi ile karşılaştırıldığında daha az kullanıcı bağımlı olduğu bir yöntem kullanıma girmiştir. Kas iskelet sistemi incelemelerinde elastografik değerlendirmeler, çoğunlukla umut vaat eden sonuçlara sahiptir. Bu inceleme yöntemlerinin, dünya genelinde kas iskelet sistemine yönelik kullanım yaygınlıklarının artması ile birlikte uygulamada standartları belirleyen daha güncel kılavuzların yayınlanmasına gereksinim oluşmuştur. Elastografinin, gelecekte yaşanacak teknolojik gelişmelerin etkisi ile, özellikle kas ve tendonların biyomekanik özelliklerinin belirlenmesine ek olarak, güvenilirlik, tekrar edilebilirlik ve tanısalla etkinlik yönlerinden kas iskelet sistemi ile ilişkili daha birçok araştırmaya konu olacağı açıktır.

Kaynaklar

- [1]. Jacobson JA. Musculoskeletal ultrasound: focused impact on MRI. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 193: 619-27. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Taljanovic MS, Gimber LH, Becker GW, Latt LD, Klauser AS, Melville DM, et al. Shear-Wave elastography: Basic physics and musculoskeletal applications. *Radiographics* 2017; 37: 855-70. [\[CrossRef\]](#)
- [3]. Lin J, Fessell DP, Jacobson JA, Weadock WJ, Hayes CW. An illustrated tutorial of musculoskeletal sonography: part I, introduction and general principles. *Am J Roentgenol* 2000; 175: 637-45. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. *Br J Radiol* 2012; 85: 1435-45. [\[CrossRef\]](#)

- [5]. Domenichini R, Pialat JB, Podda A, Aubry S. Ultrasound elastography in tendon pathology: state of the art. *Skeletal Radiol* 2017; 46: 1643-55. [\[CrossRef\]](#)
- [6]. Cosgrove D, Piscaglia F, Bamber J, Bojunga J, Correas JM, Gilja OH, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 2: clinical applications. *Ultraschall Med* 2013; 34: 238-53. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Klauser AS, Miyamoto H, Bellmann-Weiler R, Feuchtner GM, Wick MC, Jaschke WR. Sonoelastography: musculoskeletal applications. *Radiology* 2014; 272: 622-33. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Creze M, Nordez A, Soubeyrand M, Rocher L, Maître X, Bellin MF. Shear wave sonoelastography of skeletal muscle: basic principles, biomechanical concepts, clinical applications, and future perspectives. *Skeletal Radiol* 2018; 47: 457-71. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Botar-Jid C, Damian L, Dudea SM, Vasilescu D, Rednic S, Badea R. The contribution of ultrasonography and sonoelastography in assessment of myositis. *Med Ultrason* 2010; 12: 120-6.
- [10]. Lee SY, Park HJ, Choi YJ, Choi SH, Kook SH, Rho MH, et al. Value of adding sonoelastography to conventional ultrasound in patients with congenital muscular torticollis. *Pediatr Radiol* 2013; 43 :1566-72. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Niitsu M, Michizaki A, Endo A, Takei H, Yanagisawa O. Muscle hardness measurement by using ultrasound elastography: a feasibility study. *Acta Radiol* 2011; 52: 99-105. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. Lacourpaille L, Hug F, Guevel A, Peroon Y, Magot A, Hogrel JY, et al. Non-invasive assessment of muscle stiffness in patients with Duchenne muscular dystrophy. *Muscle Nerve* 2015; 51: 284-6. [\[CrossRef\]](#)
- [13]. Brandenburg JE, Eby SF, Song P, Kingsley-Berg S, Bamlet W, Sieck GC, et al. Quantifying passive muscle stiffness in children with and without cerebral palsy using ultrasound shear wave elastography. *Dev Med Child Neurol* 2016; 58: 1288-94. [\[CrossRef\]](#)
- [14]. Roskopf AB, Ehrmann C, Buck FM, Gerber C, Fluck M, Pfirrmann CW. Quantitative shear-wave US elastography of the supraspinatus muscle: reliability of the method and relation to tendon integrity and muscle quality. *Radiology* 2016; 278: 465-74. [\[CrossRef\]](#)
- [15]. Akagi R, Yamashita Y, Ueyasu Y. Age-related differences in muscle shear moduli in the lower extremity. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 2906-12. [\[CrossRef\]](#)
- [16]. Ariji Y, Nakayama M, Nishiyama W, Nozawa M, Ariji E. Shear wave sonoelastography for assessing masseter muscle hardness in comparison with strain sonoelastography: study with phantoms and healthy volunteers. *Dentomaxillofac Radiol* 2016; 45: 20150251. [\[CrossRef\]](#)
- [17]. Yanagisawa O, Niitsu M, Kurihara T, Fukubayashi T. Evaluation of human muscle hardness after dynamic exercise with ultrasound realtime tissue elastography: a feasibility study. *Clin Radiol* 2011; 66: 815-9. [\[CrossRef\]](#)
- [18]. Winn N, Lalam R, Cassar-Pullicino V. Sonoelastography in the musculoskeletal system: Current role and future directions. *World J Radiol* 2016; 8: 868-79. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. De Zordo T, Fink C, Feuchtner GM, Smekal V, Reindl M, Klauser AS. Real-time sonoelastography findings in healthy Achilles tendons. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 193: 134-8. [\[CrossRef\]](#)
- [20]. Arda K, Ciledag N, Aktas E, Aribas BK, Köse K. Quantitative as-sessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography. *AJR Am J Roentgenol* 2011; 197: 532-6. [\[CrossRef\]](#)
- [21]. Slane LC, Martin J, DeWall R, Thelen D, Lee K. Quantitative ultrasound mapping of regional variations in shear wave speeds of the aging Achilles tendon. *Eur Radiol* 2017; 27: 474-82. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Fu S, Cui L, He X, Sun Y. Elastic Characteristics of the Normal Achilles Tendon Assessed by Virtual Touch Imaging Quantification Shear Wave Elastography. *J Ultrasound Med* 2016; 35: 1881-7. [\[CrossRef\]](#)
- [23]. Payne C, Webborn N, Watt P, Cercignani M. Poor reproducibility of compression elastography in the Achilles tendon: same day and consecutive day measurements. *Skelet Radiol* 2017; 46: 889-95. [\[CrossRef\]](#)
- [24]. Payne C, Watt P, Cercignani M, Webborn N. Reproducibility of shear wave elastography of the Achilles tendon. *Skeletal Radiol* 2018; 47: 779-84. [\[CrossRef\]](#)
- [25]. Ooi CC, Schneider ME, Malliaras P, Jones D, Saunders S, McMahon A, et al. Sonoelastography of the Achilles Tendon: Prevalence and Prognostic Value Among Asymptomatic Elite Australian Rules Football Players. *Clin J Sport Med* 2016; 26: 299-306. [\[CrossRef\]](#)
- [26]. Ooi CC, Schneider ME, Malliaras P, Counsel P, Connell DA. Prevalence of morphological and mechanical stiffness alterations of mid Achilles tendons in asymptomatic marathon runners before and after a competition. *Skelet Radiol* 2015; 44: 1119-27. [\[CrossRef\]](#)
- [27]. Aubry S, Nueffer JP, Tanter M, Becce F, Vidal C, Michel F. Visco-elasticity in Achilles tendonopathy: quantitative assessment by using real-time shear-wave elastography. *Radiology* 2015; 274: 821-9. [\[CrossRef\]](#)
- [28]. Dirrachs T, Quack V, Gatz M, Tingart M, Kuhl CK, Schradling S. Shear wave elastography (SWE) for the evaluation of patients with tendinopathies. *Acad Radiol* 2016; 23: 1204-13. [\[CrossRef\]](#)
- [29]. Chen XM, Cui LG, He P, Shen WW, Qian YJ, Wang JR. Shear wave elastographic characterization of normal and torn Achilles tendons: a pilot study. *J Ultrasound Med* 2013; 32: 449-55. [\[CrossRef\]](#)
- [30]. Zhang LN, Wan WB, Wang YX, Jiao ZY, Zhang LH, Luo YK, et al. Evaluation of elastic stiffness in healing Achilles tendon after surgical repair of a tendon rup-

- ture using in vivo ultrasound shear wave elastography. *Med Sci Monit* 2016; 22: 1186-91. [\[CrossRef\]](#)
- [31]. Porta F, Damjanov N, Galluccio F, Iagnocco A, Mattedi-Cerinic M. Ultrasound elastography is a reproducible and feasible tool for the evaluation of the patellar tendon in healthy subjects. *Int J Rheum Dis* 2014; 17: 762-6. [\[CrossRef\]](#)
- [32]. Berko NS, Mehta AK, Levin TL, Schulz JF. Effect of knee position on the ultrasound elastography appearance of the patellar tendon. *Clin Radiol* 2015; 70: 1083-6. [\[CrossRef\]](#)
- [33]. Hsiao MY, Chen YC, Lin CY, Chen WS, Wang TG. Reduced patellar tendon elasticity with aging: in vivo assessment by shear wave elastography. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 2899-905. [\[CrossRef\]](#)
- [34]. Şendur HN, Cindil E, Cerit M, Demir NB, Şendur AB, Oktar SÖ. Interobserver variability and stiffness measurements of normal common extensor tendon in healthy volunteers using shear wave elastography. *Skeletal Radiol* 2019; 48: 137-41. [\[CrossRef\]](#)
- [35]. De Zordo T, Lill SR, Fink C, Feuchtnner GM, Jaschke W, Bellmann-Weiler R, et al. Real-time sonoelastography of lateral epicondylitis: comparison of findings between patients and healthy volunteers. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 193: 180-5. [\[CrossRef\]](#)
- [36]. Klauser AS, Pamminger M, Halpern EJ, Abd Allah MMD, Moriggl B, Taljanovic MS, et al. Extensor tendinopathy of the elbow assessed with sonoelastography: histologic correlation. *Eur Radiol* 2017; 27: 777-7. [\[CrossRef\]](#)
- [37]. Seo JB, Yoo JS, Ryu JW. Sonoelastography findings of biceps tendinitis and tendinosis. *J Ultrasound* 2014; 17: 271-7. [\[CrossRef\]](#)
- [38]. Krepkin K, Bruno M, Raya JG, Adler RS, Gyftopoulos S. Quantitative assessment of the supraspinatus tendon on MRI using T2/T2* mapping and shear-wave ultrasound elastography: a pilot study. *Skeletal Radiol* 2017; 46: 191-9. [\[CrossRef\]](#)
- [39]. Buck AR, Verstraete N, Li Y, Schweizer A, Snedeker JG, Buck FM. Detection of small tendon lesions by sonoelastographic visualization of strain profile differences: initial experiences. *Skeletal Radiol* 2012; 41: 1073-9. [\[CrossRef\]](#)
- [40]. Miyamoto H, Miura T, Isayama H, Masuzaki R, Koike K, Ohe T. Stiffness of the first annular pulley in normal and trigger fingers. *J Hand Surg Am* 2011; 36: 1486-91. [\[CrossRef\]](#)
- [41]. Türkay R, İnci E, Aydeniz B, Vural M. Shear wave elastography findings of de Quervain tenosynovitis. *Eur J Radiol* 2017; 95: 192-6. [\[CrossRef\]](#)
- [42]. Wu CH, Chen WS, Wang TG. Elasticity of the Coracohumeral Ligament in Patients with Adhesive Capsulitis of the Shoulder. *Radiology* 2016; 278: 458-64. [\[CrossRef\]](#)
- [43]. Mhanna C, Marquardt TL, Li ZM. Adaptation of the transverse carpal ligament associated with repetitive hand use in pianists. *PLoS One* 2016; 11: e0150174. [\[CrossRef\]](#)
- [44]. Miyamoto H, Halpern EJ, Kastlunger M, Gabl M, Arora R, Bellmann-Weiler R, et al. Carpal tunnel syndrome: diagnosis by means of median nerve elasticity—improved diagnostic accuracy of US with sonoelastography. *Radiology* 2014; 270: 481-6. [\[CrossRef\]](#)
- [45]. Kantarci F, Ustabasioglu FE, Delil S, Olgun DC, Korkmaz B, Dikici AS, et al. Median nerve stiffness measurement by shear wave elastography: a potential sonographic method in the diagnosis of carpal tunnel syndrome. *Eur Radiol* 2014; 24: 434-40. [\[CrossRef\]](#)
- [46]. Andrade RJ, Nordez A, Hug F, Ates F, Coppieters MW, Pezarat-Correia P, et al. Non-invasive assessment of sciatic nerve stiffness during human ankle motion using ultrasound shear wave elastography. *J Biomech* 2016; 49: 326-31. [\[CrossRef\]](#)
- [47]. Magarelli N, Carducci C, Bucalo C, Filograna L, Rapisarda S, De Waure C, et al. Sonoelastography for qualitative and quantitative evaluation of superficial soft tissue lesions: a feasibility study. *Eur Radiol* 2014; 24: 566-73. [\[CrossRef\]](#)
- [48]. Pass B, Jafari M, Rowbotham E, Hensor EMA, Gupta H, Robinson P. Do quantitative and qualitative shear wave elastography have a role in evaluating musculoskeletal soft tissue masses? *Eur Radiol* 2017; 27: 723-31. [\[CrossRef\]](#)
- [49]. Pass B, Johnson M, Hensor EM, Gupta H, Robinson P. Sonoelastography of musculoskeletal soft tissue masses: a pilot study of quantitative evaluation. *J Ultrasound Med* 2016; 35: 2209-16. [\[CrossRef\]](#)

Kas İskelet Elastografi Uygulamaları

Halit Nahit Sendur, Cem Yücel

Sayfa 64

Bu görüntüleme tekniğinde, dokuların yer değiştirme bilgisinin konvansiyonel B-mod görüntüleri üzerine eklenmesi ile oluşturulan, yer değiştirme dağılım haritası olarak ifade edebileceğimiz, “elastogram” görüntüleri elde edilir. Bu görüntülerde niteliksel değerlendirme yapılabilir. Çoğunlukla mavi renk sert dokuları, kırmızı renk yumuşak dokuları, yeşil ve sarı renkler ise orta sertlikte dokuları kodlamak için kullanılmaktadır. Ayrıca, strain oranı (strain ratio) olarak isimlendirilen ve değerlendirmek istenilen doku ile referans bir dokunun (genellikle cilt altı yağ doku) ROI değerlerini oranlayarak yarı-niceliksel (semi-kantitatif) bir ölçüm değeri elde edilebilir.

Sayfa 64

Konvansiyonel ultrason dalgalarının akustik yayılım kuvveti, ses dalgalarının doku ile etkileşimi sırasında ultrason dalgalarına dik olarak transvers planda yayılım gösteren ve dokularda küçük yer değiştirmelere yol ačan dalgalar (shear wave) oluşturur. Özel algoritmalar kullanılarak (speckle tracking algorithm) dokuların yer değiştirme haritaları elde edilir. Bu haritalar da dokuların metre/saniye (m/s) ya da kilopaskal (kPa) cinsinden elastisite değerlerinin elde edilmesinde kullanılır.

Sayfa 64

Kompresyon elastografi tekniğinde incelenen dokuya dik olarak uygulanmayan kompresyon, elastisite değerlendirmesinde yanılmalara yol açabilir. Bu nedenle ultrason probu, her zaman incelenen dokuya dik olarak tutulmalıdır. Çok fazla ya da çok az kompresyon uygulamaktan kaçınmak gerekir. Tek bir statik elastogram görüntüsü üzerinden değerlendirme yapmak yerine en az üç kompresyon-relaksasyon fazını içeren sine-görüntü kaydedilmeli ve B-mod-elastogram görüntülerin en uyumlu olduğu an seçilerek değerlendirme yapılmalıdır.

Sayfa 66

Kas aktivitesine bağlı olarak ölçümlerde değişiklikler olmasının yanında, aktiviteden bağımsız olarak da elastisite ölçümlerinde, hastanın ve probun pozisyonuna göre ya da gözlemci içinde ve gözlemciler arasında önemli farklılıklar olabildiği akılda tutulmalıdır.

Kas İskelet Elastografi Uygulamaları

Halit Nahit Şendur, Cem Yücel

- Aşağıdaki durumlardan hangisinde normale göre kasların elastisite ölçümlerinde azalma beklenebilir?
 - Kasılma
 - Yaşlanma
 - Egzersiz
 - Serebral palsi
 - Duchenne muskuler distrofi
- Aşağıdakilerden tendonlardan hangisi elastografi çalışmalarına daha çok konu olmuştur?
 - Supraspinatus tendonu
 - Ortak ekstensör tendon
 - Kuadriseps femoris tendonu
 - Patellar tendon
 - Aşil tendonu
- Aşağıdaki durumlardan hangisi kas ve tendonların elastisite ölçüm sonuçlarını etkileyebilir?
 - Prob pozisyonu
 - Hasta pozisyonu
 - İncelenen doku derinliği
 - Elastogram penceresinin boyutu
 - Hepsi
- Yüzeyel dokuların değerlendirilmesinde prob ve incelenen doku arasında olması gereken mesafe genellikle kaç milimetredir?
 - 1
 - 2
 - 3
 - 4
 - 5
- Aşağıdakilerden hangisi shear wave elastografi ile ilgili olarak yanlıştır?
 - Elle yapılan kompresyona ihtiyaç duyulmaz.
 - Konvansiyonel ultrason dalgalarına dik olarak transvers planda yayılan dalgalardan oluşur.
 - Ölçümler niceliksel olarak yapılır.
 - Kompresyon elastografiye göre kullanıcı bağımlılığı daha yüksektir.
 - Ölçüm birimi metre/saniye ya da kilopaskal olarak belirtilir.

Skrotal Elastografi

Ismail Mihmanlı¹ , Cesur Samancı² 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Ultrason elastografi tekniğine kısa bir bakış
- Normal testiste sonoelastografi
- İnfertilitede sonoelastografi
- Tümör ve tümör benzeri lezyonlarda sonoelastografi
- Sonoelastografinin sınırlamaları

Mihmanlı İ, Samancı C. Skrotal Elastografi. Trd Sem 2019; 7: 75-83.

Giriş

Sonoelastografi; meme, tiroid ve kısmen de prostat bezinde benign-malign ayırımında büyük oranda kabul görmüş [1] skrotum ve kas-iskelet gibi diğer alanlarda da umut olup olmayacağına dair pek çok çalışma yapılmış ve yapılmaya devam etmektedir [2, 3]. Her yeni yöntem gibi sonoelastografi ile yapılan çalışmalarda da farklı ve birbirinin karşısı sonuçlar elde edilebilmektedir; bu durumdan uygulayıcıların yeni yöntemi ön planda tutma önyargısının sorumlu olup olmadığını yine zamanla yapılan çalışmalar gösterecektir. Sonoelastografi ilk pratiğe girdiği zamanlarda kalitatif ve semikantitatif bulgular veren ‘strain’ elastografi (SE) kullanılmıştır. Günümüzde SE’ye ek olarak, değişik firmaların değişik cihazlarında farklı teknikleri kullanan kayma dalgası (‘shear wave’) hızını ölçen shear wave elastografi (SWE) kullanılmaktadır. **Bu nedenle okuyucu, firmaların ve cihazların teknik farklılıklarını göz önünde bulundurarak, bu yazıyı ve litera-**

türdeki elastografi sonuçlarını değerlendirmelidir. Bu durumun zaman zaman kafa karışıklığı ve dezavantaj oluşturabileceği yerler, ilgili bölümlerde açıklanmaya çalışılmıştır.

Normal Testiste Elastografi

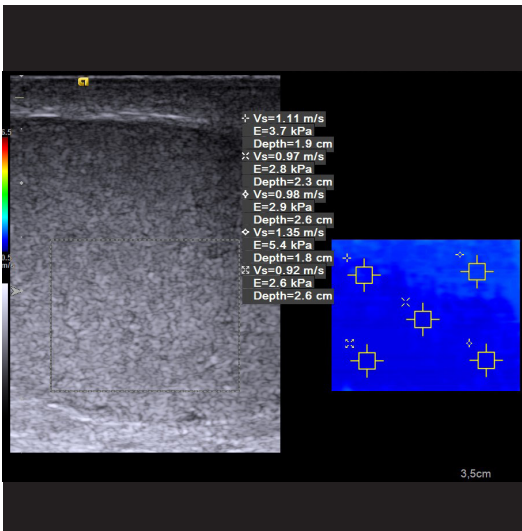
Elastografik tekniklerin, testis kitlelerinin araştırılmasında testis dokusunun bileşimi hakkında ek bilgi sunmanın yanı sıra, erkek kısırlığının tanısı değerlendirilmesine de yardımcı olabildiği öne sürülmüştür. Testis doku sertliğindeki değişiklik testisin anatomik yapısı ile açıklanmaktadır. Testis, rete testis tarafından çok sayıda küçük septa ile bölünür ve loblara ayrılır. Bu lobların büyüklüğü testisin ortasında daha büyük ve uzundur. Mediastinum testis, bağ dokusu, santral damarlar ve lobüllerden lenfatiklerle boşaltılan daha büyük damarlardan oluşur [4]. Testisler yaşa bağlı değişikliklere maruz kalır. Erkeklerde yaş ilerledikçe, testis boyutu, sperm kalitesi ve Sertoli hücreleri ile Leydig hücreleri de dahil olmak üzere tüm germ hü-

¹İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı Emekli Öğretim Üyesi; ALKA Radyoloji Tanı Merkezi, İstanbul, Türkiye

²İstanbul Haydarpaşa Sultan Abdülhamid Han Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye

✉ İsmail Mihmanlı • ismailmihmanli@gmail.com

re tiplerinin sayısının azaldığı tespit edilmiştir. Histomorfolojik incelemeler, seminifer tüplerin yer aldığı hacmin azaldığını, testis interstisyumu tarafından oluşturulan dokunun ise sabit kaldığını göstermiştir. Ayrıca, Sertoli hücre sitoplazmasında lipit damlacıkları birikimi de tarif edilmiştir. Bu gelişme, deneysel iskemi sonrası gözlenen değişikliklere benzer olduğu için, vasküler lezyonların yaşa bağlı testiküler atrofi üzerinde önemli rol oynayabileceği öne sürülmüştür [5, 6]. Sonoelastografi ilk bakışta, testis dokusunun viskoelastik özelliklerinin değerlendirilmesinde uygun bir yöntem gibi görünmektedir (Resim 1). Bu bulgular ışığında, testis elastisite değerlerinin yaş ile artması beklenebilir. Ancak, son yıllarda rapor edilmiş normal testislerin elastisite değerlerini SWE ile araştıran bir çalışmada; testis normal elastisite değerlerinin üst ve alt pollerde (1,15 m/sn) orta bölüme (0,90 m/sn) göre daha yüksek olduğu ve değerlerin yaştan bağımsız bulunduğu bildirilmiştir. Bu durum, sonoelastografi uygulayıcıları tarafından testiste standart nokta seçimi konusunda önemli olabilir [7]. Bu durumda aklımıza şu soru gelebilir; acaba testisin orta bölümündeki lezyonlar ile pollere yakın lezyonlar histolojik olarak aynı olsa bile elastisite farklı mı olacaktır? Bir diğer deyişle, eşik değer önerisi ne kadar doğrudur?



Resim 1. Normal testisin 2D-shear wave sonoelastografideki görüntüsü. Birbirine yakın farklı noktalarda alınan ölçümler (hem m/sn hem de kPa cinsinden) iki kata varan değişkenlik göstermektedir.

Infertilite

Ultrasonografi erkek kısırlığının tanısal değerlendirilmesinde kullanılan ilk görüntüleme yöntemidir. Başlıca nedenleri arasında varikösel, inmemiş testis, hipogonadizm, genetik bozukluk, genital cerrahi öyküsü veya ürogenital enfeksiyonlar sayılabilir.

Inmemiş Testis

Mevcut Amerikan Üroloji Rehberi, prepubertal erkeklerde palpe edilebilir inmemiş testis hastalarında orşiopeksi, post-pubertal erkek çocuklarında orşiektomi önermektedir [8]. İnmemiş testiste, germ hücre sayısında ilerleyici bir azalmayı takiben peritübüler fibröz ve Leydig hücre sayısının azaldığı seminifer tübüllerin boyutunda küçülme olmaktadır. Bu histolojik değişikliklerin, inmemiş testisin hacminin küçük olmasına yol açtığı bildirilmiştir [9]. Diğer yandan testis hacminin inmemiş testisli hastalarda germ hücre sayısını doğru şekilde yansıtmadığını ve bu nedenle orşiopeksi sonrası hormonal tedavi için hasta seçiminde güvenilir bir yöntem olmadığını ve modern kriptorşidizmin tedavisinde testis biyopsisinin yerini alamayacağı da rapor edilmiştir [10]. Post-operatif inmemiş testisli [9] ve tek taraflı inmemiş testisli [11] çocukların sonoelastografi ile değerlendirildiği çalışmalarda; inmemiş testislerin ortalama sertlik değerlerinin karşı taraf testislerinden anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir. Diğer yandan, çocuklarda inmemiş testiste, testis hacmiyle elastografi değerleri arasında ilişki bulunmamış, ancak histolojik fibrozisi göstermede elastografinin yararlı olabileceği rapor edilmiştir [12].

Operasyon öncesi elastisite durumu (kalitatif veya kantitatif) bilinen hastalarda orşiopeksiden sonraki takip döneminde fizik muayene, semen analizi, hormonal değerlendirme ve testis hacmi ölçümlerini tamamlayıcı olarak sonoelastografi de kullanılacaksa karşılaştırmaların aynı cihaz, teknik ve birim ile yapılması tavsiye edilir. Aksi durum, örtüşen değerler dikkate alındığında, hem karışıklığa hem de yanlış yorumlara neden olabilecektir.

Varikosel

Varikosel, erkek infertilitesinin yaygın ve tedavi edilebilir nedeni olarak sorumlu tutulmuştur. Varikosel tanısı temel olarak klinik muayene ile konur. Hem klinik verileri dokümanete etmek ve testis hacmini doğru bir şekilde ölçmek hem de subklinik varikosel tanısını koymak için Doppler US kullanılır [13]. Varikosel durumunda sonoelastografinin testis hasarını belirlemede palpasyondan daha yararlı olduğu ve elastografi değerleri ile varikosel derecesi arasında pozitif ilişki bulunduğu öne sürülmüştür [14].

Tümör ve Tümör Benzeri Lezyonlar (Klasik Kistik Oluşumlar Hariç)

Kitle varlığında lezyonun testis içi veya dışı olması önemlidir. İntratestiküler lezyonlarda malignite, ekstratestiküler lezyonlarda benignite ihtimali ön plandadır. Çoğu solid intratestiküler lezyon malign olarak değerlendirilir ve orşiyektomi ana tedavi seçeneği olarak sunulur. Gereksiz orşiyektomiye önlemek için iyi huylu intratestiküler lezyonların tanınması önemlidir [15]. US, renkli ve power Doppler ile birlikte skrotum kitlelerinin incelemesinde çok faydalıdır, ancak, benign-malign ayırımında %100 doğruluğa erişemez ve biyopsinin de pratik alan bulamadığı skrotal patolojilerde bu ayırımı yapmak için özgülüğü daha yüksek yöntemlere gereksinim duyulur. Sonoelastografi, yüksek frekanslı US'nin lezyon yakalama avantajını, özellikle kitlesel lezyonun sertlik ve elastisitesini kalitatif ve/veya kantitatif bilgilerle birleştirerek, malign lezyonların daha sert olacağı varsayımıyla, malignite varlığına ilişkin tanısal bilgiyle birleştirir.

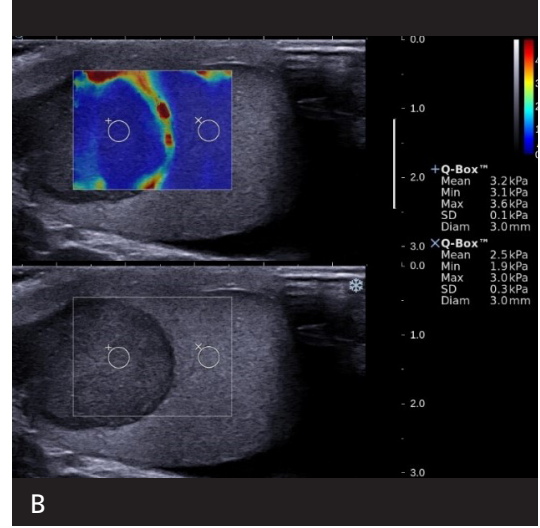
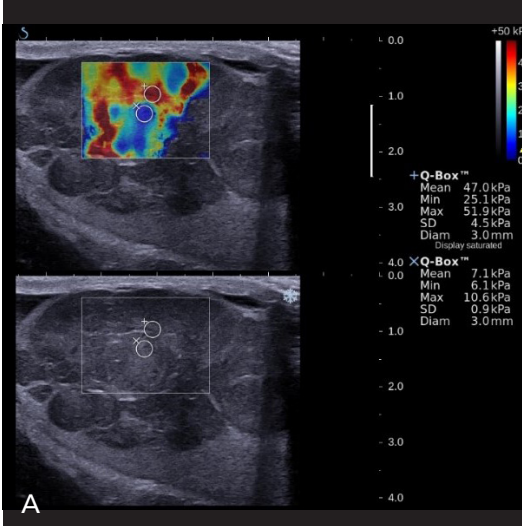
Günümüzde testis kanseri tanısında kullanılan ilk görüntüleme yöntemi US'dir [15]. Renkli - power Doppler ile kullanıldığında, hele buna yeri geldiğinde dinamik manevralar da eklenirse [16], gri-skala sonografinin özgülüğü nispeten artar. Bununla birlikte, yine de maligniteyi benigniteden ayırt etme noktasında elastografiden yarar beklenmektedir.

Malign tümörlerin çoğu germ hücreli tümörlerdir ve germ hücreli tümörlerin yaklaşık %90'ı seminomdur [17]. Seminomlar genelde seminomatöz olmayan germ hücreli tümörlerden daha iyi prognoza sahiptir ve çoğu radyosensitifdir [18]. Seminomun non-seminomatöz germ hücreli tümörlerden operasyon öncesi ayırt edilmesi, orşiyektominin esas tedavi seçeneği olduğu testis kanseri tedavisini değiştirmez. Akademik olarak ve günlük pratikte geçerliliği olan ve seminomları non-seminomatöz germ hücreli tümörlerden ayırabilen radyolojik bir yöntem, hekimler için tümörlerin cerrahi öncesi hastalara prognozunu açıklamada yardımcı olabilir. Kitlenin sertlik durumunun belirlenmesi, maligniteyi öngörmeye yardımcı olabilir. Ancak elastisite bulgularının örtüşeceği unutulmamalıdır (Resim 2). Non-seminomatöz tümörlerin seminomatöz tümörlerden, seminomların da normal testis parankiminden daha yüksek elastisiteye sahip olduğunu bildiren yayınlar mevcuttur [19]. Ancak, histolojik tipe ek olarak kitlenin iç yapısının (nekroz, kanama, kistik alan, kalsifikasyon vb.) elastisiteyi değiştireceği ve yanıltıcı sonuçlara yol açabileceği unutulmamalıdır.

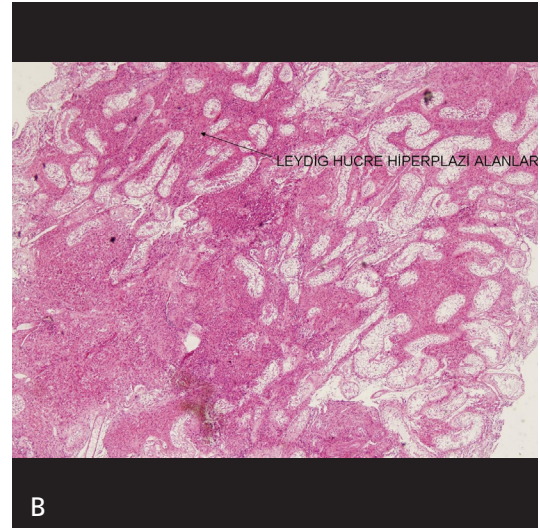
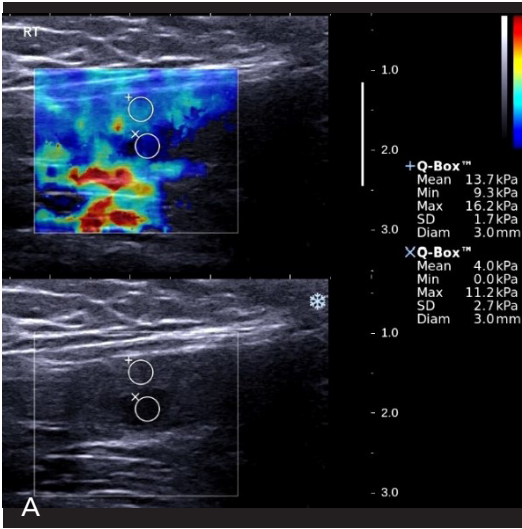
Leydig hücre hiperplazisi, küçük, multifokal ve sıklıkla bilateral, testiküler nodüller ile karakterize nadir görülen benign bir lezyondur (Resim 3).

Epidermoid kistler nadirdir, tanınması gereksiz orşiyektomiye önlemek için önemlidir. Klasik görünüme sahipse gri-skala incelemeyle kolaylıkla tanınırlar [20, 21]. Klasik görünüme sahip değilse, sonografik olarak, hatta diğer radyolojik yöntemlerle, epidermoid kistin malign tümörden ayrılması zor olabilir. **Epidermoid kistlerin strain elastografide hem renk hem de strain oranı ile sert oldukları rapor edilmiştir [22]. Diğer seminomatöz ve nonseminomatöz tümörlerin de sert olması beklendiğinden epidermoid kistte sonoelastografinin spesifik tanıya katkı sağlayıp sağlamadığı fikrini okuyucuya bırakmayı uygun görmekteyiz.**

Testiküler mikrolitiazisin hem çocuklarda [23] hem de erişkinlerde [24] testis elastisitesini çok az yükselttiğine dair yayınlar vardır.



Resim 2. A, B. Bilateral seminomun shear wave elastografide farklı davranışı. Bir taraf testisindeki kitlenin (A) içerisinde birbirine yakın alınan iki ayrı ortalama elastisite değeri 47 kPa ve yaklaşık 7 kPa'dır. Karşı taraftaki testis (B) kitlesinin içerisinde (ortalama 3,2 kPa) ve normal parankimden (2,5 kPa) elde edilen ortalama elastisite değerleri birbirine çok yakındır. Ayrıca her iki testisteki kitle de seminom olmasına rağmen elastisite değerleri arasında çok büyük fark vardır.

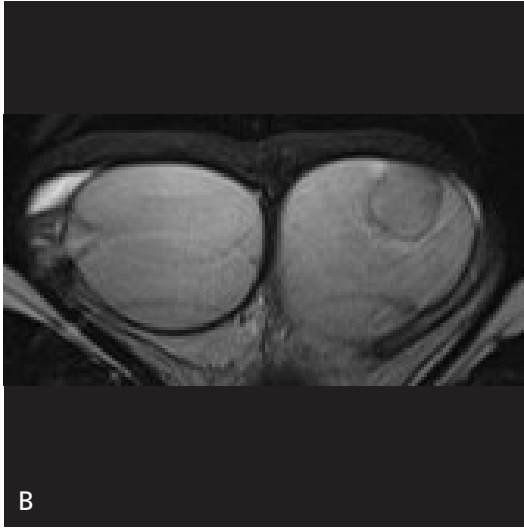
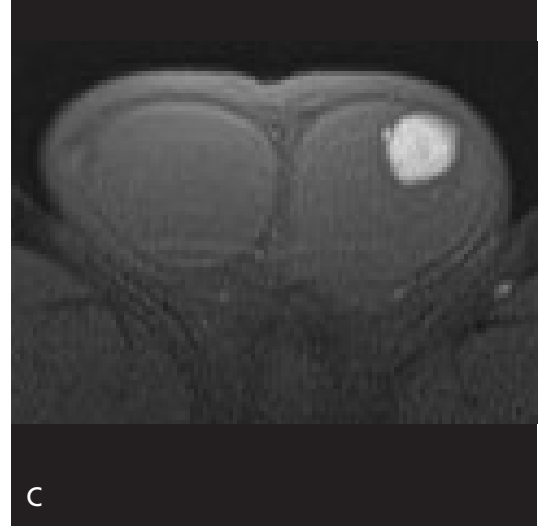
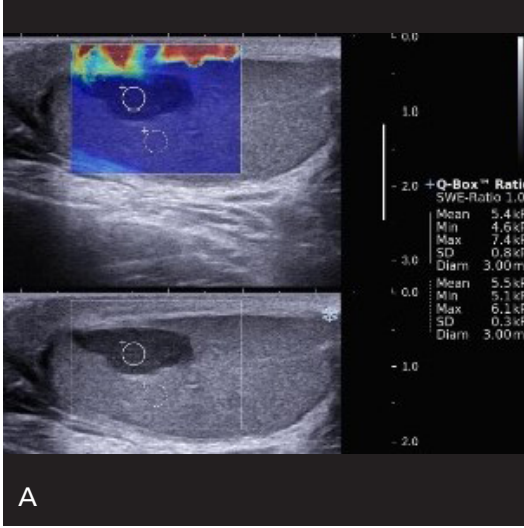


Resim 3. A, B. İnmemiş testiste Leydig hücre hiperplazisi. Lezyonun (A) shear wave elastografideki ortalama elastisitesi (13,7 kPa) testis parankiminden (4 kPa) belirgin yüksektir. Mikroskopik görüntüsü (B) Leydig hücre hiperplazisi ile uyumludur (40x).

İnfarakt, Hematom ve Torsiyon

Testis içi fokal infarakt ve hematom gibi durumlar tümör ile karışabilmektedir; tek testise sahip hastalarda bu durum daha da can sıkıcı olmaktadır. Segmental testiküler infarakt (STİ) akut skrotumun nadir nedenlerinden biridir. US'de zamana bağlı değişken görünüm

tanımlanmıştır [25, 26]. US'deki bulguların spektrumu, testis ağrısının başlangıcı ile US tetkiki arasındaki süreye bağlı olarak değişir [25-27]. İnfarktın erken dönemde gri-skala özellikleri testis tümörünü taklit edebilir [28]. Sonoelastografi incelemesinde erken dönemde (ağrı başlangıcından sonraki 24 saat içinde) normal testis parankimine göre daha yumuşak elastisite rapor edilmiştir [29]. İçeriğindeki sıvı



Resim 4. A-C. Testis içi hematom. Shear wave elastografide (A) hipoekoik lezyonun ortalama elastisite değeri (kPa) parankim ile hemen hemen aynıdır (5,4 ve 5,5 kPa). T1 (B) ve T2 (C) aksiyel MR görüntülerinde lezyonun hematom ile uyumlu olduğu görülmektedir.

artışın ve iskemiye ikincil olarak dokuların şişmesinin USE'deki bulgudan sorumlu olabileceği öne sürülmüştür. İnfarkt şüpheli olgularda gri skala ve Doppler US ye ek olarak USE'nin tanıyı desteklemede tamamlayıcı rolü olabilir.

Testis içi hematom, izole olarak görülebilir [30]. US görünümü hematomun yaşına göre değişir; tümör ve abseyi taklit edebileceği gibi eskiyen (çözülen) hematom büzülerek daha ekojenik görünebilir [31, 32]. Sonoelastografideki davranışı içeriğini yansıtır (Resim 4).

Testis torsiyonu, pre-pubertal ve genç erişkin erkeklerde sık görülen acil durumlardan biridir. Elastografik olarak elastisite değerlerinde yükseklik rapor edilmiştir [33]. Testisin elastisitesi içeriği ile değişkenlik göstermesinden dolayı

torsiyonda farklı elastisite değerleri beklenebilir.

Sonoelastografinin Sınırlılıkları

- Mevcut bazı çalışmaların karışık sonuçlar vermenin ötesinde olgu sayılarının azlığı ve testis kitle varlığında uygulayıcıda malignite önyargısı olabileceği unutulmamalıdır.
- 'Strain' elastografide dışardan manuel kompresyon, uygulayıcıya bağlı olduğundan önemli bir faktördür. Her yere aynı şiddette kompresyon yapmak zordur. Fazla komprese edilen yerde daha büyük sertlik ölçümleri alınacağı bilinmelidir. Ayrıca,

lezyonun da boyutu arttıkça kompresyonun homojen olma ihtimali azalmakta bu da tanıya şüphe düşürebilmektedir.

- **Tümör heterojenitesi, kanama ve nekroz sertlik derecesini azaltır. Ancak, benign lezyonlar yumuşak gibi düşünülse de bunun kural olmadığı her zaman göz önünde bulundurulmalıdır.**
- Fibrozis varlığı sertlik derecesini arttıracaktır.
- Kistik nekrotik lezyonlarda sıvının varlığı nedeniyle solid komponentin kayma dalgası hızı değerleri yanlış sonuç verebilir.
- Periferi tamamen kalsifiye lezyonlarda elastografik sesin lezyonun içerisine girmeyeceğinden doğru sonuç alınamayabilir. Kaba kalsifikasyonların da elastografik değerleri yanlış etkileyebileceği ön görülme-lidir.

Sonuç

Çalışmalarda verilen elastografik değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunsa da, değerlerde çok fazla örtüşmenin olması sonoelastografinin klinikteki kullanımını kısıtlayabildiği gibi sonoelastografi bulgularına şüphe ile yaklaşım da kaçınılmaz olmaktadır [34]. Ayrıca, yumuşak ve sert fantomlar ile farklı cihazlar denendiğinde kayma dalgası hızının değişkenliğinin tanı farklılıklarına yol açacak derecede olabildiği de gösterilmiştir [35]. Literatürdeki karmaşık sonuçların ışığında, ‘strain’ olsun, ‘shear wave’ olsun uygulanan yöntemlerin kendi içinde farklı teknikler ve birimler kullandıkları göz önüne alınırsa, sonoelastografinin tek başına kullanımdan ziyade, B-mod ve renkli-power Doppler incelemeye seçilmiş olgularda (kanama-tümör ayrımı gibi) destekleyici olabileceği düşünülmektedir. 3D/4D elastografi günlük pratiğe girdiğinde volümetri değerlendirmesiyle doğruluğu artırabilir. Ayrıca, her uygulayıcı kullandığı cihaza ve teknik farklılığa göre elastografik eşik değerlerin farklılık göstereceğini bilmesi skrotal patolojilerde asıl yöntemin B-mod ve renkli-power Doppler olduğunu unutmamalıdır.

Kaynaklar

- [1]. Frey H. Realtime elastography. A new ultrasound procedure for the reconstruction of tissue elasticita. Radiologe 2003; 43: 850-5. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Chaturvedi P, Insana MF, Hall TJ. Ultrasonic and elasticity imaging to model disease-induced changes in soft tissue structure. Med Image Anal 1998; 2: 325-38. [\[CrossRef\]](#)
- [3]. Sigrüst RMS, Liau J, Kaffas AE, Chammas MC, Willmann JK. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. Theranostics 2017; 7: 1303-29. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Juul S, Karmaus W, Olsen J. Regional differences in waiting time to pregnancy: Pregnancy-based surveys from Denmark, France, Germany, Italy and Sweden. The European infertility and subfecundity study group. Hum Reprod 1999; 14: 1250-4. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Handelsman DJ and Staraj S. Testicular size: The effects of aging, malnutrition, and illness. J Androl 1985; 6: 144-51. [\[CrossRef\]](#)
- [6]. Mahmoud AM, Goemaere S, El-Garem Y, Van Pottelbergh I, Comhaire FH, Kaufman JM. Testicular volume in relation to hormonal indices of gonadal function in community-dwelling elderly men. J Clin Endocrinol Metab 2003; 88: 179-84. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Trottmann M, Marcon J, D'Anastasi M, Bruce MF, Stief CG, Reiser MF, et al. Shear-wave elastography of the testis in the healthy man - determination of standard values. Clin Hemorheol Microcirc 2016; 62: 273-81. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Kolon TF, Herndon CA, Baker LA. Evaluation and treatment of cryptorchidism: AUA guideline. J Urol 2014; 192: 337-45. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Hattapoglu S, Goya C, Arslan S, Alan B. Evaluation of postoperative undescended testicles using point shear wave elastography in children. Ultrasonics 2016; 72: 191-4. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Noh PH, Cooper CS, Snyder HM, Zderic SA, Canning DA, Huff DS. Testicular volume does not predict germ cell count in patients with cryptorchidism. J Urol 2000; 163: 593-6. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Ucar AK, Alis D, Samancı C, Aslan M, Habibi HA, Dikici AS, et al. A preliminary study of shear wave elastography for the evaluation of unilateral palpable undescended testes. Eur J Radiol 2017; 86: 248-51. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. Durmaz MS, Sivri M, Sekmenli T, Kocaoğlu C, Çiftçi İ. Experience of using shear wave elastography imaging in evaluation of undescended testes in children: feasibility, reproducibility, and clinical potential. Ultrasound Q 2018; 34: 206-12. [\[CrossRef\]](#)
- [13]. Mihmanlı I, Kurugoglu S, Cantasdemir M, Zulfikar Z, Yılmaz MH, Numan F. Color Doppler ultrasound in subclinical varicocele: an attempt to determi-

- ne new criteria. *Eur J Ultrasound* 2000; 12: 43-8. [\[CrossRef\]](#)
- [14]. Dede O, Teke M, Daggulli M, Utangac M, Bas O, Penbegul N. Elastography to assess the effect of varicoceles on testes: a prospective controlled study. *Andrologia* 2016; 48: 257-61. [\[CrossRef\]](#)
- [15]. Dogra VS, Gottlieb RH, Oka M, Rubens DJ. Sonography of the scrotum. *Radiology* 2003; 227: 18-36. [\[CrossRef\]](#)
- [16]. Kolgesiz AI, Kantarci F, Kadioglu A, Mihmanli I. Adenomatoid tumor of the tunica vaginalis testis: a special maneuver in diagnosis by ultrasonography. *J Ultrasound Med* 2003; 22: 303-5. [\[CrossRef\]](#)
- [17]. Talerman A. Germ cell tumours. *Ann Pathol* 1985; 5: 145-57.
- [18]. Albers P, Albrecht W, Algaba F, Bokemeyer C, Cohn-Cedermark G, Fizazi K, et al. EAU guidelines on testicular cancer: 2011 update. *Eur Urol* 2011; 60: 304-19. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. Dikici AS, Er ME, Alis D, Samanci C, Ustabasioglu FE, Demirdag C, et al. Is there any difference between seminomas and nonseminomatous germ cell tumors on shear wave elastography? A preliminary study. *J Ultrasound Med* 2016; 35: 2575-80. [\[CrossRef\]](#)
- [20]. Mihmanli I, Kantarci F. Sonography of scrotal abnormalities in adults: an update. *Diagn Interv Radiol* 2009; 15: 64-73.
- [21]. Maizlin ZV, Belenky A, Baniel J, Gottlieb B, Sandbank J, Strauss S. Epidermoid Cyst and Teratoma of the Testis. *J Ultrasound Med* 2005; 24: 1403-9. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Patel K, Sellars ME, Clarke JL, Sidhu PS. Features of testicular epidermoid cysts on contrast-enhanced sonography and real-time tissue elastography. *J Ultrasound Med* 2012; 31: 115-22. [\[CrossRef\]](#)
- [23]. Bayramoglu Z, Kandemirli SG, Comert RG, Akpınar YE, Caliskan E, Yilmaz R, et al. Shear wave elastography evaluation in pediatric testicular microlithiasis: a comparative study. *J Med Ultrason* (2001) 2018; 45: 281-6. [\[CrossRef\]](#)
- [24]. Pedersen MR, Moller H, Osther JPS, Vedsted P, Holst R, Rafaelsen SR. Comparison of tissue stiffness using shear wave elastography in men with normal testicular tissue: testicular microlithiasis and testicular cancer. *Ultrasound Int Open* 2017; 3: E150-E155. [\[CrossRef\]](#)
- [25]. Bilagi P, Sriprasad S, Clarke JL, Sellars ME, Muir GH, Sidhu PS. Clinical and ultrasound features of segmental testicular infarction: six-year experience from a single centre. *Eur Radiol* 2007; 17: 2810-8. [\[CrossRef\]](#)
- [26]. Fernandez-Perez GC, Tardaguila FM, Velasco M, Rivas C, Dos Santos J, Cambronero J et al. Radiologic findings of segmental testicular infarction. *Am J Roentgenol* 2005; 184: 1587-93. [\[CrossRef\]](#)
- [27]. Secil M, Kocyigit A, Aslan G, Kefi A, Ozdemir I, Tuna B, et al. Segmental testicular infarction as a complication of varicocelectomy: sonographic findings. *J Clin Ultrasound* 2006; 34: 143-5. [\[CrossRef\]](#)
- [28]. Kim HK, Goske MJ, Bove KE, Minovich E. Segmental testicular infarction in a young man simulating a testicular tumor. *Pediatr Radiol* 2009; 39: 400-2. [\[CrossRef\]](#)
- [29]. Kantarci F, Cebi Olgun D, Mihmanli I. Shear-wave elastography of segmental infarction of the testis. *Korean J Radiol* 2012; 13: 820-2. [\[CrossRef\]](#)
- [30]. Purushothaman H, Sellars ME, Clarke JL, Sidhu PS. Intra-testicular haematoma: differentiation from tumour on clinical history and ultrasound appearances in two cases. *Br J Radiol* 2007; 80: e184-7. [\[CrossRef\]](#)
- [31]. Boldt BM, Nguyen D. Post-traumatic intra-testicular haematoma may mimic a neoplasm or abscess on ultrasound. *BMJ Case Rep* 2010; 5: 2010. pii: bcr0620103119. [\[CrossRef\]](#)
- [32]. Megremis S, Michalakou M, Mattheakis M, Agianiotakis E, Sfakianaki E. An unusual well-circumscribed intratesticular traumatic hematoma: diagnosis and follow-up by sonography. *J Ultrasound Med* 2005; 24: 547-50. [\[CrossRef\]](#)
- [33]. Sun Z, Xie M, Xiang F, Song Y, Yu C, Zhang Y, et al. Utility of real-time shear wave elastography in the assessment of testicular torsion. *PLoS One* 2015; 10: e0138523. [\[CrossRef\]](#)
- [34]. Rocher L, Criton A, Gennisson JL, Izard V, Ferlicot S, Tanter M, et al. Testicular shear wave elastography in normal and infertile men: A prospective study on 601 patients. *Ultrasound Med Biol* 2017; 43: 782-9. [\[CrossRef\]](#)
- [35]. Barr RG, Ferraioli G, Palmeri ML, Goodman ZD, Garcia-Tsao G, Rubin J, et al. Elastography assessment of liver fibrosis: Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference Statement. *Radiology* 2015; 276: 845-61. [\[CrossRef\]](#)

Skrotal Elastografi

İsmail Mihmanlı, Cesur Samancı

Sayfa 75

Okuyucu, firmaların ve cihazların teknik farklılıklarını göz önünde bulundurarak, bu yazıyı ve literatürdeki elastografi sonuçlarını değerlendirmelidir.

Sayfa 76

Operasyon öncesi elastisite durumu (kalitatif veya kantitatif) bilinen hastalarda orşiopeksiden sonraki takip döneminde fizik muayene, semen analizi, hormonal değerlendirme ve testis hacmi ölçümlerini tamamlayıcı olarak sonoelastografi de kullanılacaksa karşılaştırmaların aynı cihaz, teknik ve birim ile yapılması tavsiye edilir. Aksi durum, örtüşen değerler dikkate alındığında, hem karışıklığa hem de yanlış yorumlara neden olabilecektir.

Sayfa 77

Epidermoid kistlerin strain elastografide hem renk hem de strain oranı ile sert oldukları rapor edilmiştir. Diğer seminomatöz ve nonseminomatöz tümörlerin de sert olması beklendiğinden epidermoid kistte sonoelastografinin spesifik tanıya katkı sağlayıp sağlamadığı fikrini okuyucuya bırakmayı uygun görmekteyiz.

Sayfa 80

Tümör heterojenitesi, kanama ve nekroz sertlik derecesini azaltır. Ancak, benign lezyonlar yumuşak gibi düşünülse de bunun kural olmadığı her zaman göz önünde bulundurulmalıdır.

Sayfa 80

Çalışmalarda verilen elastografik değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunsa da, değerlerde çok fazla örtüşmenin olması sonoelastografinin klinikteki kullanımını kısıtlayabildiği gibi sonoelastografi bulgularına şüphe ile yaklaşım da kaçınılmaz olmaktadır.

Skrotal Elastografi

İsmail Mihmanlı, Cesur Samancı

1. Sonoelastografi ile ilgili olarak aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. İlk kullanıldığı zamanlarda kalitatif bulgu vermektedir.
 - b. İlk kullanıldığı zamanlarda kantitatif bulgu vermektedir.
 - c. Kalitatif ve semikantitatif ölçümler birlikte yapılabilir.
 - d. Gerginlik ('strain') USE, kayma dalgası ('shear wave') hızı ölçen USE'den farklıdır.
2. Strain elastografi ile ilgili olarak aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Kompresyonu US probunun yardımıyla uygulayıcı yapar.
 - b. Prob sabit tutularak probdan giden ses dalgası da ('ARFI') doku sıkıştırması yapabilir.
 - c. Renk elastogramı oluşturulur.
 - d. İncelenen doku ile kemik karşılaştırılarak semikantitatif değerlendirme de yapılabilir.
3. Shear wave elastografi için hangisi yanlıştır?
 - a. Probdan giden ses dalgasının dokuda oluşturduğu longitudinal yer değiştirmenin kendisinden dönüştürülmüş ve buna dik kayma dalgası ölçümü (noktasal) veya çoklu fokal zondan geliştirilmiş (iki boyutlu) kayma dalgası ölçümü yapılır.
 - b. Kayma dalgası hızının ölçüm birimi kilopaskal (kPa) ile ifade edilir.
 - c. Kayma dalgası hızının ölçüm birimi m/sn ile ifade edilir.
 - d. Noktasal ve 2 boyutlu teknikler farklı olsa da elde edilen sonuç değerleri sayısal olarak aynıdır.
4. Testis kitleleri için aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. İntratestiküler lezyonlarda malignite, ekstratestiküler lezyonlarda benignite ihtimali ön plandadır.
 - b. Malign bir kitlenin elastisitesi, benign bir kitlenin elastisite bulguları ile örtüşebilir.
 - c. Histolojik tipe ek olarak kitlenin iç yapısı (nekroz, kanama, kalsifikasyon vb.) elastisiteyi değiştirebilir.
 - d. Leydig hücre hiperplazisi malign olarak kabul edilir.
5. Aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Epidermoid kistlerin tanınması gereksiz orşiyektomiye önlemek için önemlidir.
 - b. Klasik görünümüne sahip değilse epidermoid kistin malign tümörden ayırım zor olabilir.
 - c. Testiküler mikrolitiyazisin elastisite değerlerini çok az da olsa yükseltebilir.
 - d. Testis içi infarkt ve hematoma bulguları zamandan bağımsızdır.

Prostat Elastografisi

Rüştü Türkay , Ercan İnci 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Prostat patolojilerinin yönetimindeki zorluklar
- Prostat görüntülemenin hasta yönetimindeki yeri
- Prostat sonoelastografisi nasıl yapılmalıdır?
- Sonoelastografinin hasta yönetimine katkısı
- Prostat patolojilerinde elastografinin geleceği

Türkay R, İnci E. Prostat Elastografisi. Trd Sem 2019; 7: 84-93.

Giriş

Prostat kanseri tüm dünyada erkeklerde ikinci en sık izlenen tümör olup kansere bağlı ölümlerde beşinci sırada yer almaktadır [1]. Sağlık Bakanlığı Türkiye Kanser istatistikleri verilerine göre tüm yaşlar ve tüm kanserler içinde %13 sıklığı ile solunum yolu kanserlerinden (%21) sonra ikinci en sık tanı alan kanser türüdür [2]. Kansere bağlı ölümlerde ise dördüncü sıradadır [2]. Prostat kanseri tanı ve tedavi süreçleriyle her iki cinsiyeti de etkileyen ciddi bir halk sağlığı sorunudur. Prostat kanserinin zamanında ve doğru tanınabilmesi problemlili bir süreçtir. Günümüzde rutin klinik pratikte PSA (prostata spesifik antijen) değerleri ve rektal tuşe bulguları ile hasta yönetimi yapılmaya çalışılmaktadır.

Patolojik durumlarda dokuların sertliğinde meydana gelen değişikliği fark edebilmek için hekimler fizik muayenenin bir parçası olarak palpasyonu halen kullanmaktadırlar. Patolojik süreçlerde sağlıklı dokunun sertliğinin etkilen-

diği bilinen bir fiziksel gerçektir [3]. Tiroid, meme gibi yüzeysel organların muayenesinde elle hissedilebilen sertlikler buna örnek olarak verilebilir. Bu fizik muayene yöntemi yapana fazlasıyla bağımlıdır. Son zamanlarda klinik kullanıma giren sonoelastografi ise aynı fiziksel gerçekliğe dayanılarak oluşturulan, dokuların sertlik derecesini belirlemeye çalışan bir görüntüleme modalitesidir. Dokular, sertlik derecelerine göre dışardan uygulanan kuvvete (stres) bir cevap verirler. Sert dokularda bu cevap çok kısıtlı bir yer değişikliğiyle yumuşak dokularda daha fazla bir yer değiştirme (strain, gerilim) meydana gelir [4]. Sonoelastografi bu değişikliği çeşitli yöntemlerle ölçmeye dayanır. Prostat kanserinde doku düzeyinde meydana gelen değişiklikler sağlıklı dokuya oranla tümöral dokunun daha fazla sertleşmesi yönündedir [5]. Sonoelastografi bu değişikliği objektif olarak değerlendirebilmesiyle prostat patolojilerinin yönetiminde çok çeşitli kullanım alanları bulabilme potansiyeline sahiptir.

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bakırköy Dr. Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye

✉ Rüştü Türkay • rustuturkay@hotmail.com

Elastosonografi

Doku dışından kaynaklanan bir güç dokuya uygulandığında meydana gelen değişiklikler elastografi yöntemiyle semi-kantitatif veya kantitatif olarak görüntülenir. **Uygulanan gücün şekline ve dokuda meydana gelen değişikliği hesaplama yöntemlerine göre değişebilen elastografi çeşitleri mevcuttur** [6]. Günümüzde en yaygın kullanılanların başında strain elastografi (SE) gelmektedir. Bu yöntemde operatörün manuel olarak uyguladığı dış gücün dokuda meydana getirdiği değişiklik hesaplanıp dokunun sertlik bilgisi renk haritası formunda ekrana yansıtılır [7]. Dokunun sertlik derecesine göre kırmızıdan maviye doğru yapılar kodlanır (sertlik derecesine göre renklerin atanması isteğe bağlı değiştirilebilir). Ayrıca strain ratio olarak adlandırılan yarı kantitatif ölçüme de imkan tanır [7]. Strain ratio kullanıcı tarafından belirlenen iki bölgenin gerilimlerinin oranıdır. Sonuç olarak SE yapının güç uygulamasına bağlı ve dokunun elastikiyet derecesini kantitatif ölçemeyen bir metottur. Diğer bir elastografi çeşidi olan shear wave elastografi (SWE) bu kısıtlılıkları barındırmaz. Bu yöntemde dış güç kaynağı ultrason probudur. Probtan kaynaklanan ses dalgaları dokuda kompresyon (konvansiyonel ultrason görüntüsünü oluşturan dalgalar) dalgaları ve shear dalgalarının oluşmasına neden olur [6, 7]. Shear dalgalarının meydana getirdiği kısıtlı yer değişikliğinin ölçülmesiyle doku sertliği hakkında kantitatif bilgi elde edilir [6]. SWE yapana bağlı olmaması ve doku elastisitesini kantitatif ölçebilmesi ile SE'nin kısıtlılıklarını aşmıştır. Literatürde birçok organ ve patolojilerinde kullanım alanları araştırılmış ve etkinliği ortaya konulmuştur [8]. Meme, tiroid, karaciğer, böbrek ve pankreas gibi organların değerlendirilmesinde kullanıldığı gibi kas-iskelet sisteminin hastalıklarının araştırılmasında da etkinliği çalışılmıştır [9-11].

Prostat kanserinde sellüleritenin belirgin artması, mikrovaskülaritedeki artış ve sağlıklı dokunun bunlara cevabı (kollajen birikimi gibi) hastalıklı alanda sertlik artışına neden olur [12]. Prostatta meydana gelen bu fokal sertlik artışının sonoelastografi ile değerlendirilmesi birçok

çalışmanın konusu olmuştur, SE ve SWE metotları sıklıkla kullanılmıştır. Her iki yöntem ile de öncelikle transrektal ultrasonografi (TRUS) vasıtasıyla prostat aksiyel ve sagittal planlarda değerlendirilir. Renkli Doppler ile vaskülarite hakkında bilgi toplanır. Fakat Doppler'in eklenmesiyle kanser tespitinde anlamlı artış olmadığı gösterilmiştir [13]. US kontrast madde kullanımı prostat bezi için halen araştırma konusu olup TRUS biyopsi sırasında duyarlılığı artırabileceği yönünde çalışmalar mevcuttur [14, 15]. TRUS'da izlenen hipoekoik alanlar kanser açısından kuşkuludur. Fakat yöntemin teknik yetersizliği nedeniyle her hipoekoik alan tümör olmadığı gibi her tümör de hipoekoik alan olarak izlenmez [13]. TRUS'un kanser yakalamadaki duyarlılık ve özgüllüğü %45 ve %50'dir [13]. **SE ve SWE'nin TRUS incelemesine eklenmesi duyarlılık ve özgüllük oranlarını anlamlı arttırdığı gösterilmiştir** [16].

Prostat incelemesindeki zorluklar

Günümüzde prostat kanserinin görüntülemesinde kullanılan hiçbir yöntem biyopsinin yerini alamamaktadır. PSA'daki yükseklik veya zaman içinde izlenen artış trendi ya da rektal tuşedeki kuşku bulgular hastaları biyopsiyeye yönlendirmektedir. Tanı amacıyla TRUS yardımıyla prostat biyopsisi altın standart ve tek geçerli metot olarak kullanılmaktadır [17]. TRUS çoğu zaman lezyonu görmeden daha önceden belirlenmiş standart bölgelerden yani lezyona kör olarak yapılan bir yöntemdir ve bu yöntemle de hastaların doğru tanı alması tam sağlanamamaktadır. Üstelik oldukça invaziv olan bu yöntem (rutinde 10-12 parça örnek alınmaktadır) prostatitten üriner inkontinansa, hemorajiden üroepsise kadar birçok komplikasyona açıktır [18]. TRUS biyopside kanser yakalama oranı en iyi serilerde yaklaşık %50'ler düzeyindedir [19]. Bu oran yüksek olmamakla birlikte başka bir sıkıntı da gündeme gelmektedir. **Klinik olarak anlamlı tümörü (Gleason skor 7 ve üstü, tümör volümü > 0,5 cc olan lezyonlar gibi) yakalamak hastaların doğru risk sınıflamasının yapılabilmesi ve doğru tedaviyi almaları açısından hayati öneme sahiptir.** TRUS biyopsi bu konuda

başarılı değildir ve bir kısım hastayı atlarken bir kısım hastada da klinik anlamsız tümörü saptayarak fazla tedavi verilmesine neden olmaktadır [19]. Randomize kontrollü prostat kanseri tarama ve tedavi çalışması ERSPC'nin sonucuna göre 1 hastanın prostat kanserinden ölümünü engelleyebilmek için 27 hastaya prostat kanseri tanısı konuluyor ve 781 hasta taramaya alınması gerekiyor [20]. Bu sayılarla ufak da olsa bir fayda elde edildiğini düşünmek mümkündür. Fakat tarama yapılan ve prostat kanserinden ölmeyecek olan hastalara tanı konmasının maddi manevi yarattığı tüketimi düşününce eldeki silahların yetersiz olduğu daha iyi anlaşılabilir. Ayrıca TRUS biyopsi ile tanı alamayan hastalar tekrar tekrar biyopsiye maruz kalırken fazla tedavi edilen hastalar da tedavilerin ciddi komplikasyonlarıyla (üriner inkontinans, impotans vb.) karşılaşmaktadırlar. Bu kısıtlılıkları aşmak için öncelikle prostat lezyonunun görünür hale getirilebilmesi ve sonra da görülen lezyondan histopatolojik örneklem yapılabilirdir. Manyetik rezonans görüntüleme anatomi ve fonksiyonel sekanslarda (Diffüzyon ve ADC haritalama, perfüzyon ve spektroskopi gibi) meydana gelen teknik gelişimler prostat kanserinde bu görüntüleme modalitesinin artan kullanımına imkan vermiştir. European Society of Urogenital Radiology (ESUR) 2012 yılında muliparametrik prostat manyetik rezonans görüntülemesi (mp-MRG) kavramını (anatomik ve fonksiyonel sekansların birlikte kullanılması) geliştirip bunun çekimi ve raporlanabilmesi için alt limitleri belirlemiştir [21]. PI-RADS

(Prostate Imaging Reporting and Data System) skorlamasıyla birlikte klinisyenle ortak dil geliştirme ve lezyonları daha net tanımlama imkanı ortaya çıkmıştır. 2015 yılında 2. versiyonu yayınlanan PI-RADS skorlama sisteminin gelişme süreci halen devam etmektedir [21]. Mp-MRG'de prostat kanseri yakalama hassasiyeti ve duyarlılığı sırasıyla %85-91 ve %77-81'dir [21, 22]. Mp-MRG dominant lezyonu (en büyük lezyon veya Gleason skoru en yüksek veya prostat dışına taşma gösteren lezyon) gösterebilmesiyle prostat kanserinin yönetiminde paradigmaları değiştirmiştir. Mp-MRG'de görülen lezyondan füzyon biyopsi metotlarıyla direkt örneklenebilme imkanı bulunmuş durumdadır. Böylece daha çok klinik anlamlı tümör yakalanırken daha az anlamsız tümör tespit etme şansına erişilmiştir [23]. Fakat hala arzulanan değerlere ulaşamamıştır. Mp-MRG'nin çok tecrübe gerektirmesi, çekimin çok iyi yapılması zorunluluğu, MRG'nin pahalı ve zaman alıcı bir görüntüleme modalitesi olması ayrıca füzyon biyopsi tekniklerinin de pahalı ve zaman alıcı olması gibi kısıtlılıkları vardır. Öte yandan hastaların doğru risk sınıflamasının hala istenilen düzeyde yapılamaması yeni modalitelerin araştırılmasını ve görüntüleme tekniklerinin birleştirilerek daha doğru sonuçlar alınmaya çalışılmasını gerektirmiştir (Tablo 1). TRUS değerlendirmesi sırasında hızlıca yapılabilecek bir elastografi incelemesi yukarıda sayılan birçok kısıtlılığın önüne geçebilme potansiyeli taşımaktadır. Fakat bu yöntem de kendi kısıtlılıklarını içermektedir.

Tablo 1: Prostat kanseri yönetimiyle ilgili çözüm bekleyen konular

PSA çok hassas fakat özgül değil

TRUS biyopsi bazı tümörleri atlarken klinik anlamsız tümörleri bulup gereksiz tedaviye neden oluyor

Klinik anlamlı tümör varsa güvenilir bir şekilde gösterebilecek yoksa olmadığından emin olunabilecek görüntüleme yöntemine ihtiyaç var

Aktif takip kriterleri verimli çalışmıyor

İlk biyopsiye ve takip biyopsilerine ihtiyacı azaltmaya yardımcı olacak görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç var

Biyopsi sırasında alınacak örneklem sayısını azaltabilecek bir modaliteye ihtiyaç var

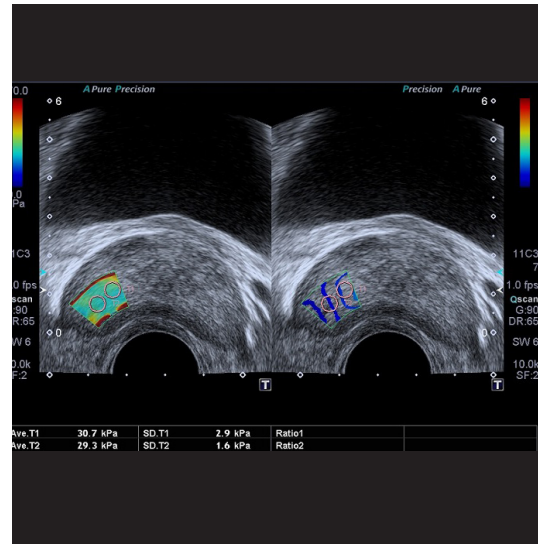
PSA: prostate specific antigen; TRUS: transrektal ultrasonografi

TRUS ile Prostat Elastografisi Nasıl Yapılır?

Literatürde prostati elastografik olarak değerlendirilmeden önce herhangi bir hasta hazırlığının gerekli olmadığı bildirilmektedir [24]. Ancak biz hastanemizde TRUS öncesi de uyguladığımız barsak temizliği (görüntüleme sabahı yapılacak olan lavman) aşamasını elastografi öncesi de hastalarımızdan istiyoruz böylelikle daha homojen bir görüntüyü daha rahat oluşturduğumuzu düşünüyoruz. SE öncesi probu yerleştirirken rektum duvarı ile prob arasına su dolu balon yerleştirilebilir. Bu yöntem daha sabit bir basınç uygulamasına yardımcıdır. Bu aşamanın dikkatli yapılması ve her seferinde benzer bir dış kuvvetin uygulandığından emin olunması sonuçların sağlıklı olması açısından önemlidir. SE’de inceleme sırasında prob yardımıyla prostata hafif basınç uygulanmalı ve sonrasında rahatlatılmalıdır. Ekranda çıkacak olan kalite indeksi doğru hızla ve basınçta kompresyon yapıp yapılmadığı konusunda yol göstericidir. Daha sonrasında ekranda açılan geniş kutuda prostatin o kesitinin tamamı ve komşu dokular inceleme alanı olarak seçilmelidir. Bu alanların elastikiyet derecelerine göre renk skalasından her bir piksele renk kodlaması yapılacaktır. Doku sertliği komşu dokuların birbirlerine olan elastikiyet oranlarına göre tahmin edilir bu nedenle kantitatif bir değer verilemez. Kuşku bulunan alanla sağlıklı görülen alana birer ROI (region of interest) konularak yarı kantitatif olan gerinim oranı (strain ratio) elde edilebilir.

SWE değerlendirmesinde balon aşamasına gerek yoktur. Bu işlemde prob transrektal yoldan yerleştirildikten sonra sadece küçük bir kuvvetle probun prostata rektum aracılığıyla temas ettiğinden emin olunmalıdır. Bu temasın sağlandığı anlaşıldıktan sonra (fazla kuvvetle prostat komprese edilmemelidir aksi takdirde ölçümleri olumsuz yönde etkileyecektir) aksiyel planda değerlendirme kutusu açılmalıdır. Bu kutu prostatin yarısını kapsayacaktır bu nedenle her kesit için prostatin her iki yarısı ayrı ayrı değerlendirilmelidir. Açılacak

ROI alanı içerisinde kPa veya m/sn cinsinden değerler elde edilmeden önce 2-5 saniye süreyle sinyallerin stabilizasyonu için prob sabit tutulup beklenmelidir (Resim 1). Apekten basise dek tüm prostat boyunca sağ ve sol tarafları değerlendirilmelidir. Süreç içerisinde hastanın nefes tutması gibi bir zorunluluk yoktur. Şüphelenilen alan içerisinden birkaç ölçüm yapıp ortalaması bu alanın sertlik derecesi olarak kaydedilebilir. TRUS esnasında hastaların lateral dekübit pozisyonda bulunmaları prostat SWE değerleri üstünde anlamlı değişikliğe yol açmamaktadır [24, 25]. Ölçüm yaparken B-mod ultrasonda kalsifikasyon alanına denk gelmediğinden emin olunmalı ya da bundan kaçmak mümkün değilse de kalsifikasyonun da sonucu etkileyeceği bilinmelidir. Prostat sonoelastografide SWE değerlerinin farklı firmalara ait cihazlar arasında anlamlı farklı olup olmadığına yönelik literatürde yeterli çalışma mevcut değildir. Bu alanda veri toplandıkça çalışmaların bu yönde de gelişeceği aşikardır.



Resim 1. 43 yaşında babada erken prostat kanseri öyküsü olan PSA yüksekliği nedeniyle TRUS biyopsiye yönlendirilen hastada prostat bezi orta düzeyinde solda ROI ile ölçülen alanlarda şüpheli yükseklik saptanmadı. Hastada histopatoloji sonucunda tümöral doku izlenmedi. Sol tarafta izlenen mavi çizgiler paralellik göstermekte olup bu bulgu ölçümün doğru yapıldığını göstermektedir.

Prostat Elastografisi

Prostat kanseri fokal yarattığı doku sertliği ile elastografi ile tanınabilir. **Fakat prostat dokusu içerisinde benign özelliklere sahip ve yine dokuda sertleşmeye neden olan birçok süreç vardır. Bunlara örnek olarak benign prostatik hiperplazi (BPH) nodülleri, fokal atrofi alanları, fibrozis alanları, kalsifikasyonlar verilebilir. Ayrıca prostat dokusunun her alanı benzer sertlik derecesine de sahip değildir. Anterior alanlar (inner gland, daha çok stromadan ve kollajenden zengindir) daha sert iken posteriorda periferik zon (yoğun glandüler doku içerir) daha yumuşaktır [25]. Bu alanlardan kaynaklanabilecek tümöral dokular arasında da sertlik farklılığı olduğu çeşitli çalışmalarda ortaya konmuştur [25,16].** Zhang ve ark. [26] yaptığı SE'nin prostat kanseri tanısındaki rolünün değerlendirildiği 7 çalışma ve toplam 508 hastanın yer aldığı meta-analiz sonuçlarına göre SE'nin prostat kanserini tanımadaki duyarlılık ve özgüllüğü 0,72 (0,70-0,74, %95 CI) ve 0,76 (0,74-0,78, %95 CI) olarak hesaplanmıştır. Ancak bu yöntemin ciddi bir öğrenme süreci içermesi, kantitatif değer verememesi ve uygulayıcı içi ve uygulayıcılar arası farklılığın olması yöntemin güvenilirliğini azaltmıştır [16]. Buna karşın SWE belirgin bir öğrenme süreci içermez ve TRUS yöntemine alışkın uzmanlar tarafından kolayca yapılabilir. Literatürde kısıtlı sayıda yayında SWE'nin prostat kanserini yakalamada tanısız kapasitesinin düşük olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur [27, 28]. Fakat bu konuda yapılan araştırma sayıları arttıkça ve meta-analizler yayınlanmaya başladıkça SWE'nin prostat kanserindeki tanısız tahmin gücünün belirgin yüksek olduğu ortaya konmuştur. Barr ve ark. 318 biyopsi korunun ve 53 hastanın dahil edildiği çalışmalarında SWE'nin prostat kanserini yakalamadaki duyarlılığını %96,2 özgüllüğünü %96,2, pozitif prediktif değerini %69,4 ve negatif prediktif değerini %99,6 olarak hesaplamışlardır [29]. Benzer sonuçları paylaşan literatürde başka çalışmalar da mevcuttur [16, 30]. Sang ve ark. [31] yaptığı 7 çalışmanın dahil edildiği toplamda 1000'den fazla hastanın araştırıldığı meta-analiz sonuçlarına göre SWE ile prostat tümörlerinin saptanmasında özgüllük

0,85 (0,70-0,93 , %95 CI) duyarlılık 0,86 (0,79-0,90, %95 CI) olarak hesaplanmıştır. Ayrıca gözlemci içi ve gözlemciler arası yapılan değerlendirmede anlamlı farklılık saptanmamıştır [16, 25, 31]. Bu çalışmaların sonuçlarında prostat kanseri için 35-40 kPa gibi bir kesim değerine (cut-off) ulaşılmıştır. Ancak bizim tecrübemize göre henüz evrensel geçerli bir değerden bahsedebilmek için çeşitli firmaların cihazlarının sonuçlarının karşılaştırıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır. Yine de bu veriler SWE yöntemini prostat değerlendirmesinde kıymetli bir metot olarak öne çıkarmaktadır.

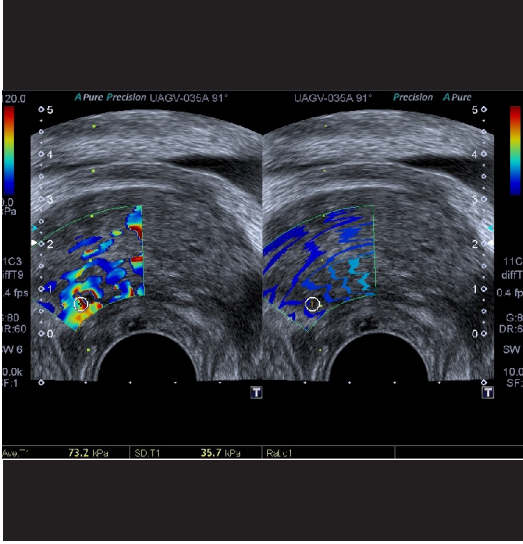
Prostat kanserli dokuyu doğru tahmin edebilmek kadar bu dokunun Gleason skoruyla korele bir data sağlayabilmek de hastaları doğru risk sınıflamasının yapılabilmesi için çok kıymetli bir veridir. Literatürde SWE'nin Gleason skoruyla korele olmadığını bildiren yayınlar mevcuttur [25, 32]. Fakat bu verilerin tersini ortaya koyan çalışmalar da vardır [33, 34]. Üç boyutlu SWE (3D SWE)'nin klinik olarak anlamlı prostat kanserini yakalamadaki yerini araştıran bir çalışmada Gleason skoru ile SWE değerleri arasında ciddi bir korelasyon ($r=0.898$, $p<0,0001$) olduğu ortaya konmuştur [35].

Prostat enflamasyonları oldukça sık karşılaşılan bir patolojidir. Bu yönde SWE ile sınırlı sayıda yapılan çalışmalar SWE'nin kronik prostatiti de tanıyabildiği yönündedir ki bu alanda gelecekte yapılacak çalışmaları cesaretlendirir niteliktedir [36].

Manyetik rezonans (MR) görüntüleme kullanılarak yapılabilen MR elastografi yöntemiyle de prostat patolojilerini değerlendirmek mümkündür. Bu yöntemde shear dalgaları harmonik olarak çalışan bir dış uyaran tarafından dokuda oluşturulup MR ile görüntülenir ve incelenen alanın shear katsayısı hesaplanır. Prostat kanseri değerlendirilmesinde yeri olabileceğini gösteren sınırlı sayıda yayın mevcuttur [34, 37].

Prostat Elastografisindeki Hedefler

Literatürde elastografinin prostat kanserinin tanınmasında yardımcı bir görüntüleme yöntemi olduğu yönünde birçok çalışma olmasına rağmen bu konuda anlamlı katkı yapmadığını



Resim 2. 58 yaşında PSA yüksekliği nedeniyle TRUS biyopsiye yönlendirilen erkek hastada prostat bezi orta düzeyinde sağda periferik zonda SWE değeri 73.2 kPa ölçülen kuşku alandan yapılan örneklemede Gleason 3+4 skor gelmiş olup korun %50'si tümöral doku ile infiltre olarak raporlanmıştır.

savunan kısıtlı sayıda yayın da mevcuttur [16, 28, 30]. Bizim tecrübemiz kanserli bölgenin daha güvenilir şekilde tanınırlığını arttırdığı yönündedir (Resim 2). Prostat görüntülemesinde problemleri olan alanlar şöyle özetlenebilir; dominant lezyonun görüntülenmesi, bu alandan biyopsinin güvenilir bir şekilde yapılabilmesi, benign-malign lezyonların ve klinik anlamsız tümörlerin doğrulukla tespit edilebilmesi, aktif takipteki hastaların doğru seçilebilmesi ve aktif takipten çıkarılacak hastaların doğru tespiti, radikal prostatektomi veya radyoterapi gibi tedaviler sonrası lokal nükslerin doğru tespiti ve belki de günlük pratikte en fazla sayıda hastayı etkileyebilecek olan biyopsi kor sayısının azaltılması gibi sıkıntılı alanlar sayılabilir. Dominant lezyonun tespitinde oldukça fazla sayıda çalışma olup çoğunluğunun bu konuda elastografinin katkı sağladığını bildirdiği söylenebilir [16, 30, 31]. Ayrıca kısıtlı sayıda, gerçek Gleason skoru ile SWE değerleri arasında korelasyon olduğunu gösteren yayınlar da mevcuttur [33, 34]. Bu sonuçlar SWE'nin rutin kullanımda kendisine bir yer bulabileceğini destekler niteliktedir. Ayrıca biyopsi kor

sayısını da SWE'nin yüksek negatif prediktif değeri ile gelecekte azaltma potansiyeli olduğu da söylenebilir [34]. Prostat SWE datalarıyla klinik ve laboratuvar bulgularının birleştirilerek oluşturulduğu bir skorlama sistemiyle daha yüksek oranlarda prostat kanseri yakalamanın mümkün olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur [38]. Lokal nükslerin değerlendirilmesi halen bir araştırma konusudur [39]. Bu konuda radyoterapi sonrası oluşan sert fibrotik dokular ya da radikal prostatektomi sonrası oluşan sert doku cevapları kısıtlılıklar oluşturmaktadır. Aktif takipte dahil edilme ve çıkarılma kriteri olarak kullanılması da henüz araştırılan konulardandır ancak Gleason skoru ile korelasyon gösteren SWE değerleri bu konuda da ümitli olmak için bir veri sağlamaktadır.

Sonuç

Doku sertliğini yarı-kantitatif veya kantitatif olarak ölçülebilen yeni bir görüntüleme modalitesi olan sonoelastografi prostat patolojilerinin özellikle de prostat kanserinin değerlendirilmesinde hak ettiği yeri aramaktadır. Ancak prostat kanserini tanımadaki yüksek duyarlılık ve özgüllüğün yanında yüksek negatif prediktif değerleriyle prostat kanserinin yönetimindeki birçok sorunlu alanda problemlerin çözümüne yardımcı bir görüntüleme yöntemi olabileceğini göstermiştir.

Kaynaklar

- [1]. Torre LA, Bray F, Siegel RL, Ferlay J, Lortet-Tieulent J, Jemal A. Global cancer statistics, 2012. CA Cancer J Clin 2015; 65: 87-108. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Kara F, İter H, Keskinçiliç B, Türkyılmaz M, Hacıkamiloğlu E, Baran Deniz E. Türkiye Kanser İstatistikleri 2015. Halk Sağlığı Genel Müdürlüğü, Sağlık Bakanlığı, Ankara, 2018.
- [3]. Fung YC. Biomechanics: mechanical properties of living tissues. Springer Science & Business Media, 2013.
- [4]. Sigrüst RMS, Liao J, Kaffas AE, Chammas MC, Willmann JK. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. Theranostics 2017; 7: 1303-29. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Zhai L, Madden J, Foo WC, Mouraviev V, Polascik TJ, Palmeri ML, et al. Characterizing stiffness of human prostates using acoustic radiation force. Ultrason Imaging 2010; 32: 201-13. [\[CrossRef\]](#)

- [6]. Gennisson JL, Deffieux T, Fink M, Tanter M. Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagn Interv Imaging* 2013; 94: 487-95. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Nowicki A, Dobruch-Sobczak K. Introduction to ultrasound elastography. *J Ultrason* 2016; 16: 113-24. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Cosgrove D, Piscaglia F, Bamber J, Bojunga J, Correas JM, Gilja OH, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 2: Clinical applications. *Ultraschall Med* 2013; 34: 238-53. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Palabiyik FB, İnci E, Turkyay R, Bas D. Evaluation of Liver, Kidney, and Spleen Elasticity in Healthy Newborns and Infants Using Shear Wave Elastography. *J Ultrasound Med* 2017; 36: 2039-45. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Klauser AS, Faschingbauer R, Jaschke WR. Is sonoelastography of value in assessing tendons? *Semin Musculoskelet Radiol* 2010; 14: 323-33. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Cantisani V, D'Andrea V, Biancari F, Medvedyeva O, Di Segni M, Olive M, et al. Prospective evaluation of multiparametric ultrasound and quantitative elastosonography in the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules: preliminary experience. *Eur J Radiol* 2012; 81: 2678-83. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. Good DW, Stewart GD, Hammer S, Scanlan P, Shu W, Phipps S, et al. Elasticity as a biomarker for prostate cancer: a systematic review. *BJU Int* 2014; 113: 523-34. [\[CrossRef\]](#)
- [13]. Beerlage HP, Aarnink RG, Ruijter ET, Witjes JA, Wijkstra H, Van De Kaa CA, et al. Correlation of transrectal ultrasound, computer analysis of transrectal ultrasound and histopathology of radical prostatectomy specimen. *Prostate Cancer Prostatic Dis* 2001; 4: 56-62. [\[CrossRef\]](#)
- [14]. Tang J, Yang JC, Li Y, Li J, Shi H. Peripheral zone hypoechoic lesions of the prostate: evaluation with contrast-enhanced gray scale transrectal ultrasonography. *J Ultrasound Med* 2007; 26: 1671-9. [\[CrossRef\]](#)
- [15]. Kundavaram CR, Halpern EJ, Trabulsi EJ. Value of contrast-enhanced ultrasonography in prostate cancer. *Curr Opin Urol* 2012; 22: 303-9. [\[CrossRef\]](#)
- [16]. Woo S, Suh CH, Kim SY, Cho JY, Kim SH. Shear-Wave Elastography for Detection of Prostate Cancer: A Systematic Review and Diagnostic Meta-Analysis. *AJR Am J Roentgenol* 2017; 209: 806-14. [\[CrossRef\]](#)
- [17]. Heidenreich A, Bastian PJ, Bellmunt J, Bolla M, Joniau S, van der Kwast T, et al. EAU guidelines on prostate cancer. part 1: screening, diagnosis, and local treatment with curative intent-update 2013. *Eur Urol* 2014; 65: 124-37. [\[CrossRef\]](#)
- [18]. Nam RK, Saskin R, Lee Y, Liu Y, Law C, Klotz LH, et al. Increasing hospital admission rates for urological complications after transrectal ultrasound guided prostate biopsy. *J Urol* 2013; 189(1 Suppl): S12-7. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. Ahmed HU, El-Shater Bosaily A, Brown LC, Gabe R, Kaplan R, Parmar MK, et al. Diagnostic accuracy of multi-parametric MRI and TRUS biopsy in prostate cancer (PROMIS): a paired validating confirmatory study. *Lancet* 2017; 389: 815-22. [\[CrossRef\]](#)
- [20]. Schröder FH, Hugosson J, Roobol MJ, Tammela TL, Zappa M, Nelen V, et al. Screening and prostate cancer mortality: results of the European Randomised Study of Screening for Prostate Cancer (ERSPC) at 13 years of follow-up. *Lancet* 2014; 384: 2027-35. [\[CrossRef\]](#)
- [21]. Weinreb JC, Barentsz JO, Choyke PL, Cornud F, Haider MA, Macura KJ, et al. PI-RADS Prostate Imaging - Reporting and Data System: 2015, Version 2. *Eur Urol* 2016; 69: 16-40. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Bains LJ, Studer UE, Froehlich JM, Giannarini G, Triantafyllou M, Fleischmann A, et al. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging detects significant prostate cancer with high probability. *J Urol* 2014; 192: 737-42. [\[CrossRef\]](#)
- [23]. Siddiqui MM, Rais-Bahrami S, Truong H, Stamatakis L, Vourganti S, Nix J, et al. Magnetic resonance imaging/ultrasound-fusion biopsy significantly upgrades prostate cancer versus systematic 12-core transrectal ultrasound biopsy. *Eur Urol* 2013; 64: 713-9. [\[CrossRef\]](#)
- [24]. Correas JM, Tissier AM, Khairoune A, Khoury G, Eiss D, Hélénou O. Ultrasound elastography of the prostate: state of the art. *Diagn Interv Imaging* 2013; 94: 551-60. [\[CrossRef\]](#)
- [25]. Boehm K, Salomon G, Beyer B, Schiffmann J, Simonis K, Graefen M, et al. Shear wave elastography for localization of prostate cancer lesions and assessment of elasticity thresholds: implications for targeted biopsies and active surveillance protocols. *J Urol* 2015; 193: 794-800. [\[CrossRef\]](#)
- [26]. Zhang B, Ma X, Zhan W, Zhu F, Li M, Huang J, et al. Real-time elastography in the diagnosis of patients suspected of having prostate cancer: a meta-analysis. *Ultrasound Med Biol* 2014; 40: 1400-7. [\[CrossRef\]](#)
- [27]. Woo S, Kim SY, Cho JY, Kim SH. Shear wave elastography for detection of prostate cancer: a preliminary study. *Korean J Radiol* 2014; 15: 346-55. [\[CrossRef\]](#)
- [28]. Porsch M, Wendler JJ, Liehr UB, Lux A, Schostak M, Pech M. New aspects in shear-wave elastography of prostate cancer. *J Ultrason* 2015; 15: 5-14. [\[CrossRef\]](#)
- [29]. Barr RG, Memo R, Schaub CR. Shear wave ultrasound elastography of the prostate: initial results. *Ultrasound Q* 2012; 28: 13-20. [\[CrossRef\]](#)
- [30]. Ahmad S, Cao R, Varghese T, Bidaut L, Nabi G. Transrectal quantitative shear wave elastography in the detection and characterisation of prostate cancer. *Surg Endosc* 2013; 27: 3280-7. [\[CrossRef\]](#)
- [31]. Sang L, Wang XM, Xu DY, Cai YF. Accuracy of shear wave elastography for the diagnosis of prostate cancer: A meta-analysis. *Sci Rep* 2017; 7: 1949. [\[CrossRef\]](#)
- [32]. Junker D, Schäfer G, Aigner F, Schullian P, Pallwein-Prettnner L, Bektic J, et al. Potentials and limitations of real-time elastography for prostate cancer detection: a whole-mount step section analysis. *ScientificWorldJournal* 2012; 2012: 193213. [\[CrossRef\]](#)
- [33]. Brock M, von Bodman C, Palisaar RJ, Löppenberg B, Sommerer F, Deix T, et al. The impact of real-time

- me elastography guiding a systematic prostate biopsy to improve cancer detection rate: a prospective study of 353 patients. *J Urol* 2012; 187: 2039-43. [\[CrossRef\]](#)
- [34]. Correas JM, Tissier AM, Khairoune A, Vassiliu V, Méjean A, Hélénon O, et al. Prostate cancer: diagnostic performance of real-time shear-wave elastography. *Radiology* 2015; 275: 280-9. [\[CrossRef\]](#)
- [35]. Shoji S, Hashimoto A, Nakamura T, Hiraiwa S, Sato H, Sato Y, et al. Novel application of three-dimensional shear wave elastography in the detection of clinically significant prostate cancer. *Biomed Rep* 2018; 8: 373-7. [\[CrossRef\]](#)
- [36]. Correas JM, Drakonakis E, Isidori AM, Hélénon O, Pozza C, Cantisani V, et al. Update on ultrasound elastography: miscellanea. Prostate, testicle, musculo-skeletal. *Eur J Radiol* 2013; 82: 1904-12. [\[CrossRef\]](#)
- [37]. Li S, Chen M, Wang W, Zhao W, Wang J, Zhao X, et al. A feasibility study of MR elastography in the diagnosis of prostate cancer at 3.0T. *Acta Radiol* 2011; 52: 354-8. [\[CrossRef\]](#)
- [38]. Su R, Xu G, Xiang L, Ding S, Wu R. A Novel Scoring System for Prediction of Prostate Cancer Based on Shear Wave Elastography and Clinical Parameters. *Urology* 2018; 121: 112-7. [\[CrossRef\]](#)
- [39]. Wei C, Szewczyk-Bieda M, Nibblok P, Brown E, Lang S, Nabi G. Quantitative transrectal shear wave elastography undergoing salvage extraperitoneal laparoscopic radical prostatectomy following failed radiotherapy. *Surg Endosc* 2018; 32: 4552-61. [\[CrossRef\]](#)

Prostat Elastografisi

Rüştü Türkay, Ercan İnci

Sayfa 85

Uygulanan gücün şekline ve dokuda meydana gelen değişikliği hesaplama yöntemlerine göre değişebilen elastografi çeşitleri mevcuttur.

Sayfa 85

SE ve SWE'nin TRUS incelemesine eklenmesi duyarlılık ve özgüllük oranlarını anlamlı arttırdığı gösterilmiştir.

Sayfa 85

Klinik olarak anlamlı tümörü (Gleason skor 7 ve üstü, tümör volümü > 0,5 cc olan lezyonlar gibi) yakalamak hastaların doğru risk sınıflamasının yapılabilmesi ve doğru tedaviyi almaları açısından hayati öneme sahiptir.

Sayfa 87

SWE değerlendirmesinde balon aşamasına gerek yoktur. Bu işlemde prob transrektal yoldan yerleştirildikten sonra sadece küçük bir kuvvetle probun prostata rektum aracılığıyla temas ettiğinden emin olunmalıdır. Bu temasın sağlandığı anlaşıldıktan sonra (fazla kuvvetle prostat komprese edilmemelidir aksi takdirde ölçümleri olumsuz yönde etkileyecektir) aksiyel planda değerlendirme kutusu açılmalıdır. Bu kutu prostatın yarısını kapsayacaktır bu nedenle her kesit için prostatın her iki yarısı ayrı ayrı değerlendirilmelidir. Açılacak ROI alanı içerisinde kPa veya m/sn cinsinden değerler elde edilmeden önce 2-5 saniye süreyle sinyallerin stabilizasyonu için prob sabit tutulup beklenmelidir. Apekten basise dek tüm prostat boyunca sağ ve sol tarafları değerlendirilmelidir. Süreç içerisinde hastanın nefes tutması gibi bir zorunluluk yoktur.

Sayfa 88

Fakat prostat dokusu içerisinde benign özelliklere sahip ve yine dokuda sertleşmeye neden olan birçok süreç vardır. Bunlara örnek olarak benign prostatik hiperplazi (BPH) nodülleri, fokal atrofi alanları, fibrozis alanları, kalsifikasyonlar verilebilir. Ayrıca prostat dokusunun her alanı benzer sertlik derecesine de sahip değildir. Anterior alanlar (inner gland, daha çok stromadan ve kollajenden zengindir) daha sert iken posteriora periferik zon (yoğun glandüler doku içerir) daha yumuşaktır. Bu alanlardan kaynaklanabilecek tümöral dokular arasında da sertlik farklılığı olduğu çeşitli çalışmalarda ortaya konmuştur.

Sayfa 89

Prostat görüntülemesinde problemlili alanlar şöyle özetlenebilir; dominant lezyonun görüntülenmesi, bu alandan biyopsinin güvenilir bir şekilde yapılabilmesi, benign-malign lezyonların ve klinik anlamsız tümörlerin doğrulukla tespit edilebilmesi, aktif takipteki hastaların doğru seçilebilmesi ve aktif takipten çıkarılacak hastaların doğru tespiti, radikal prostatektomi veya radyoterapi gibi tedaviler sonrası lokal nükslerin doğru tespiti ve belki de günlük pratikte en fazla sayıda hastayı etkileyebilecek olan biyopsi kor sayısının azaltılması gibi sıkıntılı alanlar sayılabilir.

Prostat Elastografisi

Rüştü Türkay, Ercan İnci

1. Aşağıdakilerden hangisi prostat kanserli hastaların yönetimindeki problemlerendir?
 - a. Hastaların doğru sınıflaması yapılamamaktadır.
 - b. Hastalar tanı alabilmek için birçok sefer biyopsi olmaktadır.
 - c. Aşırı tedavi yapılarak hastaların tedavilerin komplikasyonlarıyla yüzleşmelerine neden olmaktadır.
 - d. Aktif takip kriterleri sorunludur.
 - e. Hepsi
2. Aşağıdaki yapılardan hangisi elastografi yöntemiyle değerlendirilemez?
 - a. Beyin
 - b. Karaciğer
 - c. Kan
 - d. Prostat
 - e. Penis
3. Prostat değerlendirmesinde shear wave elastografinin strain elastografiye göre üstün özelliği hangisidir?
 - a. Daha kolay uygulanabilir olması
 - b. Prostat kanseri araştırmasında daha doğru sonuçlar vermesi
 - c. Sertlik derecesini numerik değer olarak verebilmesi
 - d. Uygulayıcıya daha az bağımlı olması
 - e. Hepsi
4. Prostat elastosonografisi ile aşağıdakilerden hangisini elde edemeyiz?
 - a. Prostat dokusunun sertlik bilgisi
 - b. Tümöral doku ile sağlıklı dokunun ayırıt edilebilmesi
 - c. Prostat içerisindeki en yüksek Gleason skorlu odağın saptanabilmesi
 - d. Biyopsiye gerek kalmadan prostat kanseri tanısının konulması
 - e. Hiçbiri
5. Prostat elastografisi prostat kanserli hastaların yönetiminde aşağıdaki katkılardan hangisini sağlayamaz?
 - a. Biyopsi kor sayısının azaltılması
 - b. Tedavi modalitesinin seçimi
 - c. Diğer görüntüleme modaliteleriyle izlenemeyen tümör odaklarının bulunması
 - d. Hasta risk sınıflamasının doğru yapılması
 - e. Dominant lezyondan biyopsi yapılabilmesi