



T.C. SAĞLIK BAKANLIĞI
ANKARA 3. BÖLGE KAMU HASTANELERİ BİRLİĞİ GENEL SEKRETERLİĞİ
YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ANKARA ATATÜRK EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
RADYOLOJİ KLİNİĞİ

**FARKLI CİHAZ VE GÖZLEMCİLER ARASINDA SONOELASTOGTAFİ
UYUMLULUĞUNUN AŞİL TENDON ÜZERİNDE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Uzmanlık Tezi
Dr. Şule Güzel

Ankara 2015



T.C. SAĞLIK BAKANLIĞI
ANKARA 3. BÖLGE KAMU HASTANELERİ BİRLİĞİ GENEL SEKRETERLİĞİ
YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ANKARA ATATÜRK EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
RADYOLOJİ KLİNİĞİ

FARKLI CİHAZ VE GÖZLEMCİLER ARASINDA SONOELASTOGRAFI
UYUMLULUĞUNUN AŞİL TENDON ÜZERİNDE DEĞERLENDİRİLMESİ

Uzmanlık Tezi

Dr. Şule Güzel

Tez Danışmanı

Dr. Özlem Ünal

Ankara 2015

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Halil ARSLAN ve Prof. Dr. Mustafa Karaoğlanoğlun'a,

Birlikte çalışmaktan onur duyduğum kliniğimiz uzmanlarına, asistan arkadaşlarıma, yardımcı sağlık personellerine ve sekreterlerimize,

Üzerimde büyük emeği olan anneme, babama, kardeşlerime,

Çalışmalarım süresince bana destek olan eşim Dr. Mehmet Hikmet Güzel ve çocuklarım Ali Berkay Güzel ile Taha Umut Güzel'e saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Şule Bektaş Güzel

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	I
İÇİNDEKİLER	II
ÖZET	III
ABSTRACT	V
TABLolar	VI
ŞEKİLLER	VII
RESİMLER	VIII
SİMGELER ve KISALTMALAR	IX
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Sonoelastografi	2
2.2. Aşil Tendon	17
3. GEREÇ ve YÖNTEM	25
3.1. Hastalar ve Çalışma Protokolü	25
3.2. Görüntüleme	25
3.3. İstatistiksel Analiz	26
4. BULGULAR	28
5. TARTIŞMA	36
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	40
7. KAYNAKLAR	41

ÖZET

FARKLI CİHAZ VE GÖZLEMCİLER ARASINDA SONOELASTOGRAFİ UYUMLULUĞUNUN AŞIL TENDONU ÜZERİNDE DEĞERLENDİRİLMESİ

AMAÇ: Bu çalışmada aynı prensiple çalışan farklı sonoelastografi cihazlarında, iki gözlemci tarafından gönüllülerde aşıl tendonu gerinim oranları mukayese edilerek sonoelastografinin güvenilirliği araştırıldı.

YÖNTEM-GEREÇLER: Travma, kollojen doku hastalığı gibi kronik hastalığı olmayan 40 gönüllüde toplam 80 aşıl tendonu, RTE prensibi ile çalışan Toshiba ve Hitachi marka cihazlar kullanılarak aynı frekans aralığına sahip yüzeysel proplar ile değerlendirildi. İnceleme için aşıl tendon kalkaneal yapışma noktasından 2-6 cm proksimaldeki orta kısım tercih edildi ve longitudinal planda değerlendirildi. Gerinim oranı için tendon posteriorunda lokalize kager yağ planı seçildi. Her tendon; her iki cihazda iki gözlemci tarafından yaklaşık 10 gün aralıklar ile iki kez değerlendirildi. İstatistiksel analiz için görüntüler daha sonra değerlendirilmek üzere kaydedildi.

BULGULAR: Hitachi marka cihazda yapılan birinci ölçüm ve ikinci ölçümlerde, Toshiba marka cihazda yapılan ikinci ölçümde gözlemciler arası uyumun mükemmel seviyede olduğu tespit edildi (ortalama SKK>0.75). Toshiba marka cihazda yapılan birinci ölçümde ise gözlemciler arası uyumun daha düşük olduğu saptandı (ortalama SKK=0.729, p<0.001). Her bir gözlemci için yapılan tekrarlı ölçümlerde her iki cihazda da gözlemciler içi uyumun mükemmel seviyede olduğu izlendi (SKK>0.75). Ayrıca her iki cihaz için gözlemciler arası uyumun mükemmel seviyede olduğu, Toshiba marka cihaz için gözlemciler arası uyumun Hitachi marka cihaza göre biraz daha düşük olduğu görülmüştür. Hitachi ve Toshiba marka cihazlardan elde edilen ortalama gerinim oranları sırasıyla 2.96 ± 1.07 ve 3.54 ± 1.03 olarak hesaplanmıştır. Toshiba marka cihazdan elde edilen ölçümlerin, Hitachi marka cihazdan elde edilen ölçümlere göre anlamlı düzeyde yüksek olduğu belirlenmiştir ($Z=6.884$, $p<0.001$).

SONUÇ: Sonoelastografi; doku elastisitesini gösteren, günümüzde giderek kullanımı artan ultrasonografi temelinde çalışan görüntüleme yöntemidir. Farklı zamanlarda aynı kişi tarafından yapılan uygulamalarda gerinim oranları yüksek uyum göstermektedir. Kompresyonlarda standart oluşturulduğunda farklı kişiler tarafından yapılan değerlendirmelerde de sonuçlar anlamlı uyum göstermektedir. Farklı cihazlarda yapılan çalışmalarda ise cihazların kompresyon uygulama sınırlarına bağlı olarak gerinim oranlarında

farklılık olabilir. Bu nedenle her cihaz için gözlemci içi ve gözlemciler arası uyum ayrı ayrı değerlendirilmelidir.

Anahtar Kelimeler: Sonoelastografi, gerinim oranı, aşil tendonu



ABSTRACT

EVALUATION OF SONOELASTOGRAPHY COMPATIBILITY ON THE ACHILLES TENDON BETWEEN DIFFERENT DEVICES AND OBSERVERS

OBJECTIVE: To investigate the reliability of sonoelastography by comparing the Achilles tendon strain ratio obtained in healthy volunteers with different sonoelastography devices that works with the same principle with different observers.

MATERIAL AND METHODS: With a total of 80 Achilles tendon with no trauma, chronic disease such as collagen vascular disease of 40 volunteers were evaluated by Toshiba and Hitachi devices working with RTA principle with surface probes in the same frequency range. Central part of the Achilles tendon in the 2-6 cm proximal of calcaneal insertion point were selected for review and evaluated in the longitudinal plane. Localized Kager fat plan posterior to the tendon was selected for strain ratio. Each tendon were evaluated with both devices approximately 10 days intervals twice by two observers. Images were recorded for statistical analysis to be evaluated later.

RESULTS: Interobserver agreement in the first and second measurement in the Hitachi device and the second measurement in Toshiba device; was found to be excellent (mean CCT > 0.75). The interobserver agreement in the first measurements made in the Toshiba equipment was found lower (mean CCT = 0.729, $p < 0.001$). In the repeated measurements for each observer on both devices; intraobserver compliance was found to be excellent (CCT > 0.75). In addition, the interobserver agreement for both devices to be perfect, the interobserver agreement for Toshiba device was found to be lower than Hitachi device. Average strain ratios obtained from Hitachi and Toshiba devices is calculated as 2.96 ± 1.07 and 3.54 ± 1.03 (in order of). The measurements obtained from Toshiba device, is determined to be significantly higher compared to the measurements obtained from Hitachi device ($Z = 6.884$, $p < 0.001$).

CONCLUSION: The elastography showing the elasticity of tissue is increasingly used nowadays and it is working on the basis of ultrasound imaging modality. Strain rates in applications at different times by same person shows high cohesion. When the compression standats are created the assesments made by different individuals show signifacant compliance. In the studies carried out in different devices depending on the differnces in strain rate of compresion application limits may be different. Therefore intraobserver and interobserver agreement for each device must be evluated seperately.

Key words: Sonoelastography, strain ratio, achilles tendon

TABLÖLAR

Tablo 1: Farklı tipteki meme dokularında aynı statik yüklerde farklı frekanslardaki Young katsayıları

Tablo 2: Farklı tipteki meme dokularında aynı frekanslarda farklı yüklerde Young katsayıları

Tablo 3: Demografik özellikler

Tablo 4: Gözlemciler arası uyumlar

Tablo 5: Gözlemciler içi uyumlar

Tablo 6: Tekrarlı ölçümlerin ortalaması üzerinden gözlemciler arası uyumlar

Tablo 7: Cihazlar arası uyumlar

Tablo 8: Cihazlardan elde edilen ölçümlerin karşılaştırılması



ŞEKİLLER

Şekil 1: Kompresyon öncesi ve sonrası RF dalgalarının değişimi

Şekil 2: Doku sertliği nedeni ile yer değiştirmenin değişkenlik göstermesi

Şekil 3: Young modülü

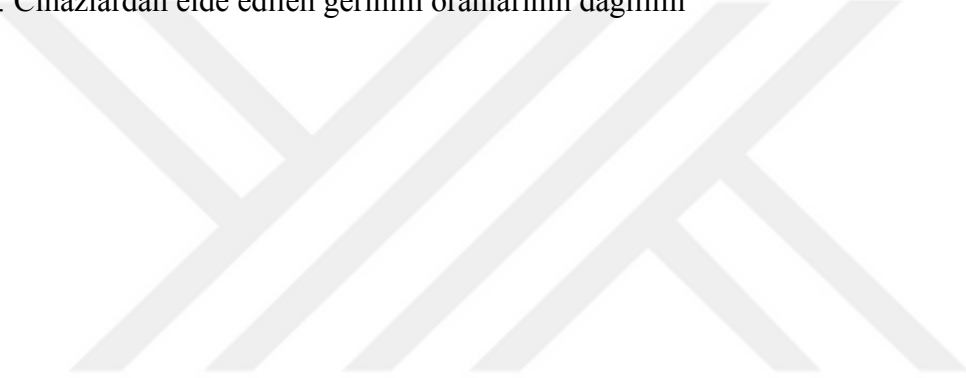
Şekil 4: Poisson oranı

Şekil 5: Yumuşak dokular için tipik stres-gerinim ilişkisi

Şekil 6: Elastografide görüntü elde etme aşamaları

Şekil 7: ARFİ uygulama tekniği

Şekil 8: Cihazlardan elde edilen gerinim oranlarının dağılımı



RESİMLER

Resim 1: Tiroid nodülü radyasyon gücü uyarımı makaslama dalga görüntülemesi

Resim 2: Aşil tendon anatomisi

Resim 3: Ayak bileği posterior yapısının kadavra anatomisi

Resim 4: Gönüllülerin bakı masasındaki pozisyonları

Resim 5: Aynı gönüllünün gözlemci 1 için Toshiba marka cihazda 1 ve 2. bakılarının görüntüleri

Resim 6: Aynı gönüllünün gözlemci 2 için Hitachi marka cihazda 1 ve 2. bakılarının görüntüleri

Resim 7: Aynı gönüllüye ait farklı araştırmacıların Hitachi marka cihazdaki görüntüleri

Resim 8: Aynı gönüllünün Toshiba marka cihazda farklı araştırmacıya ait görüntüleri

SİMGELER VE KISALTMALAR

RTE: Real Time Elastography

cm: Santimetre

μm : Mikrometre

MRG: Manyetik rezonans görüntüleme

US: Ultrasonografi

MHz: Megahertz

sn: saniye

ARFI: Akustik radyasyon kuvveti uyarımı görüntülemesi/ Acoustic radiation force impulse imaging

SR: Strain Ratio

kPa: Kilopaskal

E: Young katsayısı

G: Makaslama katsayısı

K: Hacim katsayısı

ROI: İlgili doku alanı (Region of interest)

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Sonoelastografi US tabanlı görüntüleme yöntemi olup konvansiyonel US cihazları kullanılarak bası uygulanan dokunun sertliğiyle orantılı olan deformasyon özelliğine göre yer değiştirme derecesini yarı-nicel olarak ölçen bir görüntüleme yöntemidir (1-6).

Dokuların esnekliklerinin elastografi ile ortaya konulabileceği 1980'lerin başından beri bilinmektedir. Son yıllarda bilgisayar ve US teknolojilerinin hızla gelişmesi sonoelastografinin pratikte daha yaygın kullanılabilir olmasını sağlamıştır. Sonoelastografinin daha önce meme, prostat, tiroid, lenf nodu, kas ve tendon lezyonlarının tanısında başarıyla uygulanabileceğini gösteren çalışmalarla birlikte günümüzde rutin pratikte daha sık kullanılır hale gelmiştir (4,5,7,8).

Çeşitli organların tümöral lezyonlarının değerlendirmesinin yanı sıra, kas iskelet sisteminde de sonoelastografi uygulamaları giderek artmaktadır. Literatürde özellikle aşıl tendonu değerlendirilmesi için tanımlanmış birkaç çalışma mevcuttur. Aşıl tendonu için elastografi ile hem sağlıklı bireylerde elastisite paternleri tanımlanmış hem de tendinit ve benzeri patolojilerdeki bulguları bildirilmiştir (9).

Günümüzde birçok klinisyen tarafından muayeneyi takiben kas-iskelet sistemi değerlendirilmesinde manyetik rezonans görüntüleme (MR) yaygın olarak tercih edilmesine rağmen ultrasonografi (US) birçok durumda MR'a alternatif bir görüntüleme yöntemidir. Kas iskelet sisteminde özellikle yüzeysel yerleşimli yapıların değerlendirilmesinde US inceleme lineer yüksek frekanslı probalar kullanılarak rahatlıkla yapılabilmektedir. Ayrıca US ucuz, tekrarlanabilir ve kolay ulaşılabilir olması nedeniyle günlük pratikte MR'a üstünlük sağlayabilmektedir.

Günümüzde farklı sonoelastografi cihazları mevcut olup, farklı yöntemleri kullanmaktadır. Subjektif bir yöntem olan sonoelastografi incelemesinin gözlemciler ve cihazlar arası uyumluluğunu araştıran bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmada benzer mekanizmalara sahip farklı firmaların sonoelastografi cihazları ile gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumu aşıl tendon gerinim oranları üzerinde saptamayı amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. SONOELASTOGRAFİ

1980'lerin sonunda Ophir ve arkadaşları tarafından deneysel ortamda uygulanmaya başlayan sonoelastografi dokuların üzerine uygulanan tekrarlayıcı bası etkisi ile dokunun sertlik özelliklerine göre esneyebilme yanıtını ölçen görüntüleme yöntemidir (10).

US tabanlı bir görüntüleme yöntemi olan sonoelastografi doku ve organların sertlikleri hakkında bilgi verir. Doku üzerine uygulanan tekrarlayıcı bası etkisi ile dokuların sahip oldukları esneklik derecesine göre yer değiştirmesi sonoelastografide temel prensiptir. Dokuların sahip olduğu elastikiyet özelliği; kuvvet uygulandığında şekil değiştirme ve kuvvet kaldırıldığında eski şekline dönebilme temeline dayanır. Young katsayısı olarak ifade edilen elastikiyet katsayısı kuvvet uygulanan birim yüzeyin oluşan şekil değişikliğine oranıdır. Bu katsayı incelenen dokunun veya maddenin cinsine göre değişir. Sonoelastografi ile sıkıştırılabilirliği kabul edilen dokularda karmaşık matematiksel işlemler ile dokuların elastikiyet sabitelerini belirlemek mümkündür (11).

Sonoelastografi B-mod US de ekojeniteleri benzer olan dokuların farklı sertlik derecelerini göstererek ayırımı sağlar. Yumuşak dokuların mekanik özellikleri olan gerilme (elastikiyet katsayısı =Young katsayısı) , poisson oranı, dokuya uygulanan yüke cevap olarak gelişen longitudinal veya gerilme basıncını içermekte olup dokuların moleküler yapı taşlarına göre değişmektedir (12,13).

Aynı lezyon ya da organ içerisinde doku farklılığına bağlı olarak doku gerinimi farklı alanlarda değişkenlik gösterebilmektedir. Örneğin fibröz dokular subkutan yağ dokusuna göre daha sert olduğundan farklı gerinim özelliklerine sahiptir. Ophir ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada skiröz meme kanserlerine göre fibroadenomların daha yumuşak olduğu tespit edilmiştir (14). Fibröz doku ise subkutan yağ dokudan daha sert olup normal meme dokusunda glandüler yapılar çevre fibröz dokulara göre daha serttir (13) .

Doku gerinimindeki değişiklikler patolojik değişikliklerle de korelasyon göstermektedir. Ancak her zaman patolojik lezyonları sonografik olarak saptamak mümkün değildir. Örneğin prostat ve meme tümörleri standart US görüntülemeye saptanamayan ancak buldukları dokulardan sert olan lezyonlar ile siroz gibi diffüz karaciğer hastalıklarında da karaciğerin sertliğini sonoelastografi ile belirlemek mümkündür (13).

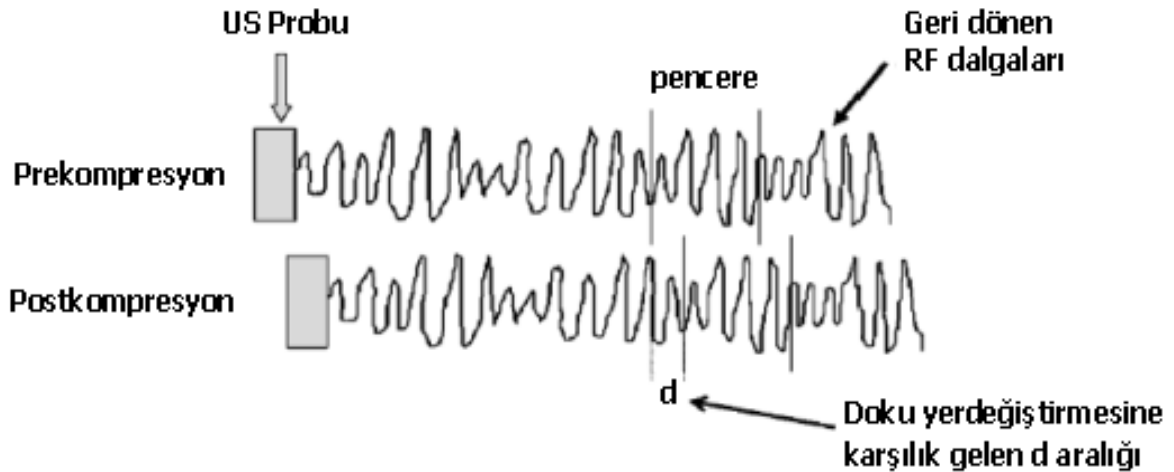
Ayrıca yapılan çalışmada kas, tendon ve ligaman yapılar değerlendirilmiş, elastisitetlerine göre kas ve tendonları tutan hastalıkların teşhisi konusunda yararlı bilgiler edinilmiştir (15).

2.1.1 Sonoelastografi Fiziği

İnsan vücudundaki tüm dokular farklı yapısal özellikler içermesine rağmen viskoelastik kabul edilir. Visköz ya da elastik özelliklerden birine sahip olan doku dışarıdan uygulanan basınç karşısında da buna göre cevap oluşturur. Visköz yapıya sahip olan dokular dışarıdan uygulanan bası etkisini dağıtıp azaltırken elastik olanlar sahip oldukları esneklik katsayısı ile orantılı olarak yanıt oluşturur (16). Biçim değişiklikleri oluşurken maddeyi oluşturan atom ve moleküllerin yer değiştirmeleri sırasında atomlar arası bağlarda kopma, yeni bağ oluşumu söz konusu değildir; yalnız atomlar arası uzaklık değişir (17).

2.1.2. Sonoelastografi Çalışma Prensipleri

Sonoelastografide proba dönen ekolar, görüntüye dönüştürülmeden önce analiz edilir. Görüntü çerçevesini oluşturan ve kaydedilen radyo frekans (RF) serileri daha sonra transduser altındaki dokuyu hafif komprese etmesi için kullanılır. Kompresyon öncesi ve kompresyon sonrası RF dalgaları pencereleştirilerek kompresyon öncesi sinyallerde meydana gelen değişiklik miktarını çapraz korelasyon tekniği (cross correlation) kullanılarak aynı segmentteki kompresyon sonrası sinyaller ile karşılaştırılır (18).



ŞEKİL 1: Kompresyon öncesi ve sonrası RF dalgalarının değişimi

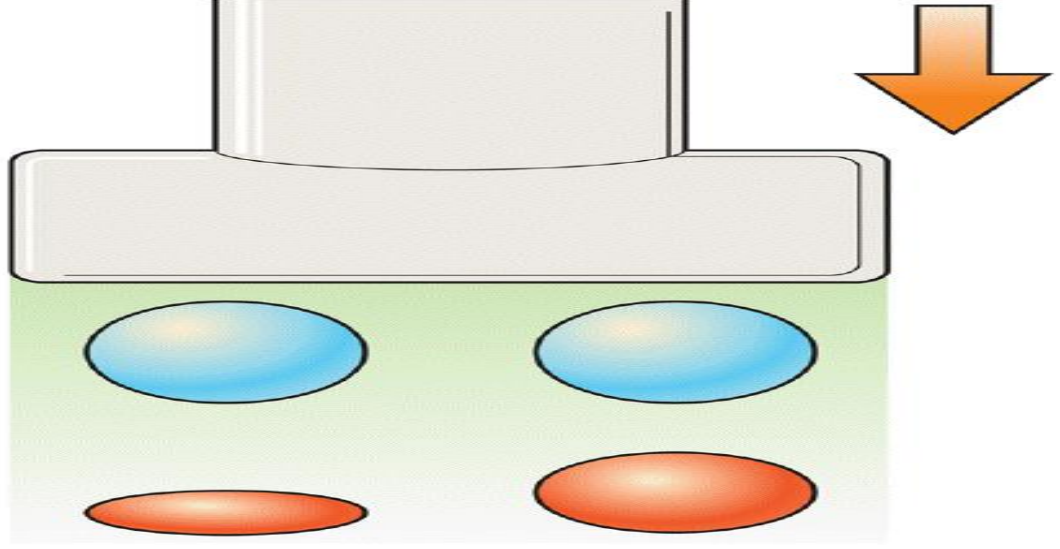
Aynı noktadaki yer değiştiren doku miktarı ile görüntü penceresinde sinyalde meydana gelen değişiklik orantılıdır. (Görüntü oluşturmak için RF verileri kullanılır). Doku hareketlerini saptamak için kullanılan çapraz korelasyon tekniği 1980'lerin başlarında kullanılmıştır (18).

Sonoelastografide daha yumuşak dokular sünger gibi komprese olurlar. Buna karşılık sıkı dokulardaki yer değişikliği daha azdır. Ayrıca yüzeye yakın dokuların yer değiştirmesi kompresyon altındaki uzaktaki dokulara göre daha fazla olur. Bundan dolayı yer değişikliği görüntüdeki her nokta için proba uzaklığına göre de hesaplanır. Bu değişiklik oranı gerinim (strain) değeri olarak bilinir ve elastogram vermek için kullanılır (18).

Sert dokular içerisindeki tüm noktalar prob ile kompresyona maruz kaldığında aynı miktarda yer değiştirdiği için gerinim değeri sıfır veya çok düşüktür. Sonoelastografide yumuşak dokular yüksek gerinim değeri nedeniyle parlak, sert veya sıkı dokular düşük gerinim değeri nedeniyle koyu renkle temsil edilir. (18).

B mod US üzerine farklı dokuların gerinim oranları renkle kodlanarak yerleştirilir. Kodlama için kırmızıdan maviye değişen spektrumda renk skalası ile sert ve yumuşak dokular renkle kodlanır. Kullanıcıya bağlı olarak değiştirilebilmekle birlikte genellikle sert dokular mavi, yumuşak dokular ise kırmızı renkle temsil edilir.

Sonoelastografide gerinim değerinin elde edilebilmesi için dokunun yer değiştirmesi gerekmektedir. Bu konvansiyonel olarak US probu ile yapılabilmele birlikte ayrı kompresyon araçları, vasküler pulsasyonlar, respiratuar hareketler veya hatta müsküler kontraksiyonlar aracılığı ile de gerçekleştirilebilir. Tam gerinimi ise devamlı kasılıp gevşeme gösteren miyokardan elde etmek mümkündür (18).



ŞEKİL 2: Şekilde doku sertliği nedeni ile yer değiştirmenin değişkenlik gösterdiği şematize edilmiştir. Yer değiştirme yumuşak dokularda fazladır, sert dokular yer değiştirmez veya çok az yer değiştirirler.

Laboratuar ortamında dokunun gerinim ve elastisite oranlarını ortaya koymak için dokuların gerinim vektörlerinin hesaplanması yöntemi direk yöntem (yarı durgun) olarak adlandırılırken klinikte kullanılan sonoelastografi cihazlarıyla dokuya frekansı düşük titreşim gönderilerek gerçekleştirilen yöntem tekrarlamalı (iteratif) yöntem olarak bilinir (19-21).

2.1.2 1. Gerinim ve Elastisite Katsayıları

Esneklik katsayısı birim yüzeye uygulanan kuvvetin (stres) meydana getirdiği şekil değişikliğine oranı (gerinim=strain) olarak tanımlanır. Esneklik katsayısı, Young'ın katsayısı (elastisite katsayısı, Young modülü) olarak bilinmektedir.

Homojen izotropik maddeler için elastisite katsayısı sabittir. Elastisiteyi tariflemek için sık kullanılan üç katsayı aşağıda sıralanmıştır (22).

1-Young Katsayısı (longitudinal elastisite), $E = \text{Stress/Strain}$

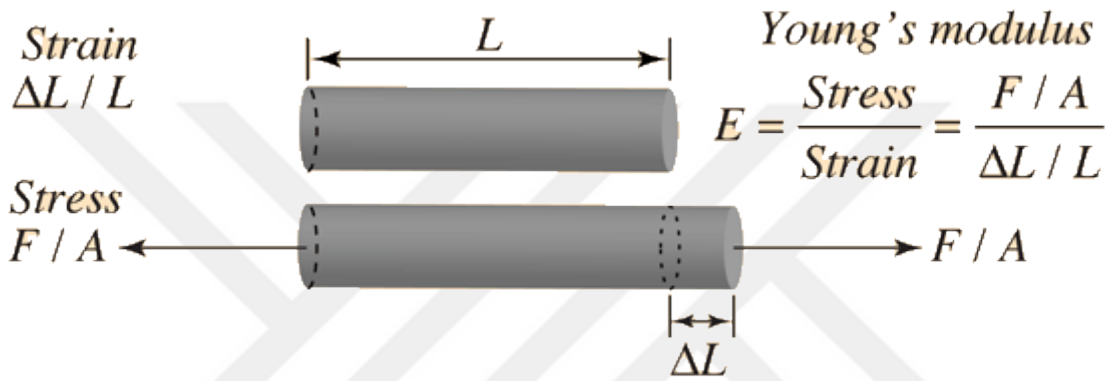
2-Makaslama veya torsiyon katsayısı (rijidite), G

3-Volüm katsayısı (volüm elastisitesi), K

Dokunun elastisite katsayısı ne kadar fazlaysa uygulanan kuvvet (stres) karşısında şekli o kadar az değişir. Elastisite katsayısı az olan dokularda ise, şekil değişikliği (gerinim) daha fazla olacaktır. Sonuçta şekil değişikliği stres ile doğru orantılı olarak artacaktır.

$$\text{Elastisite katsayısı (Young katsayısı)} = \text{Stres/Gerinim (strain)}$$

Elastisite katsayısı doku sertliğini tarif eden klasik parametre olup uzunlukta meydana gelen değişimi gerinme veya kompresif güç ile ilişkili olarak tarif eder (18).



ŞEKİL 3: Young modülü

Sert dokularda elastisite katsayısı yüksektir. Young katsayısı birimi “Paskal” olup dokuların sertliğini ifade etmekte doku uzunluğundaki değişim ve kompresyona bağlı bir sabittir.

Transvers strese cevap olarak meydana gelen makaslama katsayısı elastisiteyi tariflemek için kullanılan diğer bir katsayıdır ve transvers gerinim ile ilişkilidir.

Eksternal stres sonrası maddede meydana gelen hacim değişikliğini ise volüm katsayısı tarif etmektedir (22).

Makaslama katsayısı yüksek olan maddeler bükülmesi veya deforme edilmesi zor maddeler olarak değerlendirilebilir ve direkt young katsayısı ile orantılıdır. Bu nedenle makaslama katsayısı doku elastisitesini ölçmek için alternatif ölçüm olarak kullanılabilir (18).

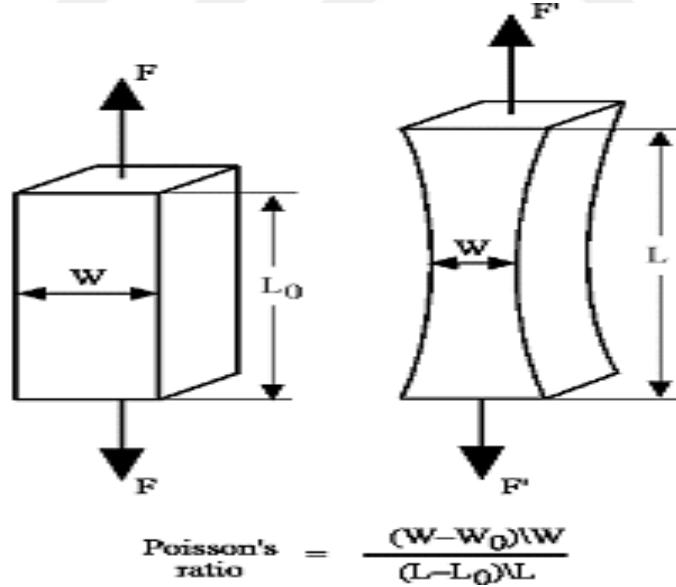
Ultrasonografik yöntemler kullanarak materyaldeki makaslama dalga hızının hesaplanması ile Young katsayısı da makaslanma katsayısı üzerinden belirlenebilir (18). Litaratürde makaslama katsayısı yerine Young katsayısı daha sıklıkla kullanılmaktadır.

2.1.2.2. Poisson Oranı

Katı cisimler bir doğrultuda uygulanan kuvvet ile deformasyona uğrarken, bu kuvvete dik doğrultuda uzama gösterir. Bu durum Poisson oranı olarak tariflenen bir sabit ile tanımlanır. Yani sıkışma nedeniyle maddede meydana gelen boyut değişiminin ilk boyutlara oranı Poisson oranı olarak ifade edilir (Şekil 4). Poisson oranı maddenin temel bir özelliği olup her madde için sabittir.

Oluşan yükseklik farkı/yükseklik = Oluşan genişlik farkı/genişlik = σ . Oluşan boy farkı/boy

Vücutta dokuların poisson oranları 0.40 ile 0.499 arasında değişmekte olup hemen hemen hiç komprese olmadıklarını gösterir. Young ve makaslama katsayıları geniş aralığa sahip olup doku esnekliğini belirlemede daha etkilidir. Makaslama güce karşı dokuda meydana gelen deformite ile ilişkilidir. Makaslama katsayısı ne kadar yüksekse materyalin deforme olması da o kadar zordur ve direkt olarak Young katsayısı ile orantılıdır. Bu nedenle doku elastisitesini ölçmek için alternatif olarak kullanılabilir (18).



ŞEKİL 4: Poisson oranı

Dokuların volüm katsayıları içerdikleri su nedeni ile %15'den az gibi dar bir aralıkta değişiklik gösterirken Young ve makaslama katsayıları geniş bir aralık gösterir. Sonuç olarak

Young ve makaslama katsayısı palpasyon ile en iyi korelasyonu gösteriyor gibi görünmektedir (22).

Bu dört sabit hakkında üç adet temel eşitlik tanımlanmıştır.

$$G = \frac{E}{2(1 + \sigma)}, \quad K = \frac{E}{3(1 - 2\sigma)}, \quad \sigma = \frac{E}{2G} - 1$$

Litaratürde makaslama katsayısı yerine Young katsayısı daha sıklıkla kullanılmaktadır. Yumuşak dokular için Poisson oranı ise genellikle 0.490 ve 0.499 arasında olduğundan eşitlikten Young katsayısı ve makaslama katsayısı birbirine dönüşüm için kullanılabilir.

$$G = \frac{E}{2(1 + \sigma)} \quad | \quad E \approx 3G$$

E = Young katsayısı, G = Makaslama katsayısı, σ = Poisson oranı

Homojen izotropik solid dokular için gerinim direkt olarak uygulanan kuvvetin yayılımına bağlıdır. Gerinim, stres ve Young katsayısı arasındaki ilişkiyi Hooke Yasası açıklar. Esnek bir cisme kuvvet uygulandığında boyunda oluşan uzamanın kuvvetle doğru orantılı olması yasanın temelidir. Elastik limite ulaşıldığında kırılma ve yıkım meydana gelebilir (21).

$$E = \frac{F L_0}{A \Delta L} \text{ or } : \frac{F}{A} = E \frac{\Delta L}{L_0}$$

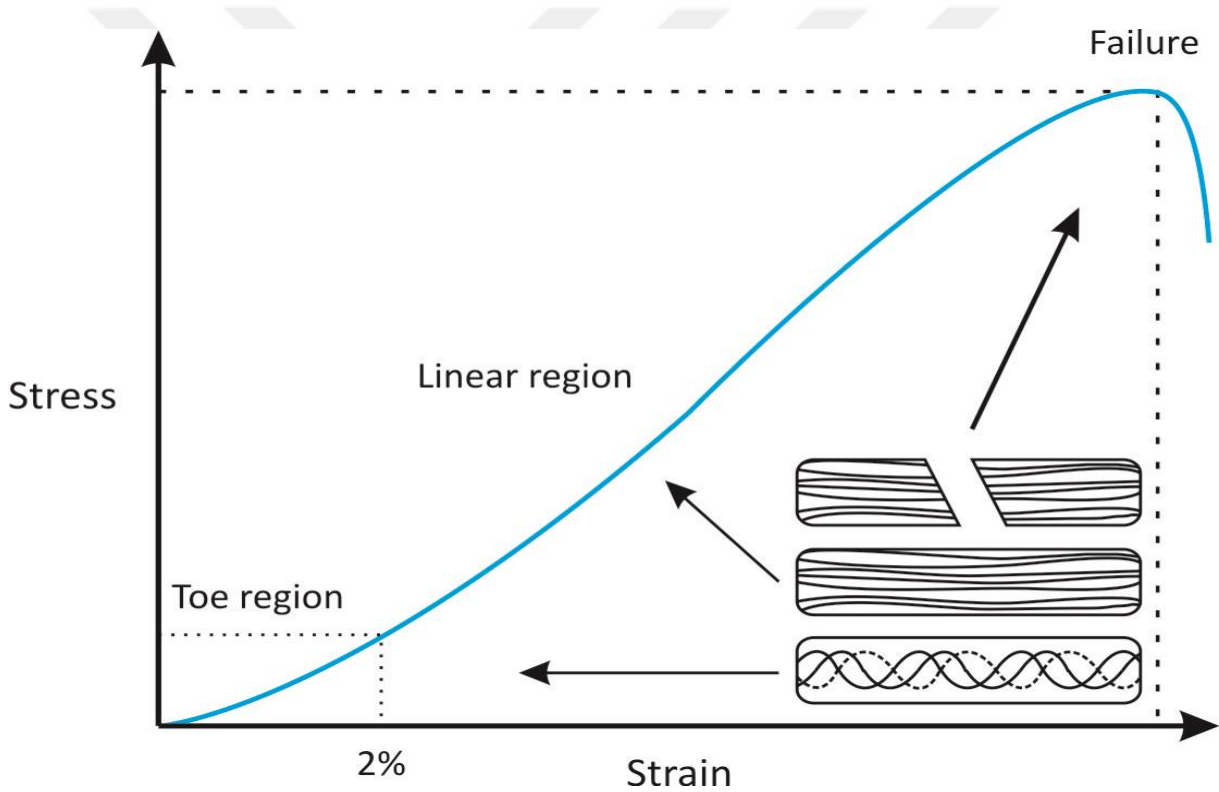
F = Kuvvet, A = Gücün uygulandığı alan, E = Young katsayısı, ΔL = İlk ve son boy arasındaki fark, L_0 = Objeye veya materyalin orijinal uzunluğu, F/A = stres, $\Delta L/L_0$ = gerinim-strain olarak tanımlanır. Stres için “SP”, Young katsayısı için ‘Paskal’ birimi kullanılır (1 Paskal= 1 Pa = 1 N/m²).

Eğer her noktadaki stres biliniyorsa gerinim yukarıdaki eşitlikten Young katsayısını belirlemek için kullanılabilir fakat pratikte bir materyaldeki her noktadaki stresi saptamak zordur (18).

2.1.3. Biyolojik Dokularda Elastisite

Biyolojik dokuların temel komponenti olan hücreler birleşerek dokuları oluştururlar. Yumuşak dokuların 5 primer tipi olan epitelyal doku, bağ dokusu, parankimal doku, kas dokusu ve sinir dokusudur. Bu dokular viskoelastik özelliklere sahip olup sonoelastografi ile değerlendirilebilir. Ancak vücutta bulunan kemik ve diş gibi sert dokulardan elastogram elde edilemez (21).

Kuvvet uygulanan biyolojik dokularda gerinim başlangıçta logaritmik olarak artar. Daha sonra lineer şekilde artmaya devam eder. Stres daha fazla artırıldığında ise doku elastisitesinin limite ulaşması ile hızlı bir şekilde azalır. Bu durumu aşağıdaki grafikte ifade edebiliriz.



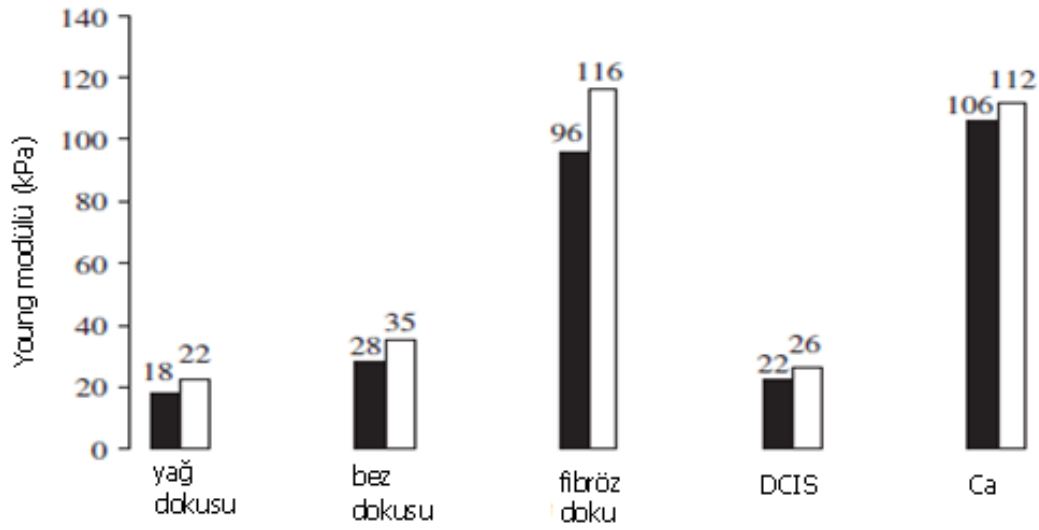
ŞEKİL 5: Yumuşak dokular için tipik stres-gerinim ilişkisi

Şekilde gösterildiği gibi dokuya stres uygulandığında gerinim başlangıçta hızlı bir şekilde artar daha sonra ise ilişki etkin bir şekilde lineer olur. Gerinimde stres altında küçük bir artış izlenir. Stresteki daha fazla artış ile birlikte (doku elastisitesinin limitine ulaştığı zaman) doku gerinimi hızlı bir şekilde düşer. Doğru ve kullanışlı Young katsayısı elde etmek için dokunun hafif statik yüklenim yapılması ve ölçümün hafif artış gösteren stres altında (grafikteki lineer bölgeden) yapılması gerekmektedir. Bu nedenle belirli bir değer için ölçülmüş koşullar spesifiye edilmelidir.

Ayrıca dokuların sahip olduğu elastik-kollajen lifler, dokunun içerdiği patoloji, doku yaşı ve ısısı, fikse olup olmaması, incelemenin invitro-invivo olması da gerinimi etkilemektedir.

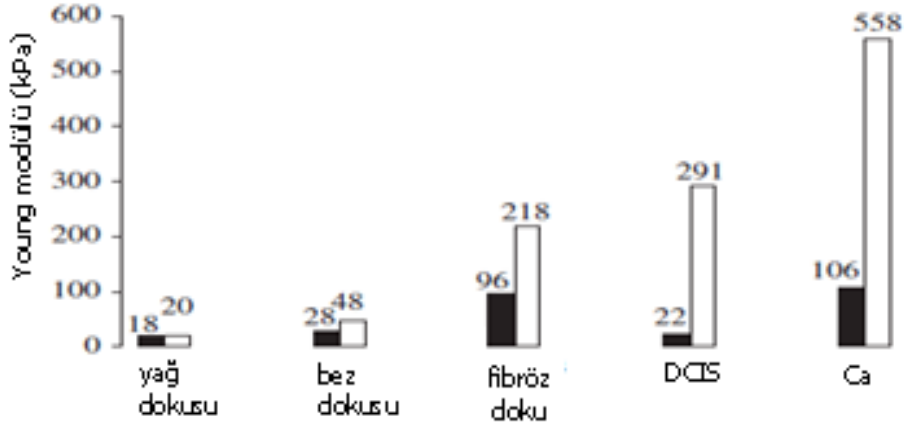
Young katsayısı için geniş bir aralık bildirilmiş olup yapılan bir çalışmada değişik tipte dokular için farklı frekanslarda % 5'lik statik yük uygulamışlar (Tablo 1) ve işlem sonrası Young katsayısının uygulanan yükün frekansı ile fazla ilişkili olmadığı gözlemlenmiştir (16).

TABLO 1: Farklı tipteki meme dokularında aynı statik yüklerde farklı frekanslardaki Young katsayıları



Benzer dokular için aynı frekansta % 5 ve 20'lik yükler yüklenmiştir. Bu işlemde Young katsayısının statik yükün derecesi ile belirgin ilişkili olduğu görülmüştür (Tablo 2). Yüksek statik yüklenmede Young katsayısı daha fazladır (16).

TABLO 2: Farklı tipteki meme dokularında aynı frekanslarda farklı yüklerde Young katsayıları



2.1.4. Sonoelastografi Kullanım Alanları

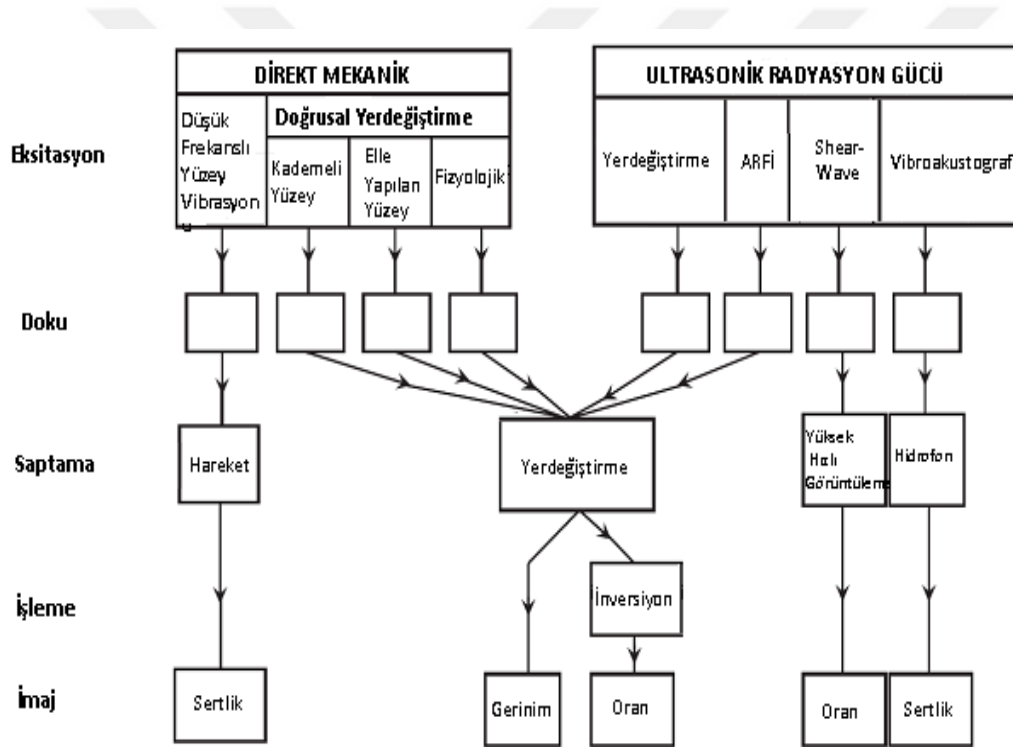
Sonoelastografi son yıllarda yaygın kullanım alanları bulmaya başlamış olup çeşitli araştırmalara konu olmuştur. Dokuların sertlik ve esnekliğini belirlemede en çok kullanılan yöntem palpasyon ile muayene olmakla birlikte objektif ölçümlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle sonoelastografi, dokuların ve lezyonların elastisitesini belirlemede başvurulan inceleme yöntemi olmuştur. Özellikle meme dokusu ve patolojilerinin değerlendirilmesinde sonoelastografi önemli bir yere sahiptir. Meme kanserini yüksek duyarlılıkla saptayabilmesi diğer alanlardaki çalışmalara da hız kazandırmıştır. Günümüzde prostat, meme, tiroid, lenf nodu, miyokard, serviks ve böbrek gibi organlar sonoelastografinin ilgi alanı içersinde girmektedir (23-25).

2.1.5. Görüntüleme Yöntemlerinin Sınıflandırılması

Radar ve sonarların keşfedildiği 1940'lardan beri radyofrekans sinyalleri objelerin hareketlerini ölçmek için kullanılmaktadır. Bunun yanında US'un doku elastisitesini ölçmedeki rolü Dickinson&Hill ve Wilson&Robinson ile başlamıştır. Dickinson&Hill ve Wilson&Robinson, kardiyak kontraksiyonlar ve pulsatil kan akımı gibi internal doğal stimuluslar sonrası kan damarları yakınındaki yer değiştirme ve deformasyonu eko değişikliklerini takip ederek ölçmüşlerdir. Bu ölçümler elastik parametrelerin quasistatik koşullar altında ölçümünü tanımlar çünkü hareketler küçük amplitüttedirler. Endojen doku hareketlerinin A-scan ve M-mode analizleri 20 yıl önce yerini US teknolojisindeki gelişme ile

iki boyutlu (2-D) analizlere bırakmıştır. 1991’de Ophir ve ark. ları statik koşullarda eksternal kompresyon yöntemleri kullanarak gerinim oluşturmuş ve yöntemin adını elastografi olarak isimlendirmişlerdir (10).

Elastografideki ilk basamak dokunun uyarımını içerir. Uyarım, direkt mekanik olarak veya ultrasonik radyasyon gücü ile meydana getirilebilir. Uyarım sonucu statik veya dinamik doku yer değişimi meydana gelir. Dinamik doku yer değiştirmesine makaslama (shear) dalgalarının oluşması eşlik eder. Uyarım etkilerinin saptanması Doppler etkisi, ultrasonik pulse eko yöntemleri veya akustik emisyon ile olur. Son aşamada sonuç bilgisi imaj olarak karşımıza çıkar (21).



ŞEKİL 6: Elastografide görüntü elde etme aşamaları

Düşük frekanslı yüzey fibrasyonu yöntemi deri yüzeyine düşük frekanslı bir mekanik vibratörün (10–1000 Hz), uygulandığı ve altta bulunan dokularda meydana gelen hareketi bir pulse Doppler sistemiyle saptayan sonoelastografi yöntemidir (26). Sert dokuların yumuşak dokulara göre farklı şekilde tepki vermeleri nedeniyle kontrast oluştururlar. Eksternal vibrasyonun ve Doppler US'nin birleştirilmesi yaklaşımının, dokunun farklı bölgelerinin ilgili

elastik özelliklerini görüntülemek için önemli olduğu saptanmıştır. Bu çıkarım deneysel verilerle desteklenmiş ve daha sonra da üç boyuta genişletilmiştir (27).

Kademeli yüzey yer değiştirmesi yönteminde ise doku gerinimlerinin etkin bir şekilde kararlı hale gelmesine (quasi-statik) yetecek kadar uzun bir süre boyunca, bir kuvvet uygulanır (genellikle deri yüzeyine) ve ortaya çıkan basınç (boyuna) ve kesme (enine) doku yer değiştirmeleri olarak US ile ölçülür. Kuvvet, mekanik bir uyarıcı ile üretilebilir ve tek bir yer değiştirme olarak veya her aşamada yer değiştirme ölçümlerinin yapıldığı, artarak giden kademeler serisi halinde uygulanabilir.

Uygulanan gerilimden ortaya çıkan doku hareketi ve doku deformasyonu tek bir boyutla sınırlı değildir. Üstelik, dokuların çoğu anizotropik ve viskoelastiktir. İki hatta üç boyutlu veri elde etmek için, hâlihazırda bu çok nadiren yapılıyor olmasına rağmen, yanal gerinim hesaplanmalıdır. Amaç, gerçek yaşam ortamında dokudaki elastik katsayının dağılımının iki boyutlu görüntülerini üretmektir. Teknik sadece doku gerinimlerinin dağılımına karşılık gelen gerçek zamanlı görüntüleri üretmek için kullanılmıştır.

Dokunun yer değiştirmesi ve böylece bölgesel sertlik hakkında bilgi elde etmek için, odaklanmış ultrasonik radyasyon kuvveti kullanımı fikri ilk defa 1990'da öne sürülmüştür. Burada doku, radyasyon kuvveti aracılığıyla yer değiştirmiştir; US kapatıldığında, dokunun geri çekilmesi bir ultrasonik darbe-eko sistemiyle gözlemlenmiştir. Ampirik olarak, geri çekilme oranının, dokunun sertliğiyle ilgili olduğu bulunmuştur (21).

Vibroakustografi odaklanmış ultrasonik radyasyon gücü yöntemini kullanılan başka bir yöntemidir. Hedeflenen dokuya iki ultrasonik ışın gönderilir. Dokuda meydana gelen vibrasyon eksternal hidrofon aracılığı ile saptanır.

Bunun dışında vasküler pulsasyon ve respiratuar hareket gibi dokunun doğal hareketleri sonucu meydana gelen yer değiştirmeyi saptayarak gerinim hesaplaması yapan fizyolojik yer değiştirme yöntemleri de bulunmaktadır. Tüm bu farklı yöntemlere rağmen günümüzde elastografi cihazlarında en sık kullanılan üç farklı yöntem bulunmaktadır. Bunlar;

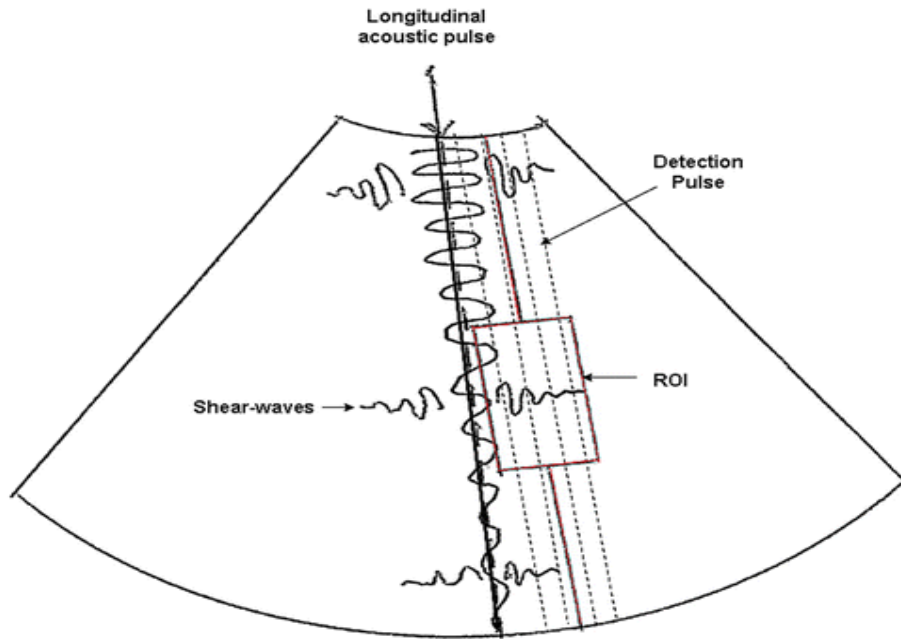
2.1.5.1. Gerçek Zamanlı Sonoelastografi (Real Time Elastography)

Deri ile temas halindeki prob tarafından uygulanan kuvvet, elle yapılan gerçek zamanlı ultrasonik B-Mod taraması görüntülemesinin temelini oluşturur. Gerçek zamanlı B- Mod taramasının ve gerinim görüntülerinin yan yana gösterilmesi, anatomik veri sağlayarak dokuların elastik özellikleriyle ilgili olarak tanımlanmaları kolaylaştırır. Ticari olarak

bulunabilen çoğu tarayıcıda bu özelliklerle birlikte gerinim görüntüsü, B-taramasının üzerine; rengin gerinime karşılık geldiği ve parlaklığın ise kısmen sinyal genişliğiyle karar verildiği, bir “renkli boyama” şeklinde adapte edilmiştir (21). Günümüzde bu yöntem elastografik görüntüleme de sıklıkla tercih edilmekte ve gerçek zamanlı (real time) ultrasonografi olarak da adlandırılmaktadır.

2.1.5.2. Akustik Radyasyon Kuvveti Uyarımı Görüntülemesi (ARFI)

ARFI yeni bir metod olup ultrasonografi sırasında ses dalgalarının hızının özel bir teknoloji ile saptanarak doku yoğunluğu ve sertliğinin tespit edilmesini sağlayan kantitatif bir modalitedir. Başlangıç US pulsusu, sonraki kompresyonlar için baseline oluşturmak için diagnostik seviyelerde uygulanır. Daha sonra bir seri diagnostik intensite pulsusu sonrası aynı prob ile daha yüksek intensitede “pushing pulse” gönderilir ve meydana gelen yer değiştirme izlenir. Görüntüler yer değiştiren görünümüleri içerir ve peak yer değiştirme zamanını ve yer değiştirmedeki değişim oranını zamanla orijinal pozisyonuna dönen yer değiştirmiş doku olarak gösterir (10,21). Shear wave teknolojisine benzer olup birimi m/s dir.



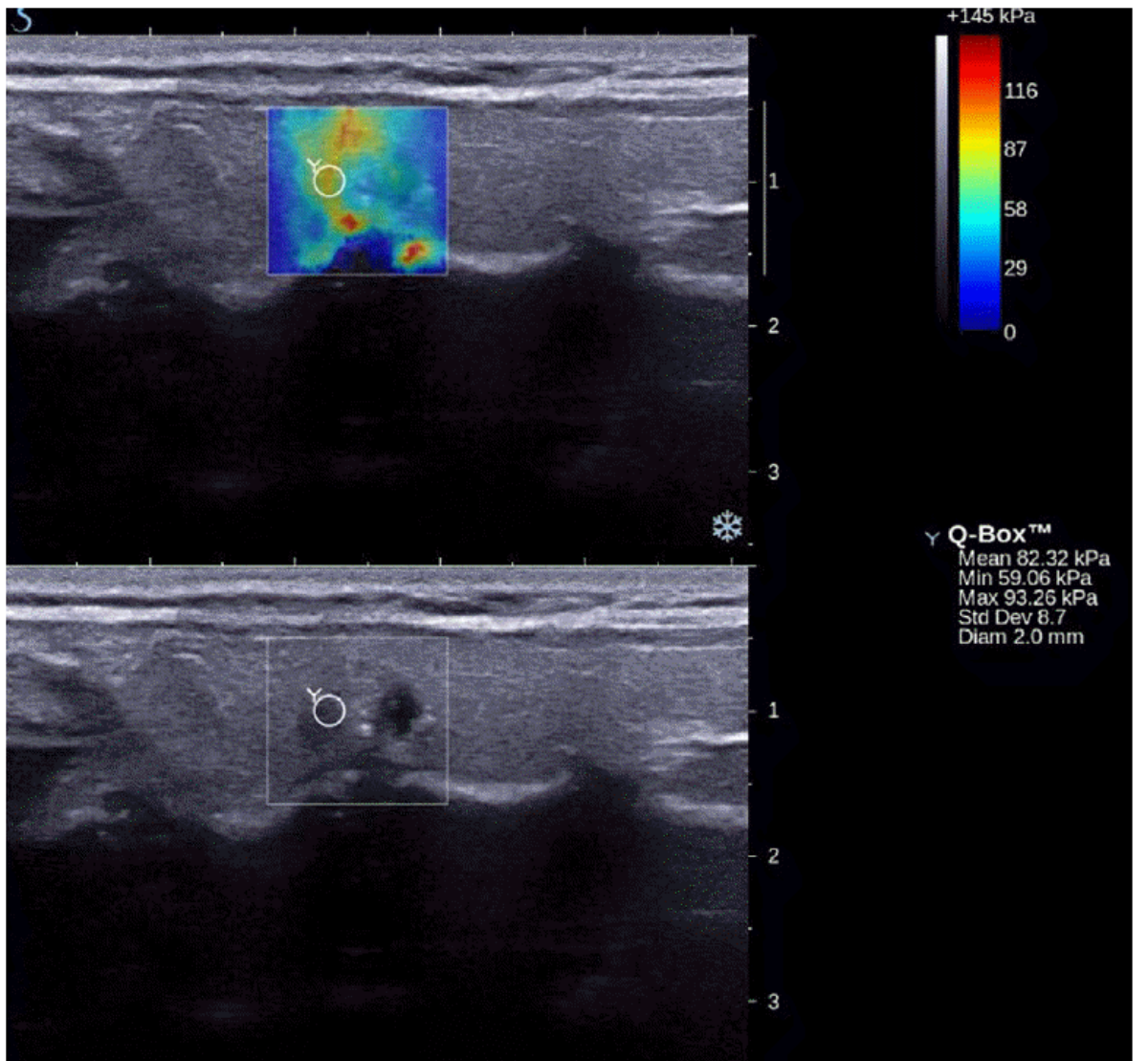
ŞEKİL7: ARFI uygulama tekniği

2.1.5.3. Radyasyon Gücü Uyarımı Makaslama Dalga Görüntülemesi (Shear Wave)

1998’de radyasyon kuvveti odaklanmış ultrason dalgaları ile akustik makaslama (shear) dalgalarının uyarılabileceği gösterilmiştir. Daha sonra teknik geliştirilerek 2004’de dokudaki

makaslama kuvvetinin güçlü fokuslanmış US dalgaları ile uzaktan indüksiyonu ve hızlarının US ile ölçümü ile Young katsayısının iki boyutlu gösterilebildiği saptanmıştır (28).

Lineer sıralı prob ile uygun zamanlama ve beş sıralı nokta halinde US ışını aksı boyunca 4 MHz 100 μ S pulsları uygulanır ve makaslama dalgası indüklenmiş olur. Makaslama dalgası kaynağından sferik olarak yayılır. Makaslama dalgalarının hızının lokal değerlerinin hesaplanması sonrası Young katsayısı haritası çıkartılabilir. Mekanizma genişleyen makaslama dalgalarından oluştuğundan bu yöntem “Süpersonik shear görüntüleme” olarak ta isimlendirilmektedir. Bu yöntem ile elastisite için kilopaskal cinsinden kantitatif ölçüm yapılabilmekte ve ayrıca kullanıcı bağımlılığı azalmaktadır.



RESİM 1: Tiroid nodülü radyasyon gücü uyarımı makaslama dalga görüntülemesi

2.1.6. Sonoelastografide Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler

2.1.6.1. Transduserin Vibrasyon Hızı

Sonoelastografi ile elastogram oluşturmak için çoğu cihazda prob ile bası uygulanır. Görüntü oluşumunu uygulanan basının frekansı etkilemektedir. 80 ila 120 vuru/dakika hız ile uygulanan elastogramlar da en iyi görüntü kalitesinin elde edildiği bildirilmiştir (23). Bası frekansı dışında uygulanan basının şiddeti de görüntü kalitesi etkiler. Hem derin hem de yüzeysel dokudan gerinim elde edilebilmesi için uygun derecede bası oluşturulmalıdır. Bu amaçla optimizasyon sağlanması için gerinimi gösteren skalalar oluşturulmuştur.

2.1.6.2. İlgili Alanı (Region of Interest, ROI)

Elastografi ile incelenmek istenen alandır. Elastografi dokuların gerinim miktarları arasındaki oranı tespit ettiğinden, normal dokuda inceleme alanına girmelidir. En iyi görüntü kalitesini elde edebilmek için lezyonun ilgi alanının merkezinde olacak şekilde yerleştirilmesi ve incelenmek istenen alanın en az % 50'sini kaplaması gerekmektedir. İlgili alanı olan doku sertleştikçe gerinim oranı ilgi alanının boyutlarından daha az etkilenmektedir (23).

2.1.6.3. Çerçeve (Frame) Hızı

Çerçeve hızı, görüntü kalitesini probun hareket hızı ile birlikte etkilemektedir. Gönderilen sinyallerin toplanma hızını gösterir. Prob daha yavaş hareket ettirildiğinde, gerçek-zamanlı elastogram yapabilmek için daha düşük çerçeve hızı değerleri kullanılmalıdır. Derin dokularda 6-13 çerçeve/sn, daha yüzeysel ve küçük dokular için 7-16 çerçeve/sn arasında değerler seçilmelidir.

Bu parametrelerin dışında transduser frekans seçimi ve elastisite oran farkı görüntü kalitesini etkileyen faktörler arasındadır (29).

2.2. AŞIL TENDON

Aşil tendonu ve çevre yapıları klinik açıdan büyük öneme sahiptir. Aşil tendonunu ilgilendiren patolojik durumlar (tendon rüptürleri ve tendinopatiler, retrokalkaneal bursit ve Haglund deformitesi vb.) birden çok olmakla beraber bu durumların tanı ve tedavisinde süregelen sorunlar aşil tendonunun fonksiyonel anatomisinin ayrıntılı bir şekilde bilinmesi gerektiğini işaret etmektedir.

Aşil tendonu ile yapılan detaylı klinik anatomik çalışmalarda; özellikle aşil tendonunun kalkaneusdaki yapışma yeri detaylı bir şekilde incelenmiş, retrokalkaneal bursanın anatomik yapısı belirtilmiş, Kager'in yağ dokusunun biyomekanik açıdan önemi vurgulanmış, sural sinir ile Aşil tendonu ilişkisi açığa çıkartılmış, aşil tendonunun beslenmesi tanımlanmış, tendonu ilgilendiren patolojik durumlar ortaya konmuş ve bu patolojilere yönelik cerrahi ve cerrahi dışı tedaviler incelenmiştir (30,31).

2.2.1. Yunan Mitolojisi ve Aşil

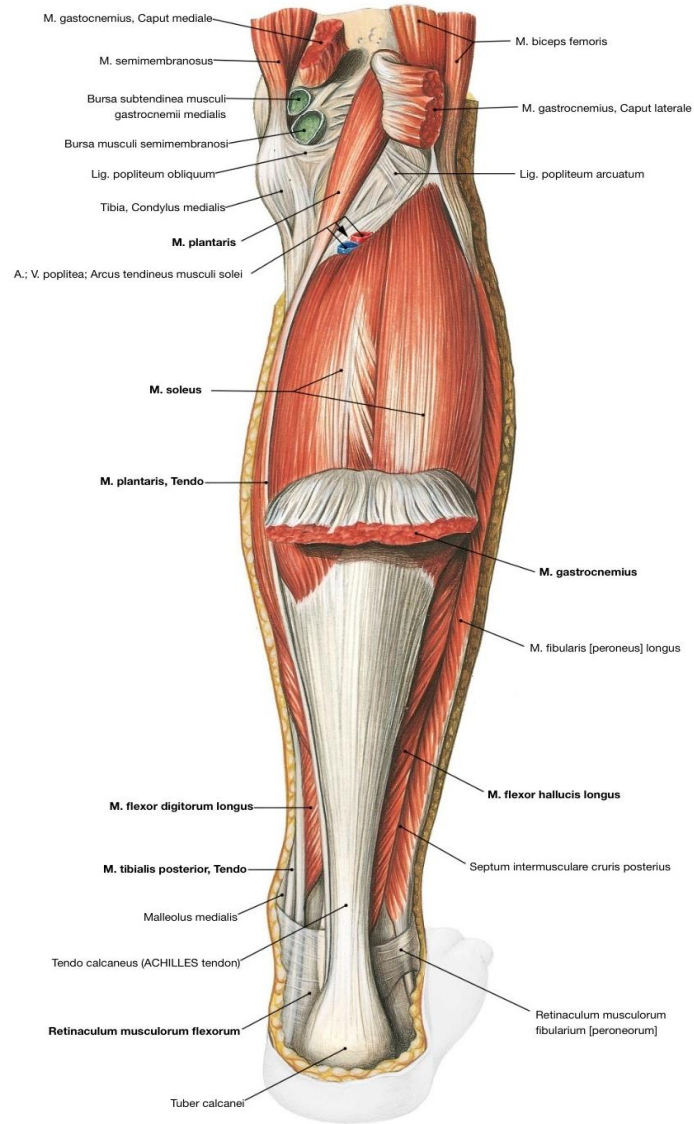
Aşil (Grekçe; Achilleus, Fransızca; Achille), eski Yunan şairlerinden Homeros'un, Truva Savaşı'nı anlatan İlyada adlı eserinde (yaklaşık olarak M.Ö. 800) yazıldığı üzere, ölümlü bir baba olan Peleus ile bir tanrıça olan Thetis'in oğlu olan yarı tanrı bir karakterdir. Annesi Thetis oğlunu ölümsüzlük nehri olarak bilinen Styx'de yıkarken elini suya deydirmemesi öğütlediği için, onu sol topuğundan tutup suya batırmıştır. Aşil'in yıkanırken topukları suya değmediği için yalnızca oradan vurulursa öleceğine inanılmaktadır. Pek çok farklı efsane anlatılsa da, en çok söylenene göre Aşil, Truva savaşında Truvalı prens Paris tarafından sol topuğundan zehirli okla vurularak öldürülmüştür. Bu yüzden ayak topuğunun arka kısmında yer alan tendona "Aşil tendonu" adı verilir (32).

2.2.2. Temel Anatomi

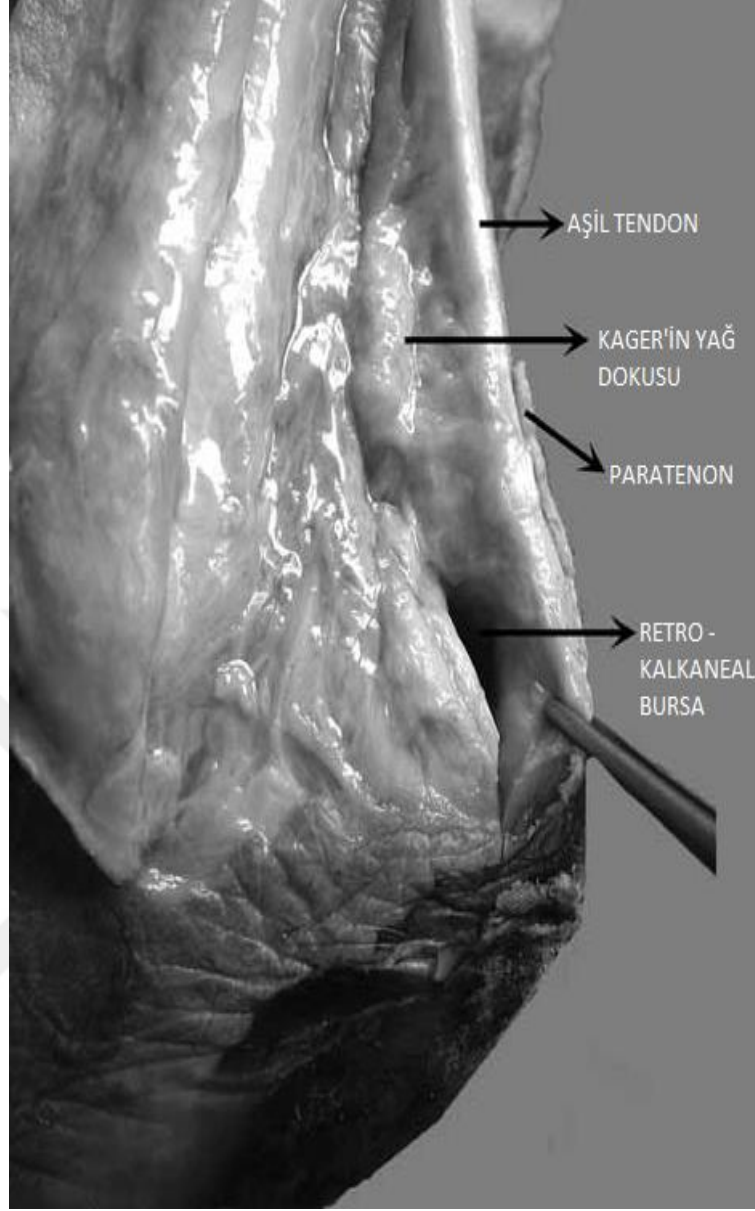
Aşil tendonu vücudun en kalın ve en sağlam tendonu olup, alt ekstremitenin biyomekaniğinde önemli bir role sahiptir. aşağı yukarı bir ton çekme gücündeki kuvvete dayanıklıdır. Bu kadar güçlü olmasına rağmen, araştırmalarda en sık hasarlanan tendon olarak tespit edilmiştir. Sosyo-ekonomik düzeyi yüksek ülkelerde, 1970'li yıllarda tüm tendon yaralanmalarının %50'sinin aşil tendonunu içerdiği bildirilmiştir. Aşil tendon yaralanmaları sıklıkla spor yapan bireylerde görülmekle beraber ilk iki sırayı, futbol ve atletizm paylaşmaktadır (33). Aşil tendonu, bacağın orta mesafelerinde, proksimalde gastroknemius

kasına (m.gastrocnemius caput mediale-laterale) yapışık bir şekilde başlar. Tendonun başlangıcı geniş ve yassıdır. Tendonunun kalkaneusda (tuber calcanei) sonlandığı yerin yaklaşık 12-15 cm proksimalinde gastroknemius kasının her iki başı soleus kası (m.soleus) ile kaynaşır ve alt ucuna kadar soleus kasından eklenen lifleri alır (Resim 1) (34).

Gastroknemius kasının medial ve lateral başından kaynaklanan karnı her zaman aynı mesafeden başlamayabilir, dolayısıyla bu yarılar ender olarak simetriktir. Kalkaneusun yaklaşık olarak 5-6 cm proksimalinde her iki kastan (m.gastrocnemius ve m.soleus) kaynaklanan tendonlar kaynaşır ve tek bir tendon haline gelir. Aşil tendonunun ortalama uzunluğu 15 cm civarında olup, uzunlukları 11-26 cm arasında değişmektedir. Aşil tendonunun uzunluğu her cins bireyde kişinin boyuyla doğru orantılı olacak şekilde değişmektedir. Aşil tendonunun kalınlığı (medial-lateral) tüm uzunluğu boyunca farklıdır. Kalınlığı, 1/3 proksimalinde ortalama 6.8 cm (4.5-8.6 cm) iken, 1/3 orta kısmında giderek azalır ve burada ortalama 1.8 cm'ye (1.2-2.6 cm) kadar düşer. 1/3 orta mesafesine kadar yassı olan tendon alt ucuna doğru giderek yuvarlaklaşır ve kalkaneus yapışma yerine 4 cm mesafe kala tamamen yuvarlak bir tendon şeklini alır. Burayı takiben tekrar bir miktar genişleyerek ve yassılaşılarak delta şeklinde kalkaneusda sonlanır. Kalkaneusun arka yüzeyinde makroskopik olarak üç farklı yüzey ayırt edilebilir. Bu yüzeylerin kapladığı alanlar kişiden kişiye farklılık gösterse de aşil tendonu çoğunlukla orta yüzeyde sonlanır. Orta ve alt yüzeyin sınırlarını ayırt eden keskin kenar da aşil tendonunun en distalde sonlandığı yerin sınırını belirler. Aşil tendonunun kalkaneusun posterior yüzeyinin orta noktalarında sonlandığı yerdeki kalınlığı ise ortalama 3.4 cm (2.0-4.8 cm) olarak açıklanmıştır (Resim 1) (34-37).



RESİM 2: Aşil tendon anatomisi (Sobotto İnsan Anatomisi Atlası Cilt II, 2006)



RESİM 3: Ayak bileği posterior yapısının kadavra anatomisi (TOTBİD Dergisi 2011;10/1)

Kalkaneusun arka yüzü tipik bir şekilde konvektir. Aşil tendonunun yapışma yerini gösteren anatomi kitabı ve atlaslarında aşil tendonunun sadece üç açıdan (posterior, medial ve lateral) görünüşüne yer verilmiştir. Bu açılara göre tendonunun şeklinin yapışma yeri boyunca değişmediği yorumu yapılabilir. Buna karşın horizontal kesitlerde aşil tendonunun yapışma yerinin hilal şeklinde olduğu ve çoğu incelemelerde tendon liflerinin kalkaneus medial parçasının laterale göre daha belirgin olduğu bildirilmiştir (38). Aşil tendonunun yapışma yerinin bir “enthesis” organı olarak önemine dikkat çeken birçok çalışma mevcuttur. Aşil tendonu longitudinal paralel kollajen lifleri ile kalkaneus arasında bulunan sesamoid ve periosteal fibröz kıkırdak, retrokalkaneal bursa ve Kager'in yağ dokusu, kemik ve yumuşak doku arasındaki stresi azaltır bu nedenle “enthesis organının” birer bileşeni olarak sayılır.

Plantaris kası tendonu (m.plantaris), aşil tendonunun yapısına hiç bir düzeyde katılmaz, ancak her iki tendon da kalkaneus posteriorunda ortak bir noktada sonlanırlar. Bu sonlanma kalkaneus posteriorunda dört farklı şekilde olabilir. Tip I (%47) en çok görülen tip olup, aşil tendonu yapışma yerinde yelpaze şeklinde genişleyerek sonlanır. Tip II' de aşil tendonu yapışma yeri medial kenarının 0.5-2.5 cm anteriorunda; Tip III' de aşil tendonu yapışma yeri dorsal ve medial yüzeyi boyunca geniş bir alanda; Tip IV' de ise aşil tendonu yapışma yeri medial kenarında onunla ortak sonlandığı tiptir. Bununla beraber şu da unutulmamalıdır ki kişilerin yaklaşık %7-10'unda plantaris kası, yani plantar tendon bulunmaz (39,40).

Aşil tendonu her biri endotenon ile çevrilmiş kollajen lif demetlerinden meydana gelmektedir. Sağlıklı bireylerde aşil tendonunu meydana getiren bu kollajen liflerin %95'i tip I kollajendir. Bu liflerin yapısal özelliğinden dolayı aşil tendonu orijinal uzunluğunun ortalama %4'ü kadar esneyip uzayabilir. Ancak uzunluğunun %8'inden fazla gerilecek olursa kritik değer noktası aşılacağından tendon kopabilir. Aşil tendon dejenere oldukça tip III kollajen daha baskın hale gelir. İleri yaşlarla birlikte aşil tendon yapısındaki tip I kollajen doğal olarak azalır ve tendon çapının azalmasına bağlı olarak da radyografik yoğunluğu da azalır. Tip I kollajenin azalması ve bunun aksine tip III kollajenin artması, tendonun elastikiyetinin azalması ve buna bağlı olarak da tendonun rüptüre olmaya daha yatkın olması anlamına gelmektedir. Yaralanma sonrası iyileşme döneminde yeniden sentezlenen kollajen, tip III kollajendir ve tip I kadar esnek değildir. Endotenon ile sarılı kollajen liflerinin her biri demetler şeklinde bir araya gelerek epitenon ile sarılır. Aşil tendonunu oluşturan bütün bu demetler sonunda paratenon olarak bilinen ince gevşek (aerolar) bir bağ dokusu ile çevrelenmiştir. Paratenon, aşil tendonuna daha fazla koruma ve dayanıklılık sağlar ama sinovyası olmadığı için gerçek bir tendon kılıfı yapısında değildir. Tendonun en damarlı kısmını oluşturur ve inflamasyonda genişleme kapasitesine sahiptir. Aşil tendonunun lifleri bütünüyle vertikal olarak sıralanmamıştır ve değişken derecelerde spiralleşme göstermektedir. Kas liflerinden orijin aldığı yer ile kemiğe yapıştığı yer arasındaki mesafe yaklaşık 90 dereceye kadar spiral şeklinde bir yapılanma gösterir. Spiralleşmeye hem gastroknemius kasından hem de soleus kasından katılan lifler katkıda bulunurlar ve bu yapı en çok kalkaneusun 5-6 cm proksimalinde belirgindir. Gastroknemius kasından başlayan tendinöz lifler, kalkaneusun posterolateral kenarına yapışırken, soleus kasından gelenler posteromedial kenarına tutunurlar. Bu rotasyon ve spiralleşmenin derecesi, her iki kasın birbirine kaynaştığı pozisyon tarafından belirlenir. Eğer bu iki kasın kaynaştığı yer daha distalde yer alıyorsa, rotasyon derecesi daha fazladır. Spiralleşme aynı vasküler yapıların bir miktar daralmasına neden olsa da mekanik açıdan bazı avantajları vardır. Bu spiralleşme tendon gevşek bir pozisyondayken tendonun daha az

bükülmesine, gergin durumdayken de daha az deforme olmasına neden olur. Bu yapı, tendonu hem daha sağlam kılar, hem de lifler arasındaki sürtünmenin daha az olmasını sağlar (40-42).

2.2.3. Aşil Tendonu Çevresindeki Bursalar

Aşil tendonu'nun etrafında iki adet bursa bulunmaktadır. Bu bursalardan en sık bulunan ve en çok önem verilen retrokalkaneal bursa (bursa tendinis calcanei) (Resim-2). Diğer bursa da Aşil tendonu'nun yüzeyinde yer almaktadır (retrotendinöz bursa). Topuk bölgesinde bir adet daha bursa bulunmaktadır ki, bu bursa kalkaneus ile plantar aponevroz arasında bulunduğu için Aşil tendonu ile pek ilişkili değildir. Ancak Aşil tendonu ile plantar aponevroz arasındaki ilişkiye dikkat etmek gerekir. Özellikle yeni "doğanlarda aşil tendonunun bazı liflerinin plantar fasiyaya kaynaşarak devam ettiği gösterilmiştir. Bu devamlılık yaşla beraber giderek azalır, erişkinlerde aşil tendonunun yapışma yeri ile plantar aponevroz arasında periosteum tarafından yapılan net bir ayırım bulunur. Retrokalkaneal bursa, Aşil tendonu ile kalkaneusun arasında yerleşim gösterir. Kalkaneusun postero-superior yüzeyi ile Aşil tendonu'nun lateral genişlemeleri arasında bir eğer gibi yerleşmiştir (37). Heterojen bir yapısı vardır. Ön duvarı fibröz kıkırdaktan yapılmıştır ve daha kalındır, kalkaneusun periostunun değişmesiyle oluşur. Arka duvarı ise incedir, sesamoid kıkırdak yapısındadır ve aşil tendonunun paratenonu ile kaynaşarak tendonun tutunduğu yere kadar uzanır. İçinde hiyalüronik asit açısından zengin ve oldukça visköz bir miktar sıvı bulunur. Bu sıvı miktarının 1.0-1.5 ml olduğu belirtilmektedir. Ancak sağlıklı kişilerde her zaman ölçülebilen veya manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ile tespit edilebilecek miktarda bir sıvı bulunmayabilir. Özellikle MRG incelemelerinde anteroposterior yönde 1 mm, transvers yönde 11 mm, kraniyokaudal yönde 7 mm'den daha büyük bir bursa anormal olarak değerlendirilmelidir. Retrokalkaneal bursanın histolojik incelemelerinde bursanın superior ve posterior duvarının iç yüzeyinin tek tabakalı sinoviyal bir membran ile kaplı olduğu gösterilmiştir. İç yüzü döşeyen sinoviyal villuslar farklı şekle ve boyuta sahiptir. Üst yüzünde iskelet kası hücreleri görülürken, alt yüzü 200-500 µm kalınlığında fibröz kıkırdak ile çevrelenmiştir. Burası aynı zamanda Aşil tendonu'nun da tutunduğu yerdir. Retrokalkaneal bursit, diğer inflamatuvar artropatilerle veya tek başına ya da aşil tendonu ilgilendiren herhangi bir başka patolojiyle görülebilir. Bu enflamatuvar süreçte bursa hipertrofiye olur ve üzerini örten tendona yapışık hale gelir. Bu patolojik sürecin kalkaneusun posterosuperior açısında artış veya normalden daha çıkıntılı olduğu durumlarda görüldüğüne dair araştırmalar bulunmaktadır. Her ne kadar hiperkonkav bir kalkaneusun bursit ile ilişkili olduğu gösterilmişse de, kalkaneusta herhangi bir deformitesi olmayan koşucularda da retrokalkaneal bursit görülmesi nadir bir durum değildir. Ayak bileği her dorsifleksiyona

getirildiğinde, bursa, kalkaneus ve aşil tendonu arasında sıkışır. Bu sıkışma özellikle eğim yukarı koşarken daha da belirgin hale gelir. Bursit iki taraflı olduğu zaman mutlaka sistemik bir inflamatuvar hastalık akla getirilmelidir. Romatoid artriti olan hastaların %10'unda retrokalkaneal bursit bildirilmiştir. Diğer nedenler arasında tekrarlayan travma ve subkutan nodüller sayılabilir. Haglund deformitesi de retrokalkaneal bursite neden olan etmenler arasındadır. Haglund deformitesi, Aşil tendonu'nun kalkaneusta sonlandığı yerin superolateralinde bulunan belirgin bir çıkıntıdır. Bazı olgularda şekli uygun olmayan ayakkabılar da (özellikle topuklu ayakkabılar) bu çıkıntının gelişmesine neden olabilir. Bu çıkıntı retrokalkaneal bursanın sıkışmasına neden olabilir. Aşil tendonunu da etkileyecek olursa tendinit oluşumuna yol açabilir. Semptomlar dorsifleksiyonda daha belirgindir. Çünkü bu hareket sırasında bursa içerisindeki basınç artar ve tendonun daha fazla sıkışmasına neden olur. Haglund deformitesine retrokalkaneal bursit ve Aşil tendinozisi eşlik ederse bu duruma Haglund üçlemesi (Haglund's triad) adı verilir. Radyolojik olarak tanınması kolaydır. Aşil tendonu içinde oluşan entezofitler (bony spur) radyografide, kemikten tendonun içine doğru farklı boyutlarda düzensiz büyüme görülmesiyle tespit edilebilir. Dejeneratif, inflamatuvar (ankilozan spondilit, psöriazis, Reiter sendromu) ve metabolik (akromegali) nedenlerle oluşabilir. En sık oluşma nedeni Aşil tendonu'nun kalkaneusa yapışma yerinde oluşan mikro-yırtıklardır. Bu yırtıklar fibroblastların artışına neden olur, granülasyon dokusu oluşur ve kemikleşme ile sonuçlanır (43-47).

2.2.4. Kager'in Yağ Dokusu

Kager'in yağ dokusu, Kager üçgenini (posteriorda aşil tendonu, anteriorda m.flexor hallucis longus, inferiorda kalkaneus ile çevrili üçgen alan) dolduran ve bazen de soleus kasına kadar uzanan bir yağ dokusudur (Resim 2) (30). Biyomekanik fonksiyonları tartışmalı olsa da son yıllarda dinamik ultrason ve yüzey elektromiyogram ile yapılan çalışmalar bu yağ dokusunun önemli biyomekanik görevlerinin olduğunu göstermektedir. Bu yağ dokusu sinoviyal bir membran ile kaplı olup üç parçadan oluşmaktadır. İlk kısım Aşil tendonu'na tutunmuştur ve paratenon ile çevrelenmiştir. İkinci kısım daha derinde yer almaktadır ve Aşil tendonu ile "flexor hallucis longus" kası arasında yer alır. Üçüncü kısım ise retrokalkaneal bursaya kadar uzanım gösteren bir çıkıntı şeklindedir. Bu çıkıntı plantar fleksiyon sırasında Aşil tendonu ile kalkaneusun arasında girerek tendonun kaldıraç kolunu artırır ve dokular arası

gerilimi azaltır. Bu mekanik etkiyi açıklamak için çeşitli açıklamalar yapılmış olsa da üç temel mekanizma üzerinde durulmaktadır. Bu mekanizmalar yağ dokusunun bu hareketini kalkaneusun superiora doğru yer değiştirmesiyle, retrokalkaneal bursanın içindeki basınç değişimine bağlı olarak yağ dokusunun bursaya doğru çekilmesiyle ve plantar fleksiyon sırasında flexor hallucis longus kasının kontraktıl gücünün etkisiyle açıklamaktadır. Ayrıca bu yağ dokusu Aşil tendonu'nun subtendinöz alanda lubrikasyonuna yardımcı olmakta ve retrokalkaneal bursadaki artık yapıları (debris) da temizlemektedir (48,49). Ghazzawi ve ark. (29) yaptıkları bir çalışmada sağlıklı gönüllülerde bu yağ dokusu çıkıntısının plantar fleksiyon sırasında yaklaşık olarak %60'ının retrokalkaneal bursaya doğru kayarak ilerlediğini göstermişlerdir. Kayma mesafesi aşil tendonunun yapışma yerinin açısına bağlıdır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Hastalar ve Çalışma Protokolü

Bu çalışmada normal aşil tendon gerinim değerlendirmeleri iki farklı cihazda iki araştırmacı tarafından iki farklı zamanda yapılarak; cihazlar arasında, araştırmacılar arasında ve farklı zamanlarda aynı değerleri verip vermedikleri araştırıldı.

Ocak 2015-Nisan 2015 tarihleri arasında Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesinde görevli gönüllü personel ve personel yakınları çalışma hakkında bilgilendirilerek yazılı onam ve etik kurul onayı alınmıştır.

Başlangıçta 42 gönüllü çalışmaya katıldı. Kager yağ dokusunun az olması ve kompresyonun olumsuz etkilenmesi nedeniyle iki gönüllü çalışma dışı bırakıldı. Geriye kalan 40 gönüllünün 80 tendonu çalışmaya dahil edildi.

Gönüllülerin 16' sı erkek, 24' ü kadındı. Erkeklerin yaş ortalaması 28.69 ± 7.09 yıl, kadınların yaş ortalaması 31.88 ± 6.00 yıl olarak hesaplandı.

Çalışmaya katılan gönüllülerin aşil tendonlarında travma, geçirilmiş cerrahi ve ağrı epizotları öyküsü yoktu. Ek olarak, tüm olgularda tendon anormallikleri ile ilişkili olabilecek romatoid artrit, spondiloartropati ve hiperkolesterolemi gibi sistemik inflamatuvar hastalıklar ekarte edildi.

3.2. Görüntüleme

Görüntüleme için Applio 500 (Toshiba Medical Systems, Co Ltd Otowara, Japan) ve Hitachi Vision Preirus Renkli Doppler US cihazı (Hitachi Medical Systems, Tokyo, Japan) kullanıldı.

Görüntüler her iki cihaz için de, gönüllüler pron pozisyonda yatırılarak ayak bilekleri sedyenin alt ucunda serbest konumda iken alındı (Resim 4). Aşil tendonu kalkaneus yapışma yeri seviyesinden itibaren proksimal 2-6 cm arası olan orta seviyeden değerlendirme yapıldı.



RESİM 4: Gönüllülerin baki masasındaki pozisyonları

Her iki cihazda iki gözlemci tarafından yaklaşık 10 gün arayla tendonlar iki kez görüntüledi. Görüntüleme için Hitachi marka cihazda EUB-54 MA 13x6 Mhz microcomposite lineer prob frekansı 13 MHz'e, Toshiba marka cihazda ise Toshiba PLT-1204BX lineer prob frekansı 12 MHz'e sabitlenerek kas iskelet ön ayarlarında cihazların kendilerine ait yazılımları kullanılarak elastografik değerlendirme ve gerinim oranı ölçümleri yapıldı.

Anizotropiden kaçınmak için probun tendona dik yerleştirilmesine ve kompresyon oranlarının ardışık görüntülerde simetrik olmasına dikkat edildi. Görüntüler üzerinde gerinim oranı (strain ratio) (SR) ölçümü için ROI 20x5 mm boyutta standardize edildi. Önce aşil tendonu merkezine (A) yerleştirilen ROI daha sonra referans doku olarak kabul edilen kager yağ planına (B) yerleştirildi. Cihazlar tarafından otomatik olarak B/A değerleri gerinim oranlarını (SR) hesapladı.

3.3. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmadaki istatistiksel analizler, hesaplamalar ve grafik çizimi için IBM SPSS Statistics 21.0 (IBM Corp. Released 2012. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 21.0. Armonk, NY: IBM Corp.) programı kullanıldı.

Çalışmada bulunan yaş, boy, kilo ve strain oranlarının normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelendi. Normal dağılıma sahip olan değişkenler ortalama±standart sapma (Ort±SS), normal dağılım göstermeyen değişkenler ortanca (ÇAG: çeyreklikler arası genişlik) ile cinsiyet değişkeni sayı (yüzde) ile gösterildi.

Yaş, boy ve kilo değerlerinin cinsiyete göre değerlendirilmesinde bağımsız örneklem testi, cihazlara ait ölçüm değerlerinin karşılaştırılması için Wilcoxon testi kullanıldı. Her bir cihazdan elde edilen 1. ve 2. ölçümler için gözlemciler arası uyumun incelenmesinde sınıf içi korelasyon katsayısı (SKK), 2 yönlü karma model kullanılarak mutlak uyum seçeneğinden hesaplandı. Gözlemciler içi uyumu değerlendirmek üzere, her bir cihaz için SKK tek yönlü rastgele model kullanılarak hesaplandı. Gözlemciler içi uyumlar oldukça yüksek olduğundan gözlemcilerin her iki ölçümlerinin ortalamaları hesaplanıp her cihaz için gözlemciler arası uyum yeniden değerlendirildi. Gözlemciler arası uyumun iyi olması nedeniyle (SKK>0.60) gözlemcilerin ölçümlerinin ortalaması hesaplandı ve iki cihaz için birer ölçüm değeri elde edildi. Cihazlardan elde edilen ölçümlerin uyumunu değerlendirmek üzere SKK değeri iki yönlü karma model kullanılarak mutlak uyum seçeneğinden hesaplandı. Gözlemciler içi/arası uyum değerlendirilirken SKK ve SKK' ya ait % 95'lik güven aralığı (% 95 G.A.) verildi. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0.05$ kabul edildi.

4. BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen 40 bireyin 16'sı (% 40) erkek, 24'ü (% 60) kadındır. Erkeklerin yaş ortalaması 28.69 ± 7.09 yıl, kadınları yaş ortalaması 31.88 ± 6.00 yıl olarak hesaplandı (Tablo 3). Kadın ve erkeklerin yaşları birbirine yakındı ($p=0.134$). Erkeklerin boy ve kilolarının kadınlara göre anlamlı düzeyde yüksek olduğu görüldü ($p<0.05$).

TABLO 3: Demografik özellikler

	Erkek (Ort±SS)	Kadın (Ort±SS)	Genel (Ort±SS)	Test İstatistiği	p
Yaş (yıl)	28.69±7.09	31.88±6.00	30.60±6.56	-1.532	0.134
Boy (cm)	178.50±6.02	164.46±6.05	170.08±9.17	7.204	<0.001
Kilo (kg)	73.75±13.55	63.88±7.42	67.83±11.27	2.662	0.015

Hitachi marka cihazda yapılan birinci ve ikinci ölçümlerle, Toshiba marka cihazda yapılan ikinci ölçümde gözlemciler arası uyumun mükemmel seviyede olduğu görüldü (Ortalama SKK>0.75, Tablo 4). Toshiba marka cihazda yapılan birinci ölçümde gözlemciler arası uyumun daha düşük olduğu tespit edildi (Ortalama SKK=0.729, $p<0.001$).

TABLO 4: Gözlemciler arası uyumlar

Cihaz	SKK Türü	Birinci Ölçüm SKK (% 95 G.A.)	İkinci Ölçüm SKK (% 95 G.A.)
Hitachi	Tek	0.716 (0.590 – 0.808)	0.680 (0.541 – 0.782)
	Ortalama	0.835 (0.742 – 0.894)	0.809 (0.703 – 0.878)
Toshiba	Tek	0.573 (0.395 – 0.708)	0.602 (0.438 – 0.727)
	Ortalama	0.729 (0.567 – 0.829)	0.752 (0.609 – 0.842)

Tüm SKK için $p<0.001$

Her bir gözlemci için yapılan tekrarlı ölçümler dikkate alındığında her iki cihazda yapılan ölçümlerde gözlemciler içi uyumun mükemmel seviyede olduğu saptandı (SKK>0.75, Tablo 5).

TABLO 5: Gözlemciler içi uyumlar

Gözlemci	SKK Türü	Hitachi	Toshiba
		SKK (% 95 G.A.)	SKK (% 95 G.A.)
Gözlemci 1	Tek	0.958 (0.936 – 0.973)	0.942 (0.911 – 0.962)
	Ortalama	0.979 (0.967 – 0.986)	0.970 (0.953 – 0.981)
Gözlemci 2	Tek	0.954 (0.929 – 0.970)	0.923 (0.883 – 0.950)
	Ortalama	0.976 (0.963 – 0.985)	0.960 (0.960 – 0.974)

Gözlemciler içi uyumların yüksek olması nedeniyle her gözlemcinin her cihaz için yaptığı tekrarlı ölçümlerin ortalaması alınıp cihazlar için ayrı ayrı gözlemciler arası uyum incelendi. Her iki cihaz için gözlemciler arası uyumun mükemmel seviyede olduğu, Toshiba marka cihaz için gözlemciler arası uyumun Hitachi marka cihaza göre biraz daha düşük olduğu görüldü (Tablo 6).

TABLO 6: Gözlemciler arası uyumlar (tekrarlı ölçümlerin ortalaması üzerinden)

Gözlemciler	SKK Türü	Hitachi	Toshiba
		SKK (% 95 G.A.)	SKK (% 95 G.A.)
Gözlemci 1– Gözlemci 2	Tek	0.710 (0.582 – 0.804)	0.604 (0.435 – 0.730)
	Ortalama	0.830 (0.735 – 0.891)	0.753 (0.607 – 0.844)

Gözlemciler arası uyumun yüksek olması nedeniyle gözlemcilerin ölçümlerinin ortalaması hesaplanarak her bir cihaz için tek ölçüm değeri elde edildi. Bu durumda cihazlar arası uyumun mükemmel seviyede olduğu (ortalama SKK=0.753), fakat uyumun %95’lik güven aralığının 0.600’lere kadar indiği görüldü (Tablo 7).

TABLO 7: Cihazlar arası uyumlar

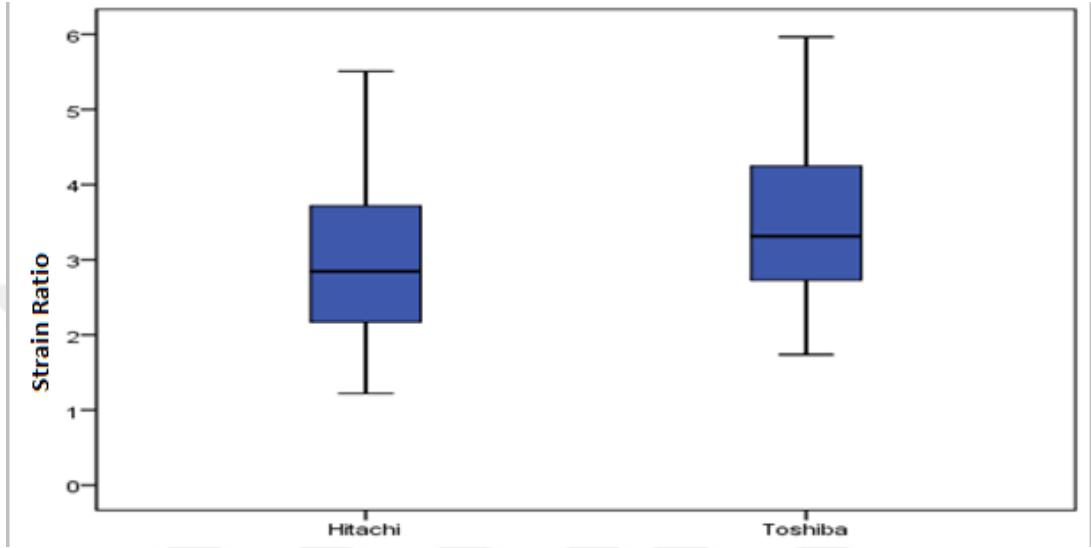
Cihazlar	SKK Türü	SKK (% 95 G.A.)
Hitachi –Toshiba	Tek	0.604 (0.435 – 0.730)
	Ortalama	0.753 (0.607 – 0.844)

Hitachi ve Toshiba marka cihazlardan elde edilen ölçümler değerlendirildiğinde, Hitachi marka cihazda gerinim oranlarının 1.22 ile 5.51 arasında, Toshiba marka cihazda 1.74 ile 5.97 arasında değiştiği görüldü (Tablo 8).

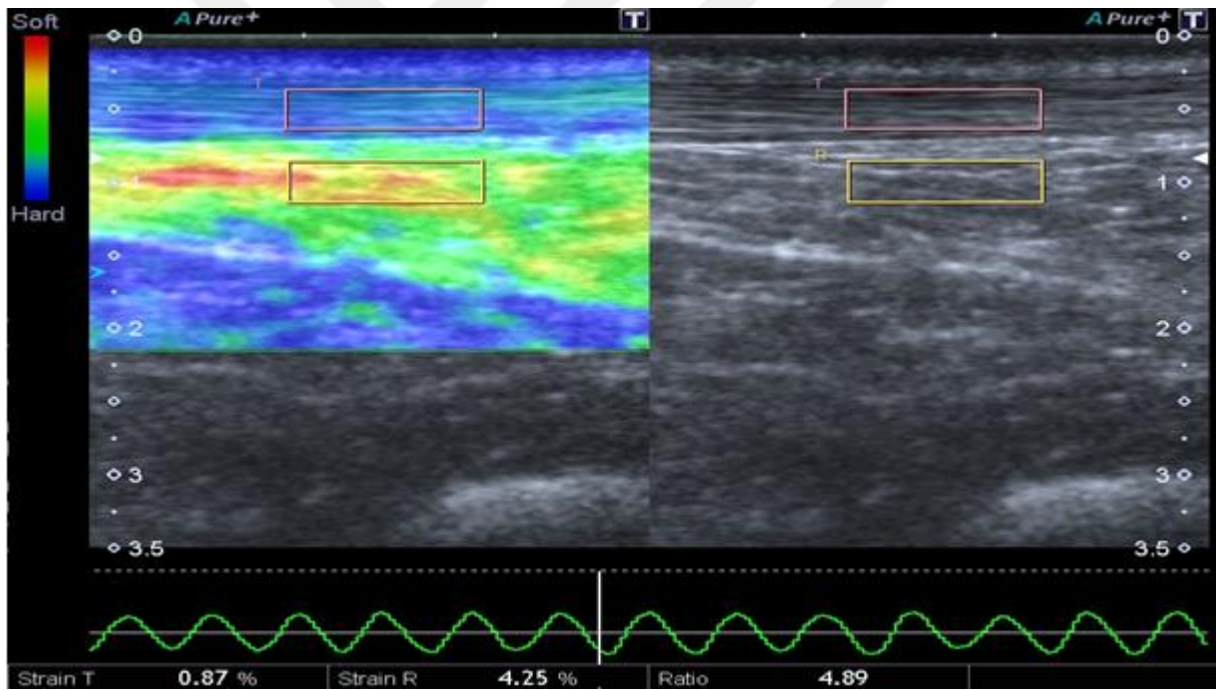
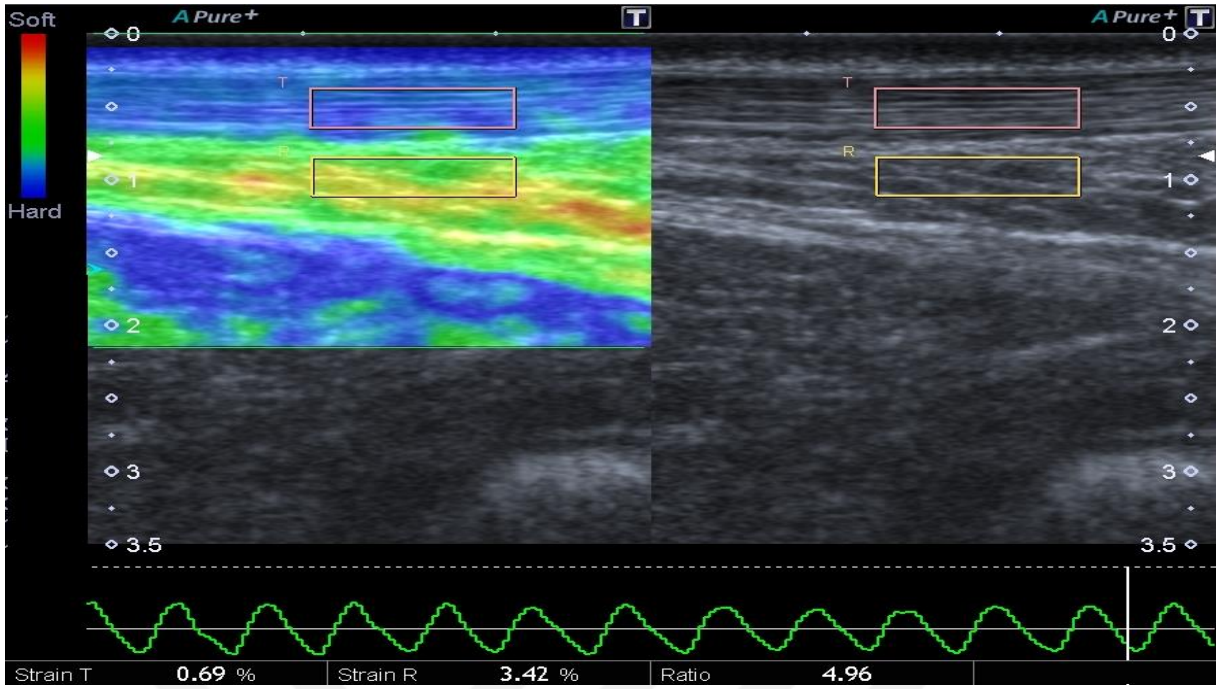
TABLO 8: Cihazlardan elde edilen ölçümlerin karşılaştırılması

Cihazlar	Min – Mak	Ort±SS	Ortanca (ÇAG)	Test İstatistiği	P
Hitachi	1.22 – 5.51	2.96±1.07	2.85 (1.55)	6.884	<0.001
Toshiba	1.74 – 5.97	3.54±1.03	3.31 (1.54)		

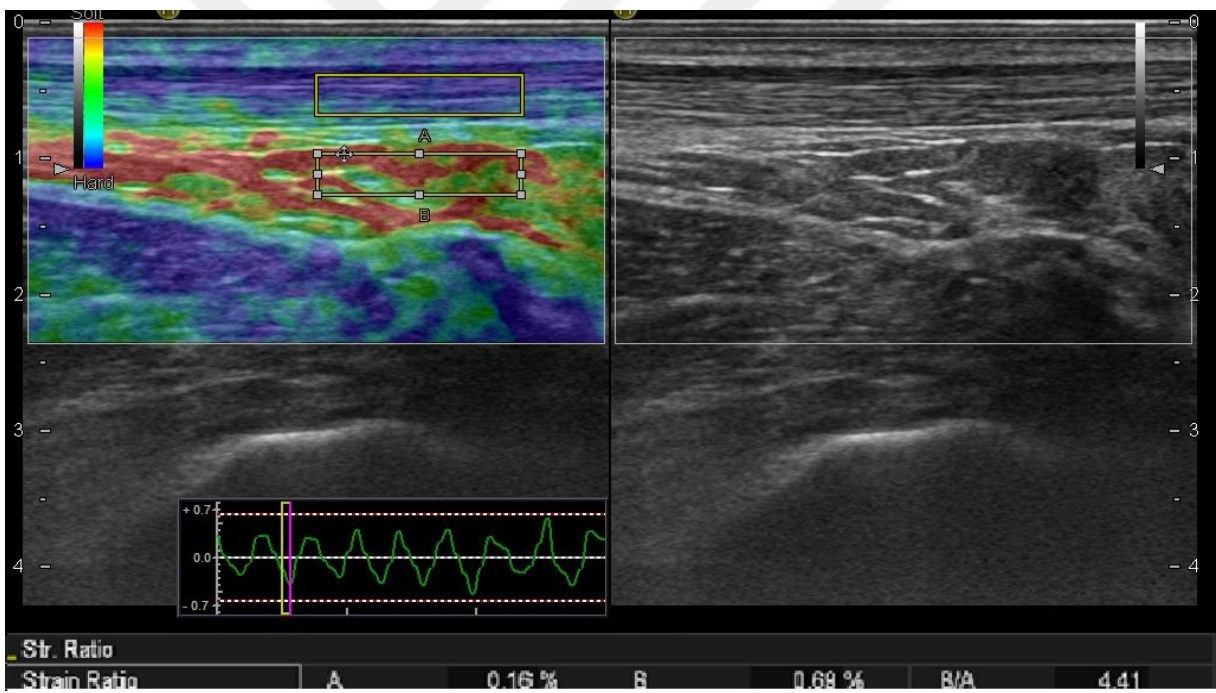
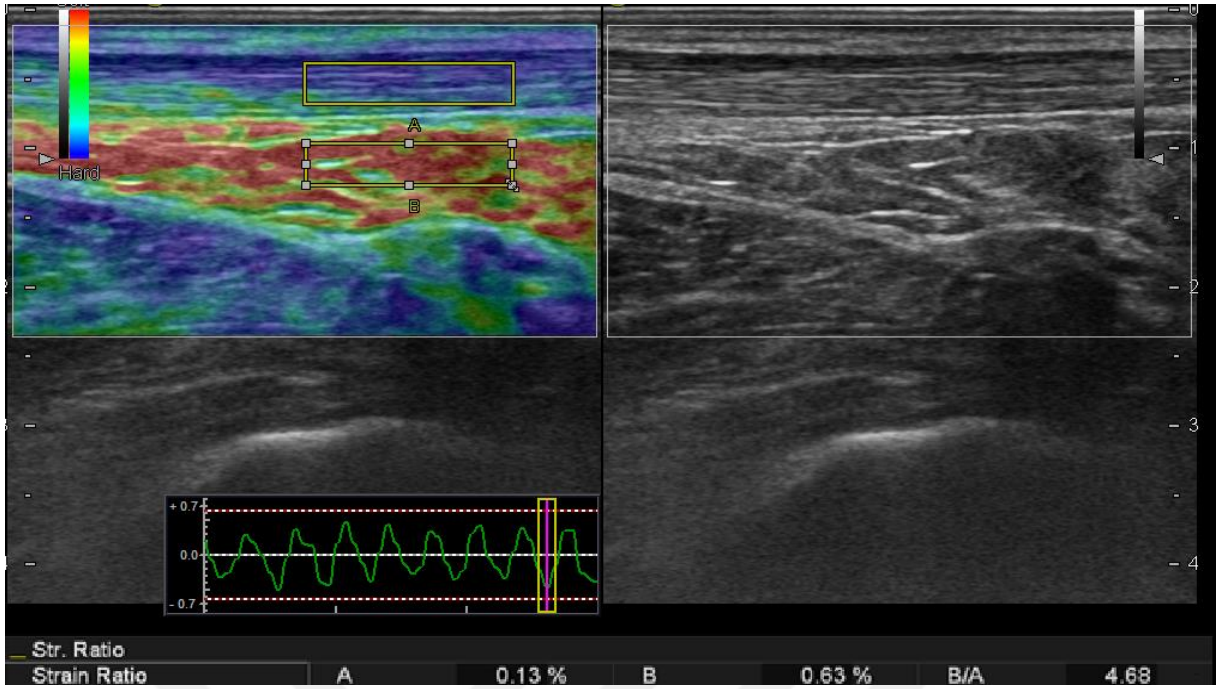
Hitachi ve Toshiba marka cihazlardan elde edilen ortalama gerinim oranları sırasıyla 2.96 ± 1.07 ve 3.54 ± 1.03 olarak hesaplandı. Toshiba marka cihazdan elde edilen ölçümlerin, Hitachi marka cihazdan elde edilen ölçümlere göre anlamlı düzeyde yüksek olduğu belirlendi ($Z=6.884$, $p<0.001$) (Şekil 8).



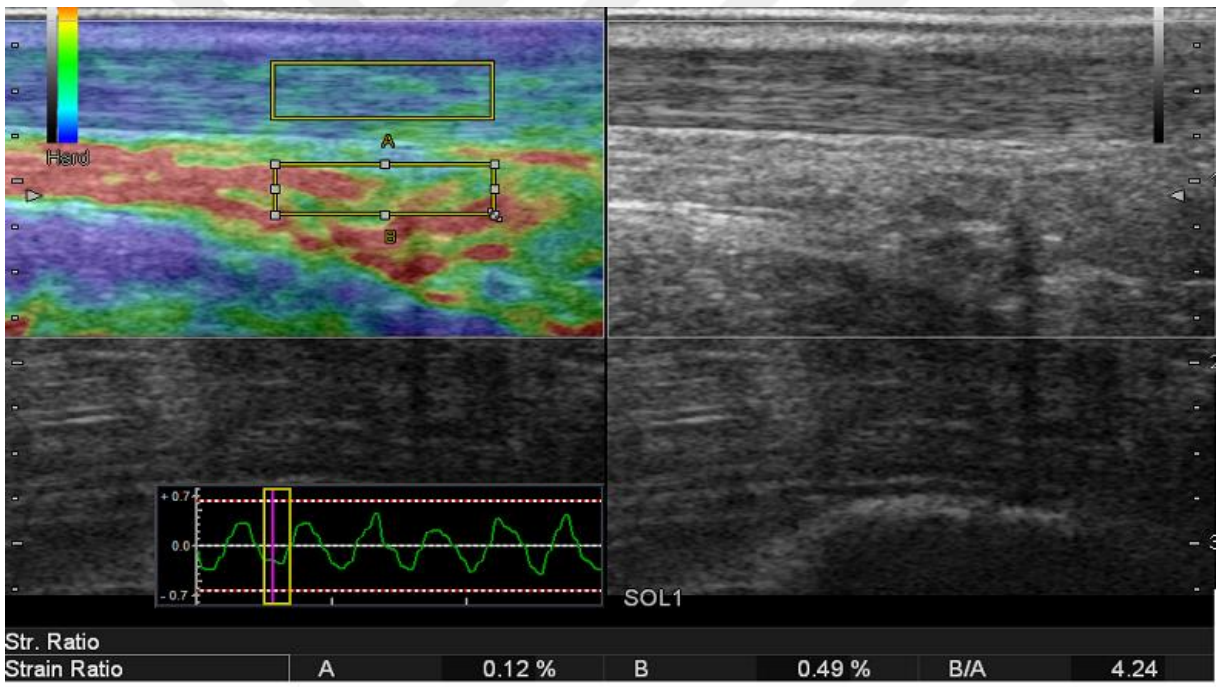
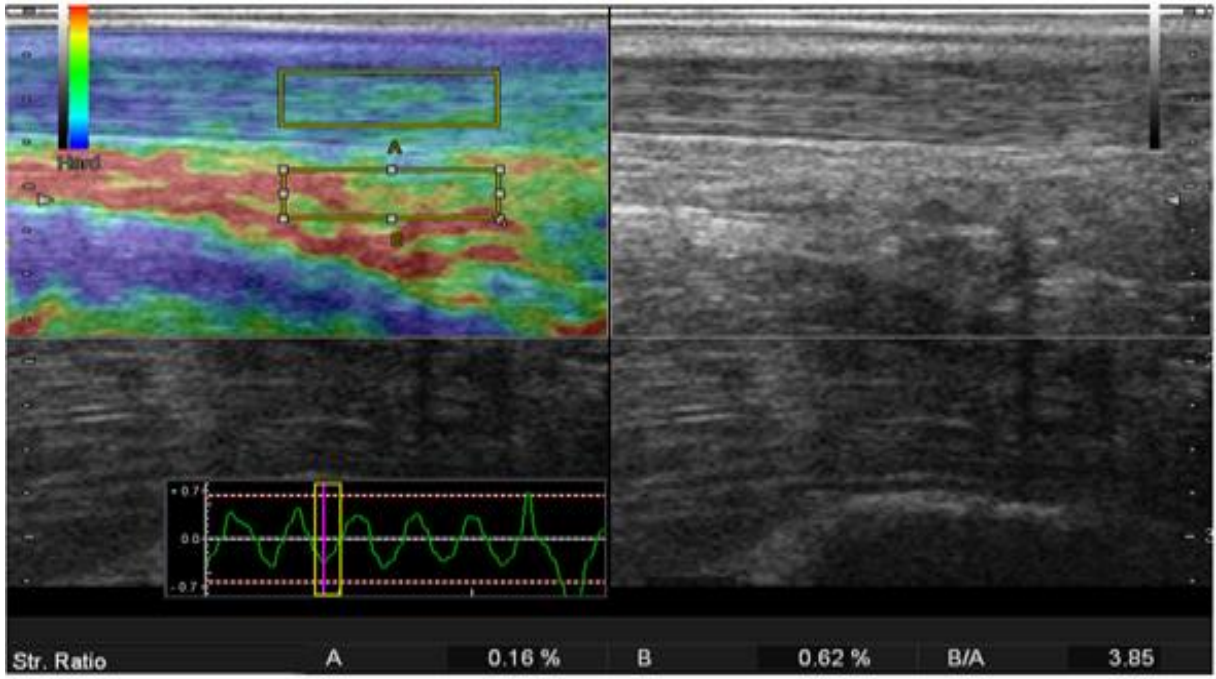
ŞEKİL 8: Cihazlardan elde edilen gerinim oranlarının dağılımı



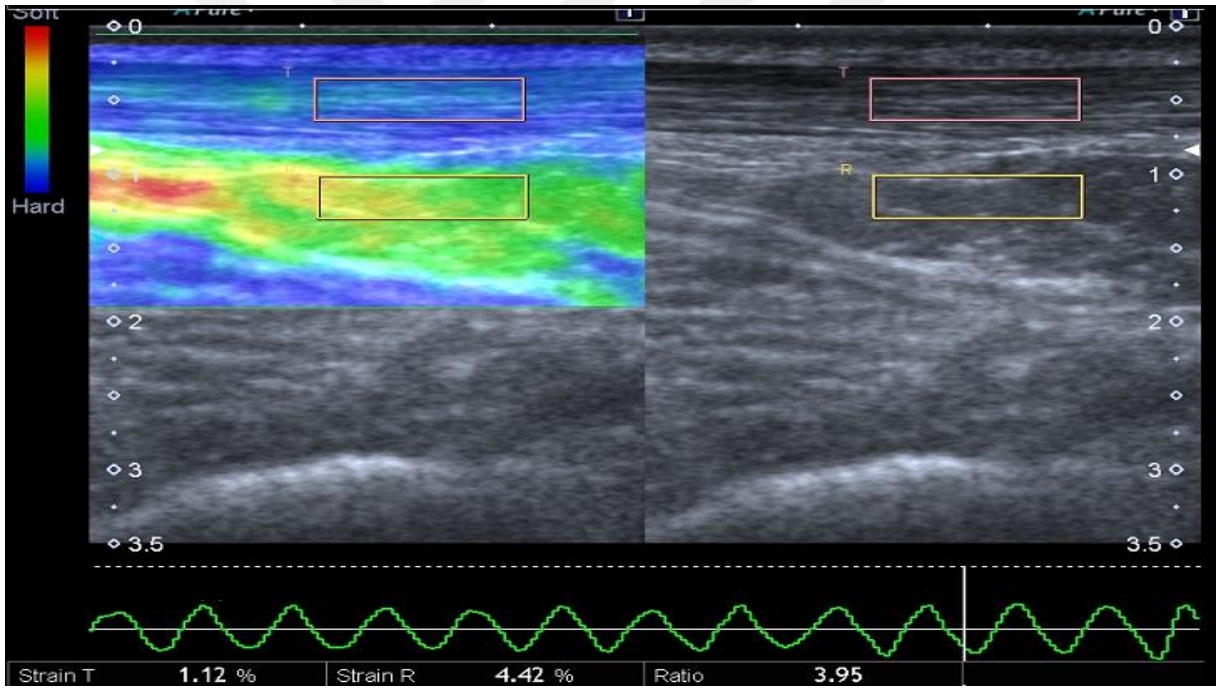
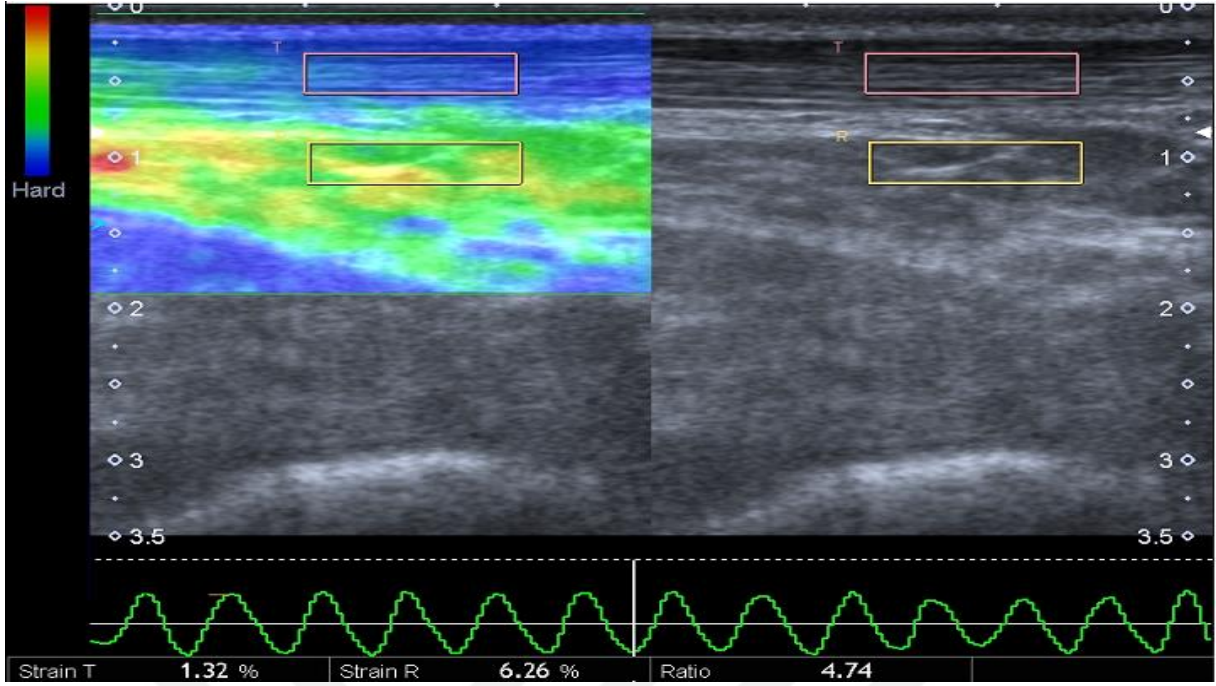
RESİM 5: Aynı gönüllünün gözlemci 1 için Toshiba marka cihazda 1 ve 2. bakılarının görüntüleri



RESİM 6: Aynı gönüllünün gözlemci 2 için Hitachi marka cihazda 1 ve 2. bakıların görüntüleri



RESİM 7: Aynı gönüllüye ait farklı gözlemcilerin Hitachi marka cihazdaki görüntüleri



RESİM 8: Aynı gönüllünün Toshiba marka cihazda farklı gözlemciye ait görüntüleri

5. TARTIŞMA

Bu çalışma farklı sonoelastografi cihazları arasında gerinim oranları üzerinden elastografinin uyumluluğunu saptamak amacıyla yapılan ilk çalışmadır. Çalışmada sağlıklı gönüllüler üzerinde vücudun en kalın ve en yüzeysel yerleşimli tendonu olan aşil tendon gerinim oranları gözlemci içi, gözlemciler arası ve cihazlar arasında ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Gözlemci içi değerlendirmede en yüksek uyum saptanırken gözlemciler arası uyum anlamlı ancak daha düşük korelasyon göstermiştir. Cihazlar arası karşılaştırmada ise genel olarak Toshiba ile elde edilen gerinim oranları daha yüksek sayısal değerler vermiştir.

Biz çalışmamızda farklı firmalara ait ancak aynı prensiple çalışan sonoelastografi cihazlarını kullanarak yüzeysel yerleşimi nedeniyle incelenmesi kolay olan aşil tendon-kager yağ planı arasındaki gerinim oranları üzerinden, gözlemciler içi ve gözlemciler arası elastografi uyumluluğunu araştırdık. Her iki cihazda da özellikle ikinci bakılarda daha yüksek olmak üzere gözlemci içi ve gözlemciler arası yüksek uyum değerlerine ulaştık.

Elastografi eksternal kuvvet altında yumuşak dokuların sert dokulara göre daha fazla deforme olduğu hipotezine dayanan bir teknik olup; strain (gerinim) deformasyonun sayısal olarak ifadesidir (50,51).

Birçok araştırmacı elastikiyet puanı, renk haritası ve gerinim oranına göre elastografinin yararlılığını bildirmiştir.

Renk haritalama yönteminde alt gruplar kullanıcıya bağımlı olarak objektif olmayıp, incelenen dokunun derinliğine bağlı olarak uygulanan kompresyondan etkilenimine göre kodlanma gösterecektir. Bundan dolayı sonoelastografi renk skorlama sistemi klinikte yaygın olarak kullanılsa da gözlemci bağımlılığı nedeniyle niteliksel bir değerlendirme sağlar. Tiroid nodüllerinin değerlendirildiği Hui Wang ve ark. yaptığı çalışmada gerinim oranı ile semikantitatif analiz sağlandığı ve daha az kullanıcı bağımlı olduğu bildirilmiştir. Ayrıca aynı çalışmada gerinim oranı ve elastografi skorlama sistemi arasında doku sertliği değerlendirilmesinde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki gözlemlendi (52). Derin yerleşimli 15 tiroid nodülü renk skorlaması ile yanlış pozitif sonuç vermiş aynı nodüllerin patolojik olarak benign gelen sonuçlarıyla gerinim oranı değerleri uyumlu bulunmuştur.

Literatürde daha önce tek bir cihazla yapılan; farklı patolojiler için elastografide renk skorlama kullanılarak gözlemciler arası uyum araştırmaları yapılmıştır. Malign tiroid nodüllerinin değerlendirildiği bir çalışmada; üç gözlemci arasında B mod US'de anlamlı uyum

bulunmuş olmasına rağmen aynı uyum sonoelastografi renk skorlamasına göre tespit edilememiştir (53).

Sonoelastografi kalsifiye benign lezyonlar için doğru bilgi sağlayamamaktadır. Wang ve ark. yaptığı çalışmada kalsifikasyon içeren foliküler adenomların sonoelastografide renk skalasında mavi renk kodlaması ile tiroid kanserini taklit edebileceğini belirtmişlerdir (54). Ning ve ark. gerinim oranı 4.2'den büyük olan nodüllerin malignite açısından %81 sensitivite, %83 spesifisite ile tespit edilebileceğini bildirmiştir (55).

Uygulanan stresin homojen olup olmamasına bağımlı olarak değişim göstermesine rağmen gerinim oranı doku sertliğini gösteren önemli bir parametredir. Fakat renk kodlamaya gerinim oranı eklemenin tanısal performansı yalnız renk kodlama ile karşılaştırıldığında artırmadığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (56).

Biz çalışmamızda renk skorlama sisteminin kullanıcılar arasında objektivitesinin düşük olacağı düşüncesiyle farklı cihazlar arasında ileride benign-malign lezyon ayırımında kullanılabilirliğini de göz önünde bulundurarak daha kantitatif olması amacıyla gerinim oranlarını karşılaştırmayı tercih ettik. Aşil tendonu elastikiyet çalışmaları laboratuvarında deneysel modeller üzerinde veya eksize edilen hayvan çalışmalarında invivo olarak yapılmıştır (57,58). Sonoelastografi ile pek çok alanda çalışmalar yapıldığı gibi aşil tendon elastikiyet değerlendirilmesinde de hem ucuz hem de kolay uygulama avantajı sağlamaktadır.

Çalışmamızda aşil tendon gerinim oranları Hitachi marka cihazda 1.22 ile 5.51, Toshiba marka cihazda 1.74 ile 5.97 arasında geniş bir aralıkta bulundu. Gerinim oranları arasındaki farklılık tendon 1/3 orta kesiminden inceleme yapmamız ile ilişkili olabilir. Bu düzey kritik zon olarak adlandırılmış olup tendonun en savunmasız kesimidir (59). Bu nedenle asemptomatik bireylerde homojen olmayabilir.

Normal bir tendon içinde çeşitli doku bileşenleri arasındaki mekanik özelliklerin farklılığını ya da henüz klinik ve sonografik belirtileri ortaya çıkmamış erken bir hastalığı temsil edebilir. Babic ve ark. da triseps surae kompleksinin soleus ve gastroknemius bileşenlerinde farklı viskoelastik özelliklere sahip olduğunu kanıtlamıştır (60).

Literatürde aşil tendon gerinim değerleriyle ilgili şu ana kadar standart oranlar tanımlanmamıştır. Dronaki ve ark. yaptığı çalışmada, aşil tendonunda yaş ve cinsiyet ile tendon görünümü arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (61). Ancak biyomekanik çalışmalar normal Aşil tendonunun viskoelastik özelliklerinin yaş, cinsiyet ve fiziksel aktivite düzeyine

bağlı olarak, bireyler arasında farklılık gösterdiği tespit edilmiştir (60,62). Turan ve ark. yaptıkları çalışmada genç ve yaşlı populasyonu karşılaştırarak renk skorlaması sonucunda yaşlılarda tendonun daha sert kodlandığını tespit etmişlerdir (63). Biz çalışmamızda gönüllü grubunu cinsiyet, vücut kitle indeksi ve yaşa göre alt gruplara ayırmadık.

Çalışmamızda gerinim oranını değerlendirmek için kullandığımız ROI longitudinal aks üzerinde yerleştirildi. Daha önce aksiyel planda tendon gerinimini araştıran çalışmalarda longitudinal ölçümlere göre daha yüksek gerinim oranları tespit edilmiştir (64). Aksiyel ekseninde aşıl tendonu yüzeyinde stabil, tekrarlayan bası uygulamanın zorluğu ve kompresyonlarda özellikle tendon periferel kesimlerinde standart oluşturulamayacağı düşüncesiyle longitudinal aksta incelemeyi tercih ettik.

Gerçek zamanlı sonoelastografi ,“shear wave” teknolojisine göre daha ucuz ve daha yaygın kullanılan bir teknik olmakla birlikte kullanıcı bağımlı olması sınırlayıcı bir faktördür. Prob ile uygulanan basıncın bir standardının olmaması nedeniyle elastisite değerleri geniş değişkenlikler gösterebilmektedir. Bu amaçla bazı cihazlarda uygulanan kompresyon miktarının standardize olması için kullanıcıyı uyaran skalalar oluşturulmuştur (65).

Çalışmamız esnasında kullandığımız Hitachi ve Toshiba marka cihazlardan elde edilen ortalama gerinim oranları sırasıyla 2.96 ± 1.07 ve 3.54 ± 1.03 olarak hesaplanmıştır. Toshiba marka cihazdan elde edilen ölçümlerin, Hitachi marka cihazdan elde edilen ölçümlere göre anlamlı düzeyde yüksek olduğu belirlenmiştir. Hitachi marka cihazda kompresyonların standardizasyonu için alt ve üst limit çizgiler bulunmaktaydı. Uygulama esnasında bu sınırların dışına çıkmamak için daha az kompresyon kuvveti uygulamayı gerektiriyordu.

Toshiba marka cihazda ise limit çizgiler bulunmayıp renk karmaşası oluşmaması için daha belirgin kompresyon kuvveti uygulandığı görüldü. Uygulama esnasında kompresyon grafiğinde en az üç ardışık dalganın homojen olması kuralına uyulsa da özellikle ilk bakılarda gözlemcilerin tecrübesi ile ilişkili olarak gözlemciler arası uyum daha düşük bulundu.

Referans doku olan kager yağ planı içerdiği vasküler yapılar, fibröz septalar ve yağ lobüllerine sekonder heterojen bir doku olup çalışma dışı bıraktığımız iki gönüllüde de olduğu gibi vücut kitle indeksine bağlı olarak bireysel farklılıklar göstermektedir.

Kompresyon kuvvetinin artması nedeniyle sert bir yapı olan tendona göre kager yağ planında daha fazla yer değişikliği ve deformasyon gelişeceği için gerinim oranının da buna paralel daha yüksek bulunması olağandır.

Çalışmamızda bazı limitasyonları da mevcuttu. Sağlıklı gönüllülerde kronik hastalıklar, travma anamnezi, aktivite bilgisi gönüllülerin sözel beyanı ile değerlendirilmiş olup ek laboratuvar tetkikleri ile mevcut olabilecek hastalıklar ekarte edilmediği gibi MRG ile tendon değerlendirilmesi de yapılmamıştır.

Literatürde daha önce yapılan manyetik rezonans görüntüleme çalışmalarında normal aşil tendonunda sagittal T1A incelemelerde vakaların %45'inde tendon distal kesiminde homojen olmayan görünüme neden olan, kollojen demetleri arasında çizgisel ve noktasal yüksek sinyal oluşturan septasyonlar rapor edilmiştir (66).

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Sonoelastografi; doku elastisitesini gösteren, günümüzde giderek kullanımı artan ultrasonografi temelinde çalışan görüntüleme yöntemidir. Farklı zamanlarda aynı kişi tarafından yapılan uygulamalarda gerinim oranları yüksek uyum göstermektedir. Kompresyonlarda standart oluşturulduğunda farklı kişiler tarafından yapılan değerlendirmelerde de sonuçlar anlamlı uyum göstermektedir. Farklı cihazlarda yapılan çalışmalarda ise cihazların kompresyon uygulama sınırlarına bağlı olarak gerinim oranlarında farklılık olabilir. Bu nedenle her cihaz için gözlemci içi ve gözlemciler arası uyum ayrı ayrı değerlendirilmelidir.



7. KAYNAKLAR

1. Lyshchik A, Higashi T, Asato R, Tanaka S, Ito J, Mai JJ, et al. Thyroid gland tumor diagnosis at US elastography. *Radiology* 2005;237(1):202-211.
2. Vorländer C, Wolff J, Saalabian S, Lienenlücke RH, Wahl RA. Real-time ultrasound elastography a non invasive diagnostic procedure for evaluating dominant thyroid nodules. *Langenbecks Arch Surg* 2010; 395(7):865-871.
3. 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(2):286-291.
4. Lerner, RM., Huang SR, Parker KJ. "Sonoelasticity" images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated tissues. *Ultrasound Med Biol* 1990;16(3):231-239.
5. Ophir J, Alam SK, Garra B, Kallel F, Konofagou E, Krouskop T, et al. Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues. *Proc Inst Mech Eng H* 1999;213(3):203-233.
6. 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(8):2917-2922.
7. Garra BS, Cespedes EI, Ophir J, Spratt SR, Zuurbier RA, Magnant CM, et al. Elastography of breast lesions: initial clinical results. *Radiology* 1997;202(1):79-86.
8. Cochlin DL, Ganatra RH, Griffiths DF. Elastography in the detection of prostatic cancer. *Clin Radiol* 2002; 57(11):1014-1020.
9. 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(2):134-138.
10. 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(2):111-134.
11. Garra BS, Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound *Ultrasound Q* 2007;23:255-268.
12. Ophir J, Garra B, Kallel F, Konofagou E, Krouskop T, Righetti R, et al. Elastographic imaging. *Ultrasound Med Biol* 2000;26(Suppl 1):23-29.
13. Anderson WAD, Pathology, St Louis, Mosby, 1953.
14. Ophir J, Garra B, Kallel F, Konofagou E, Krouskop T, Righetti R, et al. Elastographic Imaging. *Ultrasound Med Biol* 2000;26(Suppl 1):23-29.
15. Jid CB, Vasilescu D, Damian L, Dumitriu D, Ciurea A, Ducea SM. Musculoskeletal sonoelastography. *Medical Ultrasonography* 2012;14:239-245.

16. Krouskop TA, Wheeler TM, Kallel F, Garra BS, Hall T. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrason Imaging* 1998;20(4):260-274.
17. Pehlivan F, *Biyofizik*, 2. Baskı, Ankara, 1997;390-394.
18. Garra BS. Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound. *Ultrasound Q* 2007;23:255-268.
19. Khaled W, Reichling S, Bruhns OT, Ermert H. Ultrasonic strain imaging and reconstructive elastography for biological tissue. *Ultrasonics*,2006;44:99-202.
20. Ophir J, Kallel F, Varghese T, Alam SK, Krouskop T, Garra BS, ve ark. Elastography. *Optical and Acoustical Imaging of Biological Media*,2001;4:1193-1212.
21. Wells PN, Liang HD. Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity. *J R Soc Interface* 2011;8(64):1521-1549.
22. Greenleaf JF, Fatemi M, Insana M. Selected methods for imaging elastic properties of biological tissues. *Annu Rev Biomed Eng* 2003;5:57-78.
23. Havre RH, Elde E, Gilja OH, Ödegaard S. Freehand Real-Time Elastography: Impact of scanning parameters of image quality and in vitro intra and interobserver validations. *Ultrasound in Med. & Biol.* 2008;34:1638-1650.
24. 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;191:604-610.
25. Grenier N, Gennisson JL, Cornelis F, Le Bras Y, Couzi L. Renal Ultrasound Elastography. *Diagn Interv Imaging* 2013;94:545-550.
26. Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2004;51(4):396-409.
27. Lerner RM, Parker KJ. Sonoelasticity imaging. In *Acoustical imaging*, Plenum Press, New York, 1988;317-327.
28. Taylor LS, Porter BC, Rubens DJ, Parker KJ. Three-dimensional sonoelastography: principles and practices. *Phys Med Biol*,2000;45(6):1477-94.
29. Northrup BE, Jokerst CE, Grubb RL, Menias CO, Khanna G, Siegel CL. Hereditary renal tumor syndromes: imaging findings and management strategies. *AJR Am J Roentgenol* 2012;199:1294-304.
30. Apaydın N, Ünlü S, Bozkurt M, Doral MN. Aşil tendonunun fonksiyonel anatomisi ve biyomekanik özellikleri. *TOTBİD Dergisi* 2011;10(1):61-68.
31. Elhan A. *Mcminn'in renkli anatomi atlası*. 4. Baskı, Mosby International Limited. 1998;304-309.

32. Kachlik D, Musil V, Vasko S, Klaue K, Stingl J, Baca V. Calcaneus, calcaneal tendon and retrocalcaneal bursa. Historical overview and plea for an accurate terminology. *Acta Chir Belg* 2010;110:255-260.
33. Józsa L, Kvist M, Bálint BJ, Reffy A, Järvinen M, Lehto M, et al. The role of recreational sport activity in Achilles tendon rupture. A clinical, pathoanatomical, and sociological study of 292 cases. *Am J Sports Med* 1989;17:338-343.
34. Dere F. *Anatomi*. Adana: Kemal Matbaası A.Ş., 1988;234-240.
35. Apaydin N, Bozkurt M, Loukas M, Vefali H, Tubbs RS, Esmer AF. Relationships of the sural nerve with the calcaneal tendon: an anatomical study with surgical and clinical implications. *Surg Radiol Anat* 2009 May 29. [Epub ahead of print]
36. Agur AM, Dalley 2nd AF. Lower limb. In: Agur AM, Dalley 2nd AF, editors. *Grant's atlas of anatomy*. 12th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2009;353-475.
37. Williams A. Pelvic girdle and lower limb. In: Standring S, editor. *Gray's anatomy*. 40th ed. Philadelphia: Churchill Livingstone; 2009;1503-1505.
38. Lohrer H, Arentz S, Nauck T, Dorn-Lange NV, Konerding MA. The Achilles tendon insertion is crescent-shaped: an in vitro anatomic investigation. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:2230-2237.
39. Shaw HM, Vázquez OT, McGonagle D, Bydder G, Santer RM, Benjamin M. Development of the human Achilles tendon enthesis organ. *J Anat* 2008;213:718-724.
40. Cummins EJ, Anson BJ, Carr WB, Wright RR, Houser DWE. The structure of the calcaneal tendon (of Achilles) in relation to orthopedic surgery, with additional observations on the plantaris muscle. *Surg Gynecol Obstet* 1946;83:107-116.
41. Jozsa LG, Kannus P. *Human tendons: anatomy, physiology and pathology*. Illinois: Human kinetics; 1997.
42. Whittaker P, Canham PB. Demonstration of quantitative fabric analysis of tendon collagen using two-dimensional polarized light microscopy. *Matrix* 1991;11:56-62.
43. Rufai A, Ralphs JR, Benjamin M. Structure and histopathology of the insertional region of the human Achilles tendon. *J Orthop Res* 1995;13:585-593.
44. Pierre-Jerome C, Moncayo V, Terk MR. MRI of the Achilles tendon: a comprehensive review of the anatomy, biomechanics, and imaging of overuse tendinopathies. *Acta Radiol* 2010;51:438-454.
45. Schepsis AA, Jones H, Haas AL. Achilles tendon disorders in athletes. *Am J Sports Med* 2002;30:287-305.

46. Turlik MA. Seronegative arthritis as a cause of heel pain. *Clin Podiatr Med Surg* 1990;7:369-375.
47. Benjamin M, Rufai A, Ralphs JR. The mechanism of formation of bony spurs (enthesophytes) in the achilles tendon. *Arthritis Rheum* 2000;43:576-583.
48. Theobald P, Bydder G, Dent C, Nokes L, Pugh N, Benjamin M. The functional anatomy of Kager's fat pad in relation to retrocalcaneal problems and other hindfoot disorders. *J Anat* 2006;208:91-97.
49. Ghazzawi A, Theobald P, Pugh N, Byrne C, Nokes L. Quantifying the motion of Kager's fat pad. *J Orthop Res* 2009;27:1457-1460.
50. Varghese T. Quasi-static ultrasound elastography. *Ultrasound Clin* 2009;4:323-38.
51. Ophir J, Alam SK, Garra B, Kallel F, Konofagou E, Krouskop T, Varghese T. Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues. *Proc Inst Mech Eng H* 1999;213:203-33.
52. Wanga H, Douglas B, Li-Na S, Yuan-Qiang L, Guo-Qing S, Jing G. Comparison of strain ratio with elastography score system in differentiating malignant from benign thyroid nodules *Clinical Imaging* 37 (2013) 50–55.
53. Park SH, Kim SJ, Kim EK, Kim MJ, Son EJ, Kwak JY. Interobserver agreement in assessing the sonographic and elastographic features of malignant thyroid nodules. *AJR* 2009;193:1393, [web] W416-W423
54. Wang Y, Dan HJ, Dan HY, et al. Differential diagnosis of small single solid thyroid nodules using real-time ultrasound elastography. *J Int Med Res* 2010;38:466-72.
55. Ning CP, Jiang SQ, Zhang T, et al. The value of strain ratio in differential diagnosis of thyroid solid nodules. *Eur J Radiol* 2012;81:286-91.
56. Ultrasonographic elastography of thyroid nodules: Is adding strain ratio to colour mappingn better? Y. Chong, J.H. Shin*, E.S. Ko, B.-K. Han *Clin Radiol* 2013 Dec;68(12):1241-12466. doi: 10.1016/j.crad.2013.06.023. Epub 2013 Aug 20.
57. Kuo PL, Li PC, Shun CT, Lai JS. Strain measurements of rabbit Achilles tendons by ultrasound. *Ultrasound Med Biol*. 1999;25:1241-1250.
58. Maganaris CN. Tensile properties of in vivo human tendinous tissue. *J Biomech* 2002;35:1019-1027.
59. Mahieu NN, Witvrouw E, Stevens V, Van Tiggelen D, Roget P. Intrinsic risk factors for the development of achilles tendon overuse injury: a prospective study. *Am J Sports Med* 2006;34:226-35.

60. Babic J, Lenarcic J. In vivo determination of triceps surae muscle-tendon complex viscoelastic properties. *Eur J Appl Physiol* 2004;92:477-484.
61. Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description. 2009;64(12):1196-1202.
62. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. *Eur J Appl Physiol* 2003;88:520.
63. Aynur Turan, Mehmet Akif Teber, et al. Sonoelastographic assessment of the age-related changes of the Achilles tendon. *Med Ultrason* 2015, Vol. 17, no 1, 58-61.
64. Diagnostic performance of axial-strain sonoelastography in confirming clinically diagnosed achilles tendinopathy: Comparison with B-mode ultrasound and color doppler imaging. Chin O, Schneider ME, Malliaras P, Chadwick M, Connell DA. *Ultrasound in Med. & Biol.* 2015;vol. 41, no.1:15-25.
65. Balleyguier C, Canale S, Ben Hassen W, Vielh P, Bayou EH, Mathieu MC, et al. Breast elasticity: principles, technique, results: an update and over-view of commercially available software. *Eur J Radiol* 2013;82:427-434.
66. Soila K, Karjalainen PT, Aronen HJ, Pihlajamaki HK, Tirman PJ. High-resolution MR imaging of the asymptomatic Achilles tendon: new observations. *AJR Am J Roentgenol* 1999;173:323-328.