

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
İSTANBUL MEDENİYET ÜNİVERSİTESİ
GÖZTEPE EGİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

KRONİK BÖBREK YETMEZLİĞİ BULUNAN HASTALARDA
KUADRİSEPS TENDON STRAIN VE SHEARWAVE
SONOELASTOGRAFİ BULGULARI

Dr. Yıldız Gülseren

UZMANLIK TEZİ

İSTANBUL
EYLÜL, 2018

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
İSTANBUL MEDENİYET ÜNİVERSİTESİ
GÖZTEPE EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

KRONİK BÖBREK YETMEZLİĞİ BULUNAN HASTALARDA
KUADRİSEPS TENDON STRAIN VE SHEARWAVE
SONOELASTOGRAFİ BULGULARI

Dr. Yıldız Gülseren

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Ü. Ahmet ASLAN

İSTANBUL
EYLÜL, 2018

Yazar Bildirimi

“KRONİK BÖBREK YETMEZLİĞİ BULUNAN HASTALARDA KUADRİSEPS TENDON STRAIN VE SHEARWAVE SONOELASTOGRAFİ BULGULARI” isimli uzmanlık tezinde Dr.Yıldız GÜLSEREN,

- Bu tezin kabulünden önce nerede ve ne kadarının yayınlandığını “Bilgilendirme” bölümünde belirtmiştir.
- Tezin hazırlanmasında katkısı olanları “Bilgilendirme” bölümünde eksiksiz olarak belirtmiştir.
- Bu tez ile ilgili çıkar çatışması olup olmadığını “Bilgilendirme” bölümünde belirtmiştir.
- Tez içerisinde başkalarının yayınlanmış veya yayınlanmamış çalışmalarından yapılan alıntılar için gerekli kaynakları açıkça belirtmiştir.

Ağustos, 2018

İmza:

Bilgilendirme

- Bu tez kabulünden önce Euroson 2017 Congress of EFSUMB' da çalışmamız verilerinin bir kısmı sözlü bildiri olarak sunulmuştur.
- Bu çalışmada adı geçen tıbbi cihaz malzemelerinin üreticileri ile herhangi bir çıkar ilişkim yoktur.
- Tezin Turnitin programı ile tespit edilen benzerlik oranı: %3
- Tezin hazırlanmasında katkısı olanlar; Dr. Öğr. Ü. Ahmet Aslan' dır.
- Bu tez ile ilgili çıkar çatışması yoktur.

Dr. Yıldız GÜLSEREN

Teşekkür

Değerli hocam ve tez danışmanım Dr. Öğr. Ü. Ahmet ASLAN'a;

Asistanlığım boyunca üzerimde büyük emekleri bulunan ve tecrübeleri ile her zaman yol gösterici olan; Prof. Dr. Adnan Kabaalioğlu ve Prof. Dr. Murat Acar başta olmak üzere, Doç. Dr. Ali Yıkılmaz, Prof. Dr. Senem Şentürk Güçel, Dr. Öğr. Ü. İsmail Caymaz, Başasistan Dr. Başak Atalay ve çalışma fırsatı bulduğum diğer tüm uzmanlarımıza;

Asistanlığımın ilk gününden itibaren kendilerini tanıma fırsatı bulduğum için çok şanslı hissettiğim, birlikte çalışmaktan keyif aldığım ve hayatım boyunca hatırlayacağım birçok güzel anılar biriktirdiğim tüm asistan arkadaşlarıma;

Kendileri ile çalışmaktan mutluluk duyduğum kliniğimiz personellerine;

Bana doğru bildiğim yoldan dönmeden yürümeyi ve düşüncelerimi savunabilmeyi, çalışmanın emek vermenin onurlu yaşamanın kıymetini, özgür birey olarak kendi ayaklarımın üzerinde durmayı öğrettikleri için sevgili aileme;

Son olarak hayattaki azmine, inancına hayran olduğum, attığım her adımda yanımda olan ve desteğini hep hissettiğim canım eşime

Sonsuz Teşekkürler

Dr.Yıldız Gülseren
yildizkabakulak@gmail.com

Özet

KRONİK BÖBREK YETMEZLİĞİ BULUNAN HASTALARDA KUADRİSEPS TENDON STRAIN VE SHEARWAVE SONOELASTOGRAFİ BULGULARI

AMAÇ: Bu çalışmada kronik böbrek yetmezliği olan hastaların kuadriseps tendonunun strain (SE) ve Shear wave sonoelastografik (SWE) bulgularının kontrol grubu bulgularıyla karşılaştırılması amaçlanmıştır.

YÖNTEM ve GEREÇLER: Mart 2017 – Şubat 2018 tarihleri arasında yapılan çalışmaya 29 sağlıklı gönüllü ile kronik böbrek yetmezliği bulunan (Diabetes mellitus, hipertansiyon ve glomerülonefrite sekonder gelişmiş), 3-10 yıl arasında değişen hemodiyaliz programındaki 27 hasta dâhil edilmiştir. Sonoelastografide 6 ve 1 yıllık deneyime sahip iki gözlemci, sonoelastografik değerlendirmeleri birbirlerinin bulgularından habersiz ve bağımsız olarak gerçekleştirdi. SWE bulguları olarak, “kilopascal” cinsinden doku elastik modülü (EM) ile saniyede metre cinsinden “shearwave” haritalarının hızları (SWS) ve SE bulgusu olarak elastisite paternleri elde edilip veriler kaydedildikten sonra çalışma sonlandırıldı. Bağımsız iki grupta sayısal değişkenler için normal dağılım koşulu sağlandığında Student-T test, normal dağılım koşulu sağlanmadığında ise Mann Whitney-U test kullanıldı. Kategorik değişkenler için oranların karşılaştırılması Fisher’ s Exact testi ile yapıldı. SWE ve SE değerleri ile yaş arasında Pearson ve Spearman korelasyon analizleri yapıldı. Bulguların güvenilirliğini değerlendirmek için intraclass correlation coefficient (ICC) kullanıldı. Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

BULGULAR: Hasta grubunda 12 (%44,44) kadın, 15 (%55,55) erkek; kontrol grubunda 9 (%31,03) kadın, 20 (%68,96) erkek bulunmaktadır. Dâhil edilen olgularda hasta grubunda ortalama yaş değeri 61,88±2,12 yıl (minimum yaş 22 – maksimum yaş 87); kontrol grubunda ortalama yaş değeri 34,10±1,26 yıl (minimum yaş 21 – maksimum yaş 54) olarak hesaplanmıştır. Her iki gözlemci tarafından SE’ de baskın elastisite paterni hasta ve kontrol grubunda orta sertlikte “tip 2” olarak saptanmıştır. EM, SWS, elastisite paterni ve kuadriseps tendon kalınlık (KTK) değerleri ile hemodiyaliz tedavi süreleri arasında negatif korelasyon bulunmuştur. SWS değerleri için gözlemciler arasında zayıf - orta düzeyde, EM değerleri ve elastisite paterni için orta - iyi düzeyde, KTK değerleri için ise çok iyi düzeyde uyum saptanmıştır. Her iki gözlemci için KTK değerleri ve sadece gözlemci 1 için elastisite paterni ile yaş arasında anlamlı istatistiksel korelasyon bulundu ($p<0,05$).

SONUÇ: Çalışmamızda hasta ve kontrol gruplarının her ikisinde de SE kullanıldığında orta sertlikte “tip 2” tendon paterni saptanmıştır. SE’ nin gözlemciler arası güvenilirliğinin SWE’ ninkinden daha yüksek saptanmış olması ve kullanıcı farklılığına bağımlı sonuçlar elde edilmesi standardizasyonunun sağlanması için güvenilirliği etkileyen faktörlerin iyi anlaşılması gerektiğini göstermektedir.

Anahtar kelimeler: Ultrasonografi, Shear Wave Sonoelastografi, Strain Sonoelastografi, Kronik böbrek yetmezliği, Kuadriseps tendon hasarı

Abstract

STRAIN AND SHEARWAVE SONOELASTOGRAPHIC FINDINGS OF QUADRICEPS TENDON IN PATIENTS WITH CHRONIC RENAL FAILURE

OBJECTIVE: In this study, we aimed to compare the strain (SE) and shear wave sonoelastographic (SWE) findings of the quadriceps tendons of the patients with chronic renal failure.

METHODS: Twenty-nine volunteers and twenty-seven patients with chronic renal failure (secondary to diabetes mellitus, hypertension and glomerulonephritis) with 3-10 years duration of hemodialysis history were enrolled in the study between March 2017 and February 2018. All sonoelastographic examinations were performed separately by two observers with a 6 years and a 1 year of experience in sonoelastography, unaware of each other's outcomes. The study was terminated after SWE and SE findings including the tissue elastic modulus (EM) as “kilopascals”, speed of the “shear wave” maps (SWS) and the elasticity patterns were obtained and entire data were recorded. The Student-T test was used in two independent groups when the numerical variables provided the normal distribution condition, and the Mann Whitney-U test was used in the independent two groups when the normal distribution condition was not met. Comparisons of ratios for categorical variables were made using Fisher's Exact test. SWE and SE values were compared with age using Spearman and Pearson correlation analysis. Assessment for the reliability of the findings were performed using intraclass correlation coefficient (ICC). Significance level was accepted as $p < 0.05$.

RESULTS: 9 of the control group (31.03%) were female and the remaining 20 of them (68.96%) were male. There were 12 (44.44%) female and 15 (55.55%) male patients in the chronic renal failure group. In the included cases, the mean age of the patient group was 61.88 years (minimum age 22 - maximum age 87); the mean age of the control group was calculated as 34.10 years (minimum age 21 - maximum age 54). The dominant strain elasticity pattern was determined as "type 2" by both observers on the SE for the patient and control groups. There was a negative correlation between EM, SWS, elasticity pattern and quadriceps tendon thickness (QTT) values and duration of hemodialysis treatment. For SWS values, there were weak - moderate moderate EM values and moderate - good modulus for elasticity pattern, and good agreement for QTT values among observers. There were statistically significant correlations between QTT values for both observers and between elasticity pattern and age only for observer 1 ($p < 0.05$).

CONCLUSION: In our study, quadriceps tendon has moderate hardness and "type 2" stiffness pattern on SE for both patient and control groups. The fact that the interobserver reliability of SE is higher than that of SWE, and the fact that the factors affecting reliability are required to be understood in order to achieve standardization of user-dependent results.

Keywords: Shear Wave Sonoelastography, Strain Sonoelastography, Chronic renal failure, Degenerative quadriceps tendon injury

İÇİNDEKİLER

Kısaltmalar	x
Şekil listesi	xi
Tablo listesi	xii
1 GİRİŞ ve AMAÇ	1
2 GENEL BİLGİLER	5
2.1 KUADRİSEPS TENDON ANATOMİSİ.....	5
2.2 KUADRİSEPS TENDON BESLENMESİ.....	7
2.3 KUADRİSEPS TENDON İNNERVASYONU.....	7
2.4 KUADRİSEPS TENDON RADYOLOJİK GÖRÜNTÜLEME BULGULARI.....	10
2.4.1 Radyografi.....	10
2.4.2 Ultrasonografi.....	12
2.4.3 Manyetik Rezonans Görüntüleme.....	14
2.4.4 Strain ve Shear Wave Sonoelastografi.....	17
2.5 HEMODİYALİZ HASTALARINDA TENDON HASARI.....	22
3 YÖNTEM	25
3.1 ÇALIŞMANIN TASARIMI.....	25
3.2 EKİPMAN VE GÖRÜNTÜLEME.....	26
3.3 DATA ANALİZ.....	29
3.4 İSTATİSTİKSEL YÖNTEMLER.....	29

4 BULGULAR	31
4.1 TANIMLAYICI İSTATİSTİKSEL VERİLER.....	31
4.2 SWE VE SE BULGULARININ DEĞERLENDİRİLMESİ.....	32
4.3 OLGU ÖRNEKLERİ.....	39
5 TARTIŞMA ve SONUÇ	43
5.1 TARTIŞMA.....	43
5.2 TEZİN KISITLILIKLARI.....	50
5.3 SONUÇ.....	51
6 KAYNAKLAR	52
7 EK A. Etik kurul onay formu	
8 EK B. Tez değerlendirme formu	

Kısaltmalar

EM.....	Elastil Modül
GFR.....	Glomerüler Filtrasyon Hızı
KBY.....	Kronik Böbrek Yetmezliği
KRK.....	Kuadriseps Tendon Kalınlığı
MRG.....	Manyetik Rezonans Görüntüleme
SE.....	Strain Elastografi
SWE.....	Shear Wave Elastografi
SWS.....	Shear Wave Speed
ROI.....	Region of Interest
PTH.....	Parathormon
US.....	Ultrasonografi
QTT.....	Quadriceps tendon thickness
DM.....	Diabetes Mellitus
HT.....	Hipertansiyon

Şekil Listesi

- 2.1 Diz ekleminde yer alan yapıların sagittal plan görüntüsü
- 2.2 Kuadriseps tendonu oluşturan uyluk kasları
- 2.3 Uyluk kasları innervasyonunu sağlayan lomber pleksus
- 2.4 Kuadriseps tendon radyografik görüntülemesi
- 2.5 Kuadriseps tendon longitudinal planda ultrasonografi görüntülemesi
- 2.6 Sagittal yağ baskılı T2 Ağırlıklı MR görüntülerde normal kuadriseps tendonun görünümü
- 2.7 Kuadriseps tendon longitudinal planda B- mod ultrason ve SE elastogram görüntülemesi
- 2.8 Kuadriseps tendon longitudinal planda SWE elastik modül ve yayılma modülü görüntülemeleri
- 2.9 Sagittal T2 Ağırlıklı MR görüntülerde kuadriseps tendon rüptürü gösteren hiperintens T2 sinyal artışı
- 3.1 Sagittal planda femur distalinde patella üzerine yerleştirilen prob ile kuadriseps tendondan longitudinal görüntüler alınarak yapılan kalınlık ölçüm örneği
- 4.1 Tip1. Mavi renklerin ağırlıklı olduğu homojen sert tendon, olgu örneği
- 4.2 Tip2. Yeşil ve mavi renklerin ağırlıklı olduğu hafif heterojen orta sertlikte tendon, olgu örneği
- 4.3 Tip3. Yeşil, sarı ve kırmızı renklerin karışık olarak izlendiği heterojen yapısal olarak bozuk yumuşak tendon, olgu örneği
- 4.4 Shear Wave elastogram haritaları ve ROI konularak yapılan ölçümler, olgu örneği

Tablo Listesi

- 4.1 Gruplar arasında ortalama kuadriseps tendon kalınlıklarının değerlendirilmesi
- 4.2 SE'de gruplar arasında elastisite paternlerinin değerlendirilmesi
- 4.3 SWE parametre bulgularının gruplar arasında değerlendirilmesi
- 4.4 SWE, SE ve KTK bulgularının yaşı ile korelasyonu
- 4.5 SWE, SE ve KTK değerlerinin hemodiyaliz tedavi süreleri ile korelasyonu
- 4.6 ROC analizinden elde edilen veriler
- 4.7 SWE, SE ve KTK değerlerinin gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi

GİRİŞ ve AMAÇ

Kronik böbrek yetmezliği (KBY) farklı etyolojilere sahip olup nefronların ilerleyici ve geri dönüşümsüz kaybı ile seyreden klinik bir durumdur (1). KBY için hemodiyaliz tedavisi alan hastaların sayısı giderek artmaktadır. Amiloidozun tendonlarda birikimi uzun süreli hemodiyalizden kaynaklanan iyi bilinen bir ortopedik komplikasyondur. Uzun süreli hemodiyaliz alan hastalarda spontan tendon rüptürü nadir bir komplikasyon olmakla birlikte KBY olan hastalarda bildirilmiş günlük yaşam aktivitesini engelleyen bir durumdur (2,3). Tendon rüptürü için genellikle büyük bir travma gerekse de çoğu zaman fark edilmeyen tekrarlayan mikro travmalar, dejeneratif değişiklikler ile ayrıca nispeten daha genç yaşta, daha kısa hemodiyaliz öyküsünden sonra kontrol edilemeyen hiperparatiroidizm ve metabolik asidoz gibi patolojiler tendon dejenerasyonuna neden olabilir (3-5).

Tendon rüptürünün hızlı tanısı, kısmi ve tam rüptür ayırımı doğru tanı için gereklidir. Kısmi rüptürler nadiren cerrahiyi gerektirse de tam rüptürler ameliyat gerektirir. Gecikmiş tanı ve uygun tedavinin olmaması uzun süreli sakatlığa, ekstansör mekanizmaların zayıflığına ve eklem instabilitesine neden olabilir (6,7).

Yüksek çözünürlüklü ultrasonografi tendonlar, ligamanlar gibi yüzeyel yumuşak doku yapılarının görüntülenmesi için tercih edilen bir yöntemdir. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG)' ye göre ultrasonografinin önemli bir avantajı, tendonların ve ligamanların dinamik olarak farklı açılardan ve stres altında görüntülenmesine olanak vermesidir. Ayrıca biyopsi ve

enjeksiyon işlemleri için yol göstericidir. Dezavantajı ise bazı derin yerleşimli tendonların, kemiğe bağlı akustik gölge nedeniyle görüntülenememesidir. Longitudinal planda ultrasonografik görüntülerde tüm tendonlar kollajen lif demetlerinin paralel dizilmesi sonucu karakteristik fibriller bir paternde, parlak ekojen yapılar olarak izlenir. Transvers planda ise ince ekojen fibriller bantlar bir araya toplanmış noktasal kümeler halinde görüntülenir (8). Tendonlarda kısmi veya tam yırtıklar, tendinit, tenosinovit ve ganglion kistleri gibi patolojiler semptomlara yol açabilirler. Örneğin, renkli doppler ultrasonografi incelemesi ile neovaskülarizasyon bulgusu izlenmesi inflamatuvar patolojiler, rejeneratif veya neoplastik süreçler açısından uyarıcıdır (9,10). Ultrasonografi, tendon yırtığını tendinit veya tenosinovit gibi diğer patolojilerden ayırmak için uygun ve kolay şekilde uygulanan bir tanı aracıdır (7). Kuadriseps tendonun akut rüptürü klinik muayene ile kolaylıkla teşhis edilebilir. Komplet yırtıklar klinik ve görüntüleme tanısında nadiren problem yaşanır. Öte yandan parsiyel yırtıkları tespit etmek çok daha zordur. Komplet yırtıklarda tendon yapışma yerinden araya giren sıvı ile ayrılır ve liflerinin tümünde devamsızlık kaybı izlenir. İntratendinöz rüptürler tendonun gövdesinde hipoekoik defekt olarak görülür (11).

Sonoelastografi, dokunun transdüser ile uygulanan dış kuvvete veya basınca karşı deformasyon tepkisinin ölçümü olarak tanımlanır (12). Moleküler yapıya bağlı olarak her doku veya lezyon farklı bir şekilde davranır. Sert dokunun cevabı elastik ve yumuşak dokudan farklıdır. Basınç uygulandığında yumuşak doku daha deforme olmasına rağmen sert doku daha az deforme olur. Bu bilgi monitöre bir renk spektrumu olarak yansır. Farklılık göstermekle birlikte mavi sert bölgeleri, kırmızı yumuşak bölgeleri ve yeşil ara değerler içeren bölgeleri gösterir (13).

Sonoelastografinin ilk klinik uygulamaları tümörlerin fibröz içeriklerine göre benign ve malign ayrımının yapılması üzerineydi. Meme ve tiroid muayenelerinde daha sık kullanılmakla birlikte son zamanlarda kas iskelet sisteminde de kullanımını artmaktadır (14,15).

Klinik değerlendirme ve radyografiye ek olarak kuadriseps tendon rüptürünün değerlendirilmesinde ultrasonografik inceleme ilk yaklaşımlardan biridir (4). Geleneksel görüntüleme modaliteleri (ultrasonografi ve MRG) zaman içinde tendonların görünüşündeki değişiklikleri izleyebilir ancak bu görüntüleme modaliteleri tendon iyileşmesinde objektif kantitatif bir değerlendirmeyi sağlayamamaktadır. İnvaziv olmayan fakat kantitatif değerlendirme sağlayabilen bir teknik tendon değişikliklerini izlemek için önemli klinik uygulamaya sahip olacaktır. Strain (SE) ve shear wave sonoelastografi (SWE) tendonların fonksiyonel kapasitesini kantitatif olarak değerlendirme potansiyeline sahip yeni bir teknolojidir(16).

Uzun süreli hemodiyaliz hastalarında tendonun dejenerasyonu ve daha az sıklıkla spontan rüptür riski bulunmaktadır. Hemodiyaliz nedeniyle yaşam kaliteleri azalmakta olan bu hastalara olası yeni patolojilerin eklenmemesi ve oluşabilecek bu patolojiler için önlem alınması hem daha konforlu bir yaşam sunmak hem de morbidite nedeniyle ortaya çıkacak maddi ve manevi kayıpları engellemek için bir gerekliliktir. Bu nedenle yeni bir ultrasonografi yazılım programı olan dokuların elastisite kapasitesini kalitatif ve kantitatif değerlendirmeye olanak sağlayan sonoelastografik yöntemleri tendonlarda uygulayarak ortaya çıkan dejeneratif durumların erken saptanabileceğini ve gerekli erken önlemlerin alınarak bu gruptaki hasta popülasyonuna yardımcı olunabileceği düşünülmüştür.

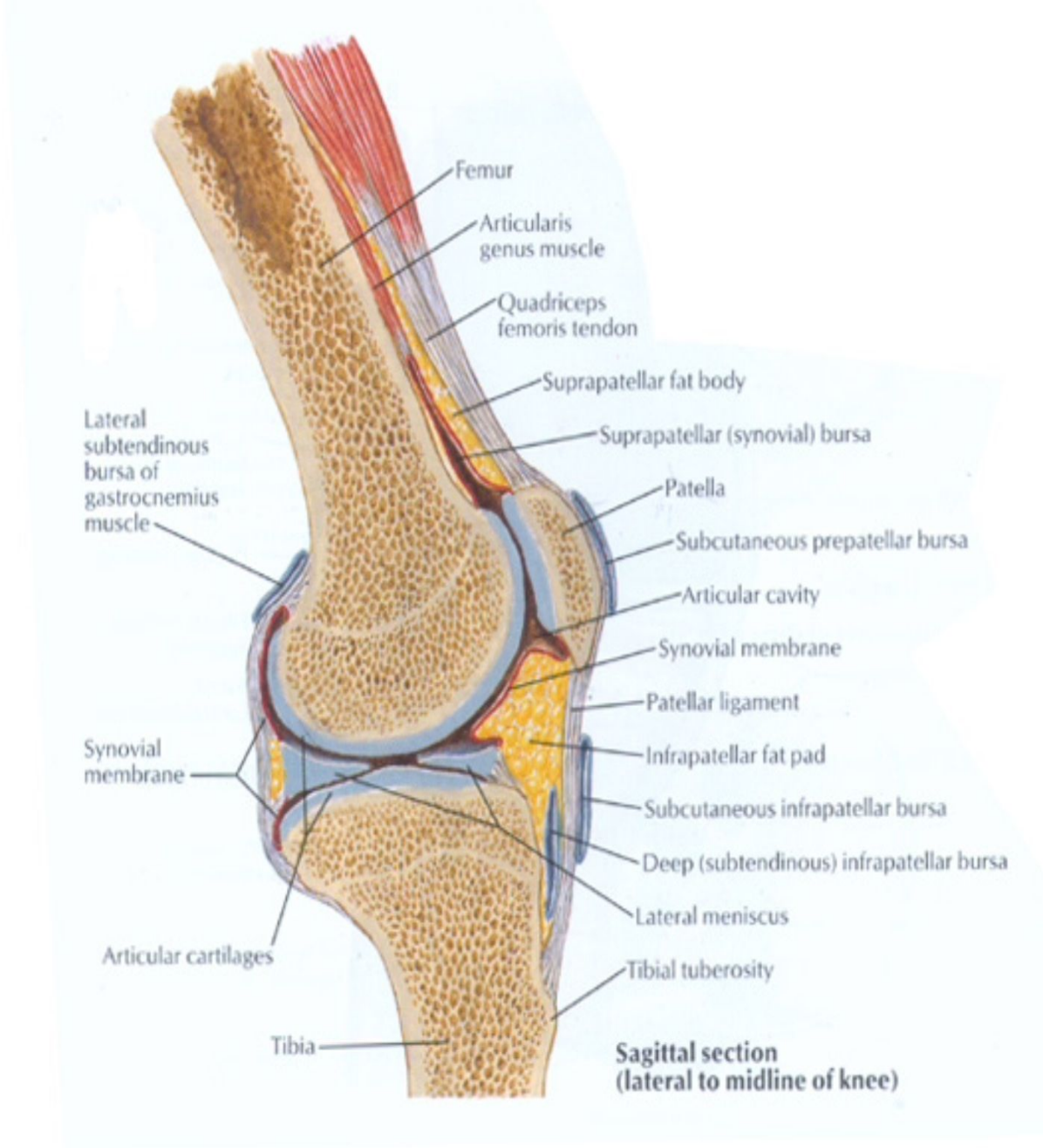
Çalışmamızda sonoelastografiyi kullanmamızın amacı tendon morfolojisinde gelişen değişiklikleri gösterebilmek ve kullanılan parametrelerin güvenilirliğini, tekrarlanabilirliğini ortaya koymaktır. Bu nedenle hemodiyaliz programındaki KBY olan hastaların kuadriseps tendonu için SE ve SWE bulguları kontrol grubu bulgularıyla karşılaştırılmıştır.



GENEL BİLGİLER

2.1 KUADRİSEPS TENDON ANATOMİSİ

Tendonlar çoğunlukla tip 1 daha az olarak tip 3 ve tip 4 kollajen liflerinden oluşan fibröz bağ dokusu ile çevrili rolleri gereği kasları kemiğe bağlayan yapılardır (17). Sıkıca bağlı su molekülleri köprüsü yapının stabilize edilmesini ve daha fazla hidrojen bağlanmasını sağlayacak şekilde tendon düzlemine transvers olarak yer alır. Gruplandırılmış kollajen makromolekülleri fibrilleri oluşturmak için karmaşık bir düzende bir araya gelirler. Çok sayıda fibrillerin bir araya gelmesi ile endotenon tarafında çevrili fasiküller oluşur. Sinovyumun iki yaprağından oluşan tendon kılıfı genellikle kemik tüneller ve ayak bileği gibi köşelerde uzanan tendonların etrafını sarar. Bunun dışında tendonlar ince bir tabaka olan paratenon ile çevrilidir (18). Kuadriseps tendonu birden fazla kas orijinine sahip karmaşık yapılı tendonlardır. Düzenli çapraz bağ oluşturan kollajen makromolekülleri sağlıklı tendonlarda çekme kuvvetinden sorumludurlar. Spor gibi tekrarlayan stres oluşturan durumlarda tendon hasarı ve tendinopati gelişebilir. Bu durumda paratenonitis veya tenosinovit gibi akut inflamatuvar yanıtlar gelişebilir. Entezis tendonların kemiğe yapıştığı fibröz veya fibrokatilajinöz oluşumlardır. Tendonların beslenmesi muskulotendinöz ve osteotendinöz bileşkelerden küçük kan damarları ile sağlanır (19).



Şekil 2.1: Diz ekleminde yer alan yapıların sagittal plan görüntüsü

**Atlas of Human Anatomy, Frank H. Netter, MD 6th Edition*

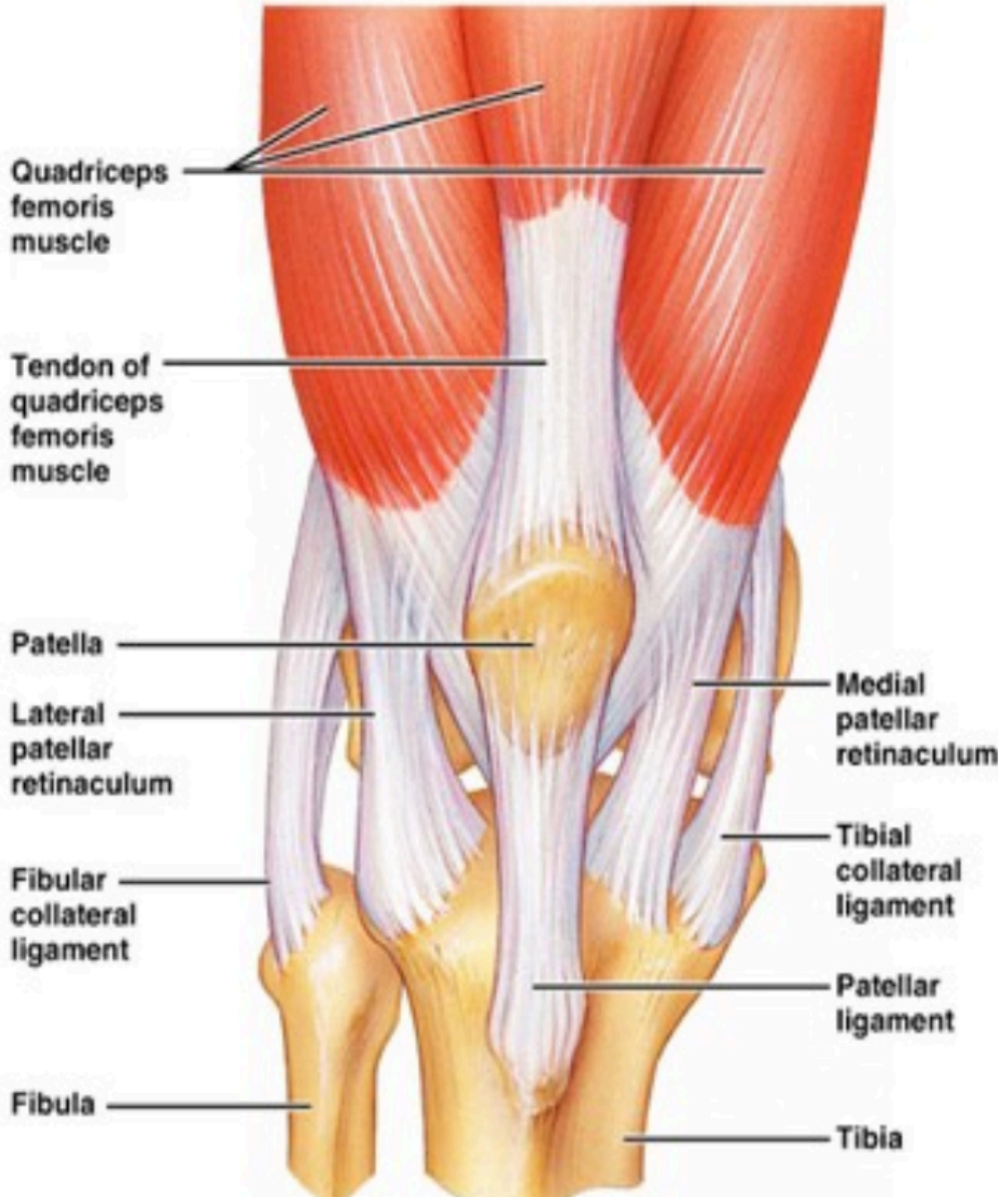
Kuadriseps femoris kası rektus femoris, vastus medialis, vastus lateralis ve vastus intermedius kasları tarafından oluşturulan diz eklemine fonksiyon ve stabilizasyon için en önemli katkıyı sağlayan ekstansiyonda görevli kıştır (Şekil 2.1). Rektus femoris; kuadriseps femoris kası komponentlerinden olup spina iliaca anterior inferiordan başlar ve diz eklemi dışında kalçanın fleksiyonunda da rol alır. Femur gövdesinden başlayan vastus kasları ise sadece diz eklemine hareket ettirirler. Kuadriseps femoris kasını oluşturan bu dört kas patellaya yapışarak ortak tendonları olan kuadriseps tendonunu oluşturur (Şekil 2.2). Ekstansör mekanizma sırasında tibia femura doğru yaklaşır, dizin tüm ligamanları gerilir ve menisküsler sıkışır. Bu duruma dizin kilitlenmesi denir ve ayakta dik durmayı sağlar. Ekstansiyon hareketi, krusiyat ligamanların gerilmesi ile sınırlanır. Diz ekstansiyonda iken patellar yüze gelen yük en azdır. 60-90 derecelik fleksiyonda iken bu yük en fazladır (20–22).

2.2 KUADRİSEPS TENDON BESLENMESİ

Dizin beslenmesini sağlayan ana arter a. femoralis olup venöz drenajın büyük çoğunluğu da v. femoralis tarafından sağlanır (20).

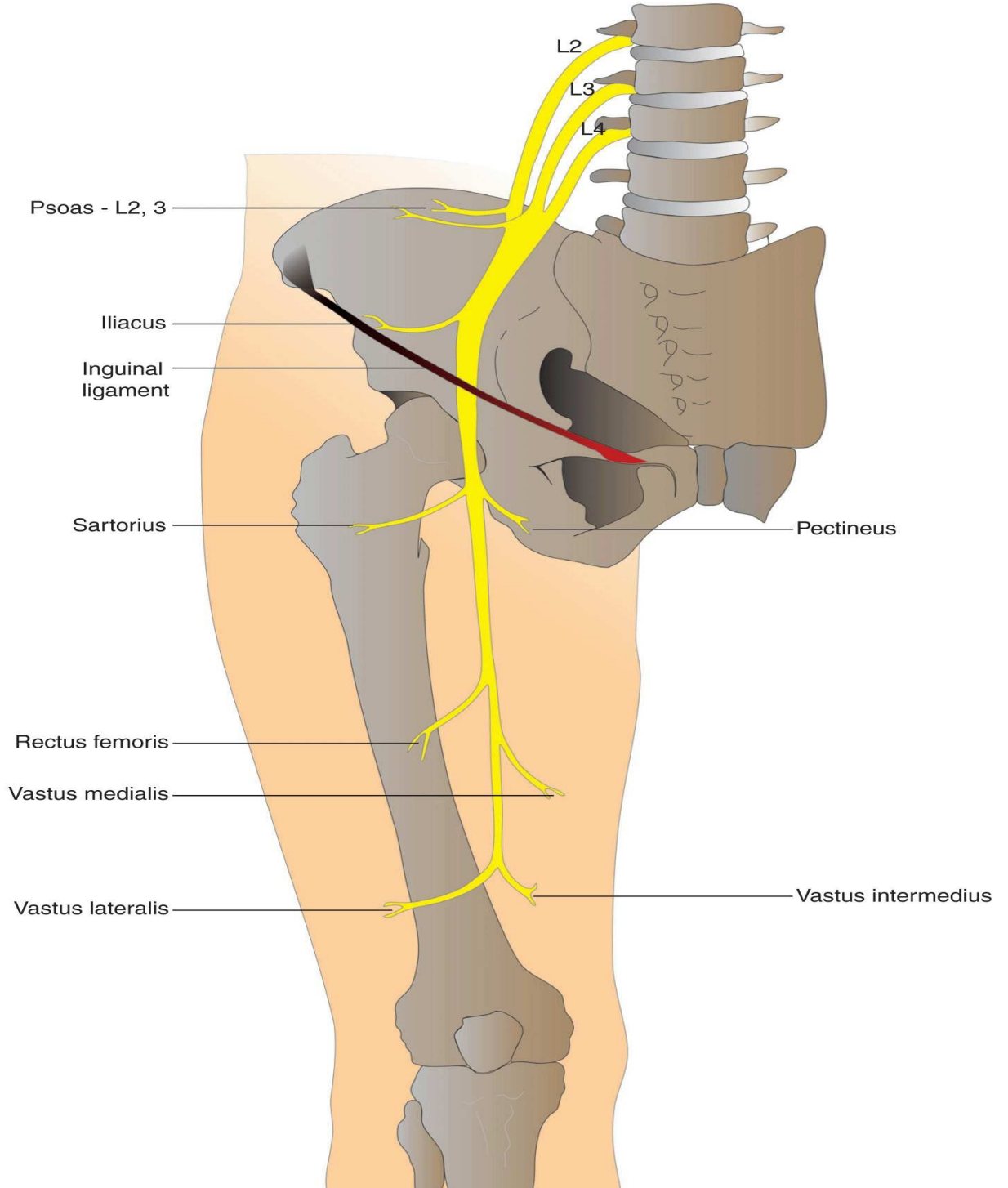
2.3 KUADRİSEPS TENDON İNNERVASYONU

Femoral sinir lomber pleksus komponentlerinden olan 2-3-4. lumbar köklerin ön dallarının birleşmesiyle oluşur ve kuadriseps tendon innervasyonuna katılır (20) (Şekil 2.3).



Şekil 2.2: Kuadriseps tendonu oluşturan uyluk kasları

**Pearson education, Inc., publishing as Benjamin Cummings*



Şekil 2.3: Uyluk kasları innervasyonunu sağlayan lomber pleksus

**Hadzic' s Peripheral Nerve Blocks and Anatomy for Ultrasound Guided Regional Anesthesia*

2.4 KUADRİSEPS TENDON RADYOLOJİK GÖRÜNTÜLEME BULGULARI

Kuadriseps tendon değerlendirmesi radyografi, ultrasonografi ve MRG'yi içermektedir.

2.4.1 Radyografi

Rutin radyografiler ihtiyaç durumuna göre hasta ayakta basarken AP (anteroposterior), 45 derece fleksiyonda PA (posteroanterior), 30 derece fleksiyonda lateral ve 30-45 derece fleksiyonda AP grafileri içermelidir (Şekil 2.4). Ayakta çekilen grafilere tibiofemoral eklemdaki dejeneratif değişiklikleri saptamak için faydalı olur. Patellanın boyutu, şekli, femura göre pozisyonu değerlendirilir. Proksimal tibiofibular ilişki, fraktürler, osteokondritis dissekans, tibiofemoral osteoartrit, femoral kondillerin asimetrisi, varus-valgus deformiteleri görülebilir. Lateral grafilere patella alta ve patella baja değerlendirmesinde yardımcıdır (23).



Şekil 2.4: Kuadriseps tendon radyografik görüntülemesi

**İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Radyoloji Kliniği*

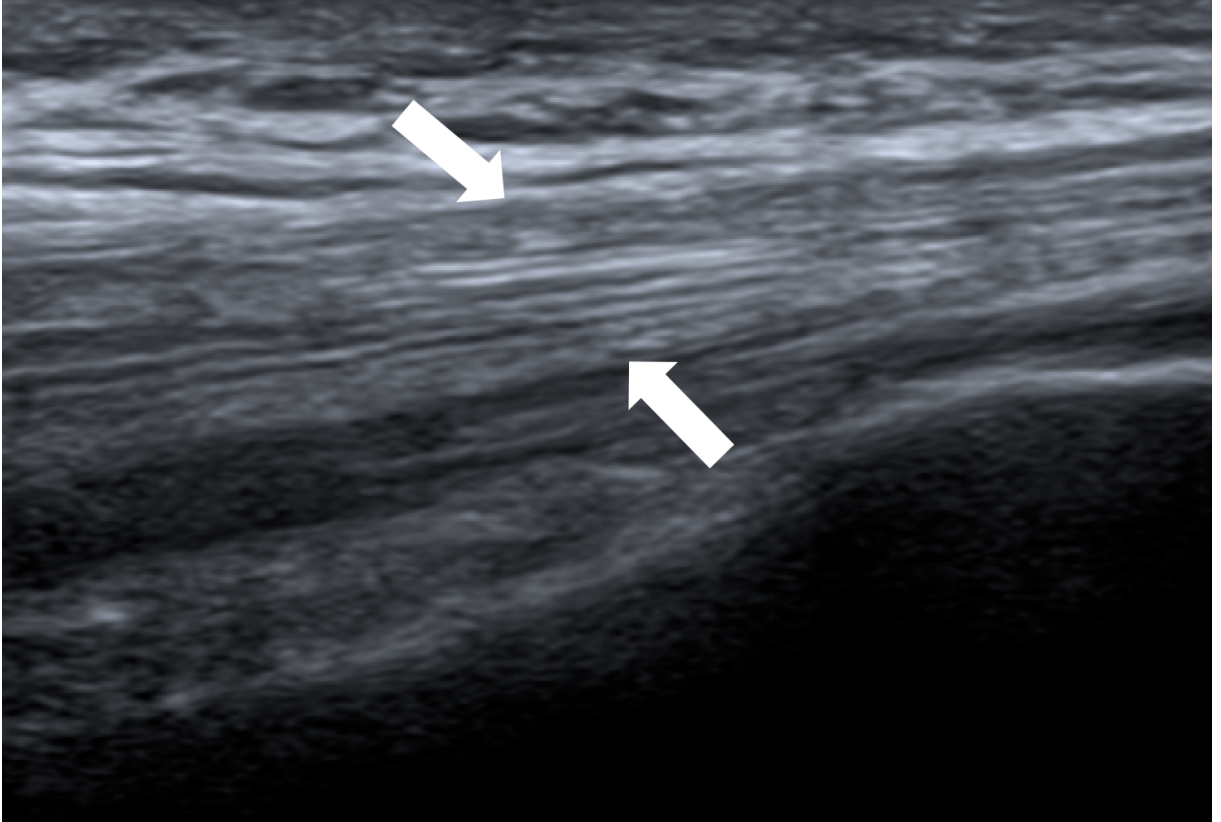
2.4.2 Ultrasonografi

Yüksek çözünürlüklü ultrasonografi tendonlar gibi yüzeysel yumuşak doku yapılarının görüntülenmesi için tercih edilen modalitedir. Yüksek uzaysal çözünürlük, düşük maliyet ve geniş kullanılabilirlik ultrasonografinin avantajlarıdır. Ultrasonografik görüntülemenin en önemli özelliği interaktif, dinamik ve gerçek zamanlı incelemeye izin vermesidir (24). Kas iskelet sistemi ultrasonografisi için doğru seçim ve ekipman yapılandırması kritik öneme sahiptir. Kullanılacak transdüser seçimi görüntülenecek olan kas iskelet yapısının boyutuna ve yerine bağlıdır. Genel olarak daha yüksek çözünürlüklü görüntülere sahip ancak daha az doku penetrasyonu olan yüksek frekanslı lineer transdüserler (7.5-20 MHz) küçük, yüzeysel yapıların değerlendirilmesi için ideal kullanım oluşturur. Düşük frekanslı transdüserler (7.5 MHz) daha zayıf çözünürlüğe ancak mükemmel doku penetransına sahip olup daha büyük daha derin yapılar için tercih edilir.

Ultrasonografi görüntülerinin yorumlanması ekojeniteye bağlıdır. Görüntünün parlaklığı ultra ses dalgalarının yansıma derecesine bağlıdır. Tanımlamalar için kullanılan terimler hiperekoik, izoekoik, hipoekoik ve anekoiktir. Görüntüler, taranan yapıya göre genellikle uzunlamasına veya enine olan sonogramın görüntülediği düzlem açısından da tanımlanmaktadır. Kas iskelet sistemi ultrasonografisinin en iyi uygulamalarından biri tendon bütünlüğünün değerlendirilmesidir. Ultrasonografide uzunlamasına görüntüde tendonlar, birbirine paralel ve ince ekojen fibriler patern oluştururlar (Şekil 2.5). Kollajen liflerinin paralel fasikülleri hiperekojen çizgiler oluştururken, interfasiküler zemin lifler arasında anekoik çizgiler oluşturur. Enine görünümde tendonlar yuvarlak veya oval hiperekoik yapılar olarak görünür (25).

Tendonların ve bağların karakteristik ultrasonografik görüntüsü olan anizotropi, ultrasonografi ses dalgasının açısına bağlı olarak yapının ekojenitesinin değişmesini tanımlar. Ses dalgaları tendona dik olduğunda görüntü hiperekoik görünür. Işın eğik olduğunda ise hipoekoik görünür ve

yanlış yorumlamaya yol açabilir. Bu zellik taranan yapıyı bir tendon veya ligament olarak tanımlamakta yararlıdır (26,27).



şekil 2.5: Kuadriseps tendon longitudinal planda ultrasonografi görüntülemesi

**İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Radyoloji Kliniği*

2.4.3 Manyetik Rezonans Görüntüleme

Tendonların yapısının bilinmesi MRG' de önemlidir. Yoğun şekilde paketlenmiş ve sıralı kollajen demetleri artmış spin-spin etkileşimi ile sonuçlanan statik lokal bir manyetik alan oluşturur. Sonuç olarak tendon sinyali konvansiyonel puls dizileri kullanılarak tespit edilenden daha hızlı bozulur ve normal tendonlar tüm konvansiyonel görüntüleme sekanslarında düşük sinyal yoğunluğu gösterir (28).

Bununla birlikte bir tendon ana manyetik alana yaklaşık 55° açı ile yönlendirildiğinde kısa eko sekanslarında meydana gelen ve sihirli açı fenomeni olarak adlandırılan gevşeme süresinin anizotropik uzamasının bir şekli olan T2 sinyal yoğunluğunda artış izlenir. Bu yapısal anizotropiye neden olan durum tip1 kollajen liflerinin yüksek derecede düzenlenmiş organizasyonudur (29). Sihirli açı fenomeni eko süresi 37 milisaniyeden daha büyük olduğunda daha az belirgindir. Bu nedenle T2 ağırlıklı görüntülerde sihirli açığa bağlı sinyal hiperintensitesi tendinozis nedeniyle oluşan sinyal intensitesinden ayırt edilemeyebilir (28). Tendon MRG' si yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Daha güçlü manyetik alanlar, daha yüksek sinyal-gürültü oranlarına ve görüntü çözünürlüğünde iyileşmelere yol açar. Bu nedenle 3 Tesla MRG parsiyel kalınlık yırtıklarının saptanması için 1.5 Tesla dan daha duyarlı olabilir. Alternatif olarak yüzeyel koil kullanılarak daha yüksek çözünürlük elde edilebilir. Kısa eko zamanları ile görüntüleme tendon değişikliklerine duyarlılığı artırır ancak özgüllüğü düşürebilir (30).

T2 ağırlıklı görüntüler tendon ya da ligaman yırtıklarındaki sıvı sinyalinin tespit edilmesinin yanı sıra çevre dokulardaki değişikliklerin gösterilmesi için de faydalıdır. Bir tendonun uzanım yönü kendi doğrultusu dışına yönelirse sihirli açı efektine bağlı sorun oluşabilir. Bu etkiyi önlemek için uzun eko zamanlı görüntüler elde etmek faydalı olur (31).



Şekil 2.6: Sagittal yağ baskılı T2 Ağırlıklı MR görüntülerde normal kuadriseps tendonun görünümü

**İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Radyoloji Kliniği*

Tendonların konvansiyonel MRG ile görüntülenmesi sağlıklı tendonun kısa T2 zamanı ile sınırlıdır (1-2 ms) (32). Bu tendonların hastalık sürecinde patolojinin belirgin hale gelene kadar tüm konvansiyonel MRG görüntülerinde düşük sinyal yoğunluğu ile ortaya çıktığı anlamına gelir. Ultra kısa eko zamanlı sekanslar, uyarımdan sonra 100 ms den kısa zaman içerisinde sinyal alımının başlamasıyla bu sınırlamayı aşmaktadırlar (33). Bu, rezonans doygunluğu ve entezisin daha iyi vizualize edilebilmesi gibi görüntü kontrastı oluşturmak için yeni tekniklerin kullanılmasına izin verir. Bu teknikler tendinosis ve spondiloartrit tendinopatisi olan hastalarda değişiklik göstermek için kullanılmıştır (34).

Dinamik kontrastlı MRG inflamatuvar artritte sinovitin değerlendirilmesi için yaygın olarak kullanılmaktadır. Tipik olarak erken kontrastlanmanın oranı vasküler yapı ve kapiller permeabiliteye bağlı olarak değişir. Tendinozis değerlendirilmesinde kontrastlanma oranlarının, hastalığın histolojik belirteçleri ve tedaviye verilen yanıtla korele olduğu ortaya konmuştur (35,36).

Kuadriseps tendon tüm kas gruplarını birleştiren kombine bir yapı olup sıklıkla en yüzeysel tabaka rektus femoris kasından en derin tabaka ise vastus intermedius kasından kaynaklanır (Şekil 2.6). Vastus medialis ve vastus lateralis kasları ise bu tabakaların her birine değişen oranlarda katılırsa iki tabakalı tendon veya yüzeysel ve derin katmanlar arasında ek bir tabaka oluşturursa üç katmanlı tendon meydana gelir. Bu nedenle tabaka sayısı vastus medialis ve vastus lateralis kasları tarafından belirlenir. Varyasyon sadece tendon tabakalarının sayısında değil aynı zamanda tabakaların kalınlığında da meydana gelir. Bu varyasyonlara rağmen toplam tendon kalınlığı genellikle 8 ± 2 mm aralığında değişir. Her bir tendonun tipik olarak orta hatta ve medial kısımlarında lateral kısmına göre daha fazla katman vardır. Tendonun enine genişliği yaklaşık olarak 35 ± 7 mm aralığında değişir (37).

2.4.4 Strain ve Shear Wave Sonoelastografi

Hastalıkların teşhisi için palpasyonla değerlendirilen doku sertliği binlerce yıldır kullanılmaktadır. Sonoelastografi dokulardaki sertliği derecelendirmek ve değerlendirmek amacıyla geliştirilmiştir. SE ve SWE olmak üzere iki ana sonoelastografi yöntemi bulunmaktadır. SE kalitatif bir tekniktir ve bir doku ile diğeri arasındaki göreli sertlik hakkında bilgi verir. SWE ise kantitatif bir yöntemdir. Doku sertliği hızının dokularda saniyede metre cinsinden ifade edilebilen ya da Young varsayımına dönüştürülebilen ve kPa cinsinden ifade edilen doku sertliğinin tahmini değerini sağlar.

SE görüntüleri dokulara tekrar eden asgari basınç uygulamak için dönüştürücü kullanılarak üretilir. Eşit miktarda stres altında sert bir bölge çevreleyen yumuşak dokudan daha az zorlanma (deformasyon) geçirir. İki boyutlu bir gerilme görüntüsünü geleneksel B-mod görüntüsü ile süperpoze ederek farklı gerilme büyüklüklerini kodlamak için bir renk haritası kullanmak, ultrasonografi görüntüsü ile sonoelastografi verilerinin uzaysal ilişkisinin değerlendirmesine yardımcı olur. Lokal stres derecesi bilinmediği için kPa cinsinden ifade edilen kantitatif elastisite ölçümleri elde edilememektedir. Böylelikle sonoelastografi dokudaki göreceli sertlik farklılıklarının görüntülediği kalitatif bir tekniktir.

Strain elastogramları görüntüleme transdüseri tarafından yapılan palpasyon veya solunum ve kalp atımı gibi fizyolojik hasta hareketleri ile oluşturulur. B-mod ve elastogram görüntüleri eş zamanlı olarak gösterilebilmektedir. İyi bir sinyal-gürültü oranına sahip strain görüntülerini yorumlamak için en yararlı çerçeveler transdüserin aşağı yada yukarı hareketi sırasında sabit bir yer değiştirme oranına sahip olanlardır. Yumuşak dokuların viskoelastik özelliklerinden ötürü dokunun orijinal şekline geri dönmesini sağlamak için sıkıştırma gücünün bırakıldığı zamanlar, kalite zayıflayacak ve bazen tamamen yok olacaktır. Biyolojik dokular doğrusal olmayan bir şekilde deforme olduğu için fazla basınç

kullanıldığında yumuşak dokular daha sert görünecektir. Bu nedenle, ön sıkıştırma en az düzeyde olmalı, transdüser ciltle temas halinde hafifçe tutulmalı ve bol miktarda jel uygulanmalıdır (38).

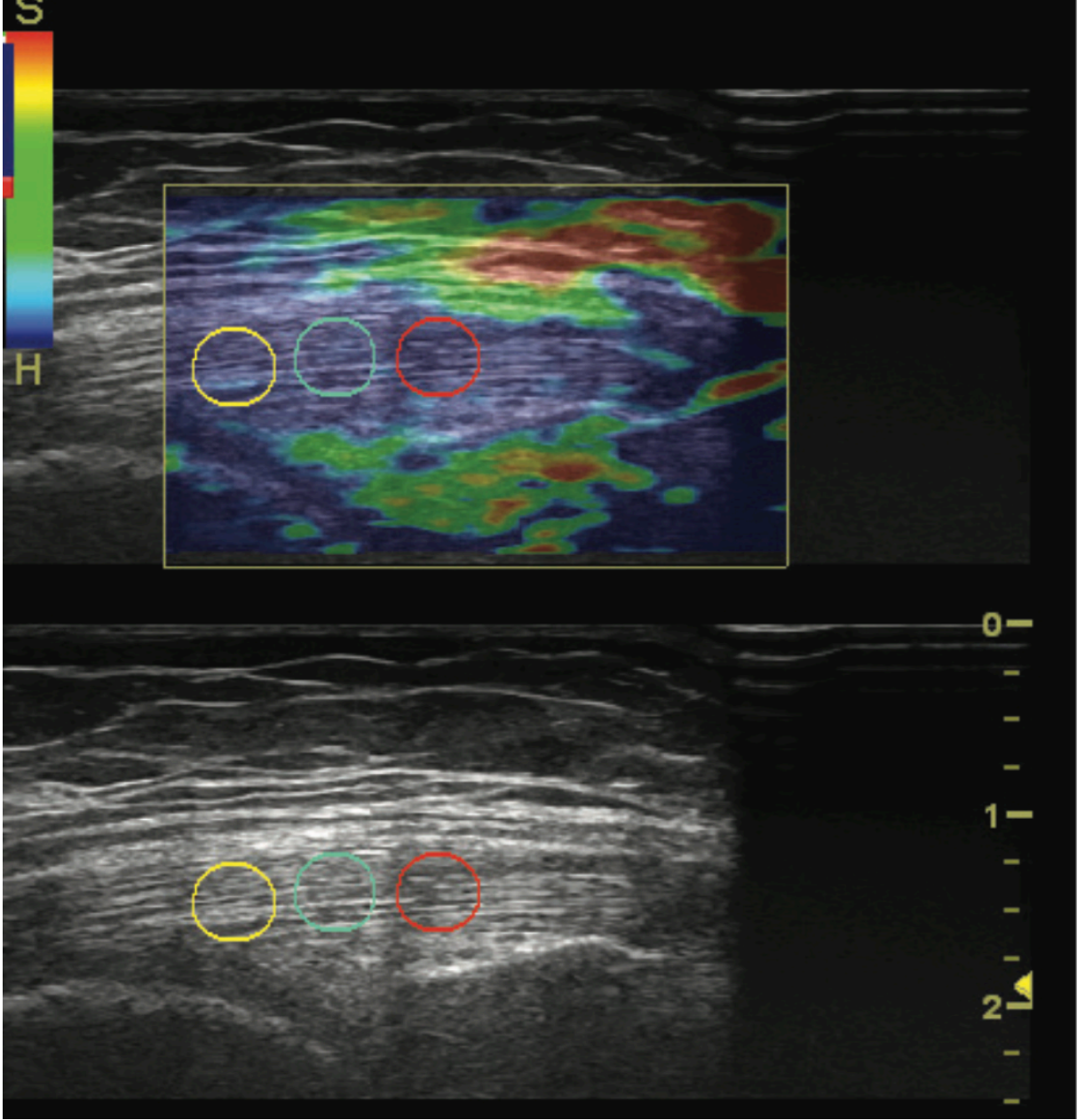
Küçük genlikli hareketler, dokuda gerekli olan %0.1-2' lik gerilmeyi indüklemek içindir ve farklı SE tabanlı görüntüleme yöntemleri üreticileri bu aralıkta farklı gerinim seviyeleri için SE modunu optimize ederler. Çoğu SE platformu, uygun miktarda stresin uygulanıp uygulanmadığına dair gerçek zamanlı geri bildirim sağlayan bir ekrana sahiptir. Çok büyük ve çok küçük olan yer değiştirmeler zayıf elastogramlara yol açacaktır. Ayrıca ilgili bölgede yeterli gerilimi yaratmak için yeterli stres sağlanmalıdır.

Transdüser palpasyonunun alternatifi, transdüseri sabit tutmak ve kardiyak, respiratuvar veya kas kasılmalarından iç fizyolojik pulsasyonların gerilim üretmesini sağlamaktır. Bununla birlikte yer değiştirmeler öncelikle aksel yönde ölçüldüğünden basit tek eksenli stres uygulandığında genellikle daha iyi sonuçlar elde edilir. Taban plakası uzatıcılar uygulanan stresin tekdüzeliğini arttırabilir ve stres penetrasyon derinliğini en üst düzeye çıkarabilir (39).

Elastogramlar genellikle B-mod ultrason görüntüsü üzerine bindirilmiş renk haritaları olarak görüntülenir. Aralarında seçim yapabileceğiniz birkaç renk haritası vardır ve sadece daha sert veya daha yumuşak alanlar yalnızca renk sunumu için seçilebilir. Çoğu kullanıcı kırmızı rengin yumuşak, sarı ve yeşilin ara sertlik, mavinin ise sert olarak varsayıldığı renk haritasını uygular (40) (Şekil 2.7).

SE palpasyona erişilemeyen alanlarda görsel rijitlik ve doku sertliğinin göreceli kantifikasyonunu sağlar. Tanı aracı olarak sonoelastografinin meme, tiroid, lenf nodları ve pankreatik lezyonların değerlendirilmesinde yararlı olduğu kanıtlanmıştır (41). Bununla birlikte benign ve malign lezyon arasındaki ayrımın çok önemli olduğu birçok uygulama için ardışık seriler yöntemin özgüllüğünün tek bir modalite olarak tatmin edici olmadığını

göstermiştir (42).

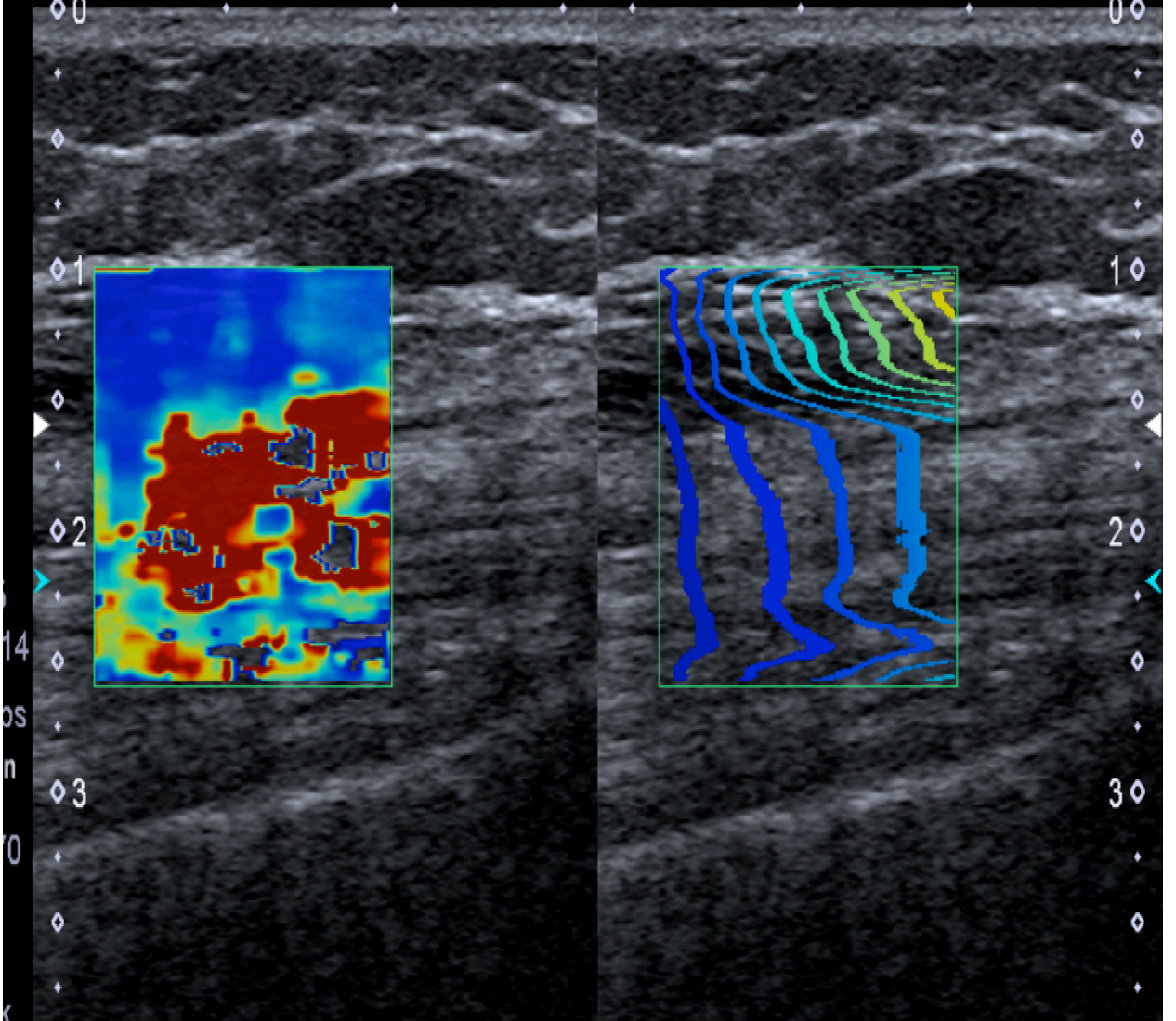


Şekil 2.7: Kuadriseps tendon longitudinal planda B- mod ultrason ve SE elastogram görüntülemesi (35).

Dinamik sonoelastografi olarak da adlandırılan SWE, doku esnekliğinin nicel ve nitel olarak ölçülmesine olanak sağlamakta olup araştırma ve klinik ortamlardaki çeşitli kas iskelet sistemi dokularının değerlendirilmesinde gittikçe artan bir şekilde kullanılmaktadır. SE yönteminin aksine SWE de eksternal kuvvet uygulamak yerine ultrason probu ile incelenecek dokuya yüksek güçlü akustik itici radyasyon kuvveti kısa süreli olarak uygulanmaktadır. Uygulanan kuvvet dokuda horizontal planda minimal kaymalara, yer değiştirmelere neden olur ve bunlara “Shear wave (dalgaları)” (SW) adı verilmektedir. Bu tekniği kullanan ultrason yazılımları ile dokuların elastik kapasitesi ve/veya dalgaların doku içerisinde ilerleme hızı ölçülebilmektedir (m/s). “Shear Wave Speed“ (SWS) olarak adlandırılan bu dalgaların hızı dokunun sertliği ile doğru orantılıdır. Ek olarak SWE, transdüser basıncına, açısına duyarlıdır ve incelenen yapılara göre probun yönüne bağlıdır.

SWE tekniğinde transdüser kompresyonuna gerek duyulmamakla birlikte kullanıcıya bağlı farklılık ortadan kaldırılmıştır. Tek değişken SWS olup dokuya uygulanan kuvvet değişmemektedir. Sonuç olarak elde edilen hız değerleri objektif EM değerlerini göstermektedir. Prob doku yüzeyine fazla basınç uygulamadan temas ettirilmeli aksi durumda EM değerlerinde yalancı bir yükseklik oluşabilmektedir (41). Ultrasonografi ekranında kantitatif SWS haritaları saniyede metre cinsinden hızlarını veya kilopaskal cinsinden doku esnekliğini gösteren renk kodlu bir elastogramla temsil edilir (Şekil 2.8). Renk elastogramları için kırmızı genellikle sert kıvamı, mavi yumuşak kıvamı ve yeşil-sarı renk ise ara sertliği kodlar. SE ile karşılaştırıldığında SWE, daha objektif ve tekrarlanabilir olarak kabul edilir ayrıca doku esnekliğinin doğrudan değerlendirilmesine izin verdiği düşünülmektedir. Kalite indeksi SW yer değiştirmelerinin izlenmesi için korelasyon katsayısı ile ilgilidir. Kare hızı düşük ise kalite indeksi düşüktür ve SWE’ sinde sinyal boşluğu görülür (43).

SWE, mekanik ve elastik doku özelliklerinin ölçülmesini sağlayan hızla gelişen bir ultrasonografi tekniğidir. Kas iskelet sisteminin çeşitli travmatik ve patolojik durumlarının başlangıç karakterizasyonu ve tedavi sonrası takibinde konvansiyonel ultrasonografiyi tamamlamak için kullanılabilir.



Şekil 2.8: Kuadriseps tendon longitudinal planda SWE sırasında izlenen EM ve SWS haritaları

**İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Radyoloji Kliniği*

2.5 HEMODİYALİZ HASTALARINDA TENDON HASARI

KBY farklı etyolojilere sahip olup nefronların ilerleyici ve geri dönüşümsüz kaybı ile seyreden klinik bir durumdur. Glomerüler filtrasyon hızı (GFR) altta yatan nedene göre büyük değişiklik göstermekle birlikte yıllar içinde giderek azalır. Böbrek yetersizliği olduğu bilinen bir olguda; uzun süreli üremik belirti ve bulgular, üç aydan uzun süren azotemi, anemi, hiperfosfatemi, renal osteodistrofi, hipokalsemi belirti ve bulguları ile radyolojik tetkiklerde bilateral küçük böbreklere rastlanması kronik böbrek hastalığı belirteçleridir. KBY erken evrelerinde böbreğin sadece fonksiyonel görevlerinde azalma izlenir. İlerleyen dönemlerde azotemi gelişir ve anemi gibi asemptomatik belirtiler ortaya çıkmaya başlar. GFR 20-25 ml/dk altına düştüğünde ise ileri evreye ulaşmış böbrek yetmezliği söz konusudur. Ekskresyon, biyosentez ve regülasyon gibi böbrek fonksiyonlarında bozulma sonucunda noktüri, kemik ağrıları, halsizlik gibi multipl sistemik klinik şikayetler görülebilir (44).

KBY günümüzde görülme sıklığı ülkemizde de hızla artmakta olan bir hastalıktır. Etiyolojisinde birçok neden bulunmakla birlikte büyük çoğunluğunu diabetes mellitus (DM), hipertansiyon (HT) ve glomerulonefrit (GN) oluşturmaktadır. KBY olan hastaların tedavisi için bulunan seçenekler; periton diyalizi, hemodiyaliz veya renal transplantasyondur. Hemodiyaliz işlemi sırasında uygun geçirgen bir filtre kullanılarak hemodiyaliz solüsyonunun hastanın kanı ile değişimi sağlanır. Ultrafiltrasyon ve difüzyon hemodiyalizin iki ana prensibidir. Difüzyonda kontrasyon farkına bağlı olarak solütler yer değiştirir. Ultrafiltrasyonda ise hidrostatik basınç ile su ve suyu takiben solütler membranın diğer tarafına hareket eder (45).

Böbrekler, barsaklar, paratiroid bezi ve kemikler vücuttaki kalsiyum ve fosfat konsantrasyonlarını etkiler. Azalmış serum kalsiyum seviyeleri parathormon (PTH) seviyelerinde orantılı bir artışı uyarır ve kalsiyumu kemikten harekete geçirir. PTH kemiğin oluşumu ve rezorpsiyonu üzerine

etkiler oluşturabilir. Hipokalsemi, paratiroid bezinin hiperplazisini daha fazla PTH salgılayacak şekilde uyarır ve ortaya çıkan yüksek PTH, kalsiyumu serbest bırakmak için osteoblast uyarımı ile kemik rezorpsiyonunu indükler (1).

Sekonder hiperparatiroidisi olan üremik hastalarda spontan tendon rüptürü mekanizması, tendon insersiyö düzeyindeki komşu kemikte osteoklastlarla oluşturulmuş belirgin osteolitik kemik rezorpsiyonuna sekonder olarak tanımlanmıştır. Bir tendonun spontan rüptürü nadir olmakla birlikte hemodiyaliz hastalarında ve sekonder hiperparatiroidisi olan hastalarda ortaya çıkabilir. Kollajen metabolizmasındaki anormallik, hormonların doğrudan etkileri, doku iskemisi ve distrofik kalsifikasyon rüptüre katkıda bulunan faktörler arasında gösterilebilir. Serumdaki yüksek PTH seviyeleri tendon-kemik bileşkesindeki osteoklastların aşırı aktivitesini uyarır, bu da kemik oluşumundan daha fazla kemik rezorpsiyonuna ve bileşkede kuvvet kaybına yol açar. Nispeten küçük bir kuvvet uygulandığında tendon-kemik bileşkelerinde spontan tendon rüptürlerine neden olabilir (46,47) (Şekil 2.9).



Şekil 2.9: Sagittal T2 Ağırlıklı MR görüntülerde kuadriseps tendon rüptürü gösteren hiperintens T2 sinyal artışı (47).

YÖNTEM

3.1 ÇALIŞMANIN TASARIMI

Çalışma için, İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi' nde Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 24.08.2017 tarihli 2017/0262 no'lu etik kurul kararı mevcuttur.

Araştırmaya bilgilendirilmiş gönüllü onam formunu imzalayan, metabolik ve sistemik hastalığı olmayan, alt ekstremitte muayenesinde derin tendon refleksleri ve kas gücü normal olan 29 sağlıklı gönüllü ile KBY bulunan (DM, HT ve GN'ye sekonder gelişmiş), 3-10 yıl arasında değişen hemodiyaliz programındaki 27 hasta dâhil edilmiştir. Kuadriiceps tendon sonoelastografik bulgularının değerlendirildiği çalışmamızda, gönüllüler çalışma hakkında bilgilendirilip, yazılı onamları alındıktan sonra mevcut hastalıkları, özgeçmişleri, kullanmakta oldukları ilaçlar sorgulanmıştır. Yer çekimine ve manuel dirence karşı her iki alt ekstremitte kaslarının maksimal kasılması manuel kas testi ile 5 üzerinden skorlanmıştır. Kas gücü skoru sadece 5 olanlar kontrol grubuna dahil edilmiştir. Klinik ve laboratuvar bulgularıyla kanıtlanmış KBY bulunan, rutin hemodiyaliz programına dâhil ve hastanemiz nefroloji kliniği takip listesinde yer alanlar hasta grubuna dâhil edilmiştir. Hasta ve kontrol gruplarında ultrasonografi cihazı ile kuadriiceps tendon sonoelastografik özellikleri kaydedildikten sonra çalışma sonlandırılmıştır.

Çalışmaya dahil olma ve çalışmaya dahil olmama kriterleri şu şekildedir.

Çalışmaya Dahil Olma Kriterleri

- 18 yaş üstünde olmak
- Alt ekstremitte kas kuvvet kaybı olmamak
- Herhangi bir sistemik veya metabolik hastalığı olmamak
- Alt ekstremitelerde travma veya cerrahi girişim öyküsü bulunmamak
- Alt ekstremitte derin tendon reflekslerinin normal olması
- Bilgilendirilmiş gönüllü onam formunu imzalamış olmak

Çalışmaya Dahil Olmama Kriterleri:

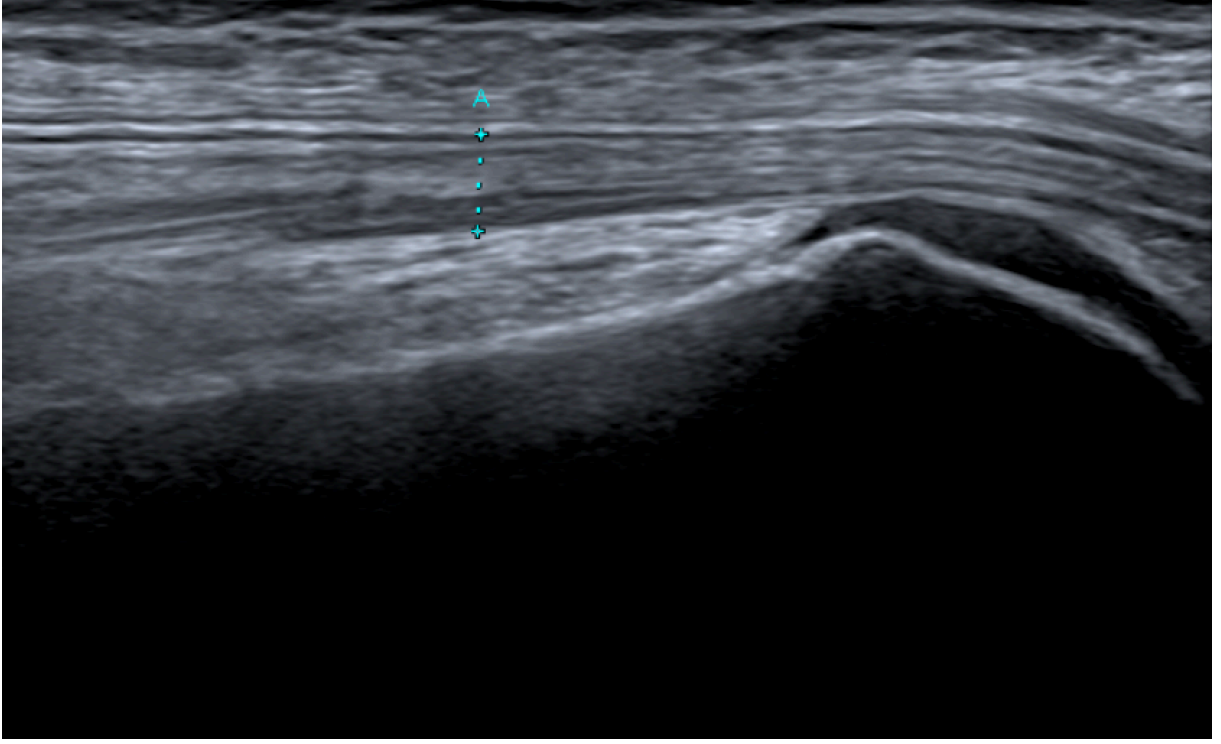
- Sistemik veya metabolik bir hastalığı olması
- Alt ekstremitte derin tendon reflekslerinde patoloji saptanması
- Alt ekstremitte kas kuvvet kaybı bulunması

3.2 EKİPMAN VE GÖRÜNTÜLEME

Tüm sonoelastografik incelemeler SE ve SWE programlarına sahip Aplio TUS-A500 ultrasonografi cihazı (Toshiba Medical Systems Corporation, Otawara, Japonya) ile 14L5-MHz (PLT-1005 BT; frekans aralığı 5-14 MHz) lineer transdüser ile yapılmıştır. Sonoelastografide 6 ve 1 yıllık deneyime sahip iki gözlemci, sonoelastografik değerlendirmeleri birbirlerinin bulgularından habersiz ve bağımsız olarak gerçekleştirdi. SWE bulguları olarak, kilopascal cinsinden doku EM ile saniyede metre cinsinden SWS ve SE bulgusu olarak elastisite paternleri elde edildi.

SWE ve SE çalışmaları gönüllüler sırtüstü pozisyondayken gerçekleştirildi. Ultrason probu yerleştirilmesi ve kuadriseps tendon değerlendirilmesi için

dize yaklaşık 90° fleksiyonda pozisyon verildi. Sagittal planda femur distalinde patella üzerine yerleştirilen prob ile kuadriseps tendondan longitudinal görüntüler alındı (Şekil 3.1). Bu düzeyde prob transvers plana alınarak kuadriseps tendondan aksiyal görüntüler elde edildi. Öncelikle gri skala görüntüler üzerinde longitudinal planda kuadriseps tendondan kalınlık ölçümü yapıp kaydedildi. Bu çalışmada B-mod görüntüleri üzerinde 2 ayrı panelde yarı saydam görüntüler olarak gösterilen EM ve SWS modül görüntüleri kullanılmıştır. EM giderek artan sertliği gösteren mavi, yeşil, sarı ve kırmızı olarak görüntülendi. Kuadriseps tendon distalini içine alan küçük bir elastografik ölçek EM ve SWS modüllerin her ikisinde de olacak şekilde yerleştirildi. Elastografik ölçek 0 ile 180 kPa arasında ayarlandı. EM ve SWS ölçümleri için verilerin doğruluğunun yüksek olduğu, düzgün ve paralel kontur çizgileri olan görüntüler kullanılmıştır. Ölçekteki renksiz bölge, bu alanda hiçbir SW tespit edilmediğini gösterir. SWE incelemesinden sonra aynı ultrasonografi transdüseri ile serbest el tekniği ile aynı düzlemde ve yerde SE gerçekleştirilmiştir. Kuadriseps tendon, ultrasonografi cihazı tarafından sağlanan kalite faktörü içinde simetrik bir sinüzoidal dalgayı yakalamak için periyodik ve düzenli olarak komprese ve dekomprese edildi. SE görüntüsü gri tonlamalı ultrasonografi görüntüsüne eklenmiştir. Elastografik ölçek kuadriseps tendon distalini içerecek şekilde seçilmiştir ve değerlendirmeler dekompresyon fazında gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1: Çalışmamız sırasında sagittal planda femur distalinde patella üzerine yerleştirilen prob ile kuadriseps tendondan longitudinal görüntüler alınarak yapılan kalınlık ölçüm örneği

3.3 DATA ANALİZ

Ölçümler hasta ve kontrol gruplarının her iki dizleri dâhil edilerek yapıldı. Kantitatif SWE değerleri kuadriseps tendon üzerinde ilgi alanı konularak elde edildi. SWE elastisite modunda renk deseni sınıflanmadı. İstatistiksel analizde her bir gözlemci için EM ve SWS' den elde edilen 3 ölçümün ortalama değerini kullanıldı. SE görüntülerinden elde edilen kuadriseps tendon elastisite paterni sert (tip 1; çoğunlukla mavi), orta (tip 2; çoğunlukla yeşil) ve yumuşak (tip 3; çoğunlukla kırmızı) olarak 3 gruba ayrıldı (42).

3.4 İSTATİSTİKSEL YÖNTEMLER

İstatistiksel analiz için Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) version 22.0 software for Windows (IBM Corporation, Armonk, NY) kullanılmıştır. Tanımlayıcı istatistik verilerinde, sayı ve yüzde kategorik değişkenler için; minimum, maksimum ve ortalama değerler ise sayısal değişkenler için verildi. Bağımsız iki grupta sayısal değişkenler için normal dağılım koşulu sağlandığında Student-T test, Mann Whitney-U test ise normal dağılım koşulu sağlanamadığında kullanıldı. Kategorik değişkenler için oranların karşılaştırılması Fisher' s Exact testi ile yapıldı. SWE ve SE değerleri ile yaş arasında Pearson (r) ve Spearman (rho) korelasyon analizleri yapıldı. Bulguların güvenilirliğini değerlendirmek için intraclass correlation coefficient (ICC) kullanıldı. Ortalama ölçümlerin ICC değerleri bildirildi. (0,01 – 0,20) zayıf uyum; (0,21 – 0,4) orta düzey altında uyum; (0,41 – 0,6) orta düzeyde uyum; (0,61 – 0,8) iyi düzeyde uyum ve (0,81 – 1,00) çok iyi düzeyde uyum olarak bildirildi. $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

* Pearson korelasyon katsayı ilişkisi (r);

- $r < 0,2$: korelasyon yok veya çok zayıf ilişki
- $0,2-0,4$: zayıf korelasyon
- $0,4-0,6$: orta düzeyde korelasyon
- $0,6-0,8$: yüksek korelasyon
- $0,8-1,0$: çok yüksek korelasyon



BULGULAR

4.1 TANIMLAYICI İSTATİSTİKSEL VERİLER:

Çalışmaya KBY olan ve 3-10 yıl arasında değişen sürelerde hemodiyaliz programına dâhil 27 hasta grubu ile böbrek fonksiyon testleri ve kas gücü normal olan 29 kontrol grubu dâhil edilmiştir. Kontrol grubunda 9 (%31,03) kadın, 20 (%68,96) erkek; hasta grubunda 12 (%44,44) kadın, 15 (%55,55) erkek bulunmaktadır. Dâhil edilen olgularda hasta grubunda ortalama yaş değeri $61,88 \pm 2,12$ yıl (minimum yaş 22 – maksimum yaş 87); kontrol grubunda ortalama yaş değeri $34,10 \pm 1,26$ yıl (minimum yaş 21 – maksimum yaş 54) olarak hesaplanmıştır.

4.2 SWE VE SE BULGULARININ DEĞERLENDİRİLMESİ:**Tablo 4.1. Gruplar arasında ortalama kuadriseps tendon kalınlıklarının değerlendirilmesi**

Parametre	Gözlemci 1			Gözlemci 2		
	Hasta	Kontrol	<i>P</i> *	Hasta	Kontrol	<i>P</i> *
KTK, (mm)	5,33 ± 0,82	5,83 ± 0,78	0,001	5,31 ± 0,97	5,84 ± 0,70	0,001

**Student-T test*

KTK: Kuadriseps tendon kalınlık

Kuadriseps tendon kalınlığı her iki gözlemci ölçümlerinde hasta grubunda kontrol grubuna göre daha ince bulunmuştur.

Tablo 4.2. Strain elastografide gruplar arasında elastisite paternlerinin değerlendirilmesi

Parametre	Gözlemci 1			Gözlemci 2		
	Hasta n (%)	Kontrol n (%)	<i>P</i> *	Hasta n (%)	Kontrol n (%)	<i>P</i> *
Tip 1	12 (22,2)	28 (48,3)		12 (22,2)	22 (37,9)	
Tip 2	40 (74,1)	30 (42,9)	0,005	38 (51,4)	36 (48,6)	0,025
Tip 3	2 (3,7)	0 (0)		4 (7,4)	0 (0)	

**Fisher' s Exact Test*

Her iki gözlemci tarafından SE' de baskın elastisite paterni hasta ve kontrol grubunda "tip 2" (orta sertlik) olarak saptanmıştır. Kontrol grubunda tip 3 patern izlenmedi. Hasta grubunda kontrol grubuna göre daha fazla sayıda tip 2 ve tip 3 paternde tendon bulunmuştur.

Tablo 4.3. SWE parametre bulgularının gruplar arasında değerlendirilmesi

Parametre	Gözlemci 1			Gözlemci 2		
	Hasta	Kontrol	<i>P</i> *	Hasta	Kontrol	<i>P</i> *
EM,kPa	131,20 (78,70–162,90)	121,00 (27,90-1378)	0,087	131,80 (71,10-164,90)	119,15 (19,40-1332)	0,001
SWS,m/s	6,75 (5,06-7,77)	6,37 (0-7,65)	0,045	6,73 (4,86-7,98)	6,57 (2,56-7,95)	0,025

*Mann-Whitney U Test

EM: Elastik modül

SWS: Shear wave speed

Gözlemci 1 için EM değerleri, hasta ve kontrol grupları arasında anlamlı fark göstermemiştir. Gözlemci 2 için EM değerleri ve her iki gözlemci için SWS değerleri, hasta ve kontrol grupları arasında anlamlı farklılık göstermektedir.

Tablo 4.4. SWE, SE ve KTK bulgularının yaş ile korelasyonu

Parametre	Gözlemci 1		Gözlemci 2	
	Korelasyon	<i>P</i> *	Korelasyon	<i>P</i> *
SWE				
EM	-0,161 ^a	0,091	-0,118 ^a	0,217
SWS	0,174 ^a	0,067	0,152 ^a	0,110
KT				
KTK	-0,336 ^a	0,000	-0,379 ^a	0,000
SE				
Elastisite patern	0,213 ^b	0,024	0,167 ^b	0,078

^aPearson *r*.^bSpearman' s rho.**SWE** : Shear wave elastografi**SWS** : Shear wave speed ; **EM** : Elastik modül**KT** : Kuadriseps tendon ; **KTK** : Kuadriseps tendon kalınlığı**SE** : Strain elastografi

EM ve KTK değerleri arasında yaş ile zayıf negatif korelasyon, SWS değerleri ve elastisite paterni için ise zayıf pozitif korelasyon vardır. Her iki gözlemci için KTK değerleri ve sadece gözlemci 1 için elastisite paterninin yaş ile arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon vardır.

Tablo 4.5. SWE, SE ve KTK değerlerinin hemodiyaliz tedavi süreleri ile korelasyonu

Parametre	Gözlemci 1		Gözlemci 2	
	Korelasyon	<i>P</i> *	Korelasyon	<i>P</i> *
SWE				
EM	-0,252 ^a	0,067	-0,255 ^a	0,063
SWS	-0,331 ^a	0,014	-0,352 ^a	0,009
SE				
Elastisite patern	-0,272 ^b	0,047	-0,258 ^b	0,060
KT				
KTK	-0,275 ^a	0,044	-0,197 ^a	0,154

^aPearson *r*.

^bSpearman' s rho.

SWE : Shear wave elastografi ; **SE** : Strain elastografi

SWS : Shear wave speed ; **EM** : Elastik modül

KT : Kuadriseps tendon ; **KTK** : Kuadriseps tendon kalınlığı

EM, SWS, elastisite paterni ve KTK değerleri ile hemodiyaliz tedavi süreleri arasında zayıf negatif korelasyon vardır. Her iki gözlemci için EM değerlerinde, gözlemci 2 için elastisite paterni ve KTK değerleri arasında hemodiyaliz tedavi süreleri arasında anlamlı korelasyon saptanmamıştır.

Tablo 4.6. ROC analizinden elde edilen veriler

	EAA(%95 CI)	Kestirim değeri	Sensitivite	Spesifite	PPD	NPD	Doğruluk	P*
EM OB2	0,682 (0,582-0,783)	119,10	0,83	0,50	62,4	74,6	66,5	0,001
SWS OB1	0,610 (0,505-0,715)	6,39	0,70	0,52	59,3	63,4	61	0,045
SWS OB2	0,623 (0,519-0,727)	6,57	0,68	0,50	57,6	60,9	59	0,025
KTK OB1	0,339 (0,239-0,439)	5,55	0,42	0,40	41,1	40,8	41	0,003
KTK OB2	0,345 (0,241-0,448)	5,75	0,38	0,42	39,5	40,3	40	0,005

* *EAA: Eğri altındaki alan*

* *PPD(pozitif prediktif değer) / NPD(negatif prediktif değer) / Doğruluk: %*

KTK: Kuadriseps tendon kalınlığı

EM: Elastik modül

SWS: Shear wave speed

Gruplar arası karşılaştırmada anlamlı farklılık saptanan parametreler için ROC analiz yapılmıştır. EM gözlemci 2 için, SWS ise her iki gözlemci için orta duyarlılık ve özgüllükle anlamlı sonuç vermiştir. KTK her iki gözlemci için düşük duyarlılık ve özgüllük göstermektedir.

Tablo 4.7. SWE, SE ve KTK değerlerinin gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi

Parametre	ICC(%95 CI)	P*
SWE		
EM, (kPa)	0,671 (0,522-0,774)	$\leq 0,001$
SWS, (m/s)	0,438 (0,183-0,613)	0,001
Elastisite patern, n(%)	0,750 (0,637-0,828)	0,000
KTK, (mm;SD)	0,873 (0,815-0,912)	0,000

SWE: Shear wave elastografi

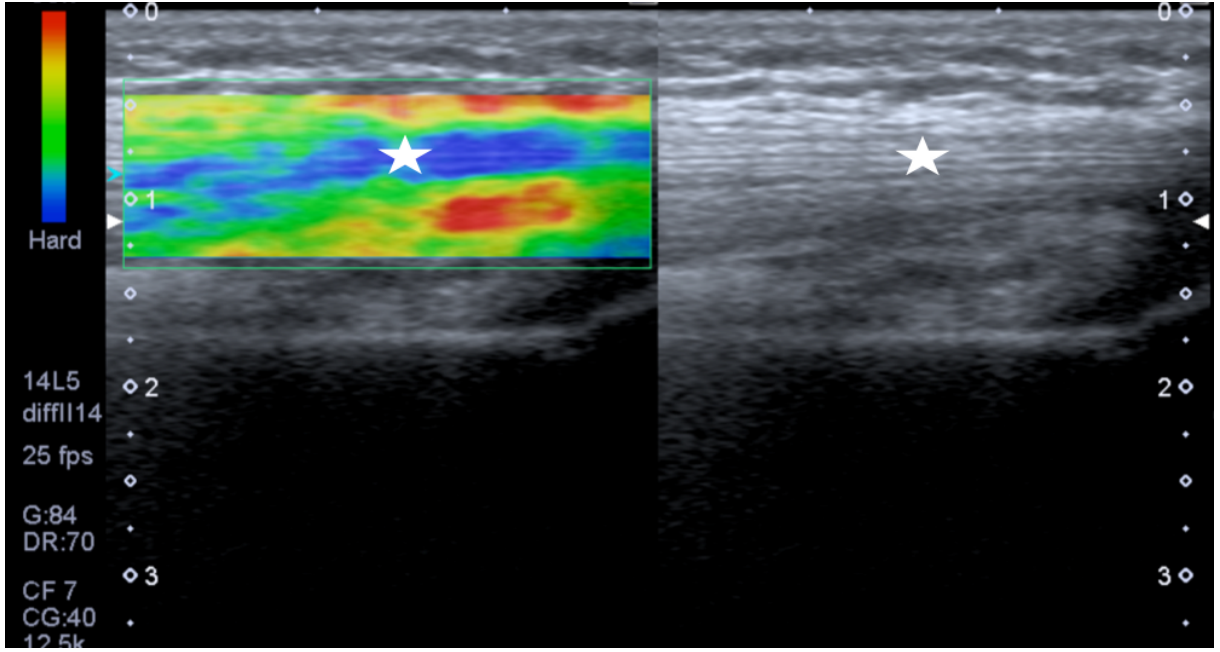
SWS: Shear wave speed ; **EM:** Elastik modül

KTK: Kuadriseps tendon kalınlığı

SWS değerleri için gözlemciler arasında zayıf - orta düzeyde, EM değerleri ve elastisite paterni için orta - iyi düzeyde, KTK değerleri için ise çok iyi düzeyde uyum saptanmıştır.

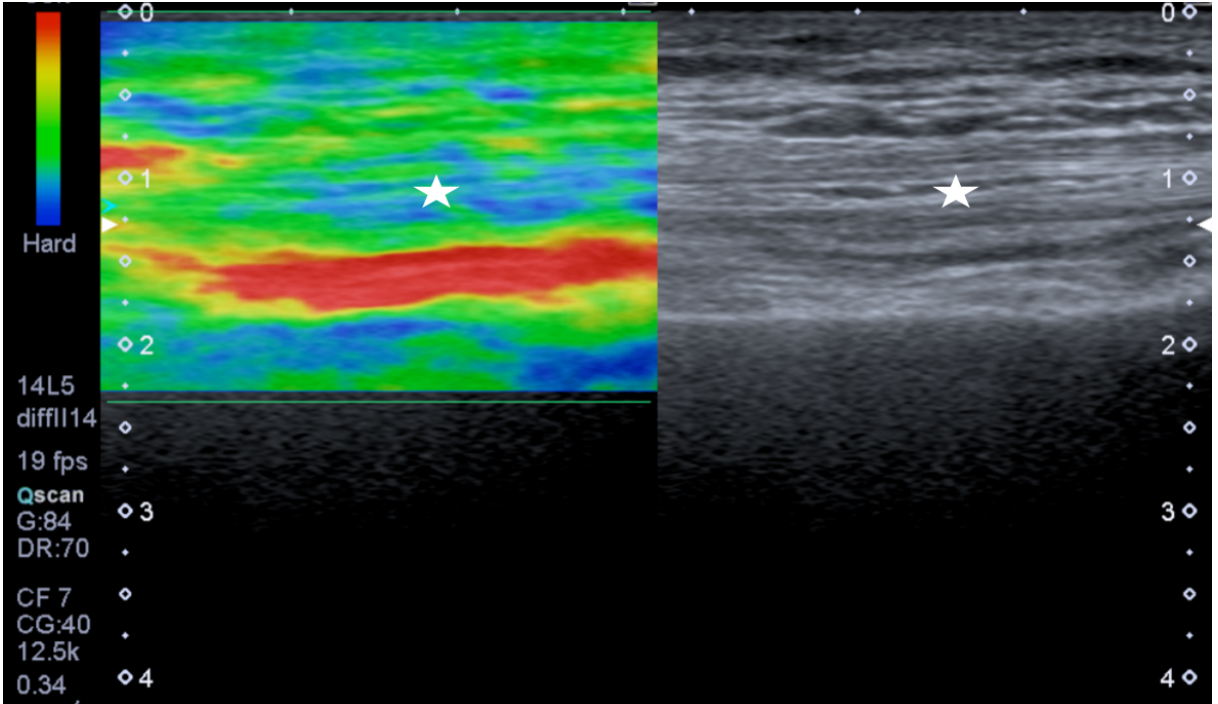
4.3 OLGU ÖRNEKLERİ

OLGU 1



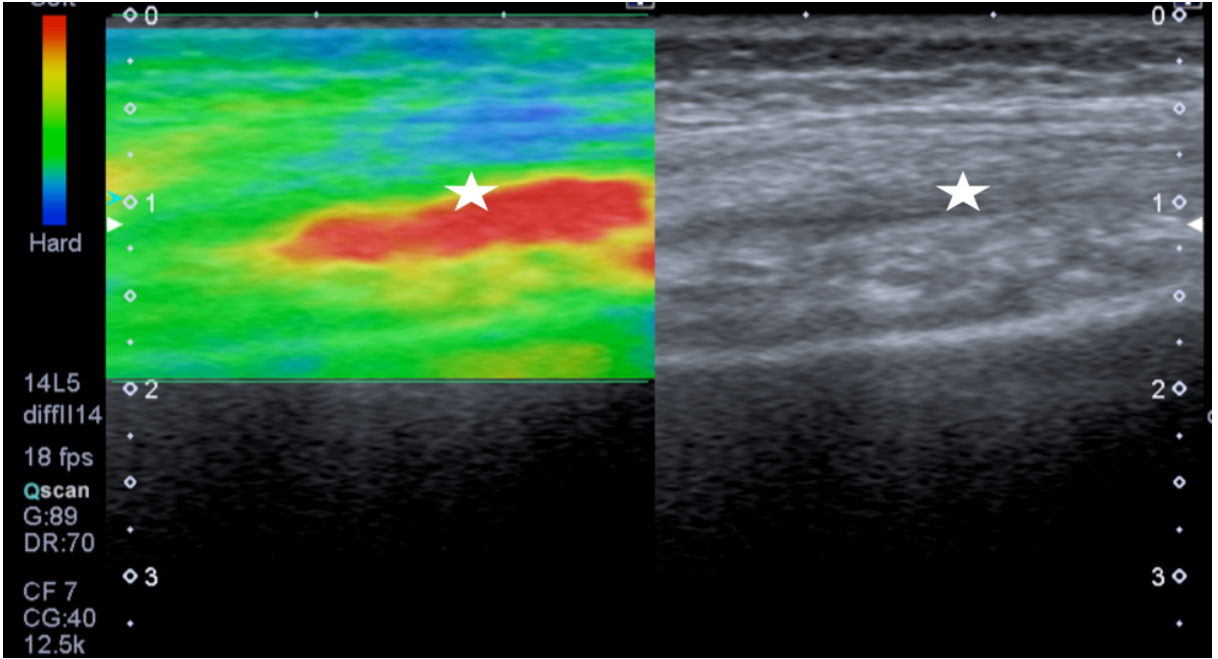
Şekil 4.1: SE. Tip 1. Mavi renklerin ağırlıklı olduğu homojen sert tendon. 29 yaşında sağlıklı erkek gönüllünün kuadriseps tendonundan yapılan SE elastisite paterni olgu örneği.

OLGU 2



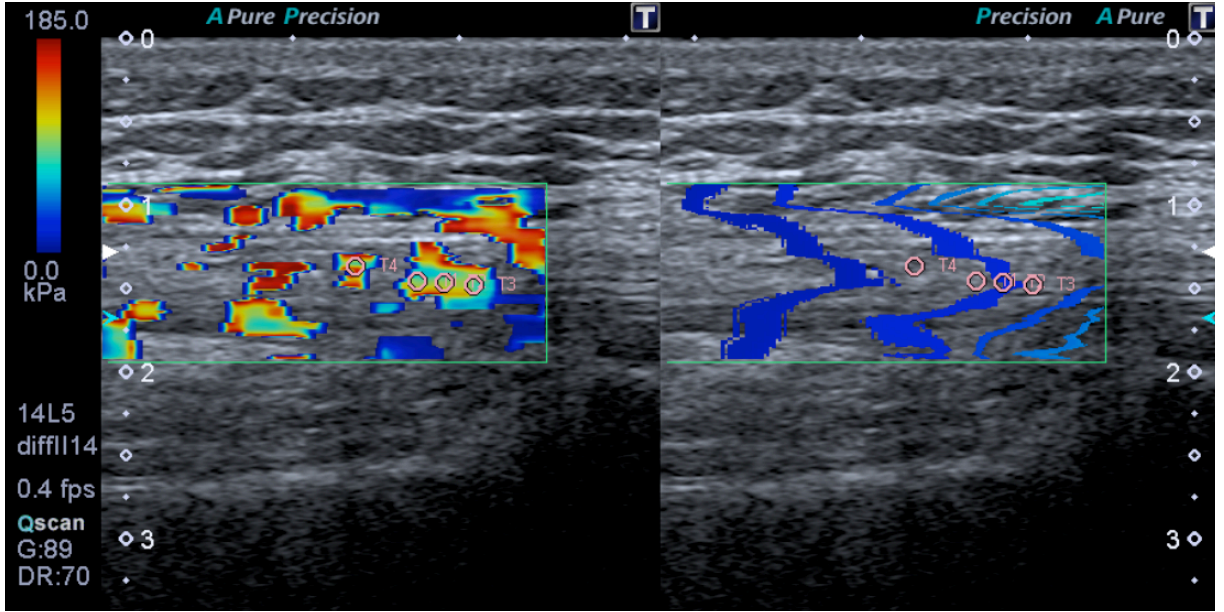
Şekil 4.2: SE. Tip 2. Yeşil ve mavi renklerin ağırlıklı olduğu hafif heterojen orta sertlikte tendon. 27 yaşında sağlıklı kadın gönüllünün kuadriseps tendonundan yapılan SE elastisite paterni olgu örneği.

OLGU 3



Şekil 4.3: SE. Tip 3. Yeşil, sarı ve kırmızı renklerin karışık olarak izlendiği heterojen yapısal olarak bozuk yumuşak tendon. 62 yaşında KBY bulunan 7 yıldır hemodiyaliz programındaki kadın hastanın kuadriseps tendonundan yapılan SE elastisite paterni olgu örneği.

OLGU 4



Şekil 4.4: SWE. 31 yaşında sağlıklı erkek gönüllünün kuadriseps tendonunda ilgi alanı konularak EM ve SWS ölçümlerinin yapıldığı elastogram panelleri.

TARTIŞMA ve SONUÇ

5.1 TARTIŞMA

Ultrasonografi tendon görüntülemesi, yapısının değerlendirilmesi için uygun ve etkili bir yöntemdir. Aynı zamanda birçok tedavi edici işlem için rehberlik görevi görür. Sonoelastografi in vivo doku sertliğini tespit edebilen ve tendinopatilerin tanısında yardımcı olabilecek bir ultrasonografi tekniğidir (48). Bu çalışmanın iki amacı olup birincisi hasta ve kontrol grupları arasında tendon sertliğinde belirgin farklılık izlenip izlenmediğini, ikincisi ise SWE kantitatif parametreleri ve SE kalitatif değerlendirme sonuçlarının kuadriseps tendon esneklik değerlerinin ölçümünde güvenilirliğini belirlemektir.

Tendon defektlerinin çok faktörlü olduğuna inanılmaktadır. Tekrarlayan mikrotravmalar, hipoksiyle birlikte vasküler değişiklikler ve mukoid, kalsifiye ve lipoid dejenerasyonlar mikroskopik değişimlere, tendon kalınlaşmasına, kısmi ve tam kalınlık rüptürlerine yol açabilir. Tendinopati, kısmi rüptürler ve hatta peritendinitin klinik olarak ayırımı zor olabilir. Bu nedenle ultrasonografi ve MRG esas olarak görüntülemeye kullanılmaktadır (15,49,50). Sağlıklı bir tendonun rüptürü nadirdir. Bununla birlikte tendonun, yaşlanmadan dolayı dejeneratif değişikliklere, obez hastalarda yağ infiltrasyonuna ve çeşitli hastalıklara (ateroskleroz, romatoid artrit, KBY, steroid tedavisi vs.) bağlı olarak zayıflaması durumunda nispeten daha düşük stres koşullarında rüptüre olabilir (6,51,52).

KBY'de tendon güçsüzlüğü ve rüptürünün, KBY süresi ve hemodiyaliz tedavi süresi ile ilişkili olduğu gösterilmiştir. Ortaya çıkan yetersiz beslenme, β_2 -amiloidoz ve üremik toksinlerin birikimi gibi uzun süreli kronik hemodiyalizin klasik komplikasyonlarının spontan tendon rüptürü için nedensel faktörler olduğu öne sürülmüştür (46,53). Jones and Kjellstrand literatür vakalarına kendi vakalarını da ekledikleri çalışmalarında kuadriseps tendon rüptürü olan hemodiyaliz tedavisi alan 44 KBY olan hastada uzun hemodiyaliz sürelerinin, genç yaşta hemodiyalize başlanmasının ve yüksek PTH seviyelerine sahip olmanın tendon rüptür riskini arttırdığını belirtmişlerdir (54). Wakker ve ekibi yaptıkları çalışmada sağlıklı gönüllülerde her iki aşil tendonunun kalınlık ve SWE değerlerini yayınlamışlardır. Buna göre sağlıklı gönüllülerde yaptıkları aşil tendon kalınlık ölçümlerini sagittal planda gerçekleştirmiş olup sağ için $4,8 \pm 0,9$ mm ve sol için $4,7 \pm 0,9$ mm ortalama değerlerini bulmuşlardır. Sağ ve sol aşil tendon kalınlık ölçümü için p değeri $< 0,05$ olarak bulunmuş ve istatistiksel anlamlı farklılık mevcuttur. Kalınlık ölçümünde gözlemciler arasında çok iyi düzeyde uyum ($ICC=0,857-0,979$) olduğunu belirtmişlerdir (55). Teber ve arkadaşları ise hemodiyaliz tedavisi alan hasta ve sağlıklı gönüllülerde yaptıkları KTK ölçümlerini sağ ve sol olarak gruplamışlardır. Hasta grubunda ortalama KTK sağ için 4,9 mm (1,9-6,5 mm), sol için 4,9 mm (1,4-6,5 mm); kontrol grubunda ise sağ için 5,4 mm (3,6-7 mm), sol için 5,4 mm (3,4-7 mm) olarak saptamışlardır. Hasta gruplarında KTK'nın belirgin olarak incelendiğini belirtmişlerdir (sağ için p değeri 0,054; sol için p değeri 0,015). Bizim çalışmamızda da tendon rüptürü olmayan hemodiyaliz programına dâhil hastalar ve sağlıklı kontrol grupları karşılaştırıldığında sagittal planda ölçülen KTK hasta popülasyonunda daha ince bulunmuştur. Gözlemci 1 için ortalama KTK $5,59 \pm 0,84$ mm; gözlemci 2 için ise $5,58 \pm 0,88$ mm olarak hesaplanmış olup KTK ölçümlerinde literatür ile uyumlu olarak gözlemciler arasında çok iyi düzeyde uyum ($ICC=0,815-0,912$) saptanmıştır. Teber ve arkadaşlarının sonuçlarına benzer şekilde bizim çalışmamızda da hemodiyaliz tedavi süresi ile KTK arasında anlamlı korelasyon izlenmemiştir. Çalışmamızda yaş ile

KTK arasında ise anlamlı korelasyon bulunmuştur. Hasta popülasyonumuzda hemodiyaliz süreleri literatür verilerine göre daha kısa olup yaklaşık 3-10 yıl arasında değişmektedir. Bu nedenle hemodiyalize sekonder kalsiyum vb. mineral kayıpları sonucu oluşan PTH yüksekliği hastalarımızda bulunmamaktadır. Ayrıca hasta grubunun yaş ortalamasının kontrol grubundan fazla olması nedeniyle tendon incelle bulgumuzun yaş ile uyumlu dejenerasyona mı yoksa hemodiyaliz tedavisi nedeniyle gelişen dejenerasyona sekonder mi oluştuğu net olarak değerlendirilememiştir.

Dizde sınırlı ekstansiyonu bulunan ve proksimal patellada ağrı, ödem bulunan hastalarda tam veya kısmi kuadriseps tendon rüptüründen şüphelenilmelidir. Bununla birlikte suprapatellar bölgede şiddetli ağrı ve yaygın ödem olan hastalarda fiziksel tedavi sınırlı olduğundan tanı genellikle fark edilmez (6,51). Direk diz grafisi ucuz bir tanı aracıdır. Öte yandan sıklıkla spesifik olmayan değişiklikler ve sadece rüptürün dolaylı bulgularını gösterir. Radyografi bulguları olarak yumuşak doku şişmesi, efüzyon, kalsifikasyon, patellanın inferiora ve öne uzanması ile kuadriseps tendon silüetinin bozulması sayılabilir. Ultrasonografi, tendon yırtığı tanısında kullanılan gerçek zamanlı incelemeye izin veren ucuz bir yöntemdir. MRG daha pahalı bir yöntem olup anatomik detayların, yumuşak dokuların yapısının, rüptür büyüklüğünün ve yerinin daha iyi görüntülenmesine olanak sağladığı ve ayrıca preoperatif değerlendirme için yararlıdır (3,7).

Bianchi ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada kuadriseps tendon rüptürünün değerlendirilmesinde ultrasonografinin duyarlılığının ve spesifitesinin yüksek olduğunu tanı ve tedavi yönetiminde kullanılması gerektiği belirtilmiştir. Ödem, kanama, mukoid dejenerasyon ve parsiyel rüptürler izoekoik değişiklikler olarak görülebildiği için kas iskelet sistemi görüntülemelerinde tendon değişikliklerinin ayırımı zor olabilir. Kas iskelet sistemi hastalıklarının değerlendirilmesindeki avantajları ve nispeten

kısıtlılıkları ile birlikte ultrasonografi ve sonoelastografinin günümüzde pratik kullanım sıklığı artmaktadır.

SE, SWE, vibrasyon sonoelastografi ve akustik radyasyon kuvveti sonoelastografi gibi birkaç farklı sonoelastografi tekniği bulunmaktadır (13,56). Bu çalışmada biz aynı zamanda kompresyon ve real-time sonoelastografi olarak da adlandırılan SE ve ek olarak SWE'yi kullandık. SE doku sıkıştırılması sonucu farklı gerinim tepkileri oluştururken, SWE kompresyona gerek olmadan ölçüm yapmaya olanak verir. Sonoelastografi tekniği öncelikle doku elastisitesinde değişikliklere neden olan inflamasyon ve tümörlerin (meme, tiroid ve prostat kanserlerinde daha sıklıkla) ayrıca lenf nodu karakterizasyonunun değerlendirilmesi için kullanılmıştır (57).

Kronik tendinopati, tendonun yumuşamasına, zayıflamasına ve yırtılmalara neden olan kollajen defektlerinden oluşur. Sonoelastografi tendonun sertlik derecesindeki değişimlerin doğru şekilde in vivo ölçümüne yardımcı olan bir görüntüleme tekniğidir. Literatürde yapılan çalışmalarda sağlıklı kontrol gruplarındaki sonoelastografi ölçümlerinde tendonlar sert yapılar olarak belirtilmiştir. Farklı patolojilere sahip hasta grupları oluşturulduğunda ise hastalıklı tendonların yapılarının sonoelastografide daha yumuşak paternde saptandığı gösterilmiştir (15,58).

Teber ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında hemodiyaliz tedavisi alan hasta ve sağlıklı kontrol grupları arasında SE ile kuadriseps tendon sertlik derecelerini karşılaştırmış ve hasta grupta tendon sertliğini azalmış olarak bulmuşlardır. SE renkli haritasında tendon paternlerini tip 1 (çok sert, mavi); tip 2 (sert, mavi-yeşil); tip 3 (orta, yeşil-sarı ve kırmızı) olarak ayırmışlar ve gerinim indeksleri (strain ratio) paylaşmışlardır. SE ölçümleri sonucunda elde ettikleri gerinim indeksleri hasta grubunda belirgin düşük bulunmuştur. Elastisite paternleri değerlendirildiğinde her iki gözlemci de kendi sınıflamalarına göre en sık tip 1 patern elde etmişlerdir. Kontrol grubunda ise her iki gözlemcide tip 3 patern saptanmamıştır. Hasta gruplarında tendon rüptürü bulgusu izlenmemiştir (42). Teber ve

arkadaşlarının çalışmasından farklı olarak çalışmamızda hemodiyaliz tedavisi alan hasta ve sağlıklı gönüllü gruplarının her iki kuadriseps tendonlarında SE patern bulgularına ek olarak SWE bulgularını da ekledik. Ancak SE gerinim indekslerini, oranlama yapabilecek bir referans doku olmadığından değerlendiremedik. SE ye göre tendon elastisite paternlerini tip 1 (sert, çoğunlukla mavi); tip 2 (orta, çoğunlukla yeşil); tip 3 (yumuşak, çoğunlukla kırmızı) şeklinde sınıfladık. Bizim de hasta grubumuzda tendon rüptürü yoktu ve her iki grupta da baskın patern tip 2 olarak saptandı. Kontrol grubunda tip 3 paternde tendon izlenmemekle birlikte hasta grubunda hem tip 3 patern hem de daha fazla sayıda tip 2 paterne sahip tendonlar izlendi. Patern ölçümlerinde gözlemciler arasında orta-iyi düzeyde uyum (ICC=0,637-0,828) saptanmıştır. SE de serbest el tekniği kullanılması yönüyle kullanıcı bağımlı bir uygulamadır. Prob ile uygulanan basıncın bir standardının olamaması nedeniyle kişilerin kendi içinde ve kişiler arasında büyük oranda değişkenliklere neden olabilmektedir. Bunun önüne geçebilmek için uygulanan kompresyon düzeyini gösteren skalalar oluşturulması belli bir basınç aralığı sağlanmasına yardımcı olabilir. Sonoelastografi pencere dahilindeki tüm dokuların ortalama esnekliğini hesapladığından pencere büyüklüğü önemlidir. Biz çalışmamızda bu noktalara dikkat ederek standart bir pencere büyüklüğü ve standart bir kompresyon skalası kullandık. Gözlemciler arası uyumumuzun istatistiksel olarak kabul edilebilir sınırlarda olması standardizasyonumuzun bir sonucu olarak düşünülebilir. Buna karşın uyumun orta- iyi düzeyde kalması da sonoelastografinin yüksek değişkenlik oranlarına bağlı olabilir.

SWE dış kompresyon yerine prob ile dokuya yüksek güçlü akustik itici radyasyon kuvvetinin kısa süreli uygulanması temeline dayalı bir yöntemdir (41). Uygulanan dokuda horizontal planda yer değiştirmelere neden olur ve bu yer değiştirmelere “shear wave” adı verilmektedir. Bu dalgaların hızı ölçülebilir ve hız dokuların sertliği ile doğru orantılıdır. Hafif kompresyon SWE tekniğinde yeterli olmakta ve böylece kullanıcıya bağlı değişkenliğin ortadan kaldırılması hedeflenmektedir. Dokunun maruz

kaldığı kuvvet değişmediği için ve değişen tek parametre SWS olduğundan ölçülen hız değerleri objektif verileri yansıtır. Dalgaların iki veya daha fazla noktası arasındaki ölçülen fark ile hız (SWS, m/s) elde edilir. Dokuların sertliği ise kilopaskal (kPa) cinsinden sonuç veren bir denklem tarafından EM olarak ifade edilir. Doku heterojenitesi EM ölçümünü etkileyebileceğinden SWS değerleri daha güvenilirdir (59,60).

Literatürde kas iskelet sisteminin farklı bileşenleri üzerine elastografi tekniği kullanılarak ultrasonografi ve MRG ile karşılaştırmalı birçok çalışma bulunmaktadır. Aubry ve arkadaşlarının SWE kullanarak normal ve patolojik aşıl tendonları karşılaştırdıkları çalışmada konvansiyonel ultrasonografiye göre SWE de tendinopati saptanma oranları yüksek bulunmuştur (61). Andonian ve arkadaşlarının maraton koşucuları üzerinde yaptıkları diğer bir çalışmada kuadriseps sertliği, güç kaybı ve performansı hakkındaki değerlendirmeler için SWE kullanmanın erken tanı ve tedavi için faydalı olabileceğini bildirmişlerdir (62). Zhang ve ark. ise SWE verilerinde tendinopati durumunda patellar tendonda sağlıklı tendona göre kalınlaşma ve sertleşme olduğunu bildirmişlerdir ve gözlemciler arası uyumu çok iyi (ICC=0,97) düzeydedir (63). Şahan ve arkadaşları çalışmalarında SE ve SWE ile biceps tendonunda tendinopatiyi saptama oranlarının MRG kadar yüksek tanısal doğruluğa sahip olduğunu belirtmişlerdir (64). Peltz ve arkadaşları tendon sertliğinin ölçümünde SWE kullanımını ele aldıkları çalışmalarında yaptıkları ölçümler sonucunda gözlemciler arası uyumu değerlendirdiklerinde, patellar tendonda (ICC=0,57) orta düzeyde, aşıl tendonda (ICC=0,42) orta düzeyde ve kuadriseps tendonda (ICC=0,75) iyi düzeyde değerler belirtmişlerdir (65). Taş ve arkadaşları ise patellar tendon için (ICC=0,71) iyi düzeyde ve rektus femoris kası için (ICC=0,95) çok iyi düzeyde gözlemciler arası uyum saptamışlardır (66).

Bizim çalışmamızda sağlıklı gönüllülerin kuadriseps tendonlarında SWE değerleri hasta gönüllülerin değerlerinden düşük bulunmuştur. Gözlemciler arası uyum ise EM (kPa) için (ICC=0,671) iyi düzeyde, SWS (m/sn) için (ICC=0,438) orta düzeyde bulunmuştur. Literatür verilerinde de görüldüğü üzere aynı kişiler tarafından yapılan ölçümlerde farklı anatomik yapılar incelendiğinde güvenilirlik değerleri de farklılık göstermektedir. Bizim çalışmamızda da gözlemciler arasında uyumun zayıf-orta düzeylerde kalmasının nedeni farklı dönemlerde birbirinden bağımsız yapılan ölçümlerde transdüser kullanımı ve transdüser ile uygulanan basınç değişikliklerinden ayrıca gönüllülerin uyumunda yaşanan sorunlardan kaynaklanabilir.

5.2 TEZİN KISITLILIKLARI

Çalışmamızda bazı kısıtlılıklar mevcuttur. İlk olarak çalışma grubumuz küçüktü ve MRG ile karşılaştırma yapmadık. İkincisi, hasta ve kontrol grubunda dengeli bir cinsiyet dağılımı yoktu ve hemodiyaliz süreleri 10 yılın altındaydı. Üçüncüsü, SE ölçümleri gözlemci bağımlılığı göstermektedir. Her ne kadar cihaz tarafından sağlanan kalite aralığına göre SE ölçümleri yapılsa da dış basınç için mevcut bir veri olmadığından çalışma sırasında standart dışı dış kuvvet elastisite özelliklerini etkileyebilir. Dördüncüsü, SWE sırasında her iki gözlemci tarafından özellikle bir dış güç uygulamamış olsa da transdüser ile oluşan minimum etkiler veya istemsiz basınç uygulamaları SWS üzerine değiştirici etki sağlamış olabilir. Son olarak sonoelastografik özelliklerin kullanıcıya bağlı değişkenliğini ayırt etmek için faydalı olabilecek bir değerlendirme olan gözlemci içi güvenilirliği değerlendirmedik.

5.3 SONUÇ

Dejeneratif tendon hasarlarının tanısının erken dönemde saptanması tedavi ve tedavi sonrası için iyileşme döneminde büyük öneme sahiptir. SWE ve SE tendonların fonksiyonel kapasitesinin belirlenmesi ve zaman içerisinde tendon sertliği değişikliklerinin noninvaziv olarak değerlendirilebilmesi için klinik pratikte kullanılabilir. Bununla birlikte sonoelastografik yöntemlerin tendonlarda patolojik lezyonların yerinin belirlenmesi amacıyla tanısal bir araç olarak kullanılması da uygun olabilir. Çalışmamızda, kuadriseps tendon sonoelastografik bulgularının gözlemciler arası güvenilirliği SWE'ye göre orta düzeyde, SE'ye göre ise iyi düzeyde bulunmuş olup sonoelastografik yöntemlerin uygulanmasındaki kullanıcı farklılığına bağımlı sonuçlar, standardizasyonunun sağlanması için güvenilirliği etkileyen faktörlerin iyi anlaşılması gerektiğini göstermektedir.

Kaynaklar

1. Jones N, Kjellstrand CM. Spontaneous tendon ruptures in patients on chronic dialysis. *Am J Kidney Dis.* 1996;28(6):861–6.
2. Shiota E, Tsuchiya K, Yamaoka K, Kawano O. Spontaneous major tendon ruptures in patients receiving long-term hemodialysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;(394):236–42.
3. Shah MK. Simultaneous bilateral quadriceps tendon rupture in renal patients. *Clin Nephrol.* 2002;58(2):118–21.
4. Anderson WE, Habermann ET. Spontaneous bilateral quadriceps tendon rupture in a patient on hemodialysis. *Orthop Rev.* 1988;17(4):411–4.
5. Harcke H, Grissom L, Finkelstein M. Evaluation of the musculoskeletal system with sonography. *Am J Roentgenol.* 1988;150(6):1253–61.
6. Bianchi S, Zwass A, Abdelwahab IF, Banderali A. Diagnosis of tears of the quadriceps tendon of the knee: value of sonography. *Am J Roentgenol.* 1994;162(5):1137–40.
7. Walker LG, Glick H. Bilateral spontaneous quadriceps tendon ruptures. A case report and review of the literature. *Orthop Rev.* 1989;18(8):867–71.
8. Grassi W, Lamanna G, Farina A, Cervini C. Synovitis of small joints: sonographic guided diagnostic and therapeutic approach. *Ann Rheum Dis.* 1999;58(10):595–7.
9. Moosikasuwan JB, Miller TT, Burke BJ. Rotator Cuff Tears: Clinical, Radiographic, and US Findings. *RadioGraphics.* 2005;25(6):1591–607. doi:10.1148/rg.256045203
10. Hodgson RJ, O'Connor PJ, Grainger AJ. Tendon and ligament imaging. *Br J Radiol.* 2012;85(1016):1157–72. doi:10.1259/bjr/34786470

11. Rockett MS, Waitches G, Sudakoff G, Brage M. Use of ultrasonography versus magnetic resonance imaging for tendon abnormalities around the ankle. *Foot ankle Int.* 1998;19(9):604–12.
12. 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):111–34.
doi:10.1177/016173469101300201
13. Lalitha P, Reddy MCB, Reddy KJ. Musculoskeletal Applications of Elastography: a Pictorial Essay of Our Initial Experience. *Korean J Radiol.* 2011;12(3):365. doi:10.3348/kjr.2011.12.3.365
14. Klauser AS, Peetrons P. Developments in musculoskeletal ultrasound and clinical applications. *Skeletal Radiol.* 2010;39(11):1061–71. doi:10.1007/s00256-009-0782-y
15. Klauser A, Faschingbauer R, Jaschke W. Is Sonoelastography of Value in Assessing Tendons? *Semin Musculoskelet Radiol.* 2010;14(3):323–33. doi:10.1055/s-0030-1254521
16. Evans A, Whelehan P, Thomson K, et al. Quantitative shear wave ultrasound elastography: initial experience in solid breast masses. *Breast Cancer Res.* 2010;12(6):R104. doi:10.1186/bcr2787
17. 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(4):438–54.
doi:10.3109/02841851003627809
18. Fullerton GD, Rahal A. Collagen structure: The molecular source of the tendon magic angle effect. *J Magn Reson Imaging.* 2007;25(2):345–61. doi:10.1002/jmri.20808
19. Benjamin M, Milz S, Bydder GM. Magnetic resonance imaging of entheses. Part 1. *Clin Radiol.* 2008;63(6):691–703.
doi:10.1016/j.crad.2007.12.011
20. Williams PL, Warwick R, Dyson M, Bannister LH. *Gray's anatomy.* 37th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone: book review 1989;76(12):1359–1359. doi:10.1002/bjs.1800761258

21. Wilson SA, Vigorita VJ, Scott W. Scott W, editor. Anatomy of the Knee. Mosby Years Book: book review 1994;15-54.
22. Parson SH. Clinically Oriented Anatomy. 6th ed. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins. J Anat. 2009;215(4):474–474. doi:10.1111/j.1469-7580.2009.01136.x
23. Iliadis AD. The Operative Management of Patella Malalignment. Open Orthop J. 2012;6(1):327–39. doi:10.2174/1874325001206010327
24. Bouffard JA, Eyler WR, Introcaso JH, Van Holsbeeck M. Sonography of tendons. Ultrasound Quarterly. 1993; 259–286.
25. Alves TI, Girish G, Brigido MK, Jacobson JA. US of the Knee: Scanning Techniques, Pitfalls, and Pathologic Conditions. RadioGraphics. 2016;36(6):1759–75. doi:10.1148/rg.2016160019
26. Winter F. Musculoskeletal Ultrasound Imaging Technique and Normal Tissue Characteristics. BMUS Bull. 1998;25;6(4):8–10. doi:10.1177/1742271X9800600403
27. Lin J, Fessell DP, Jacobson JA, Weadock WJ, Hayes CW. An Illustrated Tutorial of Musculoskeletal Sonography. Am J Roentgenol. 2000;175(5):1313–21. doi:10.2214/ajr.175.5.1751313
28. Peh WC, Chan JH. The magic angle phenomenon in tendons: effect of varying the MR echo time. Br J Radiol. 1998;71(841):31–6. doi:10.1259/bjr.71.841.9534696
29. Erickson SJ, Cox IH, Hyde JS, Carrera GF, Strandt JA, Estkowski LD. Effect of tendon orientation on MR imaging signal intensity: a manifestation of the “magic angle” phenomenon. Radiology. 1991;181(2):389–92. doi:10.1148/radiology.181.2.1924777
30. Schick F, Dammann F, Lutz O, Claussen CD. Adapted techniques for clinical MR imaging of tendons. MAGMA. 1995;3(2):103–7.
31. Calleja M, Connell D. The Achilles Tendon. Semin Musculoskelet Radiol. 2010;14(3):307–22. doi:10.1055/s-0030-1254520
32. Du J, Chiang AJ-T, Chung CB, et al. Orientational analysis of the Achilles tendon and enthesis using an ultrashort echo time spectroscopic imaging sequence. Magn Reson Imaging.

- 2010;28(2):178–84. doi:10.1016/j.mri.2009.06.002
33. Robson M, Benjamin M, Gishen P, Bydder G. Magnetic resonance imaging of the Achilles tendon using ultrashort TE (UTE) pulse sequences. *Clin Radiol.* 2004;59(8):727–35. doi:10.1016/j.crad.2003.11.021
34. Robson M, Gatehouse P, So P, Bell J, Bydder G. Contrast enhancement of short T2 tissues using ultrashort TE (UTE) pulse sequences. *Clin Radiol.* 2004;59(8):720–6. doi:10.1016/j.crad.2003.09.025
35. Hodgson RJ, O'Connor P, Moots R. MRI of rheumatoid arthritis image quantitation for the assessment of disease activity, progression and response to therapy. *Rheumatology.* 2008;47(1):13–21. doi:10.1093/rheumatology/kem250
36. Shalabi A, Kristoffersen-Wiberg M, Papadogiannakis N, Aspelin P, Movin T. Dynamic contrast-enhanced mr imaging and histopathology in chronic achilles tendinosis. A longitudinal MR study of 15 patients. *Acta Radiol.* 2002;43(2):198–206.
37. DeLee JC, Cravitt DF. Rupture of the quadriceps tendon after a central third patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1991;19(4):415–6. doi:10.1177/036354659101900418
38. 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(6):895–902. doi:10.7863/jum.2012.31.6.895
39. Bilgen M, Insana MF. Error analysis in acoustic elastography. I. Displacement estimation. *J Acoust Soc Am.* 1997;101(2):1139–46. doi:10.1121/1.418018
40. Havre RF, Elde E, Gilja OH, et al. Freehand Real-Time Elastography: Impact of Scanning Parameters on Image Quality and In Vitro Intra- and Interobserver Validations. *Ultrasound Med Biol.* 2008;34(10):1638–50. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2008.03.009

41. Balleyguier C, Ciolovan L, Ammari S, et al. Breast elastography: The technical process and its applications. *Diagn Interv Imaging*. 2013;94(5):503–13. doi:10.1016/j.diii.2013.02.006
42. Teber MA, Oğur T, Bozkurt A, et al. Real-time sonoelastography of the quadriceps tendon in patients undergoing chronic hemodialysis. *J Ultrasound Med*. 2015;34(4):671–7. doi:10.7863/ultra.34.4.671
43. Li Y, Snedeker JG. Elastography: Modality-specific approaches, clinical applications, and research horizons. *Skeletal Radiol*. 2011;40(4):389–97. doi:10.1007/s00256-010-0918-0
44. Zoccali C. Traditional and emerging cardiovascular and renal risk factors: An epidemiologic perspective. *Kidney Int*. 2006;70(1):26–33. doi:10.1038/sj.ki.5000417
45. Busch M, Franke S, Müller A, et al. Potential cardiovascular risk factors in chronic kidney disease: AGEs, total homocysteine and metabolites, and the C-reactive protein. *Kidney Int*. 2004;66(1):338–47. doi:10.1111/j.1523-1755.2004.00736.x
46. Wani N, Malla H, Kosar T, Dar I. Bilateral quadriceps tendon rupture as the presenting manifestation of chronic kidney disease. *Indian J Nephrol*. 2011;21(1):48. doi:10.4103/0971-4065.78079
47. Kim BS, Kim YW, Song EK, Seon JK, Kang K Do, Kim HN. Simultaneous Bilateral Quadriceps Tendon Rupture in a Patient with Chronic Renal Failure. *Knee Surg Relat Res*. 2012;24(1):56–9. doi:10.5792/ksrr.2012.24.1.56
48. Alfuraih AM, O'Connor P, Hensor E, Tan AL, Emery P, Wakefield RJ. The effect of unit, depth, and probe load on the reliability of muscle shear wave elastography: Variables affecting reliability of SWE. *J Clin Ultrasound*. 2018;46(2):108–15. doi:10.1002/jcu.22534
49. Khan KM, Forster BB, Robinson J, et al. Are ultrasound and magnetic resonance imaging of value in assessment of Achilles tendon disorders? A two year prospective study. *Br J Sports Med*]. 2003;37(2):149–53. doi:10.1136/bjism.37.2.149
50. Nallamshetty L, Nazarian LN, Schweitzer ME, et al. Evaluation of

- posterior tibial pathology: comparison of sonography and MR imaging. *Skeletal Radiol.* 2005;34(7):375–80. doi:10.1007/s00256-005-0903-1
51. Potasman I, Bassan HM. Multiple tendon rupture in systemic lupus erythematosus: case report and review of the literature. *Ann Rheum Dis.* 1984;43(2):347–9. doi:10.1136/ard.43.2.347
52. Heyde CE, Mahlfeld K, Stahel PF, Kayser R. Ultrasonography as a reliable diagnostic tool in old quadriceps tendon ruptures: a prospective multicentre study. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2005;13(7):564–8. doi:10.1007/s00167-004-0576-7
53. Vigneswaran N, Lee K, Yegappan M. Spontaneous bilateral quadriceps tendon rupture: case report. *Singapore Med J.* 2007;48(11):1051–4.
54. Jones N, Kjellstrand CM. Spontaneous tendon ruptures in patients on chronic dialysis. *Am J Kidney Dis.* 1996;28(6):861–6. doi:10.1016/S0272-6386(96)90386-8
55. Wakker J, Kratzer W, Graeter T, Schmidberger J. Elasticity standard values of the Achilles tendon assessed with acoustic radiation force impulse elastography on healthy volunteers: a cross section study. *BMC Musculoskelet Disord .* 2018;19(1):139. doi:10.1186/s12891-018-2056-0
56. Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. *Br J Radiol.* 2012;85(1019):1435–45. doi:10.1259/bjr/93042867
57. Palmeri ML, Nightingale KR. What challenges must be overcome before ultrasound elasticity imaging is ready for the clinic? *Imaging Med.* 2011;3(4):433–44. doi:10.2217/iim.11.41
58. Sharma P, Maffulli N. Biology of tendon injury: healing, modeling and remodeling. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 6(2):181–90.
59. Tozaki M, Isobe S, Sakamoto M. Combination of elastography and tissue quantification using the acoustic radiation force impulse (ARFI) technology for differential diagnosis of breast masses. *Jpn J*

- Radiol. 2012;30(8):659–70. doi:10.1007/s11604-012-0106-3
60. Bai M, Du L, Gu J, Li F, Jia X. Virtual touch tissue quantification using acoustic radiation force impulse technology: initial clinical experience with solid breast masses. *J Ultrasound Med.* 2012;31(2):289–94. doi:10.7863/jum.2012.31.2.289
61. Aubry S, Nueffer JP, Tanter M, Becce F, Vidal C, Michel F. Viscoelasticity in Achilles Tendonopathy: Quantitative Assessment by Using Real-time Shear-Wave Elastography. *Radiology.* 2015;274(3):821–9. doi:10.1148/radiol.14140434
62. Andonian P, Viallon M, Le Goff C, et al. Shear-Wave Elastography Assessments of Quadriceps Stiffness Changes prior to, during and after Prolonged Exercise: A Longitudinal Study during an Extreme Mountain Ultra-Marathon. *PLoS One.* 2016;11(8). doi:10.1371/journal.pone.0161855
63. Zhang ZJ, Ng GY, Lee WC, Fu SN. Changes in Morphological and Elastic Properties of Patellar Tendon in Athletes with Unilateral Patellar Tendinopathy and Their Relationships with Pain and Functional Disability. *PLoS One.* 2014;9(10). doi:10.1371/journal.pone.0108337
64. Sahan MH, Inal M, Burulday V, Kultur T. Evaluation of tendinosis of the long head of the biceps tendon by strain and shear wave elastography. *Med Ultrason.* 2018;20(2):192. doi:10.11152/mu-1323
65. Peltz CD, Haladik JA, Divine G, Siegal D, van Holsbeeck M, Bey MJ. ShearWave elastography: repeatability for measurement of tendon stiffness. *Skeletal Radiol.* 2013;42(8):1151–6. doi:10.1007/s00256-013-1629-0
66. Taş S, Onur MR, Yılmaz S, Soylu AR, Korkusuz F. Shear Wave Elastography Is a Reliable and Repeatable Method for Measuring the Elastic Modulus of the Rectus Femoris Muscle and Patellar Tendon. *J Ultrasound Med.* 2017;36(3):565–70. doi:10.7863/ultra.16.03032

