



**T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI**

**ERİŞKİNLERDE PATELLAR TENDON ELASTİKİYETİNİN DEKATLARA
GÖRE SHEAR WAVE ELASTOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**TIPTA UZMANLIK TEZİ
DR. MEHTAP OKTAY**

DÜZCE-2018



**T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI**

**ERİŞKİNLERDE PATELLAR TENDON ELASTİKİYETİNİN DEKATLARA
GÖRE SHEAR WAVE ELASTOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**TIPTA UZMANLIK TEZİ
DR. MEHTAP OKTAY**

Doç. Dr. ELİF NİSA ÜNLÜ

DÜZCE-2018

ÖNSÖZ

Tüm asistanlık eğitimim sürecinde değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, hoşgörülerini benden esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Alp Alper ŞAFAK'a, Prof. Dr. Ömer ÖNBAŞ'a, Yard. Doç. Dr. Hasan Baki ALTINSOY'a, Yard. Doç. Dr. Derya GÜÇLÜ'ye ve diğer değerli hocalarıma,

Her konuda desteğini hissettiğim, bilgi ve deneyimlerinden faydalandığım, tezimin hazırlanmasında yardımlarını esirgemeyen Doç. Dr. Elif Nisa ÜNLÜ'ye,

Tezimin istatistik analizlerinde büyük emeği olan Yard. Doç. Dr. Mehmet Ali SUNGUR'a, teknik ve manevi desteğinden dolayı Yard. Doç. Dr. Merve ALPAY'a,

Birlikte çalıştığım bütün asistan arkadaşlarım ve Radyoloji Anabilim Dalı çalışanlarına,

Yaşamım boyunca maddi ve manevi her zaman yanımda olan aileme en içten duygularıyla teşekkür ederim.

ÖZET

Çalışmamızın amacı, normal patellar tendonu shear wave elastografi ile değerlendirmek ve tendon elastikiyetinin yaş ile birlikte değişip değişmediğini saptamaktır.

Çalışmaya 74'ü kadın ve 61'i erkek olmak üzere toplam 135 sağlıklı gönüllü birey dahil edilmiştir. Olgular dekatlara göre 20-29 yaş (1.Grup), 30-39 yaş (2.Grup), 40-49 yaş (3.Grup), 50-59 yaş (4.Grup) ve 60-69 yaş (5.Grup) olarak gruplandırılmıştır. Siemens Acuson-S2000 US cihazı ile 9L4 (4-9 MHz) lineer prob kullanılarak patellar tendonun uzunluğu ve üst, orta ve alt kısımlarda kalınlıkları ölçülmüştür. Virtual Touch Quantification (VTQ/ARFI) yöntemiyle üst, orta ve alt bölgenin elastografisi yapıldı ve sonuçlar birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Olguların radyolojik parametreleri, BMI değerleri ile de karşılaştırılmıştır.

Erkeklerde kadınlara göre tüm yaş gruplarında patellar tendon uzunluğu, kalınlığı ve SWV değerleri yüksek bulundu ($p = 0,001$). Yaş grubu arttıkça shear wave hızında istatistiksel olarak anlamlı azalma bulundu ($p = 0,001$). BMI ile SWV arasında zayıf negatif korelasyon bulundu.

Çalışmamızın sonucunda, patellar tendon sertliğinde yaş ile birlikte istatistiksel olarak anlamlı azalma bulunmuştur. Bu konuda daha ileri çalışmalar yapılması daha net bilgilere ulaşılmasını sağlayacaktır. Sonuç olarak ultrason elastografi, patellar tendon değerlendirilmesinde US'ye yardımcı ve güvenilir bir yöntemdir.

SUMMARY

The purpose of our study is to examine normal patellar tendon with shear wave elastography and determine if tendon elasticity changes with age.

In this study, 135 healthy volunteers were included as 74 females and 61 males. Cases were categorized according to the decades, as ages 20-29 (Group 1), ages 30-39 (Group 2), ages 40-49 (Group 3), ages 50-59 (Group 4) and ages 60-69 (Group 5). With Siemens Acuson-S2000 US device, by using 9L4 (4-9 MHz) linear probe, the length of the patellar tendon and its thickness at the top, middle and bottom parts were measured. With Virtual Touch Quantification (VTQ/ARFI) method, the elastography of the top, middle and bottom parts were made and the results were compared with each other. The radiological parameters of the cases were also compared with their BMI values.

The patellar tendon length, thickness and SWV values were found higher among men when compared to women in all age groups ($p = 0,001$). As the age group increases, a statistically significant decrease in the shear wave speed was found ($p = 0,001$). A weak negative correlation was found between BMI and SWV.

According to the results of our study, the patellar tendon rigidity shows a statistically significant decrease with age. Carrying out further studies about this subject would lead to more specific information. As a result, ultrasound elastography for patellar tendon assessment supports US and it is a reliable method.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	i
ÖZET.....	ii
SUMMARY.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR	v
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
TABLO LİSTESİ.....	viii
1- GİRİŞ.....	1
2- GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Embriyoloji	3
2.2.Dizin Ekstansör Mekanizmasının Anatomisi.....	4
2.2.1 Kuadriseps Femoris Kası ve Tendonunun Anatomisi	4
2.2.2 Patella Anatomisi	5
2.2.3 Patellar Tendon Anatomisi	5
2.2.3.1 Patellar Tendon Görüntüleme.....	6
2.2.3.2. Patellar Tendon Patolojileri	7
2.3 Tendon Yapısı	11
2.4. Elastografi Fiziği	14
2.4.1. Strain Görüntüleme.....	19
2.4.2. Shear Wave Görüntüleme.....	21
3- GEREÇ VE YÖNTEM	26
4- BULGULAR	29
5- TARTIŞMA	39
6- SONUÇLAR	48
7- KAYNAKLAR	49

SİMGELER VE KISALTMALAR

σ :Stres

Γ : Elastik modül, esneklik katsayısı

ϵ : Strain

σ_n : Yüzeye dik stres

ϵ_n : Yüzeye dik bir strain

σ_s : Shear stresi

ϵ_s : Shear straini

σ_b : Hacim straini

ϵ_b : Hacim straini

c_s : Shear dalga hızı, makaslama dalga hızı

cm/s : Santimetre/saniye

E : Young modülü

ECM : Ekstrasellüler matriks

G : Shear modülü

K :Bulk modülü

m/s : Metre/saniye

μm : Mikrometre

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

BMI: Body mass indeks

1D-TE : 1dimensional transient elastography (1 boyutlu geçici elastografi)

2D-SWE : 2 dimensional shear wave elastography (2 boyutlu shear wave elastografi)

GIBA: Niteliksel Görüntüleme Biyomarkerleri Birliği

kPa : Kilopaskal

MHz: Megahertz

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

PT: Patellar tendon

pSWE : Point shear wave elastography (Noktasal shear wave elastografi)

RF: Radyofrekans

ROI : Region of interest

SE: Strain elastografi

SWV: Shear wave velocity (makaslama dalga hızı)

SWE :Shear Wave Elastografi

US: Ultrasonografi

USE: Ultrason elastografi

VTI:Virtual Touch Imaging

VTIQ: Virtual Touch İmaging Quantification

VTQ: Virtual Touch Quantification

Şekil 2.1. Diz anatomisinin önden görünümü.....	4
Şekil 2.2. Patellar tendonun sonografik görünümü.....	7
Şekil 2.3. Tendonun mikro yapısının şematik gösterimi.....	12
Şekil 2.4. Tendonun kesitsel görünümü.....	13
Şekil 2.5. Ultrason elastografi deformasyon modelleri.....	16
Şekil 2.6. Ultrason elastografi fiziği, ölçüm yöntemleri.....	18
Şekil 2.7. Dokudan kompresyondan önce (A) ve sonra (B) geri dönen RF dalgaları.....	20
Şekil 2.8. Ultrason Elastografi Teknikleri.....	24
Şekil 3.1. Patellar tendon görüntülenmesi sırasında uygulanan US tekniği.....	27
Şekil 3.2. Patellar tendon US boyut ölçümleri.....	27
Şekil 4.1. Patellar tendon orta bölümde SWV ve yaş grupları arasındaki grafik-şablon...	33
Şekil 4.2. Patellar tendon orta bölümde SWV ve yaş grupları arasındaki grafik.....	34
Şekil 4.3. Olgu 1.....	36
Şekil 4.4. Olgu 2.....	36
Şekil 4.5. Olgu 3.....	37
Şekil 4.6. Olgu 4.....	37
Şekil 4.7. Olgu 5.....	38

Tablo 4.1. Yaş- boy- kilo analizleri.....	29
Tablo 4.2. Yaş grupları ve olgu sayıları.....	29
Tablo 4.3. Yaş grupları ve cinsiyet analizi.....	30
Tablo 4.4. Yaş grupları ve tendon uzunluk analizi.....	31
Tablo 4.5. Tendon üst, orta ve alt uç kalınlıklarının cinsiyet ve yaş gruplarına göre analizi..	32
Tablo 4.6. Yaş grupları ve SWV analizleri.....	34
Tablo 4.7. BMI ile SWV arasındaki ilişki.....	35
Tablo 4.8. Boy ile patellar tendon kalınlık, uzunluk ve SWV analizi.....	35

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Diz eklemi vücuttaki en büyük eklem olup kemik, eklem dışı ve eklem içi yapılardan oluşur. Dizin ekstansör mekanizması, dizin anteriorunda bulunan yapılar tarafından sağlanır. Bunlar kuadriseps kası, kuadriseps tendonu, patella ve patellar tendondur (1,2).

Dizin önemli ekstansör yapılarından biri olan patellar tendona yürüme, koşma ve zıplama gibi hareketler sırasında ciddi kuvvet uygulanmaktadır (3,4). Bu kuvvetlerin sürekli tekrarlanması sonucu ve yaşla birlikte görülme sıklığı artan patellar tendinopati gelişebilmektedir (5,6). Osgood-Schlatter Hastalığı ve Sinding-Larsen-Johansson Sendromu ise adölesanlarda, gelişmekte olan diz eklemindeki tekrarlayan mikrotravmalara bağlı olarak gelişen patolojilerdir (7,8). Ayrıca ön çapraz bağ yırtığı rekonstrüksiyonu operasyonlarında kemik-patellar tendon-kemik otogrefti kullanılması sık uygulanan yöntemlerden biridir (9). Bu özelliklerinden dolayı patellar tendon fizyolojik ve klinik bir öneme sahiptir.

Günümüzde kas-iskelet sistemi değerlendirilmesinde olduğu gibi patellar tendon ve patolojilerini değerlendirmede de manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yaygın olarak kullanılmasına rağmen ultrasonografi (US), MRG'ye alternatif bir görüntüleme yöntemidir. US ucuz, tekrarlanabilir ve kolay ulaşılabilir olması ile günlük pratikte MRG'ye üstünlük sağlayabilmektedir (10).

US teknolojisindeki yeniliklerden olan ultrason elastografide (USE) dokunun elastisite ölçümü prensibi kullanılmaktadır. Bir dokuya dışardan bir güç uygulandığında doku deforme olur, daha sonra dış güç ortadan kalktığında dokunun orijinal şekil ve boyutuna gelebilme yeteneğine elastisite denir . Doku deformasyonu, dokunun sertliği ile ters orantılıdır (11). USE son yıllarda çeşitli klinik uygulamalar için araştırılmış ve karaciğer fibrozisinin belirlenmesi veya meme lezyonunun karakterizasyonu gibi belli kullanımlar için klinik rutine girmiştir (12).

Çeşitli organların tümöral lezyonlarının değerlendirmesinin yanı sıra, kas iskelet sisteminde de USE uygulamaları giderek artmaktadır (13). Özellikle normal

veya patolojik aşıl ve patellar tendonlarla ilgili yapılmış çalışmalar vardır. Yakın zamanda yapılan bu çalışmalar göstermiştir ki, her ne kadar yaygın bir şekilde kullanılmasa da, USE patellar ve aşıl tendonlarının elastisite ölçümleri için kullanışlı ve tekrarlanabilir bir yöntemdir (14).

Elastografi tekniğinin tendonda yaşa bağlı gelişen elastisite değişimini güvenilir bir şekilde yansıttığına dair henüz bir kanıt yoktur. Buna ek olarak, yaşlanmanın tendon elastisitesini nasıl etkilediğine dair uzun zamandır süregelen tartışma halen cevapsız durumdadır (14). Bu bilgileri göz önünde bulundurarak, sağlıklı bireyleri yaş gruplarına ayırdık, patellar tendonu gri skala ve Shear Wave Elastografi ile değerlendirdik ve sonuçları karşılaştırdık. Bu çalışmada; patellar tendon elastikiyetini değerlendirmek, yaş ile birlikte tendon elastikiyetinin değişip değişmediğini saptamak ve bu konuyla ilgili daha sonra yapılacak olan çalışmalara ışık tutmak amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

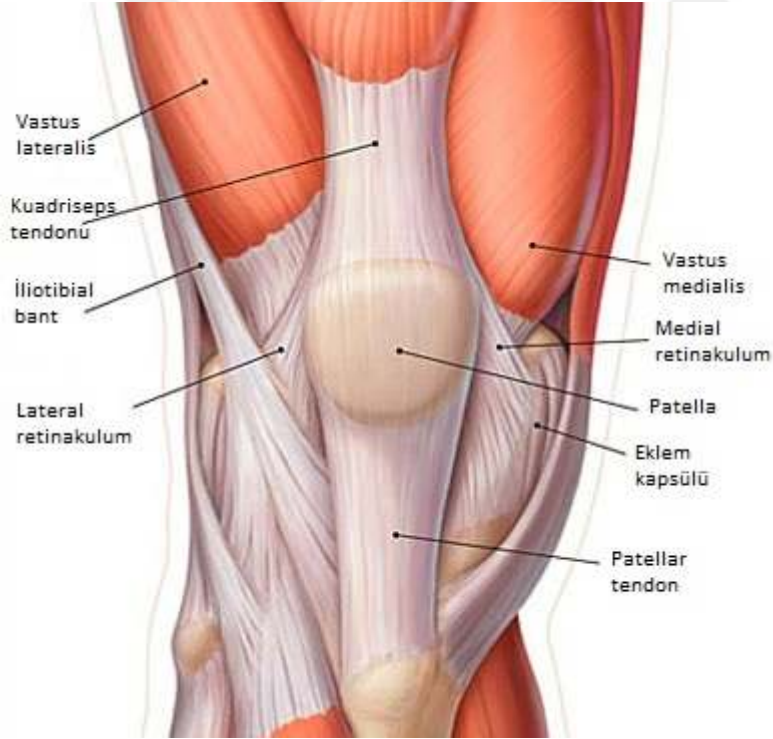
2.1. EMBRİYOLOJİ

İntrauterin dönemin yirmi sekizinci gününde alt ekstremité tomurcuğı oluşur. Daha sonra beşinci haftada yeni kemiklerin oluşacağı bölge kıkırdaklaşır. Bu kıkırdaklaşma proksimalden distale doğru ilerler. Embriyolojik hayatın altıncı haftasında femurun alt epifizinin ve tibia'nın üst epifizlerinin kıkırdaklaşması başlar. Bu esnada arada tek sıra mezankimal doku ile karakterize bir artiküler interzon vardır. Altıncı haftanın sonlarına doğru patella belirmeye başlar. Yedinci haftada ise femoral kondil ve tibia oluşmaya başlar. Bu haftanın ortalarında patella kesin olarak tanımlanabilir. Yedinci haftanın başlarında patellar ligament, gelişmekte olan kuadriseps kasının devamı olarak ortaya çıkar. Haftanın ortalarında, quadriceps kas tendonunun patellanın tabanına yapıştığı yer ayırdedilebilir. Haftanın sonlarına doğru patellar ligaman açıkça gözlenebilir (15,16).

2.2. DİZİN EKSTANSÖR MEKANİZMASININ ANATOMİSİ

2.2.1. Kuadriseps Femoris Kası ve Tendonunun Anatomisi

Kuadriseps femoris kası uyluğun ön, iç ve dış taraflarını dolduran kalın bir kas olup rektus femoris, vastus lateralis, vastus medialis ve vastus intermedius olmak üzere dört kastan oluşur, distale doğru birleşip ortak kuadriseps tendonunu oluşturur (2,17). Tendonun ön parçası rektus femoris tendonu tarafından, ortadaki parça vastus lateralis ve medialis tendonları tarafından, arka parça ise vastus intermedius tendonu tarafından oluşturulur (Şekil 2.1) (18). Bu tendon patellanın üst kutbuna (basis) tutunur, bir kısım lifler ise kesilmeksizin patellanın önünden geçerek aşağıya doğru patellar tendona katılır (18,19). Diz eklemine en kuvvetli ve tek ekstansör kasıdır. Kasın tümü diz eklemine ekstansiyon yaptırır. Bu kaslardan sadece rektus femoris kası kalça eklemine önden çaprazlayarak kalçaya fleksiyon yaptırır (17).



Şekil 2.1. Diz anatomisinin önden görünümü (Alıntı: www.innerbody.com ve Türkçeleştirildi)

2.1.2. Patella Anatomisi

Patella, kuadriseps tendonu içinde uzanan tabanı yukarda, tepesi aşağıda, üçgen şekilli geniş sesamoid (tendon içinde bir kemik) kemiktir. Arka yüzeyi troklea ile eklem yapar ve eklem yüzeyi medial ve lateral fasetlere ayrılmıştır. Medial faset daha küçük ve hafif konvektir. Lateral faset 2/3'ünü oluşturur ve sagittal düzlemde konveks, koronal düzlemde konkavdır (20). Tam fleksiyonda medial faset daha fazla basınç altında kalır (21).

2.1.3. Patellar Tendon Anatomisi

Patellar tendon, kuadriseps tendon liflerinin devamı olarak patellanın apeksi ile tüberositas tibia arasında uzanan düz bir yapıdır. Bu kasın oluşturduğu kuvveti tibiaya ileterek dizin ekstansiyonunda görev alır (22,23). Bu tendon ayrıca eklem anterior yüzünü güçlendirir. Patellanın majör pasif stabilizasyonu patellar tendon tarafından sağlanır Patellar tendonu teknik olarak doğru adlandırılmamıştır. Tendon, kasları kemiğe bağlayan bağ dokusudur ve patellar tendon aslında bir kemiği bir kemiğe bağlar. Bu nedenle patellar ligament terimi de kullanılmaktadır (3,24,25).

Patellar tendon yassı, geniş, düz ve güçlü bir ligamentöz tendondur. Tendonun anterior lifleri patellanın daha süperior kesiminden başlar ve tibianın daha distal bölümüne yapışırlar bundan dolayı posterior liflerden daha uzundur. Ayrıca medial ve lateral kesimden geçen lifleri, tendonun daha santralinden geçen liflere göre patellanın daha proksimal bölümüne yapışmaktadır. Bunun sonucu olarak patellar tendonun patella üzerindeki yapışma yeri hilal şeklindedir (26,27). Patellar tendon proksimalde geniş iken distalde daha dardır; lif demetleri tüberositas tibiaya doğru gittikçe birbirlerine yaklaşır. Transvers kesitte tendon oval veya bikonkav şekilli olabilir (27). Ortalama kalınlığı 3–5 mm arasında ve uzunluğu 4-6 cm kadardır (28).

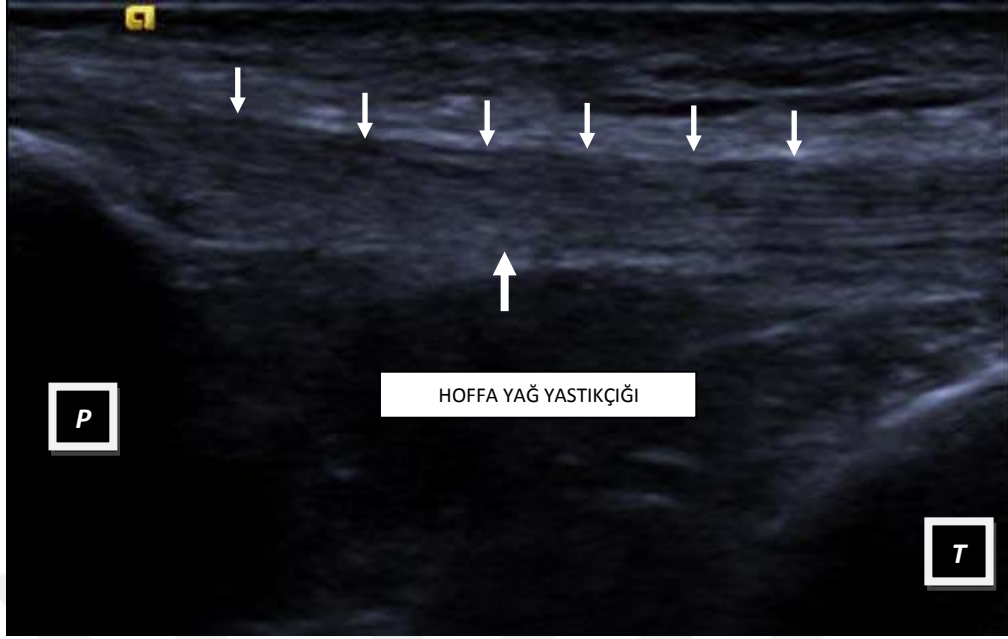
Tendonun arka yüzü sinovial membrandan infrapatellar yağ yastıkçığı (hoffa yağ yastıkçığı) ve tibiadan derin infrapatellar bursa ile ayrılmıştır (29). Patellanın lateraline; vastus lateralis ve tensor fasya latanın lifleri, patellanın medialine vastus medialisin lifleri yapışarak, aşağıda tüberositas tibiaya kadar uzanırlar. Patellayı

yanlardan destekleyen bu yapılara, medial ve lateral retinakulum denilir (Şekil 2.1) (30).

Patellar tendonun kanlanması infrapatellar yağ yastıkçığı ve retinakular yapılar aracılığı ile sağlanır. Popliteal arterin dalı olan inferomedial ve inferolateral genikülat arterlerin oluşturduğu anastomozlar tendonu besler. Vasküler yapılar esas olarak tendonun proksimal ve orta kesiminden girerler ve tendonun proksimal ve distal yapışma yerleri relatif olarak avaskülerdir (31).

2.2.3.1 Patellar Tendon Görüntüleme

Ultrasonografi; patellar tendon liflerini göstermede Manyetik Rezonans Görüntülemeye (MRG) göre daha iyidir. MRG'ye diğer üstünlüğü de dinamik görüntüleme yapılmasıdır (10,32). İç yapılarını net bir şekilde görmek için yüksek frekanslı problar kullanılır ve prob tendon eksenine paralel yerleştirilir. Tendon lifleri birbirlerine paralel şekilde yerleşmiş ekojen yapılar şeklinde izlenebilirler. Longitudinal görüntülemelerde lineer fibriler yapıda, aksiyel görüntülemelerde çoklu ekojenik noktalar şeklinde görülür. Tendonun kemiğe yapıştığı bölgelerde hiperekoik anizotropi artefaktları olabilir. Ayrıca prob tendona dik yerleştirilmezse yine anizotropi artefaktı görülebilir ve normal tendon rüptür lehine değerlendirilebilir. Tendonu saran paratenon ince ve hiperekoik bir çizgi şeklinde görülür. Bazı sağlıklı tendonların çevresini saran yağ dokudan ayırt edilmesi zordur (32,33). Patellar tendonun derininde Hoffa'nın yağ yastıkçığı bulunduğuundan alt sınırını seçmek daha kolaydır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Longitudinal düzlemde patellar tendonun sonografik görünümü (ince oklar: tendonun ön sınırı, kalın ok: tendon arka sınırı, P: patella, T: tibia ve Hoffa yağ yastıkçığı)

MRG'de patellar tendon tüm sekanslarda bütün bağ ve tendonlar gibi, homojen, düşük sinyal özelliğinde izlenir ancak proksimal yapışma yerinde posterior kesimde T1 ağırlıklı (T1A) görüntülerde üçgen şekilli hiperintens alan bulunabilir ve klinik olarak önemi yoktur. İnfrapatellar yağ yastıkçığı ile iyi sınırlı bir arayüzü vardır (34,35).

2.2.3.2. Patellar Tendon Patolojileri

Patellar Tendinit

Anterior diz ağrısının en sık karşılaşılan nedenlerinden biri patellar tendinittir. Patellar tendinit tanısı bir kere konulduktan sonra tam bir iyileşmenin olması, özellikle dirençli olgularda çok zor ve uzun bir süreci kapsayabilir (36). Literatürde, patellar tendinitin uzun süren tedavisi ile ilgili yapılan çalışmalarda, tendinitin, tendonlarda var olan kan akımının azlığından dolayı geliştiği ve bu yüzden de iyileşmenin zor gerçekleştiğine dikkat çekilmiştir (37,38).

Radyolojik ve histolojik çalışmalar patellar tendonun posterior liflerinin proksimal bölümünün patellar tendinitten en sık etkilenen kesimi olduğunu

göstermiştir (39).Güçlü zıplamalar neticesinde oluşan ve patellar tendona aşırı yük binmesine neden olan kas kasılmaları, kuadriseps kasından patellar tendona aşırı yük iletilmesine ve tendinitin başlamasına sebebiyet veren fokal tendon dejenerasyonuna neden olur (40).

Günümüzde, patellar tendinit için altın standart tanı yöntemi, MRG'dir (41). Patellar tendinit esas olarak inflamatuvar bir durum değildir. Buna karşılık US ve MRG'de semptomatik patellar tendon çevresinde inflamatuvar sıvı görülmektedir. Ultrasonografide tendonda inflamasyonu temsil eden hipoekoik alanlarla birlikte kalsifikasyonu gösteren hiperekoik alanlar ve tendonda kalınlaşma izlenir (42). MRG bulguları özellikle proksimal kesimde fokal tendon kalınlaşması ve fibroid nekrozu gösteren sinyal artışı, inflamasyon ve sinoviti içerir. Patellar tendonun proksimal kesiminin posteriorunun komşuluğundaki Hoffa'nın yağ yastıkçığı ile sınırları belirsizleşmiştir (43,44).

Osgood-Schlatter Hastalığı

İlk kez 1903 yılında Boston'dan Osgood ve Zürih'ten Schlatter tarafından tariflenen Osgood-Schlatter Hastalığı adölesan erkeklerde adölesan kızlara göre üç kat daha sık görülür ve tüberositas tibianın fragmentasyonu, yumuşak doku şişmesi, patellar tendonun insersiyosunda kalınlaşma ve derin infrapatellar bursada inflamasyon ile karakterizedir (45).

Osgood-Schlatter hastalığı büyüme çağında egzersizin yol açtığı bir bozukluktur. Dizin gergin bir kuadriseps tendonu karşısında bir kez şiddetli veya daha az şiddette tekrarlayan bir fleksiyona uğraması sonucu oluşur (46). Çocuklarda pubertenin hızlı büyüme dönemi zamanlarında sık görülür. En sık 10-15 yaş arası erkek ve 8-13 yaş arası kızları etkiler. Bildirilmiş olguların %25-33'ü bilateralir (45).

Direkt grafide tüberositas tibia çok parçalıdır. Bazen tüberositas tibia'daki ossifikasyon bölgesi sayıca tek olabilir ve tibia üst epifizinin distale doğru uzanan ossifikasyon merkezi ile devamlılık gösterir. Tüberositas tibianın önündeki yumuşak dokuların ödemi ve tüberküle kabarıklık tespit edilir (47,48).

US'de patellar tendonun distali kalınlaşmış ve ekojenitesi artmış olarak görülür. Tüberositas tibianın anteriorundaki yumuşak dokularda şişlik ve hipoekoik alanlar vardır. Eğer tüberositas tibiadan bir fragman koparsa, tüberositas tibianın anteriorunda ekojenik bir çizgi şeklinde izlenir (49).

MKG'de tüberositas tibianın anterior komşuluğundaki yumuşak dokularda ödem, infrapatellar yağ yastıkçığının inferior kesimindeki keskin açının kaybolması ve patellar tendonun inferior bölümünde ödem ile birlikte kalınlaşma görülür (46).

Sinding-Larsen-Johansson Sendromu

Bu durum ilk kez 1920 yılında Sinding ve Larsen ve 1921 yılında Johansson tarafından tariflenmiştir (50). Bu hastalık baskın olarak adolesanlarda görülen ve günümüzde travmaya sekonder geliştiği düşünülen bir durumdur.

Klinik olarak lokal ağrı ve palasyonla hassasiyet vardır. Patellar tendonun proksimal ucunda patellanın alt polüne yapıştığı yerde traksiyon enzetopatisi sonucu gelişir (45).

Radyografik olarak patellanın alt polünde ayrılma, fragmentasyon, eşlik eden yumuşak doku şişmesi ve nadiren patellar tendon bölgesinde kalsifikasyon görülebilir (45). US'de patellar tendonun proksimali kalınlaşmış ve heterojen ekodadır. İnfrapatellar bursada sıvı koleksiyonu olabilir. Çevre yumuşak dokular ödemlidir (50). MKG'de patellar tendonun proksimal bölümünde kalınlaşma ile birlikte komşu yumuşak dokularda ödem görülür (50).

Patellar Tendon Ruptürü

Patellar tendon ruptürleri çoğunlukla 40 yaş altı kişilerde ve genellikle spor aktiviteleri esnasında oluşur. Tendon, genellikle komplet olarak proksimal insersiyodan ruptüre olur (51,52).

Patellar tendon ruptürü sağlıklı kişilerde nadiren görülür. Ruptürler genellikle patellar tendinitin son evresinde, tekrarlayan mikrotravmaların kümülatif etkisine bağlı olarak oluşur. Tendon dejenerasyonu etyolojisi detaylı olarak anlaşılamamıştır ancak lokal hipoksi ve bozulmuş metabolik aktiviteyle sonuçlanan azalmış arteriyel

kan akımı suçlanmaktadır. İleri yaşta, azalmış esneklik, kollajende dejeneratif değişiklikler ve azalmış kan akımı sonucunda dejeneresyona zemin hazırlanmaktadır. Sıklıkla primer mekanizma, fleksiyondaki dizde kuadriseps kasının hızlı kasılmasıdır. Patellar tendon rüptüründe hastalar, ani başlangıçlı ağrı, kopma sesi ve hasarlı bacak üzerine basamamaktan yakınırırlar (53).

Normal tendonda interstisyel yırtıklar nadiren görülür (54). Tendon içi yırtıklar, kronik böbrek yetmezliği, sistemik lupus eritematozus, sekonder hiperparatiroidizm gibi sistemik hastalıklarla ilişkili olabilir (55).

Patellar Tendonun Ön Çapraz Bağ Rekonstrüksiyonunda Otogreft Olarak Kullanılması

Ön çapraz bağ, lateral femoral kondilin mediyal yüzünden başlar, tibial eminensialar arasında tibia platosu anterior kısmında sonlanır. (56). Anteromedial ve posterolateral olmak üzere iki banttan oluşur. Ön çapraz bağ dizin öne kaymasının en önemli sınırlayıcısıdır (57).

Ön çapraz bağ yaralanmaları sık görülür. Genellikle sportif aktiviteler sırasında olur. Bu yaralanmalar sıklıkla dizde instabiliteye neden olur (56).

Her iki uçtan kemikli blok içerecek şekilde patellar tendonun orta 1/3 bölümünün günümüzde en yaygın kullanılan greft formu olduğu bilinmektedir. Yöntemin yaygınlaşması Jones'in yayınlarından sonra olmuştur (58,59). Müller ve Penner ön çapraz bağ (ACL) yerine kullanılacak kemik tendon kemik (bone-tendon-bone=BTB) yapısının yerleştirileceği izometrik noktaların tesbitiyle anatomik yapıya en yakın sonucun elde edildiğini göstermişlerdir (60,61).

2.3. TENDON YAPISI

İskelet sistemindeki eklemleri bağlayan yapılar tendonlar, ligamentler ve eklem kapsülleri olup bu yapılar eklem hareket ve kararlılığında önemli rol oynarlar (62).

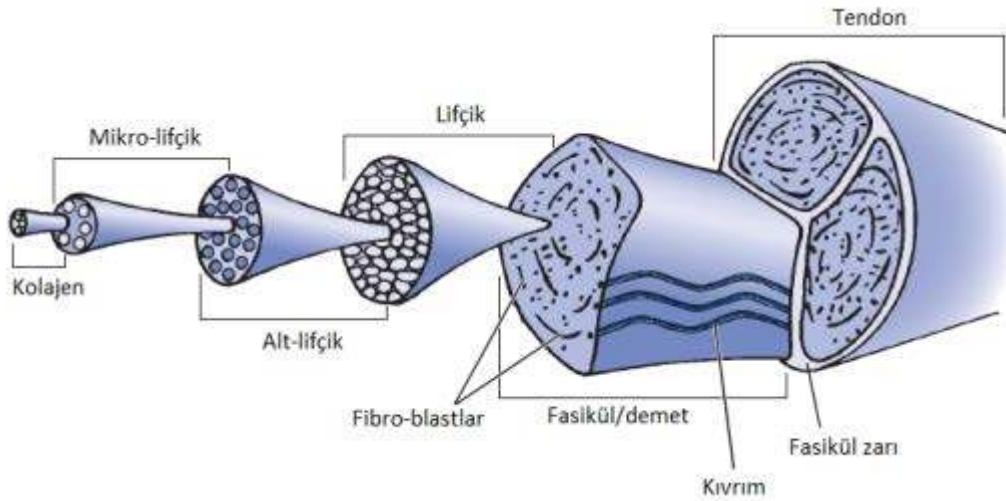
Tendonlar, kaslar ile kemiği birbirine bağlar ve böylece kasların ürettiği çekme yükünü kemiğe iletir. Ayrıca, eklemleri kararsız durumlardan korur (62). Çekme yükünü iletmek ve eklemi dengesiz konumlardan korumak için tendonlar yoğun bağ dokusundan meydana gelirler. Paralel lifler şeklindeki kollajen ağı ve tenosit denilen metabolik olarak aktif fibroblastik hücrelerin oluşturduğu yüksek oranda özelleşmiş hücre dışı bileşenden (ekstrasellüler matriks, ECM) meydana gelir (63).

Diğer bağ dokular gibi tendonlar nispeten az sayıda hücreye ve zengin hücre dışı matrikse sahiptir. Genellikle hücresel yapı toplam doku hacminin yaklaşık % 20'sini oluştururken, kalan %80'i ECM'den oluşturur. Matriksin yaklaşık %55-70'i sudur ve geri kalan kısım ise proteoglikanlardır. Katı kısmın kalan bölümü esas olarak kollajen (%60-85), proteoglikan gibi inorganik maddeler (%0,2), az bir miktar elastin (%2) ve diğer proteinler (%4,5) oluşmaktadır (63).

Tenosit özel fibroblastlardır. Bu hücrelerin temel rolü hücre metabolizmasını kontrol etmek ve tendona uygulanan mekanik uyarıcılara tepki vermektir. Özellikle çekme yükleri kollajen üretimi için bir sinyal görevi görür ve kollajen lifçikler boyunca dizilirler (64).

Kollajen ağı büyük ölçüde Tip-I (%60-95) ve diğer tip (III, IV, V, VI) liflerden oluşur. Tip-I kollajen lifleri, büyük çekme yüklerine karşı dayanma kapasitesine sahiptir böylece belirli bir seviyede esnemeye veya mekanik deformasyona izin verir (65).

Lifçikler, birkaç kollajen molekülünün çeyrek-kayma yapıda kümelenmesiyle meydana gelir. Lifçikler de kümelenerek kollajen liflerini, kollajen lifleri kollajen küme veya fasikülleri ve onlar da tendonu meydana getirir. Tenositler, bu fasiküller arasında dizilirler (şekil 2.3) (64).

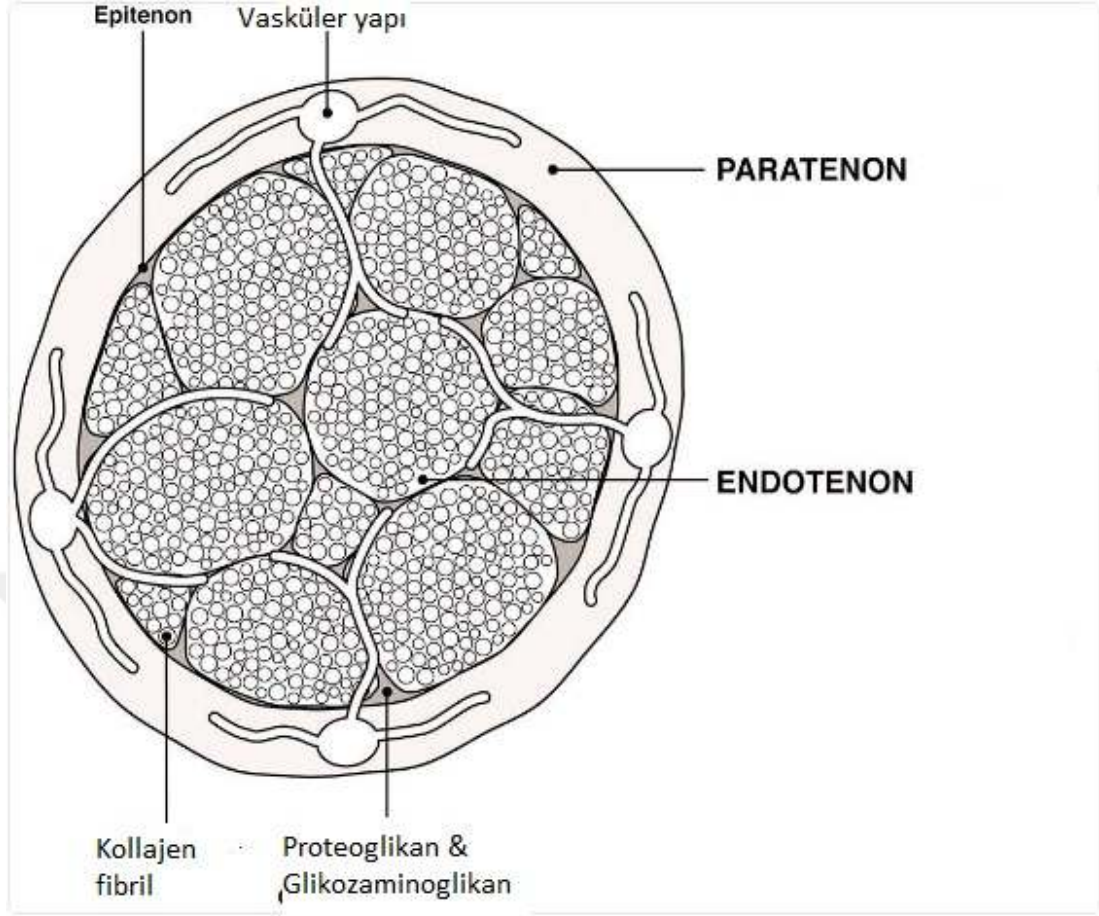


Şekil 2.3. Tendonun mikro yapısının şematik gösterimi (Alıntı: Kaynak 32)

Tendonların ve bağların mekanik özellikleri yalnızca kollajen liflerin mimarisine ve özelliklerine değil, aynı zamanda bu yapının hangi oranda elastin içerdiğine de bağlıdır. Elastin proteini, kuru ağırlığın yaklaşık %2'sini oluşturur fakat ligamentum flavum gibi elastik bağlarda elastin liflerin oranı oldukça fazladır (66,67).

Tendonların kanlanması muskulotendinöz bileşke, çevre bağ dokusu ve kemik tendon bileşke düzeyinden sağlanmaktadır.

Endotenon, fasikülleri çevreler ve birlikte tutar. Bunlarda bir araya gelerek tendonun son katmanı olan peritenon ile bir arada tutulurlar. Peritenonun içteki katmanına epitenon adı verilir ve damar ve sinir desteği sağlar. Dıştaki tabaka olan paratenon ise tüm tendonu bir arada tutar (şekil 2.4). Bunların dışında bazı tendonlarda (özellikle el ve ayak gibi ekstremitelerde) tüm tendonu sinoviyal sıvı içerisinde tutan tendon kılıfı bulunmaktadır. Tendon kılıfı olmayan tendonlarda kan damarları peritenon üzerinden birçok noktadan girerek endotenonu geçer ve kan desteği sağlanır. Tendon kılıfı ile çevrili tendonlarda ise kan damarları mezotenonu geçerek kan desteği sağlanır (66,67).



Şekil 2.4. Tendonun kesitsel görünümü (Alıntı: @Carlosromeo86, Tendinopatı, Türkçeleştirildi)

Kollajen ve dokuların fiziksel özellikleri, kollajen molekülleri arasındaki çapraz bağların kalitesi ve sayısı ile yakından ilişkilidir. Olgunlaşma sırasında (20 yaşına kadar) çapraz bağların sayısı ve kalitesi artar ve böylece tendon ve bağların çekme dayanımı da artar.

Çoğu tendon patolojisi, yaşla ilişkili doku mimarisindeki değişiklikleri içerdiği düşünülen dejenerasyon ile ilişkilidir. Bununla birlikte, tendonlarda ECM yaşlanması ve dejenerasyon arasındaki ilişki kapsamlı bir şekilde araştırılmamıştır. Tendonda yaşlanmaya neden olan mekanizmaların rolü hakkında çok az şey bilinmektedir ancak biyofiziksel araştırmalar tendonun ECM'in dengesiz homeostatik döngüsünün rolü olduğuna işaret etmektedir. Yaşlanmayla birlikte tenosit proliferasyonunun azaldığı ve dolayısıyla kollajen üretiminin azaldığı gösterilmiştir. Yaşla birlikte tendinopatiye ve tendon rüptürüne eğilimin arttığı görüşü vardır (68, 69).

2.2.4.ELASTOGRAFI

Elastografi, ultrasonografi temelli bir yöntemdir ve sesin yaptığı basınca karşı dokunun gösterdiği direncin saptanması ve bu direnç sonucu oluşan doku değişikliklerinin değerlendirilmesi ile görüntü oluşmasıdır. İlk kez 1990'lı yıllarda bulunmuş olup son yıllarda geliştirilmiştir (70). Dokunun elastisite ölçümü ana prensibidir. Son yıllarda doku sertliğinin daha nitelikli belirlenebilmesi için daha fazla geliştirilmiştir (71). Bir dokuya dışardan bir güç uygulanınca doku deforme olur. Dış güç ortadan kalktığında dokunun orijinal şekil ve boyutuna gelebilme yeteneğine elastisite denir. Doku deformasyonu, dokunun sertliği ile ters orantılıdır. Örneğin yağ dokusu gibi yumuşak dokular kolay deforme olurken fibrotik veya kanser gibi sert dokular yağa göre ilk durumlarına daha geç dönerler (11,12,13).

Ultrasonografi ucuz, kolay ulaşılabilir, radyasyon içermeyen, yaygın ve yatak başında kullanmaya uygun bir görüntüleme yöntemidir. Bu özellikler ultrason elastografi (USE) için de geçerlidir. USE son yıllarda çeşitli klinik uygulamalar için araştırılmış ve karaciğer fibrozisinin belirlenmesi veya meme lezyonunun karakterizasyonu gibi belli kullanımlar için klinik rutine girmiştir. USE doku sertliğini ölçerek standart US tekniğine tamamlayıcı bilgi sağlamaktadır (13,72).

Elastografi Fiziği

Malzemenin tamamen esnek ve deformasyonun zamana bağlı olmadığı farzedilirse, esneklik Hooke kanunu ile tanımlanabilir (12).

$$\sigma \text{ (stres)} = \Gamma \text{ (elastik modul)} \cdot \epsilon \text{ (strain)} \quad (\text{Denklem 1})$$

Burada stres (basınç) birimi kilopascal (N/m²) olan birim alana düşen kuvvettir, birimsiz olan strain (gerinim) ve kilopascal birimli elastik modül (esneklik katsayısı) stres'i strain'e bağlar (12). Daha farklı bir ifadeyle söylemek gerekirse birim alan başına uygulanan kuvvet (stres) ile oluşan görece deformasyon arasında doğrusal bağımlılık vardır (73). Biraz daha basitleştirecek uygulanan kuvvete "stres", meydana gelen şekil değişikliğine "strain", oranına ise "elastik modül" denir (74).

Mekanik stresin uygulanma ve oluşan deformasyonun ölçülme şekline göre çeşitli elastisite modül türleri tanımlanmıştır (72).

Young modülü (Young katsayısı): Belli bir eksene sahip bir nesneye, karşı yönü boyunca belli bir ekseninde kuvvet uygulandığında oluşan deformasyon eğilimini tanımlar. Young modülü E , yüzeye dik stres (σ_n), yüzeye dik bir strain (ϵ_n) ortaya çıkarır ve aşağıdaki formülle ifade edilir (Şekil 2.5).

$$\sigma_n = E \cdot \epsilon_n \quad (\text{Denklem 2})$$

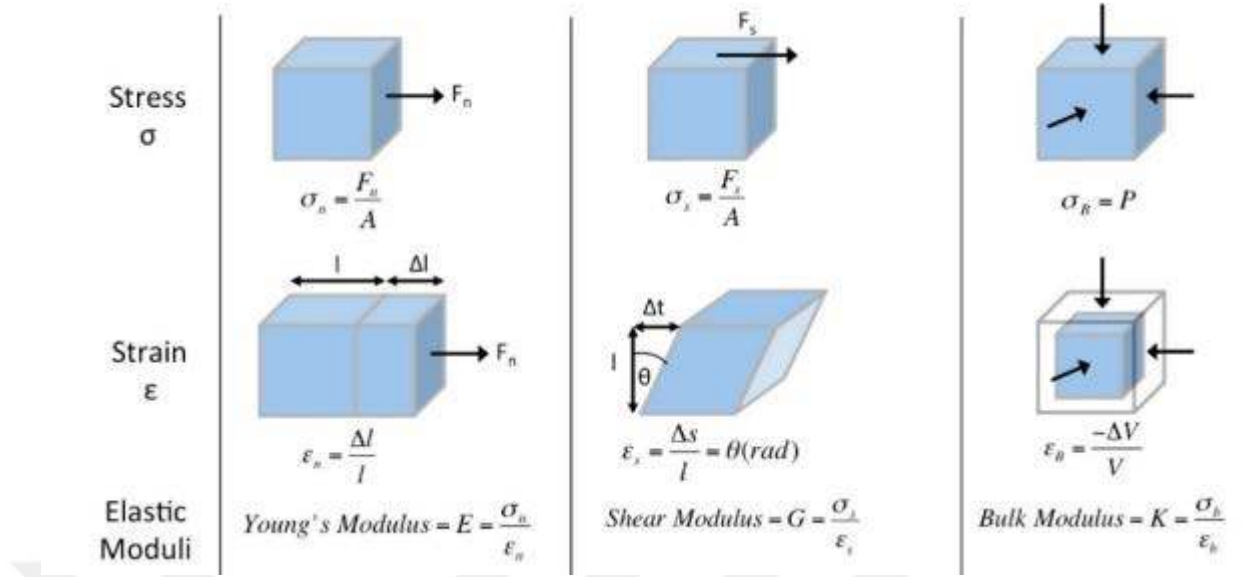
Shear modülü (Makaslama veya torsiyon katsayısı): Mekanik stres, paralel düzlemlerde birbirine zıt yerleştirilen kuvvetlerden elde edildiğinde, bir nesnenin şeklini değiştirme ve hacmini koruma eğilimini tanımlar. Shear modülü (G), shear stresinin (σ_s), shear straini (ϵ_s) oluşturduğu ve shearin yüzeye teğet olduğu aşağıdaki denklemle tanımlanır (Şekil 2.5).

$$\sigma_s = G \cdot \epsilon_s \quad (\text{Denklem 3})$$

Bulk modülü (Volüm katsayısı): Hacimsel elastikiyeti veya bir nesne tüm yönlerde doğru mekanik stres ile destekleniyorsa o nesnenin tüm yönlerde doğru olan deformasyon eğilimini tanımlar. Başka bir deyişle birim hacim başına düşen kuvvet ve volümsel deformasyon arasındaki oran olarak da açıklanmaktadır. Bulk modülünün tersi sıkıştırılabilirliktir ve aynı zamanda Young modülünün üç boyutlu uzantısı olarak kabul edilebilir. Yüzeye dik içeri doğru bir kuvvet veya basınç (σ_b) bir hacim straini veya hacimde bir değişiklik (ϵ_b) üretir ve aşağıdaki formülle gösterilir (Şekil 2.5).

$$\sigma_b = K \cdot \epsilon_b \quad (\text{Denklem 4})$$

Esneklik katsayısı (Γ , Elastic modul), stresi straine bağlayan kilopascal birimli değerdir ve ne kadar yüksekse malzeme o kadar fazla deformasyona direnç gösterme eğiliminde olur ve bu da sertliğin artması olarak düşünülebilir. Statik deformasyonları tanımlayan yukarıdaki denklemlerin yanında esneklik katsayısı Γ dalgaların hızını da karakterize eder.



Şekil 2.5. Ultrason elastografi deformasyon modelleri. Tamamen esnek malzemelerin statik deformasyonu stress σ (birim alan başına kuvvet, üst satır), strain ϵ (birim uzunluk başına genişleme, orta satır) ve elastic modülü Γ (elastik katsayısı, stressin, straine bölünmesi, üçüncü satır). Bu ultrason elastografide kullanılan young (yüzeye dik, ilk sütun), shear (yüzeye teğet, ikinci sütun) ve volüm (içe doğru basınç, üçüncü sütun) kuvvetlerdir. (Alıntı; kaynak 12)

Ultrasonografide iki çeşit dalga yayılımı vardır: longitudinal dalgalar ve shear wave dalgaları:

1. Longitudinal dalgalarda parçacık hareketi dalganın yayılım yönüne paralel yöndedir (Şekil 2.6 c) ve hızları hacim modülü K kullanılarak aşağıdaki şekilde tanımlanır:

$$cL = \sqrt{\kappa \rho}$$

Longitudinal dalganın hızı (cL) yaklaşık olarak yumuşak dokularda 1540 m/s'dir. Longitudinal dalgalar B-mod US'de kullanıldığı halde dalga hızındaki nispeten küçük değişimler ve bunun sonucunda farklı dokuların K değerleri arasındaki küçük değişimler elastografi ölçümleri için yeterince doku kontrastına izin vermemektedir (Şekil 2.6 c) (12).

2) Shear wave dalgalarında parçacık hareketi dalgaının yayılım yönüne dik yöndedir (Şekil 2.6 b) ve hızları makaslama katsayısı G kullanılarak aşağıdaki gibi tanımlanır:

$$cs = \sqrt{G\rho} \text{ (Denklem 7)}$$

Shear dalgasının hızı (cs) yumuşak dokularda yaklaşık olarak 1-10 m/s'dir. Yumuşak dokulardaki düşük dalga hızı dokuların G değerlerinin arasında büyük farklara izin vererek elastografi ölçümleri için uygun doku kontrastı verir (12).

Bu üç çeşit deformasyon ve esneklik modülleri birbirinden bağımsız değildir, fakat başarısı Poisson oranı (ν) ile tanımlanmıştır. Doku bir doğrultuda uzatılırken, uygulanan kuvvete dik doğrultuda sıkışarak, eni daralır. Bu durum 'Poisson oranı' olarak aşağıdaki formül ile tanımlanır (75).

$$\text{Poisson Oranı} = \frac{\text{Her bir enine ünite için lateral kontraksiyon}}{\text{Her bir uzunlamasına ünite için longitudinal genişleme}}$$

Yumuşak dokular için 'Poisson oranı' 0, 49 ile 0, 499 arasında değişen, her doku için sabit bir değerdir. Her ne kadar ispatı bu incelemenin dışındaysa da Young modülü (E) ve Shear modülü (G) arasındaki bağlantı aşağıdaki gibidir:

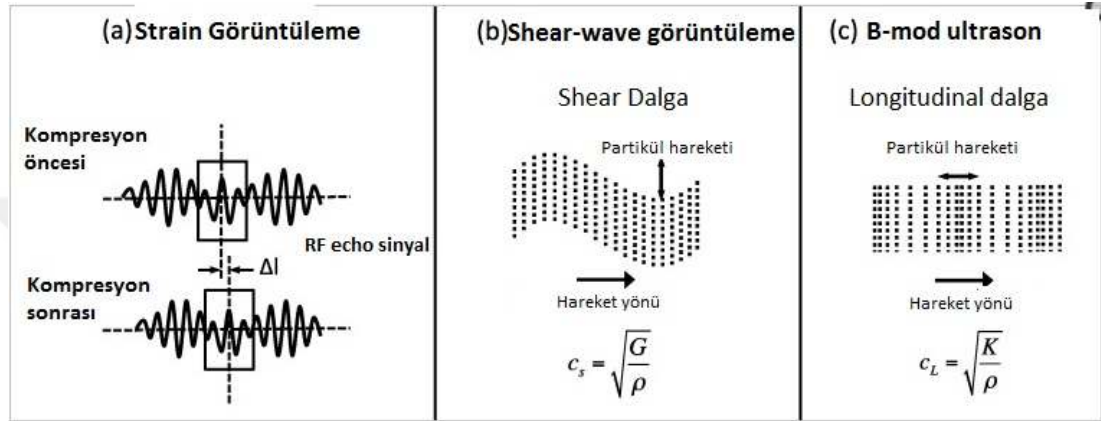
$$E = 2(\nu + 1)G \text{ (Denklem 8)}$$

Young modülü (E), shear modülü (G) ve shear dalgası hızı (cs) aralarındaki ilişki önemlidir çünkü elastografi tekniğine ve cihaz üreticilerine göre farklı parametreler kullanılmaktadır.

Önceki USE çalışmaları Young modülünü kilopascal cinsinden ve shear dalgası hızını m/s veya cm/s cinsinden dâhil olmak üzere sonuçları değişen birimlerde bildirmektedirler. Son zamanlardaki konsensüs standart bir yaklaşımın parçası olarak sonuçların m/s cinsinden shear dalgası hızı olarak bildirilmesini savunmaktadır. Kilopascal cinsinden E'yi ve m/s cinsinden cs'yi birbirine çevirmek için ;

$$c_s = \sqrt{E/3\rho} \text{ (Denklem 10)}$$

Young modülü E N/m² veya kg/(m*s²)'a eş olan kilopascal cinsinden verilmiştir. Çünkü yoğunluk ρ birimi kg/m³ olduğundan $E/(3\rho)$ teriminin birimi m²/s²'dir.



Şekil 2.6. Ultrason elastografi fiziği, ölçüm yöntemleri. Strain görüntülemeye (a) doku yer değiştirmesi sıkıştırılmadan önceki ve sonraki arama pencereleri (kutular) içerisindeki RF eko sinyallerinin korelasyonu ile ölçülür. Shear dalgası görüntülemeye (b) parçacık hareketi dalganın yayılım yönüne diktir ve shear dalgası (cs) hızı shear modülü G ile ilgilidir. B-mod ultrasonda (c) parçacık hareketi dalganın yayılım yönüne paraleldir ve boyuna dalganın hızı cL hacim modülü K ile ilgilidir (Alıntı: Kaynak 12 ve Türkçeleştirildi)

Bu modüller temel alınarak dokuların non-invaziv değerlendirilmesi için geliştirilmiştir ve geliştirmeye devam edilmektedir. Dokular değerlendirmek için kalitatif (nitel) ve kantitatif (nicel) metodlar geliştirilmiştir (73).

- Statik veya dinamik deformasyondan kaynaklanan göreceli yer değiştirmenin değerlendirilmesi; kalitatif metodlar uygulanarak deformasyon oranını tahmin etme prensibine dayanır. Doku sertliğini dolaylı olarak tanımlar.

- Shear (kayma) dalgalarının yayılma hızının ölçümü ve elastisite modülünün hesaplanması prensibine dayanan nicel ölçümdür.

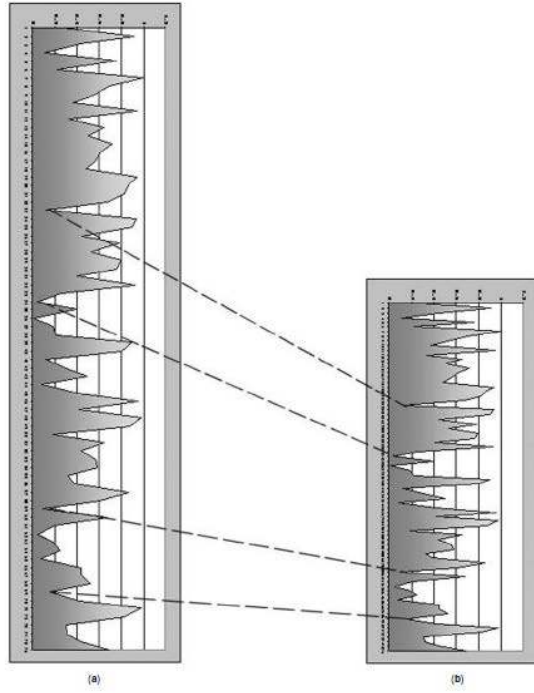
Bu iki varsayımdan hareketle, kalitatif (Strain) ve kantitatif (Shear wave) elastografi yöntemleri geliştirilmiştir. Her iki yöntemde de ultrason probu ilgilenilen bölgeye yerleştirilir ve veriler elde edilir. Young modülü kullanılarak strain elastografi, Shear modülü kullanılarak da shear wave elastografi yöntemi geliştirilmiştir. The Bulk modülü (Hacim modülü) ise Young modülünün üç boyutlu hali gibi olup çok sıvılar için kullanılan bir modalitedir.

2.2.4.1.Strain Elastografi

İlk kullanılan elastografi yöntemidir ve iki yöntemi vardır (76). Strain elastografi (SE) ve acoustic radiation force impulse (ARFI, akustik itme pulsu veya akustik radyasyon kuvveti) strain görüntüleme

1.Birinci yöntemde (SE), operatör kompresyonu manüel uygular ve probun tekrarlayan kompresif hareketi sırasında dokudan gelen eko sinyallerinin bozulmalarının analiz edilmesi ile elastikiyet ölçülür. Elle uygulanan basınç farklılıkları, doku derinliği ve probun doğru uygulanımı gibi faktörler dokuda yer değiştirme oranlarında farklılıklara neden olmaktadır. Meme ve tiroid gibi yüzeysel organlarda sonuçlar iyidir ancak derin organları değerlendirmek zordur (11).

SE' de statik yöntemlerde dokulara kuvvet uygulamak adına prob yardımıyla kompresyon uygulanır ve kompresyon-dekompresyon tekrarlanır. Her aşamada geri dönen radyofrekans (RF) dalgaları görüntüye dönüştürülmeden önce bölmelere (pencerelere) ayrılarak seriler halinde kaydedilir. Kompresyondan önce ve sonra elde edilen RF serileri çapraz korelasyon tekniğiyle eşleştirilir (Şekil 2.7). Eşleşen bölmeler arasındaki yer değiştirme miktarı, dokudaki yer değiştirme miktarına; RF dalgalarındaki değişiklikte yer değiştiren dokunun miktarına karşılık gelmektedir (75).



Şekil 2.7. Dokudan kompresyondan önce (A) ve sonra (B) geri dönen RF dalgaları (Kaynak 75)

Yumuşak dokularda RF bölmelerdeki yer değiştirme oranı daha fazla iken, sert dokular prob yardımıyla kompresyon uygulandığında bir bütün olarak hareket eder ve tüm noktalar kompresyon öncesine göre benzer oranda yer değiştirir. Bu nedenle sert dokularda gerinim değeri düşüktür (75).

Bu teknikte, kompresyonun uygulandığı longitudinal yönde yer değişikliği hesaplanmaktadır. Hooke kuralına göre geliştirilmiş Young'ın elastik modülü, doku sertlik ölçüm birimi kullanılır. Uygulanan basıncın ölçülen gerilime oranıdır ($E = \text{basınc}/\text{gerilim}$). Gerilim, kuvvetin neden olduğu boyut ya da şekil değişikliğidir. SE ile bir dokudaki gerilim diğer dokudakine oranlanarak ekranda B-mod görüntünün yanında renk haritası olarak gösterilir. Sert dokularda daha az deformasyon oluşurken, yumuşak dokularda daha çok deformasyon oluşmaktadır. Strain ölçümleri B-mod görüntüsünün üzerine yerleştirilmiş şekilde elastogram adı verilen yarı şeffaf renkli bir harita olarak gösterilir. Genellikle sert dokular; mavi, yumuşak dokular; kırmızı ve ara sertlikteki dokular; sarı/yeşil olarak kodlanır. Cihazlara göre renkler farklılık gösterebilir. Bu yöntemde elastisite ölçümü kalitatif ya da yarı kantitatifdir. (11,12,75) Yarı kantitatif hale getirmek için strain indeks

kullanılır. İncelenecek bölgenin komşu referans dokuya oranıdır. İlk ROI (region of interest) incelenecek bölgeye ikincisi aynı derinlikteki referans dokuya (yağ dokusu gibi) konularak oran hesaplanır.

2.İkinci yöntemde (ARFI), ultrason probu sabit tutulur ve solunum ve kalp atışı gibi doğal vücut hareketleri öncesi ve sonrasında gelen eko sinyaller karşılaştırılarak dokunun ne kadar yer değiştirdiği hesaplanır.

Bu strain ölçümü için alternatif bir yaklaşımdır. Bu teknikte, kısa atım (puls) süresine (0,1-0,5 ms) ve yüksek yoğunluğa (konumsal pik puls averajı = 1400 W/cm², konumsal pik zamana bağlı (temporal) averajı = 0,7 W/cm²) sahip bir akustik itme pulsu (akustik radyasyon kuvveti) dokuyu normal yönde (yani yüzeye dik yönde) yer değiştirmek (yer değiştirme miktarı ~ 10-20 µm) için kullanılır (12,75). Sonrasında belirli bir ROI içerisindeki yer değiştirme strain elastografide kullanılan aynı yöntemlerle ölçülür. Ayrıca strain elastografiye benzer şekilde yer değiştirme değerleri B-mod görüntüsünün üzerine konulmuş bir elastogram olarak sunulabilir (77,78). Bu görüntüleme yaklaşımı örneğin Siemens Virtual Touch Imaging (VTI) cihazı için kullanılabilir (12).

2.2.4.2. Shear Wave Elastografi Görüntüleme (SWE)

Son nesil US cihazlarda bulunan, SE'ye göre daha pahalı bir elastografi yöntemidir. Uygulanan normal strese paralel fiziksel doku yer değiştirmesini ölçen SE'nin aksine SWE, paralel veya dikey boyutlarda kayma dalgaları üreten dinamik stres kullanır. Shear dalga hızının ölçümü, doku esnekliğini kalitatif ve kantitatif değerlendirilir.

Bu modda, dış kompresyon yerine US propları ile dokuya kısa süreli (0,3-0,4 ms), yüksek güçlü (frekans 2,67 MHz) akustik itici radyasyon kuvveti (ARFI) uygulanmaktadır. Bu kuvvet dokuda yer değiştirmelere sebep olmaktadır (1-10 µm). Horizontal planda olan bu yer değiştirmelere 'shear wave' adı verilmektedir. Yüksek hızlı üstün US örnekleme teknikleri ile bu dalgaların dokuda ilerleme hızı ölçülmektedir. Shear wave hızı dokunun sertliği ile doğru orantılıdır (m/sn veya

kilopaskal olarak). Bu teknikte, hafif prob kompresyonu yeterli olup kullanıcı değişkenliği ortadan kaldırılmıştır. Dokuya uygulanan kuvvet değişmez olup tek değişken 'shear wave' ilerleme hızıdır. Dolayısıyla elde edilen hız değerleri objektif elastisite değerlerini göstermektedir. SE'de olan kullanıcı bağımlılığı sınırlaması ortadan kalkmaktadır. Ancak dışarıdan çok fazla bası uygulanırsa, elastisite değerlerinde yalancı bir yükseklik olabilir (79-80).

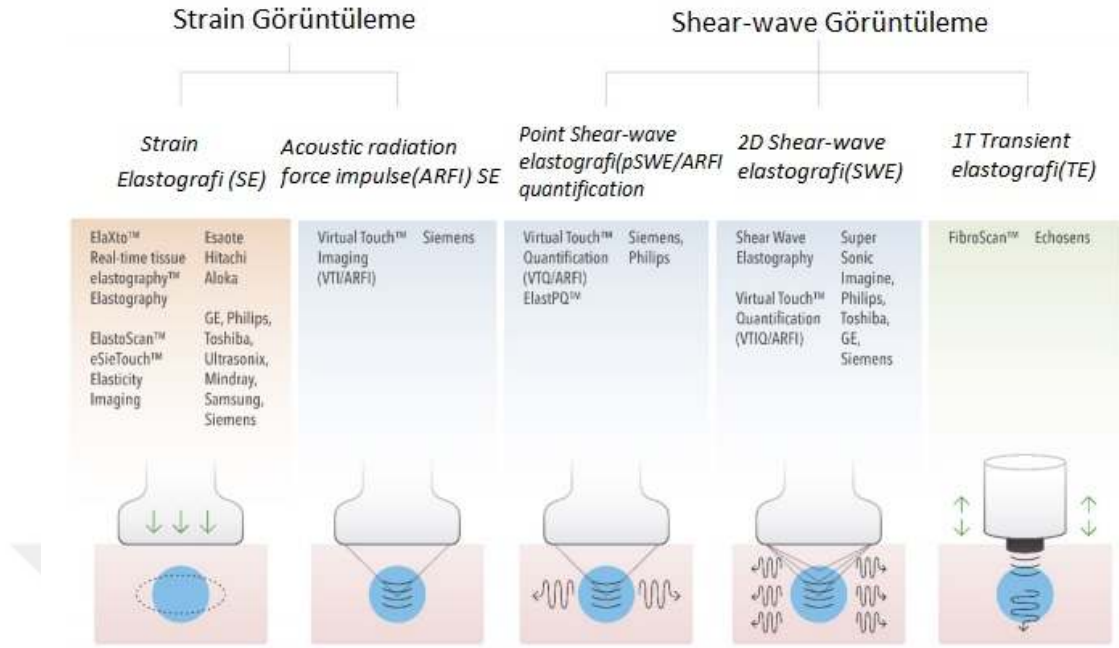
SWE 3 teknikle yapılır. Bunlar; 1 boyutlu geçici elastografi (1dimensional transient elastography, 1D-TE), 2) Noktasal shear wave elastografi (point shear wave elastography, pSWE) ve 3) 2 boyutlu shear wave elastografi (2 dimensional shear wave elastography, 2D-SWE) dir.

1. 1D-TE piyasaya çıkan ilk SWE yöntemidir. Karaciğer dokusunun elastikiyetini göstermek için geliştirilmiştir. Bir diğer ismi de Fibroscandır ve karaciğer kalınlığını ölçme temelinde çalışmaktadır. Temel hipotez ise karaciğerde gelişen fibrozisin kalınlığı arttırdığıdır. Bir prob, elektronik sistem ve kontrol ünitesinden oluşur. Probtaki ultrasonik dönüştürücü karaciğer dokusuna düşük frekanslı (50 MHz) ve amplitüdlü titreşimler gönderir. Bunun sonucunda oluşturulan elastik dalga doku içerisinde çoğalarak yayılır. Dalganın iletim hızı içinden geçtiği dokunun esnekliği ile ilişkilidir. Sertlik (stiffness) arttıkça dalganın yayılım hızı artar, bu hız probdaki dedektör ile saptanır, kilopaskal (kPa) cinsinden ifade edilir ve karaciğerdeki fibrozis miktarını yansıtır. Sertliği ölçülen karaciğer hacmi 3 cm³ 'tür, bu da karaciğer biyopsisi ile alınabilen dokunun en az 100 katı büyüklüktedir. Dolayısıyla bu yöntemin karaciğer parankimini daha iyi yansıttığı ileri sürülmektedir. Ölçüm derinliği kullanılan proba göre 15-75 mm arasında değişir (81).

2. pSWE tekniğinde ARFI kullanılır ve tek bir odağa dinamik stres gönderilir. Shear dalgaları uyarma düzlemine dik ölçülür. Doku enekliğinin yaklaşık değerini elde etmek için shear dalga hızı (cs) young modülüne (E) çevrilir. Kullanıcı ROI uygulayacağı bölgeyi seçmek için B-mod US kullanır. Sertlik görüntüsü vermez. Shear dalgalarının vücudun yüzeyinin uyarılması ile oluşturulduğu 1D-TE'nin aksine, pSWE'da lokal shear dalgası oluşturulur. Böylece obezite, asit gibi çevre yapılardan daha az etkilenmektedir (82). Hali hazırda piyasada iki tane pSWI

kullanan cihaz vardır. 2008 yılından beri kullanılan Siemens Virtual Touch Quantification (VTQ/ARFI) ve 2013'te Philips tarafından piyasaya sürülen Elast-PQ dur.

3. 2D-SWI tekniği şu anda akustik radyasyon kuvvetini kullanan en iyi SWE yöntemidir. ARFI strain görüntülemesi ve pSWE'deki gibi tek odak noktası yerine shear dalga hızından daha hızlı birçok odak bölgeleri arka arkaya uyarılır. Bu neredeyse silindirik bir shear dalga konisi yaratır ve bu şekilde shear dalga hızının veya young modülünün ölçümü için shear dalgalarının 2 boyutta gerçek zamanlı takibine nicel elastogramların üretilmesine izin verir (71). Siemens Virtual Touch İmaging Quantification (VTIQ/ARFI), Supersonic Imagine (SSI) Elastografi Cihazı, Philips'in Shear Wave Elastografi Cihazı, Toshiba'nın Acoustic Structure Quantification (ASQ) Cihazı, GE Health Care'in 2D-SWE cihazı bu yöntemin kullanıldığı ticari cihazların isimleridir. Bu tekniğin avantajları arasında B-mod görüntünün üzerine konulmuş gerçek zamanlı renkli bir nicel görüntüleme vardır ki bu durum operatörün hem anatomik hemde doku sertliği bilgisi tarafından yönlendirilmesini sağlamaktadır (82) .



Şekil 2.8. Ultrason Elastografi Teknikleri. Mevcut USE teknikleri ölçülen fiziksel değere göre sınıflandırılabilir: 1) strain görüntüleme (sol), 2) shear wave görüntüleme (sağ). Uyarma metotları aktif dış sıkıştırma yoluyla mekanik olarak tetiklenmiş uzanımı veya pasif tetikleyici fizyolojik hareketi (turuncu), doku yüzeyinde shear dalgası üretmek için vuruş yapan bir prob ile dinamik mekanik olarak tetiklenmiş sıkıştırmayı (yeşil) ve ultrason tarafından tetiklenmiş dinamik doku uzanımı ile akustik radyasyon kuvvetinin atımlı uyarımı tarafından üretilmiş shear dalgalarını kapsamaktadır (mavi). (Alıntı: Kaynak 12 ve Türkçeleştirildi)

Elastografinin Teknik Sınırlılıkları

Elastografinin geliştirilmesiyle birlikte klinik kullanımda da ilgi giderek artmaktadır. Bununla birlikte limitasyonları anlamak önemlidir.

Genel ultrasonografi artefaktları ve kullanıcıya bağımlı oluşu ortak limitasyonlardandır (83). Benzer şekilde doku atenüasyonu ultrason sinyalini derinliğe bağlı olarak azaltır daha derindeki doku ve organların doğru değerlendirilmesini sınırlandırır. Sıvı veya cilt altı yağlı dokuda uygulanan dış uyarının yayılımını azaltır. Obezite ve karında asit, ölçümü geçersiz kılabilir (71).

Sistem ayarları, parametreleri (ultrason frekansı, örnekleme hızı), sistem tasarımları ve ayarları arasındaki uyum ve düzen eksikliği ölçümlerin kıyaslanmasını çok zorlaştırmaktadır. Bunu çözmek için Niteliksel Görüntüleme Biyomarkerleri Birliği (GIBA) farklı USE tekniklerinde ölçümleri standardize etmeye çalışmaktadır (84).

SE ölçümlerinin tekrarlanması en zor olanıdır. Kullanıcı tarafından uygulanan basıncı kontrol etmek zordur. Eğer fizyolojik hareket uyaran olarak kullanıldıysa onunda doğasında olan değişkenlik sebebiyle ölçümler son derece subjektiftir. İlgili bölgenin ROI seçimi de operatöre bağlıdır ve değişkenliğe yol açar (82). Ayrıca operatörün oluşturduğu basınç miktarı belirli yapıların çevresinde strain yoğunlaşması artefaktına neden olabilir ve hatalı ölçümler yapılabilir. Aynı zamanda elastografi iç basınç kaynaklarına (solunum, kalp atışı) duyarlıdır.

Piyasadaki USE metodları ölçüm ve görüntülerin analiz ve yorumlanmasını kolaylaştırmak için incelenecek doku için bir grup varsayıma dayanmaktadır (12).

- Çizgisel (lineer) olması; sonucunda kuvvet veya basıncın bir fonksiyonu olarak lineer artar.

- Esnek (elastik) olması; doku deformasyonu kuvvetin oranına bağlı değildir ve orijinal haline geri döner.

- Yön bağımsız (izotropik) olması; doku simetrik ve homojendir, kuvvete karşı her yönden aynı tepkiyi verir.

- Sıkıştırılmaz (inkompresif) olması; dokunun hacmi uygulanan kuvvet altında değişmez aynı kalır.

Bu zamana kadar bu varsayımlar belli klinik durumlarda (fibrotik dokularda) geçerli olmuş ama başka görüntülemelerde (yüksek vücut kitle indeksi gibi) başarısız olmuştur. Heterojen dokularda bu varsayımlar geleneksel modellere uymazlar.

Bununla beraber USE hızlı gelişim gösteren gelecek vadeden bir yöntemdir. Sınırlamalarına rağmen büyük klinik potansiyele sahiptir. Ölçümler çoklu organlarda fokal veya diffüz hastalık evreleriyle korelasyon göstermektedir (12).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

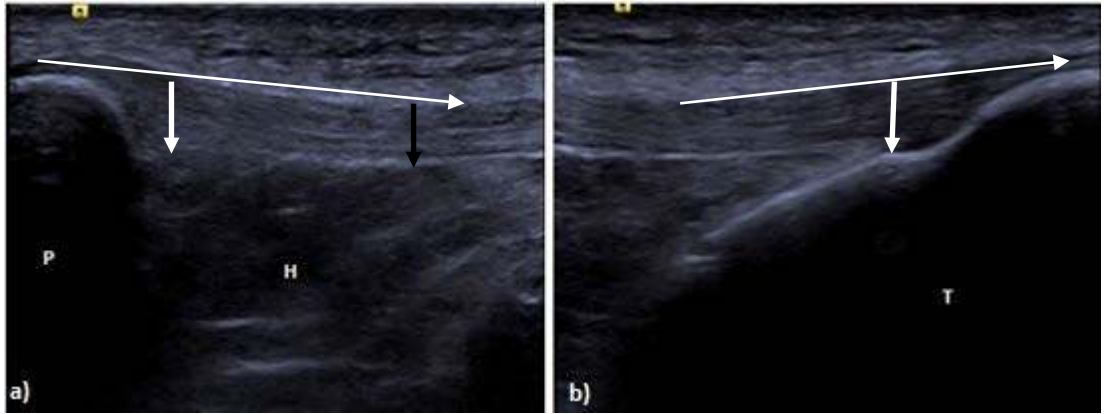
Bu tez çalışması, Mayıs 2016 ile Eylül 2017 tarihleri arasında Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya herhangi bir şikayeti olmayan ve aktif spor yapmayan gönüllü sağlıklı bireyler dahil edildi. Olgular dekatlara göre 20-29 yaş (1.Grup), 30-39 yaş (2.Grup), 40-49 yaş (3.Grup), 50-59 yaş (4.Grup), 60-69 yaş (5.Grup) olarak gruplandırıldı. Toplam 135 olgunun 74'ü kadın, 61'i erkekti.

İnceleme öncesi tüm olguların boyu ve kilosu ölçüldü.

Ultrasonografik incelemeler, Siemens Acuson-S2000 ultrasonografi cihazında 9L4 (4-9 MHz) lineer prob kullanılarak gerçekleştirildi. Kaynak 14 örnek alınarak olgulara en az 2 saat ağır egzersiz yapmamaları söylenip, 5 dakika dinlendirildikten sonra değerlendirildi. İnceleme sırasında olgu sert bir zemine (sedye) oturtuldu ve ayaklarının altına yükseltici (escape) konularak basınç uygulamaması söylendi. Dizi 90° fleksiyonda sabit duracak şekilde dizinin altına yastık yerleştirildikten sonra ultrasonografik incelemeler yapıldı (Şekil 3.1). Probun kompresyon etkisinden kaçınabilmek için bol miktarda ultrason jeli kullanıldı ve basınç uygulanmadan prob anizotropiyi engellemek için patellar tendon üzerine dik ve uzunlamasına yerleştirilerek incelendi. Homojen ve patoloji saptanmayan tendonlar çalışmaya dahil edildi. Gri skalada önce sağ, sonra sol patellar tendon incelendi. Uzunluğu anterior liflerden ölçüldü (Şekil 3.2), kalınlığı, üst (patellanın alt sınırının komşuluğu), orta(iki noktanın arası) ve alt (tüberositas tibianın komşuluğu) kısımlarda en yüzeyel ve en derin lifleri arası ölçüldü. Daha sonra Virtual Touch Quantification (VTQ/ARFI) yöntemiyle önceden belirlenmiş 5x5 mm boyutundaki ROI sırayla üst, orta ve alt kısımlara yerleştirilerek 3 saniye beklenerek SWV ölçüldü ve kaydedildi. Her bir bölge için en az 3 ölçüm yapılarak ortalama değerler kaydedildi ve m/sn birimiyle sertlik düzeyi belirlendi.



Şekil 3.1. Patellar tendon görüntülenmesi sırasında uygulanan US tekniği



Şekil 3.2. Patellar tendon (PT) US boyut ölçümleri a) PT üst uç kalınlık (beyaz ok), orta kalınlık (siyah ok), P; patella, H; Hoffa yağ yastıkçığı b) PT alt uç kalınlık (beyaz ok), PT uzunluk (iki uzun beyaz ok toplamı), T; Tibia

Geçmişte alt ekstremite kırığı, diz eklemünde tendon ve ligament yırtığı, diz operasyonu, diz eklemi içerisine lokal steroid enjeksiyonu, herhangi bir sistemik, otoimmün veya metabolik hastalık ve son 6 ay içerisinde diz ağrısına neden olan herhangi bir hastalığı olanlar çalışmaya dahil edilmemiştir. Ayrıca B-mod US sırasında patellar tendonunda fokal ekojenite farklılığı bulunan olgular çalışmaya dahil edilmemiştir.

Bu tez çalışması; Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi İnvaziv Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 18.04.2016 tarih ve 2016/39 sayılı etik kurul onayı alınarak yapılmıştır.

İstatistiksel Analiz

Verilerin tanımlayıcı istatistikleri sürekli değişkenler için ortalama±standart sapma, kategorik değişkenler için frekans ve yüzde şeklinde özetlenmiştir. Sürekli değişkenler bakımından yaş grupları ve cinsiyetin birlikte etkisinin değerlendirilmesi için İki-Yönlü Faktöriyel Varyans Analizi (Two-Way ANOVA) kullanılmıştır. Anlamlı farklılık bulunan alt grupların belirlenmesinde Tukey post hoc testinden yararlanıldı. Kategorik değişkenler arası ilişkiler ki-kare (chi-square) testi ile incelendi. Sürekli değişkenler arasındaki ilişkilerin incelenmesinde Pearson korelasyon analizi uygulandı. İstatistiksel analizler SPSS v.22 paket programı ile yapıldı ve anlamlılık düzeyi 0,05 olarak dikkate alındı.

4. BULGULAR

Çalışma kapsamındaki 135 olguya gri skala US ve VTQ/ARFI yöntemiyle shear wave elastografi yapıldı. Olguların 74'ü (%54,8) kadın ve 61'i (%45,2) erkekti. Yapılan ölçümlerde yaş grupları ve cinsiyetler arasında elastikiyet, boyut değerlerinde farklılıklarının olup olmadığı kantitatif olarak değerlendirildi.

Çalışmaya alınan 135 bireyin yaş ortalamaları 44.53 ± 14.18 (20.00-69.00 yaşlar arası), vücut ağırlığı ortalamaları 74.71 ± 14.79 kg (45.00-130.00 kg arası), boy ortalamaları $166,95 \pm 9,67$ cm (145.00-192.00 cm arası) idi. Yaş, boy ve kilo analizleri Tablo 4.1' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Yaş- boy- kilo analizleri

	n	Min	Max	Ortalama	St. Sapma
Yaşı	135	20	69	44,53	14,18
Boy (cm)	135	145	192	166,82	9,31
Kilo (kg)	135	45	130	74,71	14,79

Yaş gruplarına göre hasta sayısı dağılımı Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Yaş grupları ve olgu sayıları

Yas Grup	n	%
20-29	26	19,3
30-39	28	20,7
40-49	27	20,0
50-59	26	19,3
60-69	28	20,7

Çalışmaya alınan kadın olguların yaş ortalamaları ($45,51 \pm 13,64$) ile erkek olguların yaş ortalamaları ($43,34 \pm 14,83$) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p=0,378$). Tablo 4.3'te yaş grupları ve cinsiyet oranları özetlenmiştir. Yaş gruplarında cinsiyet dağılımı homojendir ($p=0,612$).

Tablo 4.3. Yaş grupları ve cinsiyet oranları analizi

			Cinsiyet		Total
			Kadın	Erkek	
Yaş Grup	20-29	Sayı	12	14	26
		Cinsiyet yüzdesi	16,2%	23,0%	19,3%
	30-39	Sayı	14	14	28
		Cinsiyet yüzdesi	18,9%	23,0%	20,7%
	40-49	Sayı	18	9	27
		Cinsiyet yüzdesi	24,3%	14,8%	20,0%
	50-59	Sayı	15	11	26
		Cinsiyet yüzdesi	20,3%	18,0%	19,3%
	60-69	Sayı	15	13	28
		Cinsiyet yüzdesi	20,3%	21,3%	20,7%
Total	Sayı	74	61	135	
	Cinsiyet yüzdesi	100,0%	100,0%	100,0%	

Patellar tendon uzunluğu bakımından yaş grubu ve cinsiyet etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,444$). Yani kadın ve erkekler arasındaki farklılık yaş grubuna göre değişmemektedir. Cinsiyet ana etkisi anlamlı olup patellar tendon uzunluğu üzerine etki eden faktörün cinsiyet olduğu saptanmıştır ($p=0,001$). Patellar tendon uzunluk ortalaması $6,73 \pm 0,33$ (5,6-7,4) cm ölçüldü. Kadın olguların patellar tendon uzunluk ortalamaları $6,54 \pm 0,29$ cm, erkek olguların uzunluk ortalamaları $6,97 \pm 0,19$ cm olup erkeklerde istatistiksel olarak yüksek bulundu. Ayrıca bu farklılığın her yaş grubunda benzer şekilde ortaya çıktığı ve her yaş grubunda erkeklerin patellar tendon uzunluğunun kadınlara göre anlamlı şekilde

yüksek olduğu görüldü ($p=0,001$). Yaş grupları ve cinsiyete göre tendon uzunluğu tanımlayıcı istatistikleri tablo 4.4’de özetlenmiştir.

Tablo 4.4. Yaş grupları ve tendon uzunluk analizi

		20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	Tümü	p
Uzunluk	Kadın	6,58±0,2	6,59±0,2	6,55±0,25	6,55±0,31	6,44±0,3	6,54±0,2	0,001
	Erkek	6,97±0,16	6,96±0,19	7,09±0,13	7,00±0,1	6,87±0,2	6,97±0,19	
	Toplam	6,79±0,2	6,78±0,3	6,73±0,3	6,74±0,3	6,64±0,3	0,444	

PT üst uç kalınlık ortalamaları $4,07\pm0,35$ (3,1-5,0) mm, PT orta kalınlık ortalamaları $3,43\pm0,36$ (2,7-4,2) mm, PT alt uç kalınlık ortalamaları $3,98\pm0,39$ (3,1-5,1) mm bulundu.

Kalınlık bakımından, üst kalınlık ölçümlerinde yaş grubu ve cinsiyet etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulunmuş olup ($p=0,001$) post-hoc test (çoklu karşılaştırma testi) sonucunda bu durumun sadece 60-69 yaş nedeniyle ortaya çıktığı saptandı. Üst kalınlık ölçümlerinde cinsiyet ana etkisinin de önemli olduğu, genel olarak erkeklerde kalınlık ortalamasının kadınlara göre daha yüksek olduğu görüldü ($p=0,001$). Bu farklılığın 60-69 yaş grubu dışında, her yaş grubunda benzer şekilde ortaya çıktığı ve her yaş grubunda erkeklerin üst kalınlığının kadınlara göre anlamlı şekilde yüksek olduğu görüldü ($p<0,001$).

Orta ve alt kalınlık ölçümlerinde yaş grubu ve cinsiyet etkileşiminin istatistiksel olarak önemli olmadığı (sırasıyla $p=0,178$ ve $p=0,122$), yani cinsiyetler arasındaki farklılığın yaş gruplarında benzer şekilde ortaya çıktığı saptandı. Hem orta hem de alt kalınlık için cinsiyet ana etkisinin önemli olduğu, genel olarak erkeklerde kalınlık ortalamasının kadınlara göre daha yüksek olduğu görüldü (her iki p değeri de 0,001).

Erkek olguların PT üst uç kalınlık ortalamaları $4,24\pm0,30$ mm ($p=0,001$), PT orta kalınlık ortalamaları $3,59\pm0,33$ mm ($p=0,001$), PT alt uç kalınlık ortalamaları $4,15\pm0,33$ mm ($p=0,001$), kadın olguların bu parametre ortalamalarından istatistiksel olarak yüksek bulundu. Kadın, erkek olguların ve toplamının yaş gruplarına göre PT

kalınlık ortalamaları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bulunmadı. Tablo 4.5'te bu değerler özetlenmiştir.

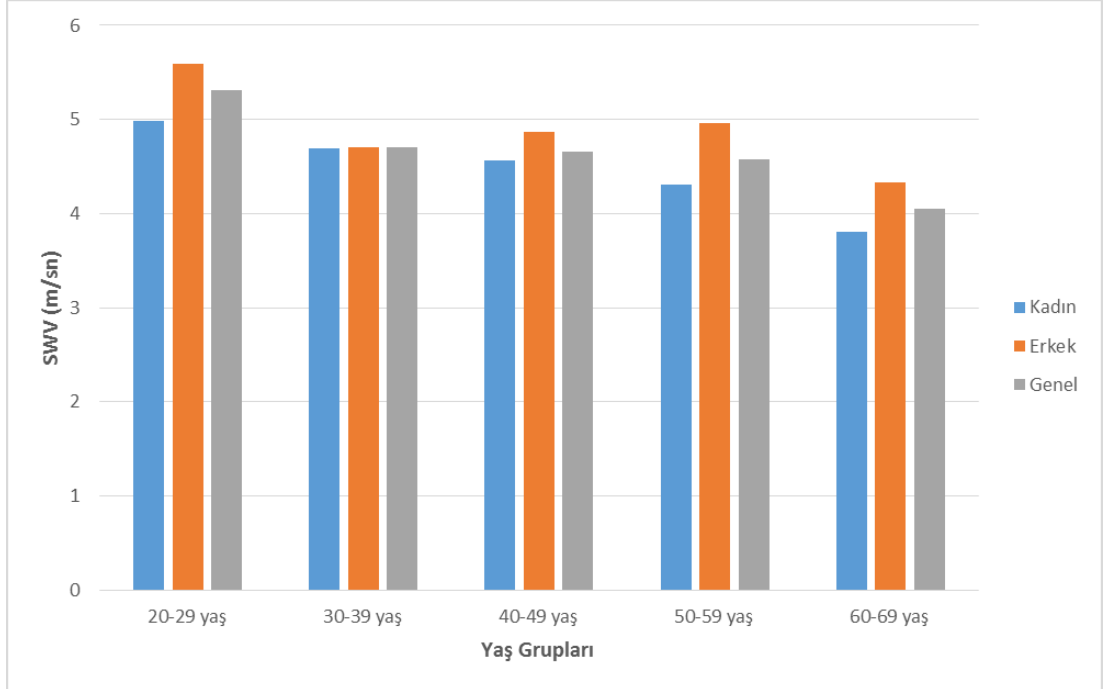
Tablo 4.5. Tendon üst, orta ve alt uç kalınlıklarının cinsiyet ve yaş gruplarına göre analizi

		20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	Tümü	p
üstKalınlık	Kadın	3,85±0,35	3,84±0,36	3,89±0,31	3,98±0,28	4,04±0,25	3,92±0,32	0,001
	Erkek	4,37±0,34	4,36±0,34	4,21±0,20	4,17±0,27	4,07±0,15	4,24±0,30	
	Toplam	4,13±0,43	4,10±0,44	3,99±0,31	4,06±0,29	4,05±0,21	<0,001	
	p	0,731						
ortaKalınlık	Kadın	3,26±0,37	3,33±0,28	3,31±0,32	3,33±0,40	3,28±0,28	3,30±0,33	0,001
	Erkek	3,60±0,34	3,73±0,36	3,68±0,28	3,52±0,26	3,44±0,29	3,59±0,33	
	Toplam	3,44±0,39	3,53±0,38	3,43±0,35	3,41±0,36	3,36±0,30	0,178	
	p	0,064						
altKalınlık	Kadın	3,71±0,44	3,90±0,41	3,88±0,36	3,88±0,39	3,84±0,35	3,85±0,39	0,001
	Erkek	4,18±0,30	4,31±0,37	4,13±0,26	4,02±0,34	4,07±0,29	4,15±0,33	
	Toplam	3,96±0,43	4,10±0,44	3,97±0,35	3,94±0,37	3,95±0,34	0,122	
	p	0,102						

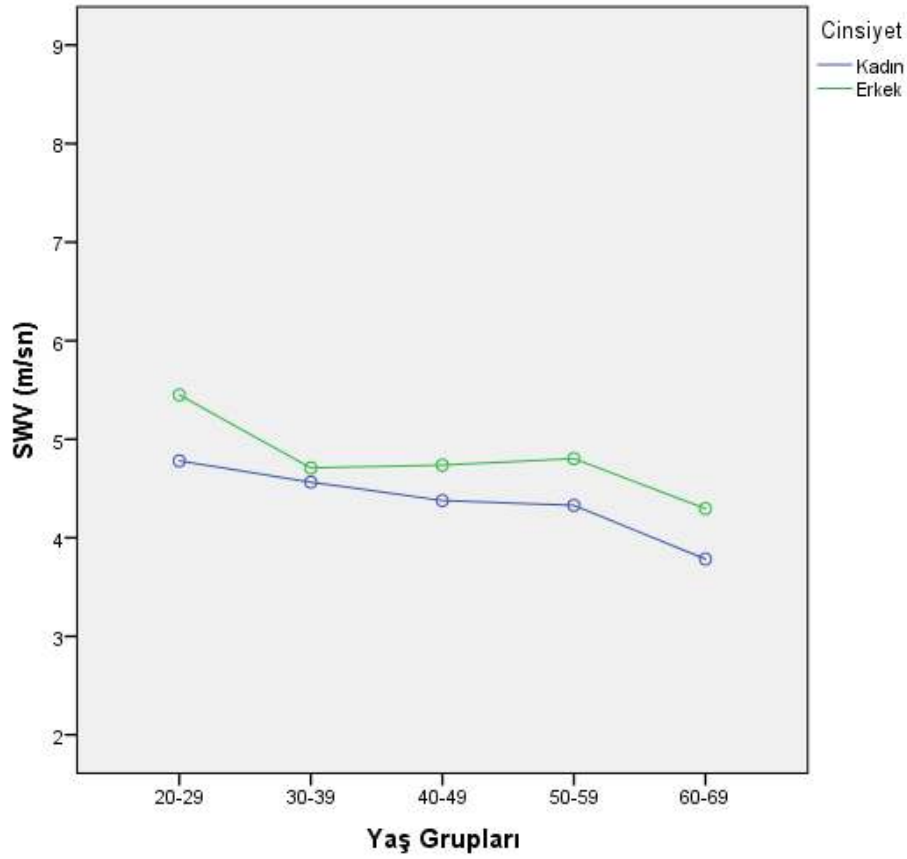
SWV bakımından, üst uç ölçümleri ($p=0,526$), orta ölçümleri ($p=0,328$), alt uç ölçümleri ($p=0,532$) ve bu üç ölçümün ortalaması alınarak elde edilen genel elastikiyet değerleri ($p=0,575$) açısından yaş grubu ve cinsiyet etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Yani kadın ve erkekler arasındaki farklılık yaş grubuna göre değişmemektedir. Tüm ölçümlerde hem cinsiyet ana etkisinin hem de yaş grubu ana etkisinin anlamlı olduğu saptanmıştır. Yani tüm yaş gruplarında SWV erkeklerde kadınlara göre istatistiksel anlamlı yüksek bulunmuştur. Ayrıca toplam tendon sayısında yaş gruplarında dekat arttıkça SWV'de istatistiksel olarak anlamlı düşme saptanmıştır. Bu değerlerin analizleri Tablo 4.6'da özetlenmiştir. Ayrıca orta bölümde ölçümler şekil 4.1'de grafik-şablon, şekil 4.2'de grafik şeklinde gösterilmiştir.

Tablo 4.6. Yaş grupları, cinsiyet ve SWV analizleri

		20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	Tümü	p
Üst Uç SWV	Kadın	4,79±1,10	4,51±1,28	3,97±0,93	4,22±1,26	3,52±0,67	4,17±1,13	0,001
	Erkek	5,41±0,16	4,64±0,85	4,74±1,05	4,73±1,04	4,18±0,97	4,75±1,04	
	Toplam	5,13±1,06	4,58±1,08	4,23±1,03	4,44±1,19	3,83±0,88	0,526	
	p	0,001						
Orta SWV	Kadın	4,98±0,87	4,69±0,91	4,56±1,01	4,31±1,05	3,80±0,84	4,45±1,01	0,001
	Erkek	5,59±0,65	4,70±0,93	4,87±0,87	4,96±0,89	4,33±0,98	4,90±0,96	
	Toplam	5,31±0,82	4,70±0,91	4,66±0,97	4,58±1,03	4,05±0,94	0,328	
	p	0,001						
Alt Uç SWV	Kadın	4,57±1,12	4,49±0,99	4,60±1,11	4,46±1,12	4,03±1,05	4,43±1,08	0,016
	Erkek	5,34±1,34	4,79±1,23	4,60±1,23	4,72±0,97	4,38±0,89	4,79±1,18	
	Toplam	4,98±1,29	4,64±1,12	4,60±1,14	4,57±1,05	4,19±0,99	0,532	
	p	0,016						
SWV	Kadın	4,78±0,92	4,56±0,80	4,38±0,77	4,33±1,05	3,78±0,70	4,35±0,90	0,001
	Erkek	5,45±0,88	4,71±0,83	4,74±0,85	4,80±0,80	4,30±0,81	4,81±0,91	
	Toplam	5,14±0,95	4,64±0,81	4,50±0,80	4,53±0,97	4,02±0,79	0,575	
	p	0,001						



Şekil 4.1. Patellar tendon orta bölümde SWV ve yaş grupları arasındaki grafik-şablon



Şekil 4.2. Patellar tendon orta bölümde SWV ve yaş grupları arasındaki grafik

BMI değerleri ile uzunluk ve kalınlık arasında korelasyon saptanmadı.

SWV ile BMI değerleri arasında negatif yönlü zayıf düzeyde korelasyon saptandı. Yani BMI arttıkça SWV yani sertliği azalmaktadır. BMI arttıkça üst uç elastikiyet ($r=-0,155$; $p=0,011$), orta kısım elastikiyet ($r=-0,339$; $p< 0,001$) ve alt uç elastikiyet ($r= -0,203$; $p=0,025$) azalmaktadır. Tablo 4.7’de bu ilişki gösterilmiştir.

Tablo 4.7. BMI ile SWV arasındaki ilişki

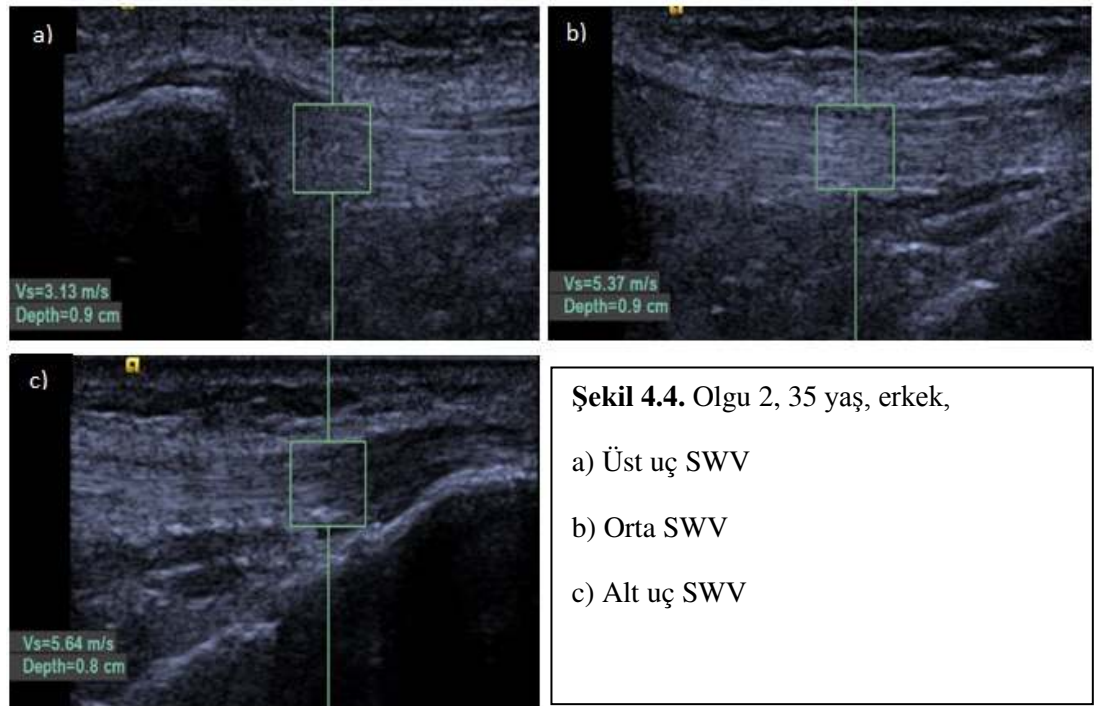
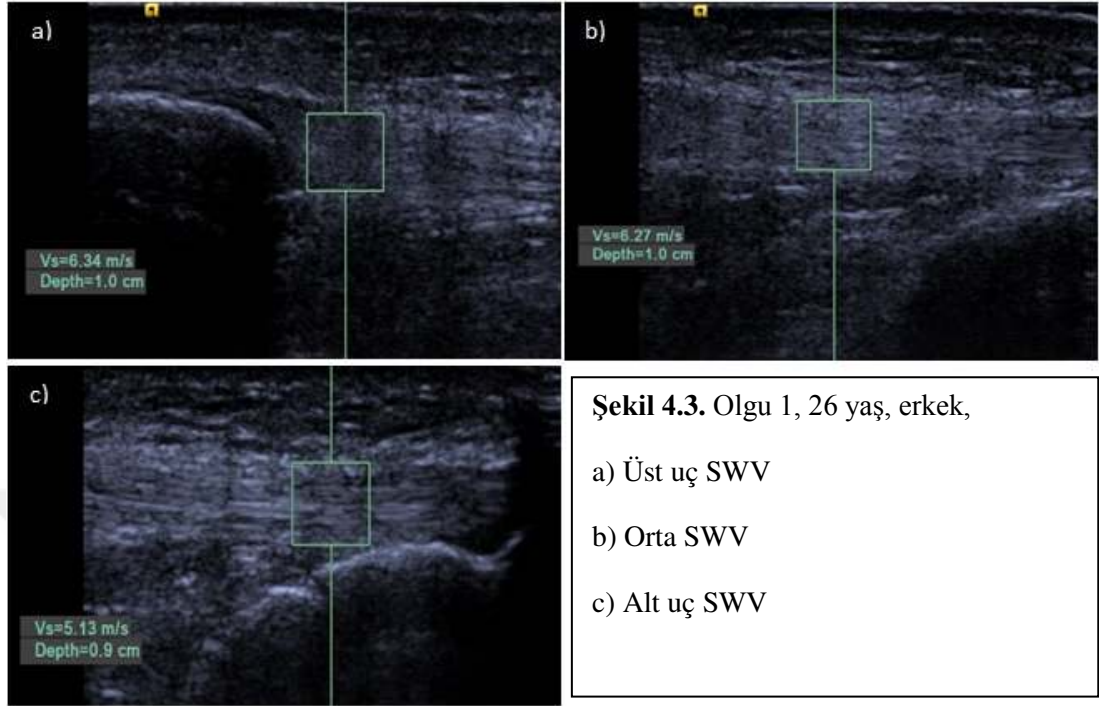
	Vücut Kitle İndeksi (BMI)	
	r	P
Üst Uç SWV	-0,155	0,011
Orta SWV	-0,339	<0,001
Alt Uç SWV	-0,203	0,025

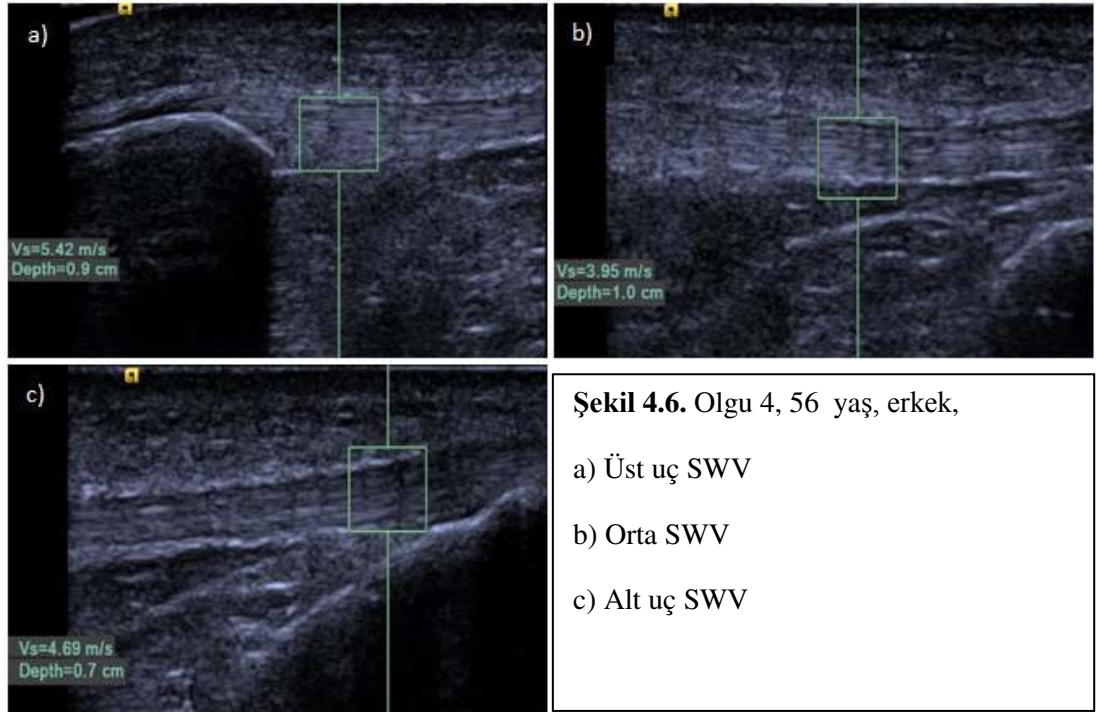
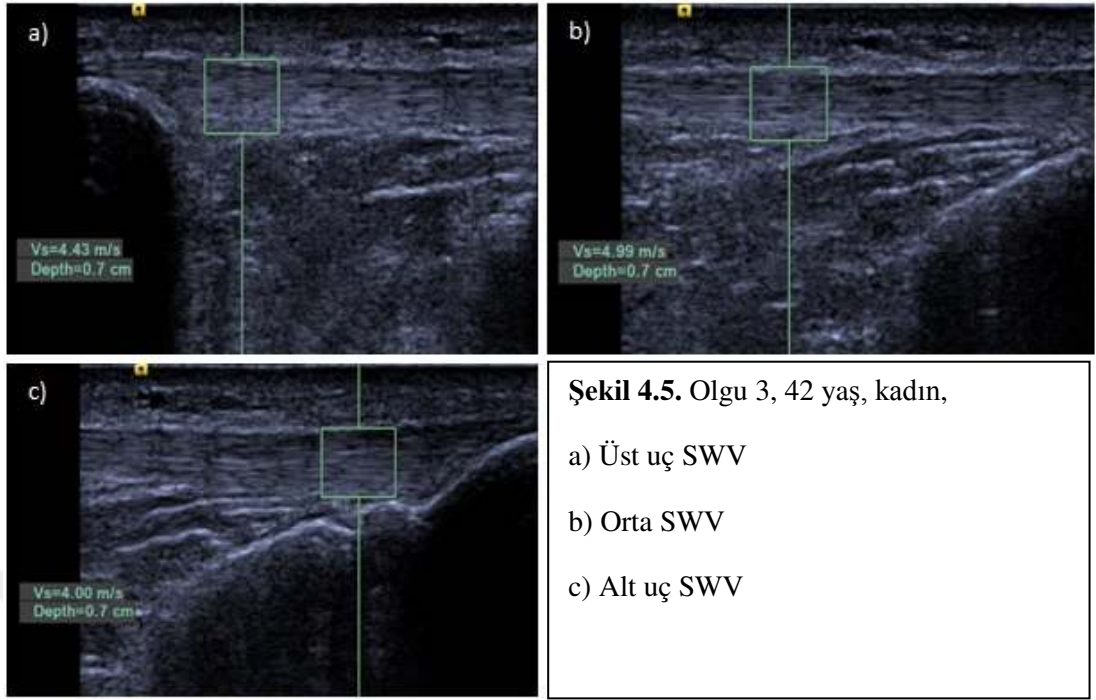
Boy ile gerek uzunluk, gerek kalınlık ve gerekse SWV arasında zayıf pozitif korelasyon saptandı. Tablo 4.8’de bu ilişki gösterilmiştir.

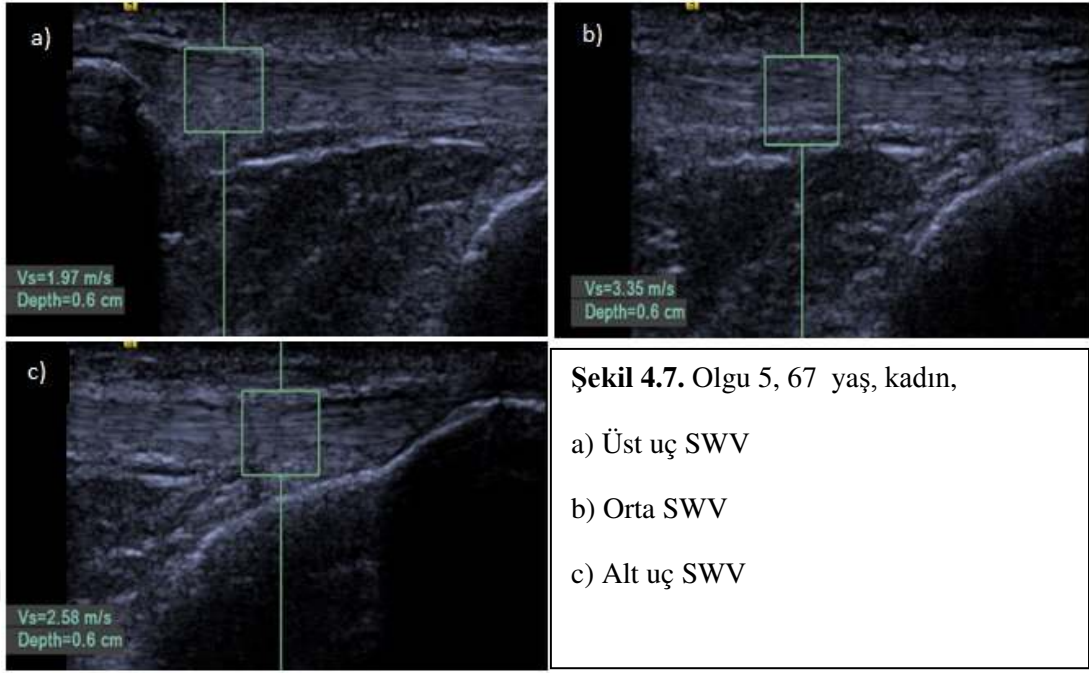
Tablo 4.8. Boy ile patellar tendon kalınlık, uzunluk ve SWV analizi

	Boy	
	r	P
Uzunluk	0,626	<0,001
Üst Uç Kalınlık	0,480	<0,001
Orta Kalınlık	0,387	<0,001
Alt Uç kalınlık	0,352	<0,001
Üst Uç SWV	0,324	<0,001
Orta SWV	0,304	<0,001
Alt Uç SWV	0,249	<0,001

OLGU ÖRNEKLERİ







5. TARTIŞMA

Kas iskelet sistemi hastalıklarında ilk US uygulamasının 1972 yılında Baker kistinin tromboflebit ile ayırıcı tanısının yapılmasında kullanıldığı bildirilmiştir (85). Ultrasonografi kolay ve hızlı uygulanabilir olması, radyasyon içermemesi ve ucuz maliyeti nedeniyle kas-iskelet lezyonlarında tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir. Özellikle yüksek frekanslı problemlerin kullanıma girmesiyle birlikte başta romatolojik hastalıklar olmak üzere yüzeysel doku patolojilerinde tanı değeri günden güne artan bir yöntem olmuştur. Tendon patolojilerinde US, dinamik inceleme de yapabilme özelliği nedeniyle ilk seçilecek radyolojik tanı yöntemidir (86).

Renkli doppler ultrasonografiden sonra US'deki en önemli gelişme UE'dir. Doku sertliğini ölçen MR elastografi gibi yöntemlere göre daha ucuz ve noninvaziv olup geniş kullanım alanına sahiptir (13). Farklı uyarma yöntemleri kullanan çeşitli ultrason elastografi teknikleri geliştirilmiştir. Bunlar dışarıdan uyarınları kullanan strain görüntüleme yöntemleri ve ultrason tarafından oluşturulan makaslama dalgalarını kullanan shear wave görüntüleme olarak sınıflandırılırlar (12). SE yapılması hızlı, öğrenilmesi kolay, SWE'ye göre daha ucuz ve daha yaygın bir teknolojidir. Ancak temel sınırlaması, kullanıcı bağımlı olmasıdır (79). Dış kompresyon yerine US problemleri ile dokuya kısa süreli, yüksek frekanslı akustik itici radyasyon kuvveti uygulanmaktadır. SWE ile ilgili bölgenin ROI dahilindeki alanının elastisitesi doğrudan ölçülür. Manuel kompresyona ihtiyaç olmadığı için, büyük olasılıkla operatör kabiliyetinden daha bağımsızdır ve SE yöntemiyle karşılaştırıldığında kullanım kısıtlamaları daha azdır (87).

1990'ların başından beri kas ve tendon biyomekaniğinin in vitro araştırmasında USE kullanılmasına rağmen, son yıllarda teknolojiye gelişmelerle birlikte klinik uygulamalarda kullanımı giderek artmaktadır (88). Son yıllarda patolojik ve sağlıklı tendonlarla ilgili birçok çalışma yapılmış ve bu çalışmalar göstermiştir ki, her ne kadar yaygın bir şekilde kullanılsa da, SWE tendonların elastisite ölçümleri için tekrarlanabilir bir yöntemdir (14).

Eşsiz viskoelastik özellikleri sayesinde tendonlar kastan kemiğe kuvvet iletir ve bu kuvveti düzenler. Böylece kontrollü ve düzgün bir eklem hareketi oluşturur. Yaşlanmak tendon ve ligamentler dahil olmak üzere yumuşak dokuların bileşenlerini ve mimarisini değiştirir (89). Yaşlanmanın tendon elastisitesini nasıl etkilediğine dair uzun zamandır süren tartışma hala cevapsız durumdadır. Buna ek olarak, SWE veya SE tekniğinin tendonda yaşa bağlı gelişen elastisite değişimini güvenilir bir şekilde yansıttığına dair henüz bir kanıt yoktur (14). Bu bilgiler göz önünde bulundurularak, 135 gönüllü sağlıklı bireyi yaş gruplarına ayırdık, patellar tendonun uzunluğu, kalınlığını, shear wave hızını ölçtük ve elastikiyetin yaşa bağlı değişip değişmediğini değerlendirdik.

Patellar tendon, kuadriseps tendon liflerinin devamı olarak patellar kemikten tüberositas tibiaya paralel olarak uzanmaktadır. Bu kasın oluşturduğu kuvveti tibiaya ileterek dizin ekstansiyonunda görev alır. Patellar tendonun uzunluğu yaklaşık 4-6 cm'dir. Bununla birlikte, uzunluğu sabit değildir ve çoğunlukla tam ekstansiyondan 30 derecelik diz fleksiyonuna kadar yükselir (22,23,28).

Kartus ve arkadaşları ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu için otogreft olarak kullanılacak patellar tendonun preoperatif olarak değerlendirilmesinde ultrasonografi ve MRG ölçümlerini benzer bulmuşlar (90). Ancak Roberts ve arkadaşlarının kadavralar üzerinde yaptıkları sonografik ve anatomik ölçümlerin karşılaştırılmasında, patellar tendonun ultrasonografi ile yapılan kalınlık ölçümleri benzerken genişlik ve uzunluk ölçümlerinin manuel ölçümlerle uyum göstermediği sonucuna varılmıştır (91).

Kartus ve ark. sağlıklı bireylerde US ile ortalama tendon uzunluğunu 49.9 ± 4.9 mm, Roberts ve ark. ise 36.7 ± 2.1 mm olarak ölçmüşler (90,91). Bizim çalışmamızda patellar tendon uzunlukları ortalama $67,3 \pm 3,3$ (56-74) mm ölçülmüş olup diğer çalışmalara göre daha fazla olması, ölçümlerin uzun olan anterior liflerden yapılmış olmasından kaynaklanmaktadır. Diğer çalışmalardaki ölçümler posterior liflerden yapılmıştır.

Jae Ho Yoo ve ark., Tuncyurek ve ark., Carroll ve ark. MRG üzerinde yaptıkları çalışmada erkeklerde patellar tendonu kadınlara göre daha uzun olarak

ölçmüşler ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmişlerdir (92,93,94). Chang ve arkadaşlarının yaptıkları ölçümlerde erkeklerde ortalama patellar tendon uzunluğu kadınlara göre daha uzun olarak saptanmış, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (95). Bizim çalışmamızda ise erkeklerde patellar tendonu kadınlara göre daha uzun olarak ölçülmüş olup her yaş grubu için bu fark benzerdir ve istatistiksel olarak anlamlıdır.

Carroll ve ark. yaşla birlikte patellar tendon uzunluğunun değişmediğini bulmuşlar (94). Bu çalışma küçük grupla yapılmış olup konuyla ilgili başka İngilizce yayın bulunmamıştır. Uçucu'nun 2011 yılında yaptığı tez çalışmasında, 115 sağlıklı bireyin patellar tendon boyutları MRG ile değerlendirmiş ve olgular 18-29 yaş, 30-39 yaş, 40-49 yaş, 50-59 yaş ve 60 yaş üzerindeki olarak gruplara ayrılmıştır. Gruplar arasında patellar tendon boyutları açısından farklılık olup olmadığı araştırılmış ve hasta yaşının patellar tendon boyutları üzerinde kayda değer bir farklılık oluşturmadığı gösterilmiştir (35). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde tendon uzunluğu ve yaş grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Botanlioğlu ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yaşları 35-61 arasında değişen 19 sağlıklı grupta tendon orta kalınlığı US ile sağda 3.5 ± 0.5 (2.7–4.7) solda 3.3 ± 0.4 (2.7–4.1) mm ölçülmüşlerdir (96). Roberts ve ark. ise aynı şekilde US ile orta kalınlığı ortalama 3.4 ± 0.5 mm bulmuşlardır (91). Bizim çalışmamızda PT üst uç kalınlık ortalamaları 4.07 ± 0.35 (3.1-5.0) mm, PT orta kalınlık ortalamaları 3.43 ± 0.36 (2.7-4.2) mm, PT alt uç kalınlık ortalamaları 3.98 ± 0.39 (3.1-5.1) mm bulunmuştur ve değerler diğer çalışmalarla benzerdir.

Chang ve ark., Bjordal ve ark., Schweitzer ve ark. ile Nyland ve ark. MRG ile yaptıkları çalışmalarda erkeklerde patellar tendon kalınlığını kadınlardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olarak bulmuşlardır (95, 97, 98, 99). Çalışmamızda erkeklerin patellar tendon proksimal kalınlık, orta kalınlık, distal kalınlık ortalamaları, kadınların ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Orta ve alt kalınlıkta her yaş grubunda benzer sonuçlar elde edilmiştir, ancak üst uç kalınlıkta 60-69 yaş grubunda erkekler ve kadınlar arasında kalınlık açısından anlamlı fark bulunmamıştır.

İzole patellar tendon çalışmalarında erkeklerde kollajen fasikülleri ve tendona uygulanan nihai stres yüksek bulunmuştur. Bu farkın cinsiyetten çok vücut ağırlığı ve kas kuvveti çıkışı ile ilişkili olduğu düşünülmektedir (100,101). Bu çalışmalar erkekler ve kadınlar arasındaki PT boyutlarının farkını açıklamaktadır.

Chang ve arkadaşlarının çalışmasında hasta yaşının sürekli değişken olarak alınarak yaptıkları analizde de hasta yaşının hiçbir patellar tendon boyutu üzerine etkisi olmadığı saptanmıştır (95). Schweitzer ve ark. ise ortalama patellar tendon kalınlığı ile hasta yaşı arasında zayıf bir pozitif ilişki bulmuşlardır (98). Hsiao ve ark. yaş arttıkça tendon kalınlığında farklılık bulmamışlardır (14). Fu ve ark. ise aşıl tendonunda yaşla birlikte tendon kalınlığının arttığını ve yaş gruplarında bu artışı istatistiksel olarak anlamlı bulmuşlardır (102). Bizim çalışmamızda da Hsiao ve ark. gibi yaş gruplarında tendon kalınlığı arasında anlamlı fark bulunmadı.

Günümüze kadar tendon elastisitesinin in vivo ölçümü için sınırlı sayıda yöntem bulunmaktadır. Daha önceki çalışmalar, izometrik kasılma sırasında tendonun deformasyonunu gözlemek ve elastisite modülünü hesaplamak için US ve MRG gibi geleneksel görüntüleme araçları kullanılmıştır. Bu yöntemler karmaşık ve zaman alıcıdır, doğrulukları kanıtlanmamıştır ve büyük eklemlerde kullanımı sınırlıdır (94,103). Elastografi yumuşak dokuların elastisitesinin doğrudan değerlendirilmesine izin verir. Diferansiyel doku deformasyonunu ölçülerek göreceli elastisite değeri sağlayan strain elastografinin aksine shear wave elastografi, doku elastisitesinin daha objektif değerlendirilmesine izin veren, göreceli olarak daha yeni bir ultrasonografi tekniğidir. Yakın zamanda yapılan çalışmalar göstermiştir ki, her ne kadar yaygın bir şekilde kullanılsa da SWE patellar ve aşıl tendonlarının elastisite ölçümleri için uygulanabilir bir yöntemdir (14). Zhang ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada SWE' den hesaplanan ve kadavra patellar tendonunun mekanik testlerinden elde edilen EM değerleri arasında anlamlı bir korelasyon bulunmuştur. Bu çalışmada PT elastisitesi proksimalde kemiğe bağlanma noktasından ölçülmüştür (104). Daha önceki çalışmalar, yumuşak dokunun kemik yakınından ölçümleri sırasında aşırı ses sinyali olduğunu göstermiştir (105). Hsiao ve ark. PT elastisite ölçümünde orta bölgede mükemmel değerlendirici güvenilirliği ve değerlendiriciler arası güvenilirlik bulurken iki uçtaki bağlanma bölgelerinde iyiden vasata değişen

güvenilirlik bulmuşlar (14). Bu durum SWE'nin kemik yakınlarında yetersiz güvenilirliği nedeniyle patolojinin sıkça rastlandığı bu bölgelerin değerlendirilmesinde kullanımını kısıtlanmıştır. Çalışmamızda üst, orta ve alt bölgelerinde SWV ölçümü yapılmıştır.

Tendon viskoelastik bir yapıya sahiptir ve yük karakterine bağlı olarak doğrusal olmayan bir şekilde deforme olur. Bu deformasyonun miktarı tendon sertliğine ve yüklenme miktarına bağlı olarak değişir. Tendon sertliğinde azalma, uygulanan kuvvetler nedeniyle deformasyonda artışa neden olabilir. Bu, tendondaki gerginliğin ve sertliğin azalması tendon yaralanmalarının potansiyel bir nedeni olabilir. Ayrıca patellar tendon yaralanmaları, fiziksel aktivite sırasında tendonun maruz kaldığı mekanik yük nedeniyle yüksek bir insidansa sahiptir (106, 107).

Carroll ve ark. izometrik kasılma sırasında tendonun deformasyonunu ve sertliğini US ve MRG ile ölçmüşlerdir. Erkeklerde patellar tendonu kadınlardan daha sert bulmuşlar, ancak tendona eşit kuvvet uygulandığında bu fark ortadan kalkmış ve farkın vücut ağırlığı ile alakalı olduğu düşünülmüştür (94). Taş ve arkadaşlarının obezite ve tendon sertliği arasındaki ilişkiyi VTIQ/ARFI yöntemiyle SWE ile araştırdığı çalışmada, erkeklerde patellar tendon sertliği istatistiksel olarak kadınlardan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Erkeklerdeki yüksek PT sertliğinin olası açıklaması mekanik yükün fazla olmasına bağlı olabilir, çünkü vücut ağırlığı ve kas gücü erkeklerde daha yüksektir. Artmış mekanik yükün kollajen sentezinin artmasına neden olduğu bilinmektedir. Tendonun kollajen içeriği ile tendon sertliği arasında pozitif bir korelasyon vardır. Kadınlarda düşük tendon sertliğinin bir diğer olası açıklaması cinsiyetler arasındaki hormonal farklılıklar olabilir (108,109). Hsiao ve ark., Fu ve ark., Ruan ve ark. SWE ile yaptıkları çalışmalarda cinsiyetle elastikiyet arasında anlamlı fark bulmamışlardır (14,102,110). Bizim çalışmamızda erkeklerin PT sertliği kadınlardan yüksek bulunmuş olup istatistiksel olarak anlamlıdır.

Yaşlanmak tendon ve ligamentler dahil olmak üzere yumuşak dokuların bileşenlerini ve mimarisini değiştirir. Her ne kadar bilimsel kanıtlar bir sonuca varamasa da, tendonların elastisitesini de etkileyebilir. Bazı raporlar tendonların daha yumuşak hale geldiğini ve güç kaybına uğradığını öne sürse de, bazı raporlar tam

tersi sonuçlar göstermektedir. Bu durumun olası nedeni, tendon elastisite ölçümlerinin çoğunlukla in vitro çalışmalardan elde edilmesidir ki bu çalışmalar in vivo ortamdan oldukça farklıdır (14,89,111).

Tendonların hücre dışı bileşeni büyük ölçüde kollajen lif ağından ve daha az miktarda proteoglikan, elastin ve diğer proteinlerden oluşur. Yetişkinlerde kollajen lifleri yaklaşık olarak 150 nm çapındadır ve % 95'i sağlıklı tendonlarda tip I'dir. Yaşın ilerlemesiyle tip I kollajen ve lifin çapı azalmaya başlar. Yaşlanmayla birlikte tip III kollajen miktarı artmaya başlar ayrıca dejenere tendonlarda da yeniden sentezlenen kollajen tip III'dür. Tip III kollajen tip I kadar sağlam ve esnek değildir. Yaşlanan tendonlar ile tendon patolojileri, organize kollajen fibrilleri kaybı ve mukoid dejenerasyon gibi doku metaplazileri gibi belli ortak patolojileri içerir. Kas kitlesi, gücü ve fizyolojik fonksiyonları yaşlanma ile azalır (112,113). Bu yüzden yaralanma ve rüptüre daha yatkındır. Bu çalışmaların çoğu invitro ortamda hayvansal deneylerle elde edilmiştir. Kollajen moleküllerinin çapraz bağlanması tendon fibrillerine yapısal bütünlük sağlar ve hayvanlarda yaşla birlikte değiştiği gösterilmiştir. Bazı hayvan çalışmalarında yaşlanma ile tendonun sertleştiği, bazılarında zayıfladığı, bir kısmında ise tendonun etkilenmediği bulunmuştur (114, 115). Dolayısıyla veriler kesin değildir. Az sayıdaki in vivo çalışmalardan olan Coupe ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada; benzer fiziksel aktiviteye sahip genç ve yaşlı olgularda elastisite modülü ve tendonun deformasyonunu gözlemlemek için US ve MRG kullanılmış, hücresel düzeyde araştırma için patellar tendondan biyopsi alınmıştır. Yaşlanma ile birlikte tendonun mekanik özelliklerini korumak için bir mekanizma olabileceği düşünülen hem enzimatik hem de enzimatik olmayan çapraz lif bağlanmasının, yaşlı olgularda genç olgulardan yüksek olduğu ve yaşlı olgularda kollajen konsantrasyonunun azaldığı saptanmıştır. Bununla birlikte bu çalışmada, tendon sertliği yaşlı olgularda düşük olmakla birlikte anlamlı istatistiksel fark saptanmamıştır (102). Carroll ve ark. benzer şekilde US ve MRG kullanarak yaşlı ve genç olgularda patellar tendon uzunluğunu ve elastisitesini araştırmışlar ve gençlerde daha sert bulmuşlar (94).

Yaşlanmayla patellar tendon elastikiyetini Supersonic SWE ile araştıran ilk çalışma olan Hsiao ve ark. toplam 62 olguyu 20-30 yaş (1.grup), 40-50 (2.grup) yaş

ve 60-70 (3.grup) yaş gruplarına ayırıp elastisite katsayısını (EM) ve shear wave hızını (SWV) değerlendirmişlerdir. Grup 1 ve 2 arasında anlamlı fark saptanmazken, diğer gruplarla karşılaştırıldığında grup 3'te EM'nin sırasıyla %28 ve %36, SWV'nin ise %14 ve %15 azaldığını bulmuşlar. Bu çalışma SWE kullanılarak in vivo olarak PT'nin yaşa bağlı sertliğinin azaldığını gösteren ilk çalışmadır (14).

Ruan ve ark. 56 sağlıklı bireyi 25-35, 36-45, 46-55 ve 56-65 yaş gruplarına ayrılıp VTQ/ARFI SWE ile aşil tendonlarını değerlendirmiş ve yaşla birlikte tendonların sertleştiğini bulunmuşlardır (110). Turan ve ark., 65-87 yaş aralığındaki 45 sağlıklı geriatric olgu grubuyla, 18-40 yaş aralığındaki 42 sağlıklı genç olguyu SE ile değerlendirmişler ve yaşlı olgularda tendon sertliğinin arttığını göstermişlerdir (116).

Fu ve ark. 18 yaşından büyük 326 sağlıklı bireyi 40 yaş altı (genç), 40-60 yaş arası (orta yaş) ve 60 yaş üstü (yaşlı) olarak gruplara ayırıp VTIQ/ ARFI SWE yöntemiyle aşil tendon SW hızını değerlendirmişler ve yaşla birlikte SW hızı hafifçe azalmakla birlikte istatistiksel anlamlı fark bulmamışlardır (102).

Bizim çalışmamızda 135 sağlıklı gönüllü birey, 20-29 yaş (1. grup), 30-39 yaş (2. grup), 40-49 yaş (3. grup), 50-59 yaş (4. grup) ve 60-69 yaş (5. grup) olarak dekatlara göre gruplara ayrılmış ve patellar tendon shear wave hızları değerlendirilmiştir. Yaş ile birlikte patellar tendon SW hızının azaldığı ve bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur. Buna göre yaş arttıkça tendon sertliğinin azaldığı ve yaş grupları birbiriyle karşılaştırıldığında bu azalmanın anlamlı olduğu sonucuna varılmıştır. Patellar tendonun üst, orta ve alt kısmında benzer sonuçlar elde edilmiştir. Birçok çalışmada yaşlanma ile kollajen konsantrasyonunun azaldığınının gösterilmiş olması ve tendonun sertliği ile kollajen içeriği arasındaki pozitif korelasyon göz önüne alındığında, çalışmamızda bulduğumuz yaş ile birlikte tendon sertliğinin azalması sonucu anlam kazanmaktadır. Ayrıca yaş ile birlikte kas gücü ve kuvveti de azaldığından, tendona iletilen yük de azalacağından tendondaki zayıflamayı da açıklamaktadır.

Son çalışmalarda, tendon yaralanması insidansının kadınlarda, obez ve kas güçsüzlüğü olan kişilerde daha yüksek olduğu bildirilmektedir. Artan vücut ağırlığı ve kas zayıflığı olan kadınlarda yüksek tendon yaralanması insidansının arkasındaki neden, tendon elastikiyeti ve kalınlığı gibi tendonun yapısındaki anatomik ve biyomekanik değişiklikler olabilir. Taş ve ark., obezite ve tendon sertliği arasındaki ilişkiyi araştırmış ve vücut kitle indeksi (BMI) 25'in üzerinde olan olgular, kontrol grubuyla karşılaştırıldığında patellar tendon sertliği arasında zayıf negatif korelasyon bulmuşlardır. Ayrıca PT kalınlığı açısından ılımlı korelasyon bulmuşlardır (108).

Yağ dokusu, metalloproteinazların, prostanooidlerin ve sitokinlerin üretimini düzenleyen adipokinler gibi proteinleri içerir. Obez bireylerde serum sitokin seviyelerinin sürekli artışı, kronik ve düşük seviyedeki inflamasyona neden olduğu düşünülmektedir. Bu durum, tendon homeostazisinin bozulmasına neden olabilir. Ek olarak, artmış yağ dokusunun, tendon iyileşmesinde yıkıcı etkisi ile tip I ve III kollajen içeriğinde azalmaya neden olduğu gösterilmiştir. Tendon homeostazisinin bozulması ve azalmış kollajen içeriği tendon sertliğinde azalmaya neden olabilir (108). Bizim çalışmamızda da BMI sürekli değişken kabul edildiğinde çalışmayla benzer şekilde SWV ile zayıf negatif korelasyon bulundu. Ayrıca bizim çalışmamızda BMI ile PT kalınlığı ve uzunluğu arasında anlamlı korelasyon saptanmadı.

Navali ve ark. ön çapraz bağ operasyonunda kemik-patellar tendon-kemik otogrefti kullanılan 267 olguda yapılan PT uzunluğu ile olgu boyu arasında zayıf pozitif korelasyon bulmuşlardır (117). Çalışmamızda da benzer şekilde boy sürekli değişken kabul edildiğinde PT kalınlık, uzunluk ve SWV arasında zayıf pozitif korelasyon saptandı.

Çalışmamızın bazı kısıtlılıkları vardır. Örneğin; tendon elastisitesinin in vivo ölçümleri için optimal bir standart olmaması nedeniyle ölçümlerin doğruluğu kanıtlanmamıştır. Daha önce yapılmış olan çalışmalar göstermiş ki, tendon elastikiyetini fiziksel aktivite, kas gücü, beslenme, sigara kullanımı, BMI ve kronik hastalıklar gibi birçok faktör etkilemektedir. Biz her ne kadar olgu seçiminde sedanter yaşam tarzı olan kişileri seçtiysek de, günlük aktivitelerini değerlendirmek mümkün olmamıştır. Kronik hastalıklar anamneze göre dışlanmıştır; ancak olguların

kendilerinin de bilmediği bir hastalıkları olabilir. Ayrıca sigara içiciliği sorgulanmamıştır. Kullandığımız VTQ/ARFI SWE yönteminde 5x5 mm boyutunda önceden belirlenmiş sabit bir ROI ile ölçüm yapıldığından, tendon kalınlığının ortalama 3-4 mm olduğu göz önünde bulundurulduğunda çevre yumuşak doku da ölçüme bir miktar dahil olmuş ve sonuçları etkilemiş olabilir.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Elastografi tendon değerlendirilmesinde US'ye yardımcı, radyasyon içermeyen, kolay ulaşılabilir, tekrarlanabilir ve güvenilir bir yöntemdir. Çalışmamızda dekatlar arttıkça patellar tendon shear wave hızında (SWV) ve dolayısıyla tendon sertliğinde istatistiksel olarak anlamlı azalma saptanmıştır. Ancak tendon elastisitesini etkileyen birçok faktörü de göz önünde bulundurduğumuzda yaşlanma tek başına elastisiteyi etkileyen bir faktör değildir. Bu konuda ileri çalışmalar yapılması daha net bilgilere ulaşılmasını sağlayacaktır.



7. KAYNAKLAR

1. Guyton JL. Arthroplasty of Ankle and Knee. Campbell's Operative Orthopaedics. 9th edition, St. Louis, Mosby-Year Book, Inc, 2008: pp. 232-295.
2. Ege R.: Diz Anatomisi. Diz Sorunları. Editör Ege. R. 1998: ss. 27-54.
3. DeFrate LE, Nha KW, Papannagari R, Moses JM, Gill TJ, Li G. The biomechanical function of the patellar tendon during in-vivo weight-bearing flexion. J Biomech 2007;40:1716–1722.
4. Finni T, Komi PV, Lepola V. In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump. Eur J Appl Physiol 2000; 83:416–426.
5. Ferretti A, Ippolito E, Mariani P, Puddu G. Jumper's knee. Am J Sports Med 1983;11:58-62.
6. Akgün RC. Patellofemoral eklem-tendon sorunları. Totbid Dergisi 2012;11(4):396-401
7. Demirag B, Ozturk C, Yazici Z, Sarisozen B. The pathophysiology of Osgood–Schlatter disease: a magnetic resonance investigation. J Pediatr Orthop B 2004; 13:379–382.
8. Draghi F, Danesino GM, Coscia D, Prececutti M, Pagani C. Overload syndromes of the knee in adolescents: sonographic findings. Journal of Ultrasound 2008; 4:151-15.
9. McCarty PL, Bach BR. Anatomy, Biology and Biomechanics of Patellar Tendon Autograft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Techniques in Orthopaedics 20(4):342–352 2005.
10. Sendur ÖF, Barut K. Kas iskelet sistemi ultrasonografisi. Turk klinik jPm& special topics 2016;9 (3): 30-3.
11. Gültekin S. Ultrasonografide Yeni Uygulamalar. Türk Radyoloji Seminerleri 2014; 2: 158-170.
12. Sigrist RMS, Liao J, Kaffas AE, Chammas MC, Willmann JK. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. Theranostics. 2017 Mar 7;7(5):1303-1329.

- 13 .Yakut Zİ, Turan A, Teber MA. Kas-İskelet Sistem Uygulamalarında Ultrason Elastografi, Selçuk Tıp Derg 2014;30(2): 88-92.
14. Hsiao MY, Chen YC, Lin CY, Chen WS, Wang TG. Reduced Patellar Tendon Elasticity with Aging: In Vivo Assessment by Shear Wave Elastography Ultrasound Med Biol. 2015 Nov;41(11):2899-905.
15. Mérida-Velasco JA, Sánchez-Montesinos I, Espín-Ferra J, Mérida-Velasco JR, Rodríguez-Vázquez JF, Jiménez-Collado J. Development of the human knee joint ligaments. Anat Rec. 1997 Jun;248(2):259-68.
16. Gardner E, O'Rahilly R. The early development of the knee joint in staged human embryos. J Anat. 1968 Jan;102(Pt 2):289-99.
17. Insall, J.N., Kelly M.A.: Anatomy Insall, J.N. Surgery of the Knee 2 Edition. New York Churchill Livingstone. Inc.1, 1993: pp. 542-565.
18. Aydın AT. Diz Eklemi Anatomisi. Tandoğan NR, Alpaslan AM (Editörler). Ankara: Yeni Fersa Matbaacılık; 1999: ss. 5-18.
19. Insall JN, Kelly MA. Anatomy. In: Insall JN (Ed). Surgery of the Knee, 2nd Edition. New York: Churchill-Livingstone Inc; 1993: pp. 1-20.
20. Schindler OS, Scott WN: Basic Kinematics and Biomechanics of the Patello-Femoral Joint. Part 1: The Native Patella. Acta Orthop Belg. 2011 Aug; 77(4): pp. 421-429.
21. Andrikoula S., Tokis A.: The Extensor Mechanism of the Knee Joint: An Anatomical Study. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2006) 14: pp. 214–220.
22. Waligora A.C., Johanson N.A.: Clinical Anatomy of the Quadriceps Femoris and Extensor Apparatus of Knee Clin. Orthop Relat Res 2009, 467: pp. 3297-3306
23. Basso O, Johnson DP, Amis AA. The anatomy of the patellar tendon. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2001; 9:2–5.
24. Hansen P, Bojsen-Moller J, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. Clin Biomech 2006; 21:54–58.
25. Clarke HD, Scot WN, Insall JN, et al. Anatomy. In: Insall JN, Scot WN. Surgery of the Knee. 4rd ed. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2006; 37-46.

26. Reider B, Marshall JL, Koslin B, et al. The anterior aspect of the knee joint. *J Bone Joint Surg Am* 1981; 63:351–356.
27. Basso O, Johnson DP, Amis AA. The anatomy of the patellar tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001; 9:2–5.
28. Stroller DW, Cannon WD, Anderson LJ. The Knee. In: Stroller DW, ed. *Magnetic Resonance Imaging in Orthopaedics and Sports Medicine*. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997;203-443.
29. Clarke HD, Scot WN, Insall JN, et al. Anatomy. In: Insall JN, Scot WN. *Surgery of the Knee*. 4rd ed. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2006; 37-46.
30. Waligora AC, Johanson NA. Clinical Anatomy of the Quadriceps Femoris and Extensor Apparatus of Knee *Clin. Orthop Relat Res* 2009, 467: pp. 3297-3306.
31. McCarty LP, Bach BR. Anatomy, biology and biomechanics of patellar tendon autograft anterior cruciate ligament reconstruction. *Tech Orthop* 2005; 20:342-352.
32. Fornage BD, Rifkin MD, Touche DH, Segal PM. Sonography of the patellar tendon: preliminary observations. *AJR Am J Roentgenol* 1984; 143:179–182.
33. Hodgson RJ, O'Connor PJ, Grainger AJ. Tendon and Ligament İmaging. *Br JRadiol*. 2012 Aug; 85(1016): 1157–1172.
34. Peace KA, Lee JC, Healy J. Imaging the infrapatellar tendon in the elite athlete. *Clin Radiol* 2006; 61:570–578.
35. Uçucu O. Patellar Tendonun Boyutlarının Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Değerlendirilmesi. Uzmanlık tezi; Kırıkkale,2011.
36. Tarsney FF. Catastrophic jumper's knee. A case report. *Am J Sports Med* 1981;9:60-1.
37. Capiola D, Re L. Repair of patellar tendon rupture with suture anchors. *Arthroscopy* 2007;23:906.e1-4.
38. Cucurulo T, Louis ML, Thaunat M, Franceschi JP. Surgical treatment of patellar tendinopathy in athletes. A retrospective multicentric study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95:S78-84.

39. Almekinders LC, Vellema JH, Weinhold PS. Strain patterns in the patellar tendon and the implications for patellar tendinopathy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2002; 10:2-5.
40. Roels J, Martens M, Mulier JC, Burssens A. Patellar tendinitis (jumper's knee). *Am J Sports Med* 1978;6:362-8.
41. Akgün R.C. Patellofemoral eklem-tendon sorunları. *TOTBİD Dergisi* 2012;11(4):396-401.
42. Khan KM, Bonar F, Desmond PM, et al. Patellar tendinosis (jumper's knee): findings at histopathologic examination, US, and MR imaging. *Radiology* 1996;200:821–827.
43. El-Khoury GY, Wira RL, Berbaum KS, Pope TL, Monu JUV. MR imaging of patellar tendinosis. *Radiology* 1992; 184:849– 854.
44. Johnson D, Wakeley C, Watt I. Magnetic resonance imaging of patellar tendinosis. *J Bone Joint Surg Br* 1996; 78:452–457.
45. Greenspan A. Ortopedik radyoloji: pratik bir yaklaşım. Ed. Ergen FB, Mete BD. Dünya kitabevi, 2016.
46. Demirag B. Ozturk C. Yazici Z. Sarisozen B. The pathophysiology of Osgood–Schlatter disease: a magnetic resonance investigation. *J Pediatr Orthop B* 2004; 13:379–382.
47. Thabit G 3rd, Micheli LJ. Patellofemoral pain in the pediatric patient. *Orthop Clin North Am* 1992;23:567-85.
48. Turek SL. Ortopedi ilkeleri ve uygulamaları. Cilt 2. Ankara; Yargıçoğlu Matbaası, 1980; 1254-1262.
49. Blankstein A, Cohen I, Heim M, et al. Ultrasonography as a diagnostic modality in Osgood–Schlatter disease: a clinical study and review of the literature. *Arch Orthop Trauma Surg* 2001; 121:536–539.

50. Resnick D. Diagnosis of bone and joint disorders. 4th ed. Philadelphia: WB Saunders Company, 2002; 3714-3730.
51. Dejour H, Denjean S, Neyret P. Treatment of old or recurrent ruptures of the patellar ligament by contralateral autograft. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1992; 78: 58-62.
52. Savarese E, Bisicchia S, Amendola A. Bilateral spontaneous concurrent rupture of the patellar tendon in healthy man: case report and review of the literature. *Musculoskelet Surg* 2010; 94: 81-88.
53. Kannus P, Natri A. Etiology and pathophysiology of tendon ruptures in sports. *Scand J Med Sci Sports* 1997; 7: 107-112.
54. Fu FH, Vince KG, Harner CD. *Knee Surgery*. Vol 1. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1994; 919-924.
55. Kricun R, Kricun ME, Arangio GA, Salzman GS, Berman AT. Patellar tendon rupture with underlying systemic disease. *AJR Am J Roentgenol* 1980;135:803–807.
56. Koval KJ, Zuckerman JD. *Ortopedik Cerrahi Atlası*. Ankara: Güneş Tıp Kitabevi, 2008; 260-272.
57. Li SZ, Su W, Zhao J, et al. A meta-analysis of hamstring autografts versus bone–patellar tendon–bone autografts for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Knee*. 2011 Oct;18(5):287-93.
58. Jones KG Reconstruction of the anterior cruciate ligament; A technique using the central third of the patellar ligament. *J Bone Joint Surg* 1963; 45A: 925-932.
59. Jones KG Reconstruction of the anterior cruciate ligament; using the central third of the patellar ligament. A follow up report. *J Bone Joint Surg* 1970; 52A; 1302-1308.
60. Penner DA., Daniel DM., Wood P., et al: in vitro study of anterior cruciate ligament graft placement and isometry. *Am J Sports Med* 1988 ; 16 : 233-243.

61. Müller W: Das Knie, Form, Funktion und Ligamentare Wiederherstellungschirurgie. Berlin. Heidelberg, New York, Springer Verlag, 1982, pp 7-161.
62. Franco B, Vincenzo V, Alessandro DV, Tonello C, Abatangelo G, Mazzoleni. Tissue Engineering Approaches for the Construction of a Completely Autologous Tendon Substitute, Indian Journal of Plastic Surgery, 41, 38-46, 2008.
63. Screen HR, Berk DE, Kadler KE, Ramirez F, Young MF. Tendon functional extracellular matrix. J Orthop Res. 2015 Jun;33(6):793-9.
64. Güngörmüş C. Tendon Hücreleri Kullanılarak Hazırlanan Allograftların Sıçan Aşıl Tendonu Rejenerasyonu Üzerindeki Etkilerinin Araştırılması. Doktora tezi; Ankara, 2013.
65. Sharma P, Maffuli N, Biology of tendon injury: healing, modeling and remodeling, Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions, 6, 181-90, 2006.
66. Buck-waiter JA. Hunziker EB. Orthopaedics: Healing of bones, cartilages, tendons, and ligaments: A new era. Lancet 1996: 348 fSuppII: 18S.
67. Bucholz WR, Heckman JD. Rockwood and Green's Fractures in adults. Lippincott Williams&Wilkins, 2001. P. 275
68. Yu TY, Pang JH, Wu KP, Chen MJ, Chen CH, Tsai WC. Aging is associated with increased activities of matrix metalloproteinase-2 and -9 in tenocytes, BMC Musculoskelet Disord. 2013 Jan 2;14:2.
69. Kannus P, Josza L, Jarvinnen M. Basic science of tendons. Principles and Practice of Orthopaedic Sports Medicine, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA. pp. 21-37, 2000.
70. Gennisson JL, Deffieux T, Fink M, Tanter M. Ultrasound elastography: principles and techniques. Diagnostic and interventional imaging, 2013;94: 487-95.
71. Shiina T, Nightingale KR, Palmeri ML, Hall TJ, Bamber JC, Barr RG, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: basic principles and terminology. Ultrasound in medicine & biology. 2015; 41: 1126-47.
72. Hall, T. J. "AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in US Beyond the Basics: Elasticity Imaging with US1. Radiographics 2003;23 (6): 1657-1671.

73. Friedrich-Rust M, et al."Liver fibrosis in viral hepatitis: noninvasive assessment with acoustic radiation force impulse imaging versus transient elastography."Radiology 2009;252.2:595-604.
74. Pehlivan F. Biyofizik. 2. Baskı. Ankara:Hacattepe Taş, 1997;390-4.
- 75.Garra BS. Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound. Ultrasound Q 23(4): 255-268, 2007.
76. Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. Ultrasonic imaging.1991; 13: 111-34.
77. Nightingale K. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Imaging: a Review. Current medical imaging reviews. 2011; 7: 328-39.
78. Faruk T, Islam MK, Arefin S, Haq MZ. The Journey of Elastography:Background, Current Status, and Future Possibilities in Breast Cancer Diagnosis. Clinical breast cancer. 2015.
79. Balleyguier C, Ciovalan L, Ammari S, Canale S, Sethom S, Al Rouhbane R. et al. Breast elastography: the technical process and its applications. Diag Interv Imaging 2013; 94: 503-13.
80. Deffieux T, Montaldo G, Tander M, &Fink M. Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues visco-elasticity. IEEE Trans Med Imaging 2009; 28(3), 313-322.
81. Sandrin L, Oudry J, Bastard C, et al. Non-Invasive Assessment of Liver Fibrosis by Vibration-Controlled Transient Elastography (Fibroscan) Liver Biopsy, 2011; 7, pp. 293- 314.
- 82 .Ferraioli G, Filice C, Castera L, Choi BI, Sporea I, Wilson SR, et al. WFUMB Guidelines and Recommendations for Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 3:Liver. Ultrasound in medicine & biology. 2015; 41:1161-79.
83. 47. Palmeri ML, Nightingale KR. What challenges must be overcome before ultrasound elasticity imaging is ready for the clinic? Imaging in medicine.2011; 3: 433-44.

84. Ting CE, Yeong CH, Ng KH, Abdulla BJJ, Ting HE. Accuracy of Tissue Elasticity Measurement using Shear Wave Ultrasound Elastography: A Comparative Phantom Study. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Toronto, Canada: Springer International Publishing; 2015:252-5.
85. McDonald DG, Leopold GR. Ultrasound B-scanning in the differentiation of Baker's cyst and thrombophlebitis. Br J Radiol 1972;45: 729–732.
86. Verim S., Sarı S. Kas iskelet ve yumuşak doku lezyonlarında ultrasonografi. TOTBİD Dergisi 2013;12(1):7-12.
87. Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. Br J Radiol 2012;85:1435–1445.
88. Levinson SF, Shinagawa M, Sato T. Sonoelastic determination of human skeletal muscle elasticity. J Biomech 1995;28:1145–54.
89. Osakabe T, Hayashi M, Hasegawa K, Okuaki T, Ritty TM, Mecham RP, Wachi H, Seyama Y. Age- and gender-related changes in ligament components. Ann Clin Biochem 2001;38:527–532.
90. Kartus J, Christensen LR, Movin T, Lindahl S, Ejerddeh L, Karlsson J. Evaluation of harvested and normal patellar tendons: a reliability analyses of magnetic resonance imaging and ultrasonography. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2000; 8:275-280.
91. Roberts CS, King DH, Goldsmith LJ. A statistical analysis of the accuracy of sonography of the patellar tendon. Arthroscopy. 1999 May;15(4):388-91.
92. Yoo JH, Yi SR, Kim JH. The geometry of patella and patellar tendon measured on knee MRI. Surg Radiol Anat 2007; 29:623–628.
93. Tuncyurek O, Ozkol M, Ozic U, Pabuscu Y. The role of patellar tendon morphometry on anterior knee pain. Surg Radiol Anat 2010; 32:539-543.
94. Carroll CC, Dickinson JM, Haus JM, Lee GA, Hollon CJ, Aagaard P, Magnusson SP, Trappe TA. Influence of aging on the in vivo properties of human patellar tendon. J Appl Physiol 2008;105:1907–1915.

95. Chang BC, Seong SC, Kim TK. Preoperative magnetic resonance assessment of patellar tendon dimension for graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2009; 37:376–382.
96. Botanlioglu H, Kaynak G, Kantarci F, Guven MF, Zengin G, Aydingoz O. Length, thickness, and elasticity of the patellar tendon after closed wedge high tibial osteotomy: a shear wave elastographic study. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2016 Aug;24(2):194-7.
97. Bjordal JM, Demmink JH, Ljunggren AE. Tendon thickness and depth from skin for supraspinatus, common wrist and finger extensors, patellar and achilles tendons. *Physiotherapy* 2003; 89:375-383.
98. Schweitzer ME, Mitchell DG, Ehrlich SM. The patellar tendon: internal signal buckling and other MR variants. *Skeletal radiol* 1993; 22:411-416.
99. Nyland J, Fried A, Maitra R, Johnson DL, Caborn DNM. Wrist circumference is related to patellar tendon thickness in healthy men and women. *Clinical Imaging* 2006; 30:335-338.
100. Magnusson SP, Hansen M, Langberg H, Miller B, Haraldsson B, Westh EK, Koskinen S, Aagaard P, Kjaer M. The adaptability of tendon to loading differs in men and women. *Int J Exp Pathol* 88: 237–240, 2007.
101. Onambele GN, Burgess K, Pearson SJ. Gender-specific in vivo measurement of the structural and mechanical properties of the human patellar tendon. *J Orthop Res* 25: 1635–1642, 2007.
102. Fu S, Cui L, He X, Sun Y. Elastic Characteristics of the Normal Achilles Tendon Assessed by Virtual Touch Imaging Quantification Shear Wave Elastography. *J Ultrasound Med*. 2016 Sep;35(9):1881-7.
103. Coupe C, Hansen P, Kongsgaard M, et al. Mechanical properties and collagen cross-linking of the patellar tendon in old and young men. *J Appl Physiol* 2009; 107: 880-886.
104. Zhang ZJ, Fu SN. Shear Elastic Modulus on Patellar Tendon Captured from Supersonic Shear Imaging: Correlation with Tangent Traction Modulus Computed

from Material Testing System and Test-Retest Reliability. PLoS One. 2013 Jun 27;8(6):e68216.

105. Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. Br J Radiol 2012;85:1435–1445.

106. Maganaris CN, Paul JP. In vivo human tendon mechanical properties. J Physiol. 1999 Nov 15;521 Pt 1:307-313.

107. Pearson SJ, Onambele GN. Influence of time of day on tendon compliance and estimations of voluntary activation levels. Muscle Nerve. 2006 Jun;33(6):792-800.

108. Taş S, Yılmaz S, Onur MR, Soylu AR, Altuntaş O, Korkusuz F. Patellar tendon mechanical properties change with gender, body mass index and quadriceps femoris muscle strength. Acta Orthop Traumatol Turc. 2017 Jan;51(1):54-59.

109. M. Abate, K. Gravare-Silbernagel, C. Siljeholm, et al. Pathogenesis of tendinopathies: inflammation or degeneration? Arthritis Res Ther, 11 (3) (2009), p. 235.

110. Ruan Z, Zhao B, Qi H, Zhang Y, Zhang F, Wu M, Shao G. Elasticity of healthy Achilles tendon decreases with the increase of age as determined by acoustic radiation force impulse imaging. Int J Clin Exp Med. 2015 Jan 15;8(1):1043-50.

111. Shadwick RE. Elastic energy storage in tendons: Mechanical differences related to function and age. J Appl Physiol 1990;68:1033–1040.

112. Maffulli N, Ewen SW, Waterston SW, Reaper J and Barrass V. Tenocytes from ruptured and tendinopathic achilles tendons produce greater quantities of type III collagen than tenocytes from normal achilles tendons. An in vitro model of human tendon healing. Am J Sports Med 2000; 28: 499-505.

113. Józsa L, Bálint BJ, Réffy A and Demel Z. Fine structural alterations of collagen fibers in degenerative tendinopathy. Arch Orthop Trauma Surg 1984; 103: 47-51.

114. Dressler MR, Butler DL, Wenstrup R, Awad HA, Smith F, Boivin GP. A potential mechanism for age-related declines in patellar tendon biomechanics. *J Orthop Res* 2002; 20: 1315-1322.
115. Haut RC, Lancaster RL, DeCamp CE. Mechanical properties of the canine patellar tendon: Some correlations with age and the content of collagen. *J Biomech* 1992; 25: 163-173.
116. Turan A, Teber MA, Yakut ZI, Unlu HA, Hekimoglu B. Sonoelastographic assessment of the age-related changes of the Achilles tendon. *Med Ultrason*. 2015 Mar;17(1):58-61.
117. Navali AM, Jafarabadi MA. Is There Any Correlation Between Patient Height and Patellar Tendon Length? *Arch Bone Jt Surg*. 2015 Apr;3(2):99-103.

