T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SAĞLIKLI BİREYLERDE ULTRASONOGRAFİ KULLANARAK TENDON KAYMASININ SAYISAL TESPİTİ

Beyhan KIRAN

DANIŞMAN
Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

İSTANBUL-2020

Bu çalışma 06.02.2020 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Biyomedikal Mühendisliği Programı Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

TEZ JÜRİSİ

Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi

Doç. Dr. Deniz PALAMAR KADIOĞLU
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi

Dr.Öğr.Üyesi Murat DEMİRER
Işık Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

20.04.2016 tarihli Resmi Gazete'de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa'nın abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Lisansüstü Eğitim Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

Bu tez, 1649B021801278 numaralı TÜBİTAK projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Hareket kabiliyetinde çok önemli bir yere sahip olup, görüntü işleme çalışmalarında değerlendirilmesi ise bir o kadar zor olan bir doku olarak tendonlarla ilgili yaptığım bu çalışma bana sabretmeyi ve elde edilen sonuçlar ne kadar olumsuz olursa olsun tekrar başa dönebilmeyi öğretti. Bu zorlu çalışma sürecimde akademik gelişimime sağladığı katkıların yanı sıra, bana güvenerek cesaret verici desteğini hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocam Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN'a sonsuz teşekkür ederim. Karşılaştığım zorluklarda yolumu açmak adına verdiği tüm emekler için kendisine minnettarım.

Tez konumun belirlenmesinde sağladığı katkılar ile çalışma sürecimde ihtiyaç duyduğum klinik verilerin temin edilmesinde ve sonuçların değerlendirilmesinde sunduğu yardımlar için Doç. Dr. Deniz PALAMAR KADIOĞLU'na, ayrıca klinik verilerin temininde değerli vaktini ayırarak yardımlarını esirgemeyen Doç. Dr. Tuğçe ÖZEKLİ MISIRLIOĞLU'na çok teşekkür ederim.

Çalışmamın başlangıcında danışmanım olan saygıdeğer hocam Prof. Dr. Mukden UĞUR'a sağladığı tüm katkılar için şükranlarımı sunarım.

İlgi duyduğum ama tecrübesiz olduğum bu konuda bana çalışma cesareti veren ve bilimsel katkılarını benden esirgemeyen değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Murat DEMİRER'e müteşekkirim.

Yüksek lisans tezim sırasında verdiği desteklerden dolayı TÜBİTAK-BİDEB'e teşekkürü bir borç bilirim.

Yüksek lisans eğitimim ve tez yazım sürecim boyunca gece gündüz demeden değerli vaktini ayırarak bana yardımcı olan, her zorlukta yanımda olup bana yol gösteren çok kıymetli Ar. Gör. Derya KARABULUT'a içten teşekkür ederim.

Faydalı işler yapabilmem, başarılı olmam ve emeğimin karşılığını alabilmem için duasını eksik etmeyen canım annem, babam ve ablama maddi, manevi tüm destekleri ve bana her daim inanıp güvendikleri için minnettarım.

Son olarak, bu zorlu süreci çekilir kılan sevgili eşim Berkehan'a, çalışmam boyunca gösterdiği anlayış ve sabır için tüm kalbimle teşekkür ederim. Yükümü hafiflettiği, çıktığım bu yolda ilerleyebilmem için beni hep teşvik ettiği ve bana benden çok güvendiği için minnettarım.

Nice başarılı çalışmaya imza atmak ve binbir emekle ulaşılan tüm bilimsel sonuçların insanlığa fayda sağlaması ümidiyle...

Ocak 2020 Beyhan KIRAN

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ ..... **iv**
İÇİNDEKİLER ..... **v**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **vii**
TABLO LİSTESİ ..... **ix**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **x**
ÖZET ..... **xi**
SUMMARY ..... **xiii**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL KISIMLAR **5**
2.1. İNSAN ELİNİN FONKSİYONEL ANATOMİSİ 5
2.1.1. Fleksör Digitorum Profundus ve Fleksör Digitorum Superficialis Tendonları 7
2.1.2. Tendonların Genel Özellikleri 8
2.1.2.1. Tendonun Yapısı *8*
2.1.2.2. Tendon Biyomekaniği *10*
2.1.2.3. Tendon Ekskürsiyonu ve Tendon Kayması (Tendon Gliding) *11*
2.2. EL TENDON YARALANMALARI 12
2.2.1. Tendonlarda Kronik Yaralanmalar 14
2.2.2. Tendonlarda Akut Yaralanmalar 15
2.2.2.1. Fleksör Sistemlerde Pulley Yaralanmaları *16*
2.2.2.2. Fleksör Tendon Kapalı Travma Yaralanmaları *16*
2.2.2.3. Fleksör Tendon Açık Travma Yaralanmaları *17*
2.2.3. Fleksör Digitorum Profundus Tendonu Yaralanmaları Sonrası Tedavide Karşılaşılan Komplikasyonlar 17
2.3. BİYOMEDİKAL GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ 18
2.3.1. X – Işınları ile Görüntüleme 19
2.3.2. Bilgisayarlı Tomografi ile Görüntüleme 21
2.3.3. Manyetik Rezonans ile Görüntüleme 23
2.3.4. Pozitron Emisyon Tomografisi ile Görüntüleme 24
2.3.5. Ultrasonografi ile Görüntüleme 25
2.3.5.1. A – mod *29*

2.3.5.2. M – mod *30*
2.3.5.3. B – mod *31*
2.3.5.4. Doppler Ultrasonografi *33*
2.4. GÖRÜNTÜ İŞLEME YÖNTEMLERİYLE FLEKSÖR DİGİTORUM PROFUNDUS TENDONUNUN KAYMA MİKTARININ ÖLÇÜLMESİ 33
3. MALZEME VE YÖNTEM 40
3.1. KATILIMCILAR 40
3.2. DİNAMİK ULTRASONOGRAFİ VERİLERİNİN KAYDEDİLMESİ 40
3.3. BENEK TAKİBİ ALGORİTMASI KULLANILARAK ÇERÇEVEDEN ÇERÇEVEYE TENDON YER DEĞİŞTİRME MİKTARININ BELİRLENMESİ 44
3.3.1. Çok Çekirdekli Blok Eşleme Metodu 44
3.3.2. Araştırma Alanının ve Eşleşen Blokların Şekli ve Boyutu 46
3.3.3. Benzerlik Ölçümü Yöntemleri 48
3.3.3.1. Mutlak Farkların Toplamı (Sum of Absolute Difference) *49*
3.3.3.2. Kare Farklarının Toplamı (Sum Of Squared Difference) *49*
3.3.3.3. Ortalama Karesel Hata (Mean Square Error) *50*
3.3.3.4. Normalize Çapraz Korelasyon (Normalised Cross Correlation) *50*
3.3.4. Toplam 2-Boyutlu Doku Yer Değiştirmesi 52
3.4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ 53
4. BULGULAR 55
4.1. 2-BOYUTLU TENDON YER DEĞİŞTİRMESİ 55
4.2. İSTATİSTİKSEL ANALİZ 58
5. TARTIŞMA VE SONUÇ 63
KAYNAKLAR 65
EKLER 70
EK 1. ETİK KURUL KARARI. 70
ÖZGEÇMİŞ 71

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: Dört parmağın fleksör sisteminin lateral düzlem görüntüsü (Lapegue ve diğ. 2015) 6

Şekil 2.2: İnsanın parmak tendonları (Hamill ve diğ. 2015). 7

Şekil 2.3: Camper kiazması (Strickland 1995). 7

Şekil 2.4: 4 parmağın fleksör sistemi (diseksiyon) (Lapegue ve diğ. 2015). 8

Şekil 2.5: Tendonun hiyerarşik yapısı (Beach ve diğ. 2017). 9

Şekil 2.6: Tipik bir viskoelastik materyalin gerilme–zorlama grafiği (Hamill ve diğ. 2015). ...10

Şekil 2.7: Tendon gerilme – zorlama grafiği (Wang 2006). 11

Şekil 2.8: Parmak fleksör tendon lezyonlarının topografik sınıflandırması (Lapegue ve diğ. 2015). 14

Şekil 2.9: X ışınları ile biyomedikal görüntüleme tekniği kullanılarak akciğer radyografisinin elde edilişi (Dougherty 2009). 20

Şekil 2.10: Posteroanterior akciğer radyografisi örneği (Dougherty 2009). 21

Şekil 2.11: Spiral BT'nin şematik gösterimi (Dougherty 2009). 22

Şekil 2.12: Alt lumbar omurga ve sakrumun MR görüntüsü (Lisle 2012). 23

Şekil 2.13: Kas – iskelet sistemi ultrasonlarında genellikle kullanılan problar (Smith ve Finnoff 2009a). 26

Şekil 2.14: Üretilen ses dalgalarının probdan vücuda gönderilmesi (Smith ve Finnoff 2009a). 27

Şekil 2.15: Prob açısının ultrasonografi görüntüsüne etkisi (Smith ve Finnoff 2009a). 29

Şekil 2.16: A – mod ultrasonografi görüntüsü (Mohamed 2015). 30

Şekil 2.17: M – mod ultrasonografi görüntüsü (Mohamed 2015). 31

Şekil 2.18: B – mod ultrasonografi görüntüsü (Mohamed 2015). 31

Şekil 2.19: Çalışma kapsamında alınan örnek verinin parmak fleksör tendon ultrasonografi görüntüsü. 32

Şekil 2.20: Renkli akış Doppler ultrasonografi görüntüsü (Mohamed 2015). ……...….. 33

Şekil 3.1: Distal interfalanks ekleminde fleksör tendon ekstansiyon hareketinin ultrasonografi probu ile görüntülenmesi (0˚ekstansiyon). …….. 41

Şekil 3.2: Distal interfalanks ekleminde fleksör tendon fleksiyon hareketinin ultrasonografi probu ile görüntülenmesi (maksimum fleksiyon). ……..…….. 42

Şekil 3.3: Parmak gonyometresi ile maksimum fleksiyon açısının ölçülmesi. ……... 43

Şekil 3.4: Çalışma kapsamında alınan örnek verinin tendonu üzerinde analiz için seçilen taslak ve araştırma alanı. ……...……...……...….... 45

Şekil 3.5: Araştırma alanının (ROI) kesişmeli 10 (5 × 2) bloğa ayrılması. ……. 48

Şekil 3.6: Normalize çapraz korelasyon ile benzerlik ölçümü diyagramı. …….. 51

Şekil 4.1: Protokol 1 ile kaydedilen fleksiyon hareketlerindeki tendon kayma verileri. ……. 58

Şekil 4.2: Protokol 1 ile kaydedilen ekstansiyon hareketlerindeki tendon kayma verileri. …. 59

Şekil 4.3: Protokol 2 ile kaydedilen fleksiyon hareketlerindeki tendon kayma verileri. ……. 60

Şekil 4.4: Protokol 2 ile kaydedilen ekstansiyon hareketlerindeki tendon kayma verileri. …. 61

Şekil 4.5: Protokol 1 ve 2 ile kaydedilen tüm verilerin karşılaştırılması. …… 62

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 4.1: Çalışmaya katılan gönüllülere ait veriler …… 55

Tablo 4.2: 1. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları …….. 56

Tablo 4.3: 2. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları …….. 56

Tablo 4.4: 3. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları …….. 56

Tablo 4.5: 4. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları …….. 56

Tablo 4.6: 5. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları …….. 57

Tablo 4.7: 6. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları …….. 57

Tablo 4.8: 7. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları …….. 57

Tablo 4.9: 8. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları …….. 57

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler **Açıklama**

AVI : Video dosya formatı
fps : Saniyede kaydedilen çerçeve sayısı
GHz : Gigahertz
kHz : Kilohertz
MHz : Megahertz
mm : Milimetre
pix : Piksel

Kısaltmalar **Açıklama**

B – mod : Parlaklık modu
BT : Bilgisayarlı Tomografi
DİF : Distal interfalanks
FDP : Fleksör digitorum profundus
FDS : Fleksör digitorum superficialis
MR : Manyetik rezonans
MRG : Manyetik rezonans ile görüntüleme
NCC : Normalize çapraz korelasyon
PET : Pozitron emisyon tomografisi
P1 : Protokol – 1
P2 : Protokol – 2
ROI : Araştırma alanı

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SAĞLIKLI BİREYLERDE ULTRASONOGRAFİ KULLANARAK TENDON KAYMASININ SAYISAL TESPİTİ

Beyhan KIRAN

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN

El yaralanmalarının önemli bir bölümünü oluşturan tendon yaralanmalarının tedavisi için çoğunlukla cerrahi operasyon gerekli olmaktadır. Ancak cerrahi operasyon sonrası tendonun, iyileşme döneminde gelişen komplikasyonlar nedeniyle etrafındaki dokuya yapıştığı görülür. Bu yapışma neticesinde tendonlar hareketini tam olarak gerçekleştiremez ve elde hareket kısıtları meydana gelir. Bu tip komplikasyonlar uygun fizik tedavi ve rehabilitasyon yöntemleriyle kısmen ya da tamamen önlenebilmektedir. Ancak uygun tedavi yönteminin belirlenmesi ve iyileşmenin objektif olarak değerlendirilebilmesi için tendon hareketinin sayısallaştırılması gerekmektedir.

Son yıllarda tendon hareketinin sayısallaştırılması için yapılan çok sayıdaki görüntü işleme çalışması, gelişen ultrasonografik görüntüleme teknikleri ile kullanılan farklı matematiksel yöntemler sayesinde tendon gibi görüntülenmesi ve takibi zor bir dokunun yer değiştirme miktarının gerçeğe yakın bir şekilde ölçülebilmesini mümkün kılmıştır.

Bu tez çalışmasında, benek takibi (speckle tracking) ile blok eşleme yöntemleri kullanılarak benzerlik ölçümüne dayalı fleksör digitorum profundus (FDP) tendonunun yer değiştirme miktarını ölçebilen bir algoritma geliştirilmiştir. Bu algoritma ile FDP tendonunun pasif olarak fleksiyon – ekstansiyon hareketleri esnasında distal interfalanks ekleminden kaydedilen dinamik ultrasonografi verileri analiz edilebilmektedir. Çalışmaya sekiz sağlıklı gönüllü

katılmış olup, her gönüllüye ait kaydedilen üçer tane ultrasonografik verinin analiz ile elde edilen değerlerinin ortalaması hesaplanarak, kişilerin tendon yer değiştirme miktarları bulunmuştur. Analizin ultrasonografik ölçümü yapan kişiye bağımlı olup olmadığını göstermek için tüm katılımcılardan iki farklı hekim tarafından ultrasonografik veri kaydı gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sonuçları istatistiksel olarak analiz edildiğinde ise sonuçların, ölçüm yapan kişiden bağımsız olduğu ve programın farklı kişilere ait verileri başarılı bir şekilde ayırt edebildiği görülmüştür. Bu yönüyle, yapılan çalışma tendon hareketinin objektif olarak değerlendirilmesinde hekimlere katkı sağlayacak niteliktedir.

Ocak 2020, 85 sayfa.

Anahtar kelimeler: Ultrasonografi, nokta takibi, blok eşleme, FDP tendonu, tendon kayması

SUMMARY

M.Sc. THESIS

QUANTIFICATION OF TENDON GLIDING USING ULTRASONOGRAPHY IN HEALTHY INDIVIDUALS

Beyhan KIRAN

Istanbul University-Cerrahpasa

Institute of Graduate Studies

Department of Biomedical Engineering

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Yunus Ziya ARSLAN

Surgical operations are often required for the treatment of tendon injuries that are an important part of the hand injuries. However, it is seen that the tendon adheres to the surrounding tissue due to the complications developed during the recovery period after surgical operation. Because of tendon adhesion, tendons cannot perform their movements completely and some limitations of movement ability occur in the hand. These types of complications can be prevented partially or completely by appropriate physical therapy and rehabilitation methods. However, tendon movements need to be expressed numerically to determine the appropriate treatment method and evaluate the healing level objectively.

In recent years, many image processing studies have been carried out to quantify tendon movements. These studies facilitate the measurement of the amount of tendon displacement by using several ultrasonography techniques and different mathematical methods, although imaging and tracking of the tendon are still difficult.

In this thesis, an algorithm that can be used to quantify the displacement of the flexor digitorum profundus (FDP) tendon by using speckle tracking and block matching methods based on similarity measurement. This algorithm can analyze the dynamic ultrasonographic data that is

recorded from the distal interphalangeal joint during passive flexion-extension movements of FDP tendon. Eight healthy volunteers participated in this study. Tendon displacements of all subjects were quantified by calculating the mean values of three ultrasonographic data for each subject. Ultrasonographic data recording was realized by two different physicians for all participants to show whether the analysis depends on the experience of the physicians performing the ultrasonographic recording. When the results of measurement were statistically analyzed that was found the results were found to be independent of the person who records the ultrasonographic data and the algorithm can successfully differentiate data. In this respect, this study will provide help to physicians for getting objective evaluation about tendon movement.

January 2020, 85 pages.

Keywords: Ultrasonography, speckle tracking, block matching, FDP tendon, tendon gliding

1. GİRİŞ

İnsanların, hayatın her alanında kolaylıklar sağlayan çeşitli teknolojiler geliştirip, bu teknolojilerden faydalanmasını mümkün kılan; ellerini hissetme, tutma, kavrama gibi amaçlarla fonksiyonel bir şekilde kullanabilme becerisidir ve bu kabiliyetiyle eller, insanların yaşamı için çok önemli organlardır. Dolayısıyla, el yaralanmalarında meydana gelen fonksiyon kayıpları kişilerin hayatını pek çok açıdan zorlaştırır.

Canlı vücudunda iskelet sisteminin hareketini sağlamak için kaslar tarafından üretilen kuvveti kemiklere ileten ve lifli bağ dokudan oluşan beyaz renkli yapılar tendon olarak adlandırılır. Birincil görevi kaslarda üretilen kuvveti iskelet sistemine aktarmak olan tendonların, kasların kasılma ve gevşemeleriyle beraber kayma hareketi yaparak gerçekleştirdikleri bu fonksiyon eklem hareketini meydana getirir (An 2007; Mohamed ve diğ. 2014; Rust ve Eckersley 2008).

El yaralanmalarının önemli bir bölümünü oluşturan tendon yaralanmalarının çoğunda tedavi için cerrahi operasyonlara ihtiyaç duyulmaktadır. Ancak cerrahi operasyon sonrası iyileşme döneminde tendonun yırtılması ya da etrafındaki dokuya yapışması gibi yaygın olarak görülen komplikasyonlar tendonun normal fonksiyonu olan kayarak hareket etmesine engel olurlar (Rosberg ve diğ. 2003; Hsiao ve diğ. 2014). El ameliyatları içinde en zor operasyon türlerinden biri olarak tendon yaralanmalarında ameliyat sonrası meydana gelen bu komplikasyonların ortadan kaldırılması için uygun fizik tedavi ve rehabilitasyon yöntemleri ile tedaviye devam edilir (Momeni ve diğ. 2009). Tedaviler neticesinde elin ilgili bölgesinde hareket fonksiyonu tamamen ya da kısmen geri kazanılabilir (Tang 2013). Bu kayıplar ve geri kazanımlar teşhis ve tedavi süresince hekimler tarafından çeşitli yöntemlerle takip edilmektedir.

Dışarıdan gözlemleme haricinde dinamik ultrasonografi gibi bir yöntem kullanılarak tendon hareketlerinin doğrudan görüntülenebilmesi de mümkündür. Ultrasonografi, kolay ve hızlı uygulanabilir oluşu, radyasyon içermemesi, dinamik görüntüleme yapılabilmesi gibi özellikleri nedeniyle tendon görüntülemelerinde ilk başvurulan radyolojik tanı tekniğidir. Ancak ilgili tendonda fonksiyon kaybı varsa bunun değerini tespit etmek gibi nicel değerlendirmeler gerekli olduğunda bu şekilde gözlemle elde edilen sonuçlar yeterli olmamakta ve objektif verilere

ihtiyaç duyulmaktadır. Nicel verilerin elde edildiği bir analizle, sağlıklı kişilerdeki tendon kayma miktarının normal aralığı belirlenebilir. Dahası tendon yaralanması olan kişilerde tedavi sonrası tendon kayma miktarları normal değerlerle karşılaştırılarak iyileşmenin, fonksiyon kaybının ya da uygulanan tedavinin başarı oranının hekimler tarafından daha objektif bir şekilde değerlendirilmesi mümkün olabilecektir (Stegman ve diğ. 2014).

Literatürde tendonların yer değiştirme miktarını tespit etmeye yönelik yapılmış pek çok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalar hakkında ayrıntılı bilgi ilerleyen bölümlerde sunulmuştur. Tendonların yer değiştirme miktarlarını tahmin etmek için farklı yöntemlere dayanan algoritmalar geliştirildiği, yayınlanan araştırmalarda görülse de ülkemizde pratik olarak hekimlerin tendon hareketini tespit etmek için kullanabileceği bir uygulama mevcut değildir. Bu nedenle, parmak fleksör tendonları üzerinde yapılan bu araştırma, ilgili tendon yaralanmalarında teşhis ve tedavi süresince sağlayacağı objektif verilerle büyük öneme sahiptir.

Özetle, bu tez çalışmasında daha önce bu alanda yapılan araştırmalardan yola çıkılarak dinamik ultrasonografi yöntemiyle kaydedilen parmak fleksör tendon hareketlerindeki kayma miktarını ölçebilecek bir görüntü işleme algoritması geliştirilmesi, geliştirilen algoritma yardımıyla ilgili tendonun sağlıklı kişilerdeki kayma miktarının normal aralığının tespit edilmesi hedeflenmiştir. Dahası, bu çalışma tendon yararlanması vakalarında tedavi öncesi ve sonrasında hastalardan elde edilen verilerin normal sonuçlarla karşılaştırılarak değerlendirilmesine imkân sağlayacaktır**.**

Bu tez kapsamında, tendon yer değiştirme miktarının ölçüldüğü önceki araştırmalar referans alınıp, geçerliliği genel kabul gören ve onaylanan ‘çok çekirdekli blok eşleme’ yöntemi kullanılarak MATLAB programında görüntü işleme algoritması oluşturulmuştur. Algoritmanın işleyişinde, öncelikle video dosyası olarak kaydedilen dinamik ultrasonografi verisi kendisini oluşturan görüntü çerçevelerine ayrılıp, ilk görüntü üzerinde yer değiştirme miktarı ölçülmek istenen tendonun bulunduğu yer işaretlenerek, kalıp görüntü (taslak) olarak kaydedilmektedir. Bir sonraki görüntü çerçevesi üzerinde, otomatik olarak koordinat olarak kalıp görüntünün merkezde yer aldığı bir araştırma alanı belirlenir. Bu alan belirli sayıda ve kesişmeli bloklara ayrılarak, taslak ile karşılaştırılır. En yüksek benzerlik değerine sahip olan bloğun, taslaktaki tendonun yeni yeri olduğu kabul edilerek, iki blok arasındaki mesafe tendonun birinci yer

değiştirme değeri olarak kaydedilir ve blok yeni taslak olarak güncellenir. Bu işlemler tüm görüntü çerçevelerinde sırasıyla tekrarlanır ve tüm yer değiştirme değerleri toplanarak tendonun toplam yer değiştirme değeri hesaplanır, tüm hareket boyunca bir yer değiştirme eğrisi elde edilir.

Bu araştırma dahilinde, elinde herhangi bir travma öyküsü bulunmayan ve incelenecek ekleminin eklem hareket açıklığında kısıtlılık bulunmayan, 18-65 yaş aralığındaki sekiz sağlıklı gönüllünün sağ ellerinin işaret parmağından dinamik ultrasonografi görüntüsü kaydedilmiştir. Görüntüler iki farklı araştırmacı tarafından, 5'er kez tekrarlanarak kaydedilmiştir. Kayıt aşamasında ölçümü yapan kişinin sonuca etkisinin varlığını araştırmak için çalışmaya katılan iki araştırmacı da tüm gönüllülerin ultrasonografi görüntüsünü kaydetmiş olup, aynı kişinin yaptığı ölçümler arasındaki tutarlılığın tespiti için de yapılan ölçümler tekrar edilmiştir.

Bu tez çalışmasının 2. Bölümü olan *Genel Kısımlar*'da kas – iskelet sisteminin başlıca elemanlarının yapısı ve fonksiyonlarıyla, fleksör digitorum profundus ve fleksör digitorum superficialis tendonları, tendonların genel özellikleri, tendon yaralanmaları ve medikal görüntüleme yöntemleri ile bunlardan ultrasonografi yönteminin temelleri hakkında bilgi verilmiştir. Tendonların kayma hareketi ve bu hareketi ölçmek için kullanılan teknikler ile görüntü işlemede blok eşlemeye dayalı benek takibi yönteminden bahsedilmiştir. Ayrıca tendon kayma hareketinin tespitiyle ilgili literatür bilgisi verilmiştir.

Çalışmanın *Malzeme ve Yöntem* kısmında bu tez kapsamında tendon kayma miktarını tahmin etmek için geliştirilen görüntü işleme algoritmasının dayandığı çok çekirdekli blok eşleme ve benek takibi yöntemleri hakkında detaylı bilgi verilmiştir. Ayrıca fleksör digitorum profundus tendonunun hareketinin kaydedildiği sağlıklı gönüllülere ait yaş, cinsiyet, vücut kitle indeksi gibi bilgiler ile kullanılan ultrasonografik görüntülerin ve ultrasonografi görüntüleme cihazının özellikleriyle ilgili bilgiler de bu bölümde sunulmuştur.

Bulgular bölümünde, bu tez kapsamında geliştirilen algoritma kullanılarak katılımcıların dinamik ultrasonografi görüntülerinden elde edilen fleksör digitorum profundus tendonunun kayma miktarı ölçümleri ve bunlardan elde edilen normal aralık değerleri verilmiştir.

Tartışma ve Sonuç bölümünde ise elde edilen tahminlerin literatürdeki kabul edilen değerlere göre tutarlılığı değerlendirilmiş, çalışma süresince tendonların anatomik yapısından ve yöntem kısıtlarından dolayı karşılaşılan problemler ele alınmıştır. Daha sonraki çalışmalarda, geliştirilen algoritmanın fleksör digitorum profundus tendon yaralanmalarında kullanılması ve vücuttaki diğer tendonların hareket analizi için kullanılabilir hale getirilmesinin mümkün olup olmadığı ele alınmıştır.

2. GENEL KISIMLAR

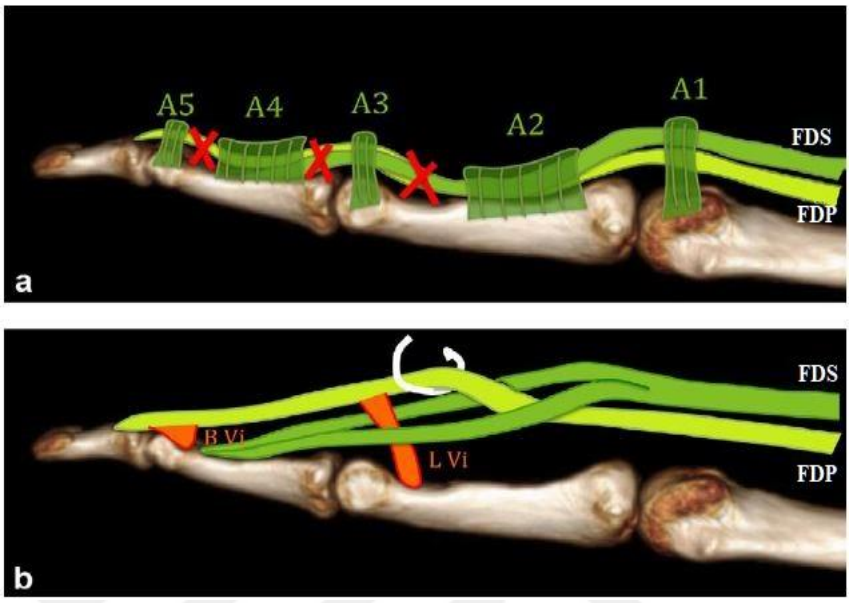
2.1. İNSAN ELİNİN FONKSİYONEL ANATOMİSİ

Kas – iskelet sisteminin bir parçası olarak elin istemli hareketleri sistemin bütününde olduğu gibi temelde kas, kemik ve genellikle bu iki dokuyu birbirine bağlayan tendon adı verilen yapılarla gerçekleştirilir. İskelet kasları, kasılma ve gevşemeyle iskelet sisteminin hareketini sağlarlar. Eklemlerin dengede kalması, vücudun istenen pozisyonda tutulması gibi görevleri de vardır. Ancak kaslar sadece çekme kabiliyetine sahiptirler ve iskelet kaslarında hareket potansiyeli bükme (fleksiyon) ve uzatma (ekstansiyon) hareketleriyle sınırlıdır. Bu hareketlerin gerçekleştirilmesinde de büken (fleksör) ve uzatan (ekstansör) tendonlar kaslarla beraber rol almaktadır.

El bileği ve parmak eklemlerinin hareketini sağlayan çoğu kasın başlangıç noktası dirsek eklemi bölgesinde olup, el içinde tendon uzantıları bulunur. Elin kavrama ve tutma fonksiyonunu sağlayan parmak fleksiyon hareketleri de öncelikle fleksör digitorum profundus (FDP) ile fleksör digitorum superficialis (FDS) kaslarının ve bu kasların parmaklara bağlı olan tendon uzantılarının faaliyetiyle gerçekleştirilir (Hamill ve diğ. 2015).

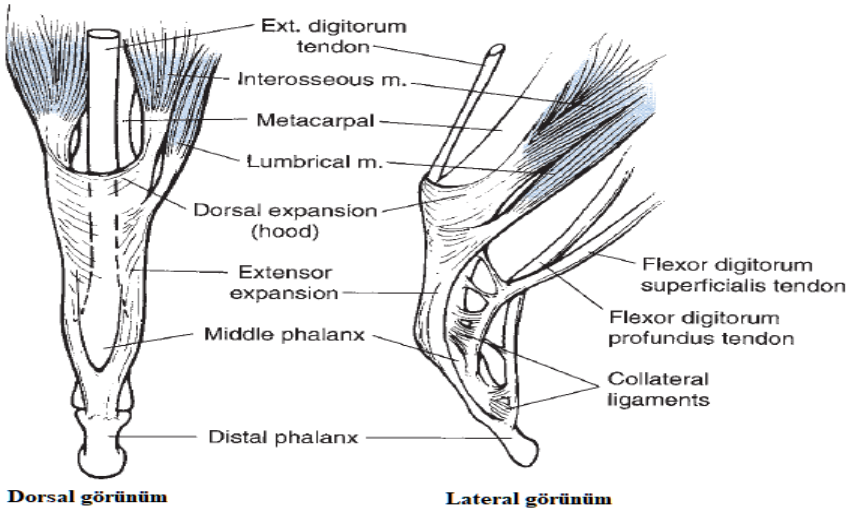
FDP ve FDS'nin yanı sıra parmak pulleyleri de elin kavrama fonksiyonu için çok önemli yapılardır ve tendonların falankslara yakın olarak tutulmasını sağlarlar. Parmaklar fleksör tendonları, metakarpal baş kısımlarında sinoviyal kılıf adı verilen fibröz dokulu yapılarla sarılı haldedirler. Bu kılıflar halkasal (annular) ve çapraz (cruciform) olmak üzere iki şekilde bulunurlar. Halkasal pulleylerin dört parmakta beş (A1, A2, A3, A4, A5), çapraz pulleylerin ise üç (C1, C2, C3) formu vardır (şekil 2.1). Fleksör tendonları birinci metakarpalın baş kısmında pulley A1 tutarken, birinci ve ikinci falankların baş kısımlarında pulley A3 ve A5, proksimal ve orta falankların anterior korteksine karşı da pulley A2 ve A5 tutar. Bu halkasal pulleyler, fleksör tendonların kuvvetini yönlendirir ve doğrusal ötelemeyi rotasyona çevirirler. Çapraz pulleyler ise halkasal pulleylerin arasında bulunup, daha ince ve bükülebilir yapıdadırlar. C1, A2 – A3 arasında, C2, A3 – A4 arasında, C3 ise A4 – A5 arasında yer alır ve fleksiyonla

sıkıştırılarak fibröz kılıfın bükülmesini sağlarlar (Lapegue ve diğ. 2015; Strickland 1995).



Şekil 2.1: Dört parmağın fleksör sisteminin lateral düzlem görüntüsü (a) Fibröz kılıf: A1 – A5 halkasal pulleyleri (yeşil), onların arasında yer alan çapraz yapılı C1 – C3 pulleyleri (kırmızı) ile FDP (fleksör digitorum profundus) ve FDS (fleksör digitorum superficialis) görülmektedir. b) FDP'nin FDS'nin kolları arasından geçişinin daha net gösterilmesi için tendonlar sinoviyal kılıfları olmaksızın ve FDP'nin mezotendonları B Vi (vinculum brevis) ile L Vi (vinculum longus) görülmektedir) (Lapegue ve diğ. 2015).

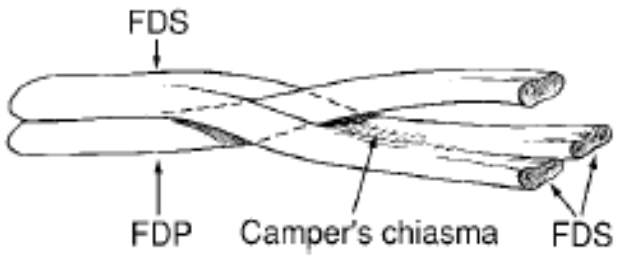
Fleksör tendonlar iki, üç ve dördüncü parmaklarda ortak bir tendon ve kasa bağlı oldukları için FDP bu parmaklarda fleksiyon hareketlerini diğerler parmaklardan bağımsız olarak gerçekleştiremez. Ama birinci parmaktaki FDP kası ve tendonu diğer parmaklarınkinden ayrı olduğu için birinci parmak bağımsız olarak bükülebilir. FDS ise her bir parmağı proksimal interfalanks ekleminden bağımsız olarak bükebilirken, distal interfalanks (DİF) ekleminden bükemez. Ayrıca şekil 2.2'de görüldüğü gibi, parmaklarda kas göbeği (muscle belly) kısımları bulunmaz. Ekstansiyon hareketlerini gerçekleştirmek için elin dorsal kısmında ekstansör, fleksiyon hareketlerini gerçekleştirmek için ise ventral kısımda fleksör tendonlar görevlidir (Hamill ve diğ. 2015).



Şekil 2.2: İnsanın parmak tendonları (Hamill ve diğ. 2015).

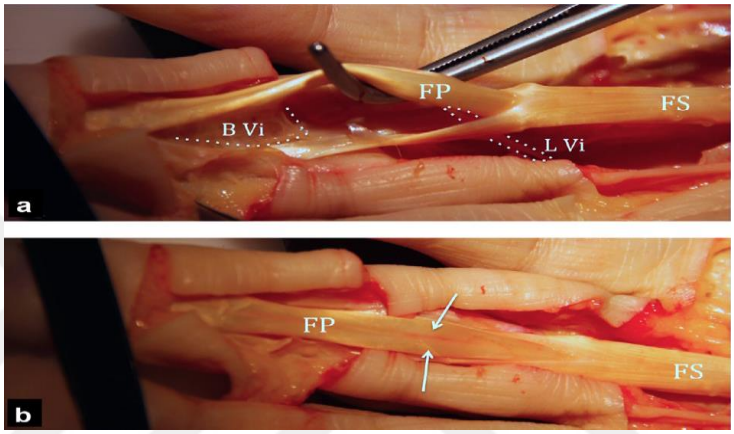
2.1.1. Fleksör Digitorum Profundus ve Fleksör Digitorum Superficialis Tendonları

FDP ve FDS tendonları oval şekilli olup, proksimal ile metakarpal baş kısımları arasında Şekil 2.1'de görüldüğü gibi üst üste konumlanmışlardır. Genellikle tek kas demetiyle meydana gelen ve bağımsız faaliyet gösteren FDS tendonu, FDP tendonu A1 pulleyde sinoviyal kılıf ile sarılana kadar FDP tendonunun palmar bölgesinde uzanır. FDS tendonu metakarpal baş ve metakarpofalanks ekleminde iki dala ayrıldıktan sonra, FDP tendonunu her iki yanından sararak ilerler ve dorsalde Camper kiazma ya da chiasma tendinum olarak bilinen liflerle yeniden bir araya getirilirler (şekil 2.3). Yeniden birleşen FDS tendonu orta falanksın proksimal yarısında sonlanır (Lapegue ve diğ. 2015; Strickland 1995).



Şekil 2.3: Camper kiazması (Sinoviyal kılıf öncesinde ikiye ayrılarak FDP tendonu saran FDS Tendonunun dalları Camper kiazmasında tekrar birleşirler) (Strickland 1995).

FDP tendonu bütüncül bir yapıda olsa da diseksiyonda (şekil 2.4 – b'de oklarla gösterildiği gibi) yan yana sıralanmış iki demetten oluşmuş gibi görülür ve distal falanksın palmar tabanına bağlıdır. Ayrıca tendonların çevresinde görülen mezotendon ya da vincula adı verilen yapılar sayesinde tendonların kanlanması ve altındaki falanksa bağlanmaları sağlanır. Şekil 2.4 – a'da noktalarla gösterilen vinculum brevis (B Vİ) ve vinculum longus (L Vi) yapıları FDP ve FDS'nin bağlı olduğu mezotendonlardır (Lapegue ve diğ. 2015).



Şekil 2.4: 4 parmağın fleksör sistemi (diseksiyon) (a) Lateral görünüm. FP: Fleksör digitorum profundus, FS: Fleksör digitorum superficialis, B Vi: Vinculum brevis, L Vi: vinculum longus. b: Üstten görünüm: FDP'nin çift demetten oluşuyor gibi görünen kısmı oklarla gösterilmiş) (Lapegue ve diğ. 2015).

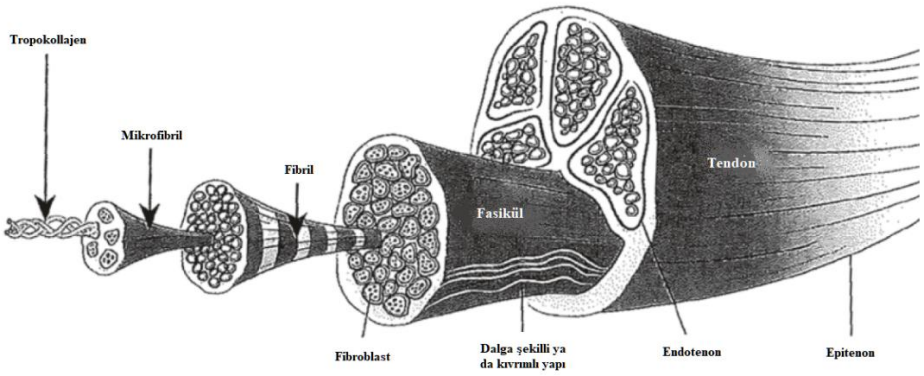
2.1.2. Tendonların Genel Özellikleri

2.1.2.1.Tendonun Yapısı

Bağ doku türlerinden biri olarak tendonlar içerdikleri yoğun kollajen lifler sayesinde yüksek çekme direncine sahip olup, kaslarda üretilen çekme kuvvetinin kemiklere iletilmesinden sorumludurlar. Bu nedenle vücutta kas ve kemiklerin bağlantıları genellikle tendonlar aracılığıyla sağlanır. Ancak tendonlar olmaksızın kasların kemiklere bağlanması ya da iki kasın ortalarından tendon yardımıyla birbirine bağlanması da anatomik olarak mümkündür. Diğer bağ doku elemanları gibi tendonların yapısında da yüksek miktarda kollajen ile su bulunur ve tendon hareketi esnasında kollajen lifleri birbirleri üzerinde kayarak hareket ederler (Benjamin ve Ralphs 1997). Kuru ağırlığının %70 – 80'i kollajenden, toplam ağırlığının ise %65

– 75'i sudan oluşan tendonlar, ayrıca elastin, proteoglikan ve glikolipit moleküllerini de içerirler (Woo ve diğ. 2008).

Tendon yapısı, kollojenin üçlü sarmalı ile başlayıp, sırasıyla mikrofiberler, fiberler, fasiküllerden oluşur (şekil 2.5). Kollojen lifleri fasiküller içinde crimp olarak bilinen dalgalı bir yapıda bulunur ve bu kıvrımlar tendonun mekanik özellikleri açısından önem taşırlar (Beach ve diğ. 2017).



Şekil 2.5: Tendonun hiyerarşik yapısı (Beach ve diğ. 2017).

Sağlıklı tendonlar parlak ve beyaz renkli olup, metabolik faaliyetleri düşük ve anaerobik enerji üretim mekanizmaları gelişmiş düzeydedir. Dolayısıyla oksijen tüketimleri iskelet kaslarına oranla 7.5 kat daha azdır ve uzun süreli gerilmelere karşı dayanıklıdırlar, iskemi ve nekroz riski de yoktur. Fakat metabolik faaliyetlerin düşük olması yaralanma sonrası, tendonlarda iyileşmenin de yavaş gerçekleşmesine neden olur (Sharma ve Maffulli 2005; Williams 1986).

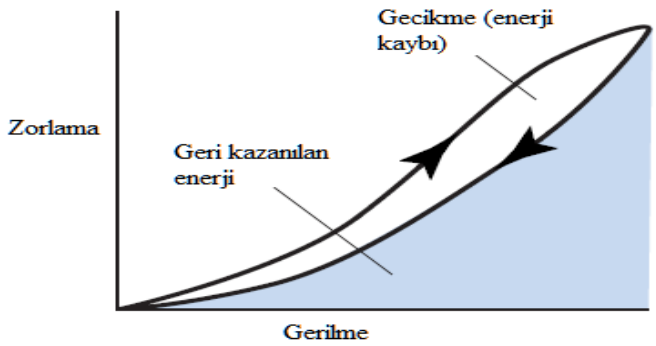
Bulundukları yere göre tendonlar çeşitli şekil ya da uzunluklara sahip olabilmektedirler. Özellikle kuvvet iletiminin önemli olduğu kuadriseps gibi tendonlar kısa ve kalın olurken, parmak fleksör tendonları gibi uzun ve ince yapılı olanlar da mevcuttur (Magnusson ve diğ. 2003). Genellikle, bükücü (fleksör) tendonlar oval ya da yuvarlak olurken, uzatıcı (ekstansör) tendonlar fleksör tendonlara göre daha düz şekillidirler. Ekstansör tendonların daha düz şekilli olması parmak fleksiyon hareketi esnasında metakarpofalanks ve interfalanks eklemlerinde oluşan konveks yüzeyle ilgili olup, eklemlerde subluksasyon oluşma riskini azaltır.

Ayrıca vücudun en uzun tendonları olan el ve ayak tendonları, kasta üretilen kuvvetin kemiklere aktarılmasının yanı sıra gerçekleştirilen hareketin hızını ayarlamaktan da sorumludurlar (Benjamin ve Ralphs 1997; Benjamin ve diğ. 2008).

El ve ayak tendonları gibi bazı tendonlar, rahat hareket edebilmelerini sağlayan sinoviyal kılıf ile sarılıdırlar. Bu kılıf ürettiği sinoviyal sıvı ile tendonun beslenmesine de yardımcı olur. Sinoviyal kılıf tendonların serbest hareketi için gerekli olan kayganlığı sağlar ve bu nedenle yaralanmalar tendon hareketini kısıtlayacak yapışmalara sebep olur (Benjamin ve Ralphs 1997).

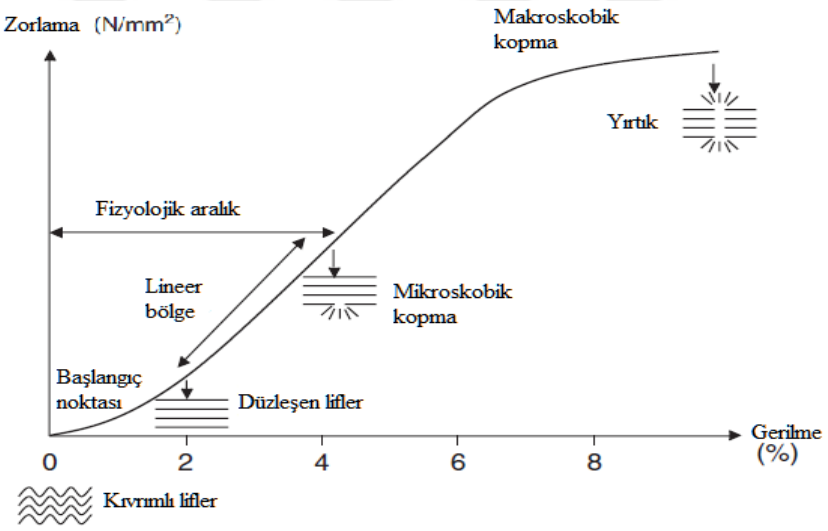
2.1.2.2.Tendon Biyomekaniği

Tendonlar, viskoelastisite olarak adlandırılan hem viskoz hem de elastik davranış gösterebilme yetenekleri sayesinde; viskoziteden dolayı belli bir seviyeye kadar deformasyona direnebilir ve elastisiteden dolayı da deformasyona sebep olan, maruz kaldığı kuvvetlerin etkisi kaldırılınca orijinal şekillerine geri dönebilirler. Ayrıca viskoelastik özellik, tendonlarda kıvrılma (creep), gerilme gevşemesi (stress relaxation) ve gecikme (hysteresis) adı verilen durumlara neden olur. Devamlı uygulan kuvvetlerin etkisiyle bir maddenin deformasyonunun artması maddede kıvrılmaya neden olurken, gerilme gevşemesi de oluşan gerginliği sabit tutar. Bununla beraber, tendonlara yük uygulanması ve yükün kaldırılması durumlarında, iç sürtünmeden kaynaklı, tendondan çevreye yayılarak kaybedilen enerji de şekil 2.6'da görüldüğü gibi gecikme olarak tanımlanır (Beach ve diğ. 2017).



Şekil 2.6: Tipik bir viskoelastik materyalin gerilme – zorlama grafiği (Hamill ve diğ. 2015).

Lifli bir yapıya sahip olan tendonlar, viskoelastik özellikleri ve canlı vücudunda dinamik mekanik kuvvetlere maruz kaldıkları için mekanik davranışları diğer dokulardan farklıdır. Şekil 2.7'de tipik bir tendonun gerilme – zorlama grafiği görülmektedir. Bu grafikte, eğrinin başlangıç noktası (toe region) dalgalı yapıdaki rahat kollajen liflerinin yük uygulamaya başlanması nedeniyle gerilerek düzleştiği, deformasyonun düşük olduğu tendon davranışını temsil etmektedir. Eğrinin başlangıç bölgesinden lineer bölgesine doğru artan deformasyonla beraber tendonun dalgalı özelliğini tamamen kaybettiği ve kollajen fasiküllerinin gerilmeye devam ettiği görülür. Bu deformasyon artışıyla beraber, tendonda meydana gelen geri dönüşümsüz zedelenmeler birikerek, sonunda tendonda kopmaya neden olurlar (Beach ve diğ. 2017; Wang 2006; Rust ve Eckersley 2008).



Şekil 2.7: Tendon gerilme – zorlama grafiği (Wang 2006).

2.1.2.3. Tendon Ekskürsiyonu ve Tendon Kayması (Tendon Gliding)

Doku hareketleri ile ilgili literatürde farklı kavramlar kullanılmakta olup, bunlar kayma anlamında kullanılan gliding, sliding ile ekskürsiyon ve yer değiştirme olarak sıralanabilir. Gliding ve sliding terimleri doku hareketinin niteliğini ifade eder, söz konusu doku fasya olduğunda sliding kavramı, tendon olduğunda ise gliding kavramı kullanılır (Davies 2014). Bununla beraber, doku hareketi sayısal olarak ifade edilirken ise ekskürsiyon ve yer değiştirme terimleri kullanılır. Buna göre, tendon ekskürsiyonu ve yer değiştirmesi kas kasılması ve ilgili eklemin dönüşü sonucunda meydana gelen tendon hareket mesafesini belirtir (Davies 2014; An

2007). Bu çalışmada da tendon hareketlerini ifade ederken tendon yer değiştirmesi ve tendon kayması terimleri tercih edilecektir.

2.2. EL TENDON YARALANMALARI

Yaş, cinsiyet, hastalıklar, aktivite seviyesi gibi bazı faktörler tendonların mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Bunlardan yaş ve cinsiyet tendon yaralanmalarında değiştirilemeyecek risk faktörleri olup; ileri yaşlarda tendon yaralanma vakalarının daha sık meydana geldiği, yaralanmalara karşı hassasiyetin ve iyileşme özelliklerinin de kollajen kompozisyonunu etkileyen cinsiyet hormonları nedeniyle cinsiyete göre değiştiği görülmektedir. Diyabet, hiperkolesterolemi, böbrek hastalıkları gibi kişilerin sahip olduğu hastalıklar ve aktivite seviyeleri ile tütün kullanımı gibi alışkanlıklar da tendonların mekanik özellikleri üzerinde son derece etkili olup, yaralanmalara karşı risk oluşturmaktadır (Beach ve diğ. 2017).

Danimarka'da 1990 ve 1991 yıllarında beş hastanenin acil servis departmanına yapılan tüm el ve bilek yaralanmalarının incelendiği bir araştırmaya göre, iki yıllık süreç içinde söz konusu hastanelerin acil servis departmanlarına yaralanma şikâyeti ile başvuran 175,563 hastanın 50,272'si (%28.6) el ya da bilek yaralanması geçirmiştir. Bu yaralanmaların da %34'ü ev, %35'i günlük aktivite, %26'sı iş ve %5'i de trafik kazaları ile oluşan yaralanmalar olup; hastaların %62'sinde de parmak yaralanması olduğu kaydedilmiştir. Bu kayıtlara göre hastaların en sık başvuru nedenleri ise kırıklar (%42), tendon lezyonları (%29) ve deri lezyonlarıdır (%12) (Angermann ve Lohmann 1993).

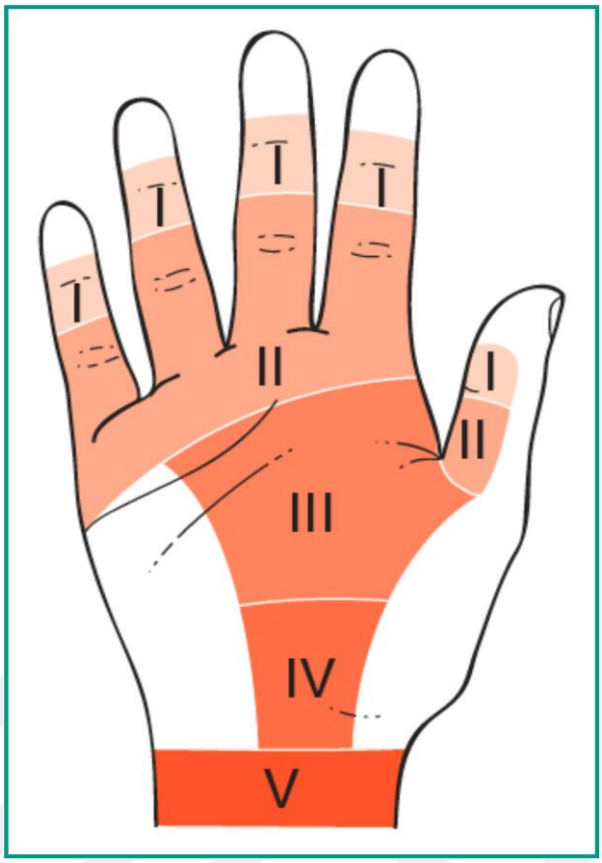
Meslek gruplarında yaralanma durumlarına bakıldığında ise özellikle sporcular ve işçiler pulleylerin, FDP ve FDS tendonlarının, lumbrikal kasların kopması gibi kapalı fleksör sistem yaralanmaları açısından risk altındadır (Lapegue ve diğ. 2015).

İkinci en sık oluşan el yaralanması türü olarak tendon yaralanmalarında tedavi için genellikle cerrahi operasyon ve rehabilitasyona ihtiyaç duyulmaktadır. Cerrahi

teknik ve materyallerdeki gelişme tendon yaralanmalarındaki tedavi sonuçlarını iyileştirmiş olsa da, tendon kopması (%4 – 10) ve tendon yapışması (%4 – 9) gibi bazı komplikasyonlar hala görülmeye devam etmektedir (Hsiao ve diğ. 2014).

Tendonlarla ilgili yaralanmaların önemli bir bölümü sportif ve mesleki faaliyetlerle meydana gelmektedir (Sharma ve Maffulli 2005). Bu yaralanmalar tek bir hasar, travma kaynaklı (akut) ya da uzun süreli (aşırı) kullanım kaynaklı (kronik) olarak gelişir, bunların sebepleri de bireysel veya çevresel faktörler olabilir. Bireysel faktörler, kas yırtılması, tendonit, gerilme kırıkları gibi hasarlara yol açan vücutta oluşan kuvvetleri; çevresel faktörler ise başka bir kişi tarafından darbeye maruz kalma, herhangi bir kesici/delici aletle hasarlanma ya da uygun olmayan egzersiz türleri ve ekipmanlarından kaynaklanan dışsal kuvvetleri ifade eder (Mohamed 2015).

El tendonu yaralanmalarında, tendonun yerine göre de yaralanmalar el üzerinde belirlenen zonlarla ifade edilirler ve el fleksör tendon yaralanmalarında kullanılan zonlar Şekil 2.8'de görüldüğü gibi beş tanedir (Rust ve Eckersley 2008). Tendon yaralanmalarında teşhis, tedavi ve rehabilitasyon süreçleri de yaralanmanın gerçekleştiği zona göre değerlendirilir.



Şekil 2.8: Parmak fleksör tendon lezyonlarının topografik sınıflandırması (Uluslararası El Cerrahisi Dernekleri Federasyonu'na ait) (Lapegue ve diğ. 2015).

2.2.1. Tendonlarda Kronik Yaralanmalar

Kronik tendon yaralanmaları genellikle tendonun aşırı kullanımı ya da herhangi bir sebeple dejenerasyona uğramasıyla meydana gelirler (Mohamed 2015) ve bu yaralanmalarda genellikle bireysel faktörler etkilidir (Sharma ve Maffulli 2006). Bir tendonun aşırı kullanımı, tendonun daha fazla gerilmeye dayanamadığı, yaralanmaların oluştuğu duruma kadar tekrarlı gerilmelere maruz kalmasını ifade eder (Hess ve diğ. 1989).

Tekrarlı ve küçük olan gerilmeler yani aşırı kullanım tendonlarda mikro yaralanmalara ve iltihaba yol açarak milyonlarca insanı etkilemektedir. Tendinopati olarak da ifade edilen bu tip yaralanmalarda ana sebep olarak aşırı mekanik yüklenme görülse de (Wang 2006), genellikle temelinde birden fazla etken rol almaktadır (Sharma ve Maffulli 2005).

Tendinopati, hasarlı bir tendon tekrarlı olarak zorlanmaya maruz kalırsa tendonda kopma ya da yırtılmaların oluştuğu yerde meydana gelir. Bu sırada iyileşme ajanlarını da taşıyan kan temini bölgede yetersiz olduğu için hasar düzeltilemeyebilir (Mohamed 2015). Bazı tendinopati durumlarında ise yüksek konsantrasyonda kan temininin de iyileşme cevabına etki etmediği görülmüştür (Sharma ve Maffulli 2005).

Kollojenlerin kopmasından kaynaklanabileceği düşünülen tendinopati ağrısı ilgili bölgedeki iltihaplanma ile ilişkilendirilmiş olsa da, iltihaplanma belirtisi olmayan kronik ağrılı patella ve aşil tendon vakalarının olduğu ve medikal görüntüleme yöntemleriyle tespit edilebilen hasarlı tendonların çoğunda hasara acının eşlik etmediği yapılan çalışmalarda görülmüştür (Mohamed 2015).

Tendinopati teşhisi manyetik rezonans ile görüntüleme ve ultrasonografi gibi görüntüleme yöntemleri kullanılarak yapılır. Tendonun iyileşmesi, iltihaplanma ve zedelenme durumu da rehabilitasyon sürecini belirlemek için yine bu teknikler yardımıyla incelenir.

2.2.2. Tendonlarda Akut Yaralanmalar

Çevresel faktörlerin ağırlıklı olarak etkili olduğu akut yaralanmalarda bireysel faktörler de önemli bir etki oranına sahiptir (Sharma ve Maffulli 2006). Akut tendon yaralanmaları tendonun ani bir kuvvet ya da torka maruz kalmasından dolayı kısmen ya da tamamen kopmasıyla oluşur (Mohamed 2015). Yaralanmalar zonlara göre değerlendirebileceği gibi açık – kapalı travma yaralanmaları olarak da değerlendirilebilir. Bu tez kapsamında elin fleksör tendonlarından FDP üzerinde çalışıldığı için aşağıda fleksör sistemin açık ve kapalı travma ile pulley yaralanmalarına değinilmiştir.

2.2.2.1.Fleksör Sistemlerde Pulley Yaralanmaları

Pulley yaralanmaları, parmak fleksörlerinin aniden şiddetli bir gerilime maruz kaldığı durumlarda pulleyde kopma (ruptür) ile meydana gelir. Pulley yaralanmalarının sıklıkla görüldüğü tırmanıcıların, tırmanma esnasında bütün vücut ağırlığını bir – iki parmaklarıyla taşımak durumunda kalmaları ani gelişen şiddetli gerilime örnektir. İlk belirtiler ağrı ve şişmedir. Fleksör sistem pulley yaralanmaları, çoğunlukla orta ve yüzük parmaklarının A2 pulleyinde meydana gelir. Bununla beraber A3 ve A4 pulley yırtılmaları da söz konusu olabilmektedir (Lapegue ve diğ. 2015).

2.2.2.2.Fleksör Tendon Kapalı Travma Yaralanmaları

Jersey parmak, sık rastlanan spor yaralanmalarından biri olup kapalı fleksör tendon yaralanmalarının da en sık görülenidir ve forma parmak olarak da bilinir. FDP tendonunun distal falanks ile oldukça geniş ve sağlam olan bağlantı noktasından avülsiyonu ile oluşur ve bağın sağlamlığı nedeniyle ender rastlanan bir durumdur. Vakaların %80'inde yaralanma yüzük parmağında görülür. Ragbi gibi sporlarda kişinin bükülmüş haldeki parmağının karşı oyuncunun formasına takılarak zorla uzatılmasıyla meydana gelir (Lapegue ve diğ. 2015; Rust ve Eckersley 2008; Peterson ve Bancroft 2006).

Kapalı yaralanma olduğu için jersey parmak yaralanmasında teşhisin gecikme ihtimali vardır ve bu gecikme tedavi ile iyileşme üzerinde etkili olacağı için dikkatli olunmalıdır. Örneğin, tendonun her iki vinculadan kopup avuç içine doğru çekildiği durumlarda tedavi gecikirse, yaralanma dokunun kanla beslenememesi, tendon kılıfında hematom ya da eklem kontraktürü ile sonuçlanabilir. Ayrıca zon I yaralanmalarından olan jersey parmak yaralanması, tendonun geri çekilme derecesine göre teşhis ve tedavi yöntemlerini etkileyen farklı türlere de sahiptir (Rust ve Eckersley 2008).

FDS tendonunda meydana gelen kapalı yırtıkların oluşma mekanizması, FDP tendonunda görülen jersey parmak yaralanma mekanizması ile benzer olsa da daha az karşılaşılan bir türdür. Bu yırtılma, proksimal interfalanks ekleminin aktif fleksiyon esnasında hiperekstansiyona zorlanması ile oluşur (Peterson ve Bancroft 2006).

2.2.2.3.Fleksör Tendon Açık Travma Yaralanmaları

Kapalı tendon travmalarda tendonların kopma yerine bağlı olarak sınırlı sayıda yaralanma türü olmasına rağmen, açık travmalar genellikle bıçak, kırılmış cam gibi kesici ya da delici bir nesnenin etkisiyle gerçekleştiği için açık travmalar pek çok forma sahip olup daha karmaşıklardır. FDS yaralanmaları daha yaygın olmakla beraber, aynı anda birden fazla tendon yaralanması da mümkündür. Damarlarda ve sinirlerde de lezyon oluşabilir (Lapegue ve diğ. 2015).

Teşhis için ultrasonografi yöntemi kullanılarak yaralanmanın meydana geldiği bölge ve neden olduğu hasar tespit edilebilir. Travmanın üzerinden uzun zaman geçerse, yaralanan tendonda çevresindeki dokulara yapışma söz konusu olabilir ve bu durum ultrasonografik teşhisi zorlaştırır. Bununla beraber, tedavi sürecinde de onarılan tendonda yapışma ya da tekrar eden yırtıkların olup olmadığını gözlem olanağı sağladığı için ultrasonografi önemli bir yöntemdir (Lapegue ve diğ. 2015).

2.2.3. Fleksör Digitorum Profundus Tendonu Yaralanmaları Sonrası Tedavide Karşılaşılan Komplikasyonlar

Tendon yaralanmalarının çoğunda elin normal fonksiyonlarını tekrar gerçekleştirebilmesi için cerrahi operasyon ve rehabilitasyon gerekli olmaktadır (Hsiao ve diğ. 2014). Fleksör tendon yaralanması tedavilerinde amaç tendonun devamlılığının sağlanması ve asıl fonksiyonunu yerine getirebilmesi için tendonun ve çevre dokularının kayma mekanizmasının düzeltilmesidir. Bu nedenle tedavi süreci zorlaşmaktadır (Momeni ve diğ. 2009). Bununla beraber, hastalığın seyri yaralanmanın türü ve derecesi ile hastanın yaşı ve tedavi sürecindeki motivasyonu gibi faktörlerden de etkilenir. Tedavi süreçlerini olumlu etkileyen cerrahi teknolojinin gelişmesine rağmen, tendonda kopma ve çevre dokuya yapışma gibi bazı komplikasyonlar yaygın olarak görülmeye devam etmektedir (Hsiao ve diğ. 2014).

Tendonda iyileşme süreci içsel ya da dışsal olarak gerçekleşebilir. İçsel iyileşmede az sayıda komplikasyonun yanında tendonun biyomekanik fonksiyonlarının düzeldiği, kayma kabiliyetinin korunduğu görülür. Dışsal iyileşmede ise oluşan yara

dokusu çevresine yapışarak tendonun kayma fonksiyonunu bozar (Sharma ve Maffulli 2006). Tendon yapışıklıkları, tedavi sonrası en sık görülen komplikasyon türü olup, bunun yanı sıra eklem kontraktürü, tedavi edilen tendonda kopma, pulleyde güçsüzlük, enfeksiyon, parmak hareket aralığının azalması gibi komplikasyonlar da farklı nedenlerle ve değişen sıklıklarda görülebilmektedir (Momeni ve diğ. 2009; Giesen ve diğ. 2017). Bunlardan tendon yapışıklıkları, bu tez kapsamında ölçülmeye çalışılan tendon kayma fonksiyonunu direkt olarak ve en fazla etkileyen komplikasyondur.

Fleksör tendon yapışıklıkları bölgede tendon kılıf anatomisinin yapışmaya uygun nitelikte olmasından dolayı, özellikle 2. zon yaralanmalarında beklenen bir komplikasyon türüdür. FDP ve FDS tendonları dar fibro – osseöz kılıfla çevrili oldukları için çok az miktardaki yapışıklık bile sürtünmeye neden olarak, kayma fonksiyonunu olumsuz etkiler (Momeni ve diğ. 2009).

2.3. BİYOMEDİKAL GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

Tıbbi görüntüleme yöntemleri, klinik tanıda insan vücudunun içini herhangi bir operasyon olmaksızın görüntüleme imkânı sunduğu için büyük bir öneme sahiptir ve yaygın olarak kullanılmaktadır. 1895 yılında, X – ray (X – ışını) olarak isimlendirilen yeni radyasyon türünün keşfedilmesi, tıpta biyomedikal görüntüleme tekniklerinin kullanıldığı yeni bir dönemi başlatmış ve süreç ultrasonografi, bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans, pozitron emisyon tomografisi gibi görüntüleme tekniklerinin keşfedilmesiyle devam etmiştir (Haidekker 2011; Mohamed 2015).

Radyografiye dayanan biyomedikal görüntüleme yöntemlerinin bazılarında vücutta atomları ve molekülleri iyonize edebilecek enerjiye sahip olan iyonize radyasyon, bazılarında ise iyonize olmayan radyasyon kullanılır. X – ışınlarını ve gama ışınlarını içeren iyonize radyasyonlar biyomedikal görüntülemede ölçülü kullanılmazsa vücuda ve genetik materyale ciddi zararlar verebilecek özelliktedir. İyonize olmayan radyasyonun kullanıldığı tekniklerde ise böyle bir risk

bulunmamaktadır (Dougherty 2009). Bunun yanında sürekli gelişen teknolojiyle bu yöntemlerin geliştirilmesi çalışmalar yapılmıştır. Son zamanlarda da daha az gürültü içeren, görüntü kalitesinin daha yüksek olduğu görüntüler elde edebilmek için yürütülen araştırmalara, bilgisayarların dahil olduğu görüntü işleme ve analiz çalışmaları da eklenmiştir (Haidekker 2011).

Bu bölümde, tıbbi tanı amaçlı kullanılan başlıca görüntüleme yöntemleri hakkında kısaca bilgi verilecek olup, bu tez çalışmasında ultrasonografik görüntü analizine odaklanıldığı için, ultrasonografi ile görüntüleme yöntemi daha detaylı olarak ele alınacaktır.

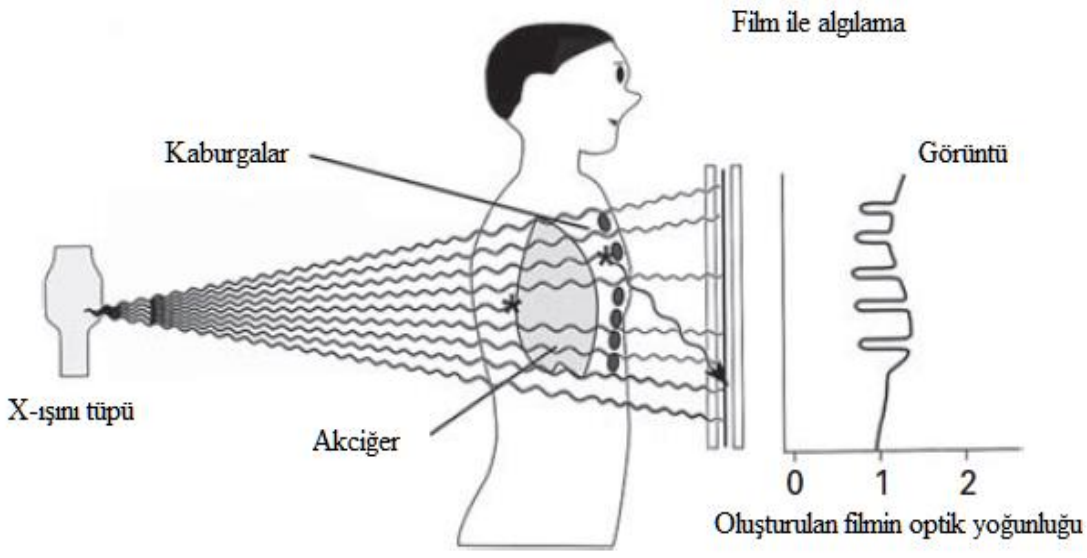
2.3.1. X – Işınları ile Görüntüleme

X – ışınları ile medikal görüntüleme, X ışını tüpünde üretilen elektromanyetik radyasyon formundaki X ışınlarının kullanılmasıyla sağlanır. X ışını kaynağından hastanın vücuduna gönderilen ışınların yüksek enerjili fotonlarının vücuttan geçerek görüntünün oluşturulacağı filme ulaşması ve vücudun iç yapısının 2 boyutlu görüntüsünün elde edilmesi prensibine dayanır. Işınların bir kısmı insan vücudunda dokularca absorbe edilirken, bir kısmı da genellikle doğrusal olarak yoluna devam eder (Haidekker 2011; Lisle 2012).

Emilim ya da yansıma farklılığı ışınların çarptığı dokunun yoğunluğuna ya da yüksek atom numarasına sahip atomların varlığına bağlı olarak değişir. Örneğin, kemik dokudaki kalsiyum iyonları fazlaca X ışınının absorbe edilmesine neden olur (Mohamed 2015; Lisle 2012). Yumuşak dokulardan kolaylıkla geçen ışınlar doğrusal bir yol izleyerek filme ulaşır ve çarptıkları noktada siyah bir görüntü oluştururlar. Bir noktaya çarpan X ışını arttıkça, o noktanın optik yoğunluğu da artar. Yüksek yoğunluktaki dokular ise ışınları absorbe ederek, filme ulaşmalarını engellerler. Böylece, film üzerinde ışınların ulaşmadığı kısımlar, düşük optik yoğunluk nedeniyle beyaz ya da açık gri bir görüntüye sahip olur (Dougherty 2009; Haidekker 2011; Lisle 2012). Bununla beraber, kas – tendon gibi yumuşak dokularda X ışınları kullanılarak net bir görüntü elde etmek zordur (Mohamed 2015).

Şekil 2.9'da görüldüğü gibi X ışınları ile akciğer görüntülemesi yapıldığında kaburgalar yoğunluğu yüksek olan kemik dokudan oluştuğu için kaburgalara çarpan X ışınları absorbe edilmiş ama kemik dokunun etrafında yumuşak dokulardan geçerek filme ulaşan ışınlar ise film üzerinde optik yoğunluğu arttırarak siyah görüntüyü oluşturmuştur (Dougherty 2009). Bu yöntemle elde edilen sağlıklı bir kişiye ait posteroanterior akciğer radyografisi de şekil 2.10'da görülmektedir. Kemik dokular çok daha düşük optik yoğunluklu bir görüntüye neden olduğu için beyaz renklidir. Hava ile dolu olan akciğer ise ışınların geçmesine izin verdiği için yüksek optik yoğunluklu, siyah renkli görüntüye neden olur.

X ışınları ile elde edilen görüntünün kalitesi daha fazla radyasyon kullanılarak arttırılabilir ama yüksek dozlu radyasyonun kansere neden olma riski vardır. Bu sebeple radyasyon dozu, kişinin sağlığı tehlikeye atmayacak şekilde ayarlanmaktadır (Dougherty 2009; Mohamed 2015).



Şekil 2.9: X ışınları ile biyomedikal görüntüleme tekniği kullanılarak akciğer radyografisinin elde edilişi (Dougherty 2009).

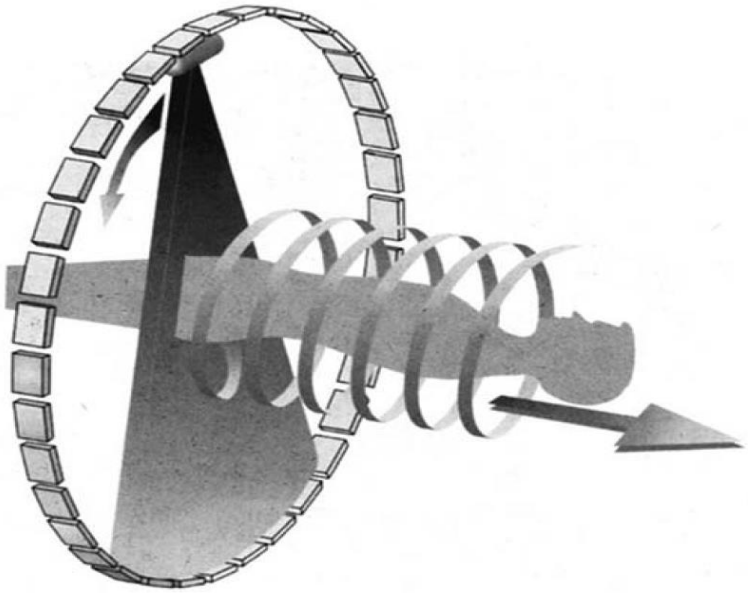


Şekil 2.10: Posteroanterior akciğer radyografisi örneği (Dougherty 2009).

2.3.2. Bilgisayarlı Tomografi ile Görüntüleme

Geleneksel X – ışını ile görüntüleme yönteminde; kas, bağ doku, damar ve benzeri dokuların görüntüde ayırt edilememesi ve dokuların kemik tarafından örtülmesi gibi kısıtlar söz konusudur. Bununla beraber, 3 boyutlu veriye ait bilgi 2 boyutlu bir görüntüye indirgendiği için detaylı taramalar için yeterli olmamaktadır (Diwakar ve Kumar 2018).

Bilgisayarlı tomografi (BT) ile görüntüleme yöntemi ise, X – ışınları ve bilgisayar teknolojisi kullanılarak 3 boyutlu veriden kesitsel görüntülerin kaydedildiği, non – invazif bir medikal görüntüleme tekniğidir. Tomografi cihazı, bir tarafta dedektörlerin diğer tarafta ise hasta içerisinde yatarken onun etrafında dönen X – ışını kaynağının (şekil 2.11) olduğu tüp şeklinde bir yapıya sahiptir (Mohamed 2015; Lisle 2012).



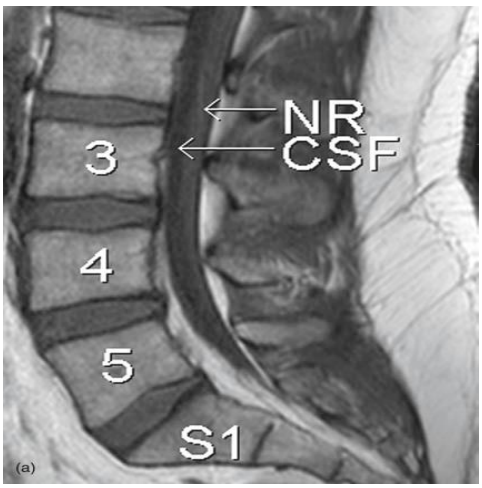
Şekil 2.11: Spiral BT'nin şematik gösterimi (Dougherty 2009).

Hastanın taraması gerçekleştirildikten sonra detektörlerden toplanan veriler bilgisayarda yapılan geri çatma işlemiyle gri tonlamalı görüntüler olarak kaydedilir ve taranan kısmın 3 boyutlu görüntüsünü elde etmek için kayıtlar bir araya getirilir (Mohamed 2015; Lisle 2012). Analiz için bilgisayar kullanılması, geleneksel X – ışını ile görüntüleme yöntemine göre çok daha fazla sayıda yoğunlukların ayrıştırılmasına olanak tanır. Böylece herhangi bir doku ya da organdaki farklılaşma veya patolojik değişimler belirlenebilmektedir. Ayrıca X – ışını ile görüntüleme tekniğinde olduğu gibi yüksek yoğunluklu dokular X – ışınını daha fazla absorbe ettiği için diğer dokulara göre daha açık bir gri tonu ile ifade edilirler (Lisle 2012).

BT ile görüntüleme yönteminin geleneksel X – ışını ile görüntüleme yöntemi ile karşılaştırıldığında; analiz sonuçlarının daha yüksek kontrast değerine sahip olması, dokuları katman katman gösterebilmesi ve bu katman görüntülerinden 3 boyutlu hacimsel bir verinin elde edilmesi gibi avantajlara sahiptir. Dahası BT ile görüntüleme tekniği, yumuşak dokuların analizinde daha başarılı bir tanı imkânı sunar ve genellikle kanser taramaları, karın patolojileri ve akut ya da kronik akciğer hastalıkları gibi durumların analizinde tercih edilir (Mohamed 2015). Ancak iyonize radyasyon varlığı ve daha fazla X – ışınına maruz bırakması nedeniyle riski daha yüksektir (Lisle 2012).

2.3.3. Manyetik Rezonans ile Görüntüleme

Manyetik rezonans ile görüntüleme (MRG), elektromanyetik radyo dalgalarının (200 MHz – 2 GHz) kullanıldığı, non – invazif, ağrısız, iyonize radyasyon içermeyen ve bu nedenle güvenli bir medikal görüntüleme tekniğidir (Dougherty 2009; Mohamed 2015). Mevcut MRG cihazlarının çoğu 1.5 – 3 tesla gücünde manyetik alan oluşturma özelliğine sahiptir. Dönen hidrojen atomlarının manyetik özelliğinden faydalanılan MRG yönteminde görüntüler, oluşturulan güçlü manyetik alan ve kullanılan radyo dalgalarının etkisiyle elde edilir. MRG cihazları, genellikle uzun bir tüp şeklinde olup, işlem sırasında güçlü bir mıknatıs özelliği gösterir ve hasta güçlü manyetik alana sahip bu tüp içine yerleştirilir. Bununla beraber, BT yönteminde olduğu gibi bu teknikte de taranan vücut kısmının dilimler halinde, fizyolojik ve anatomik olarak ayrıntılı görüntüsü iki ya da 3 boyutlu olarak elde edilir. Dahası, şekil 2.12'de görüldüğü gibi MRG yöntemi ile hem kemik doku hem de yumuşak dokular net bir şekilde gözlenebilmektedir (Lisle 2012; Dougherty 2009; Mohamed 2015).



Şekil 2.12: Alt lumbar omurga ve sakrumun MR görüntüsü. Görüntü sagital T1 ağırlıklıdır. CSF: beyin omurilik sıvısı (cerebral spinal fluid), NR: sinir kökleri (nerve roots) (Lisle 2012).

MRG'de öncelikle güçlü ve dışsal bir manyetik alan oluşturulur, daha sonra bu manyetik alana, radyo – frekans vurumu olarak da bilinen ikinci manyetik alan dik açılarla uygulanır (Lisle 2012). Canlı vücudunda bulunan su moleküllerindeki

hidrojen atomları merkezlerinde taşındıkları protonlar dolayısıyla bu radyo dalgalarından etkilenir. Uygulanan radyo dalgaları protonların bulundukları hizadan çıkmasına neden olur ve radyo dalgaları kalktığında protonlar yeniden hizalarına gelirler. Bu yeniden düzenlenme işleminin hızı taranan doku hakkında bilgi verdiği için, MRG cihazındaki alıcılarca kaydedilir (Mohamed 2015).

MRG yöntemiyle elde edilen görüntüler de düşük sinyaller koyu gri ya da siyah ile temsil edilirken; yüksek sinyaller beyaz ya da açık gri ile gösterilir. Ayrıca MRG yöntemi beyin aktivitelerinin incelenmesinden kalp fonksiyonlarının değerlendirilmesine kadar; eklem hastalıkları, kemik patolojileri, yumuşak doku tümörleri gibi pek çok araştırma ve tanıda kullanılır (Lisle 2012; Mohamed 2015).

MRG'de güçlü manyetik alanlar, süper iletken mıknatıslar aracılığıyla elde edilir ve süper iletken mıknatıslar pahalı olduğu için, MRG yöntemi BT'ye göre daha pahalıdır. Ayrıca tarama süresi de BT'den daha uzundur, dolayısıyla hasta hareketi kaynaklı problem yaşanma riski de daha fazladır (Dougherty 2009).

2.3.4. Pozitron Emisyon Tomografisi ile Görüntüleme

Pozitron emisyon tomografisi (PET) ile görüntüleme, non – invazif bir yöntem olup, hasta vücuduna enjekte edilen radyoaktif bileşikler aracılığıyla gerçekleştirilir. Anatomik bilgiden ziyade fizyolojik fonksiyonlar hakkında bilgi sağlayan PET (Vaquero ve Kinahan 2015), en güncel nükleer medikal görüntüleme yöntemlerinden biridir (Dougherty 2009).

Yarılanma ömrü kısa olan ve pozitron yayan karbon, azot, oksijen ve flor gibi küçük bir radyoizotop glikoz, su ya da amonyak gibi metabolik olarak aktif bir moleküle birleştirilerek hasta vücuduna enjekte edilir. Bu radyoaktif işaretleyiciler vücuda enjekte edildikten sonra, pozitron vücutta kinetik enerjisini kaybedene kadar birkaç mm yol alır (Dougherty 2009). Daha sonra hastanın etrafını saran gama foton dedektörleri ile radyasyon belirlenir ve dağılımları yeniden yapılandırılarak görüntü oluşturulur (Vaquero ve Kinahan 2015).

Onkolojik vakalarda teşhis ve hastalığın evresinin tespiti için kullanılan görüntüleme yöntemlerinden geliştirilen PET ile görüntüleme tekniği kardiyovasküler ve nörolojik hastalık durumlarında da fayda sağlamaktadır (Vaquero ve Kinahan 2015). PET ile görüntüleme pahalı bir teknik olsa da, elde edilen görüntülerin sinyal – gürültü oranı (SNR) ve çözünürlük değeri de yüksek olduğu için avantajlıdır (Dougherty 2009).

2.3.5. Ultrasonografi ile Görüntüleme

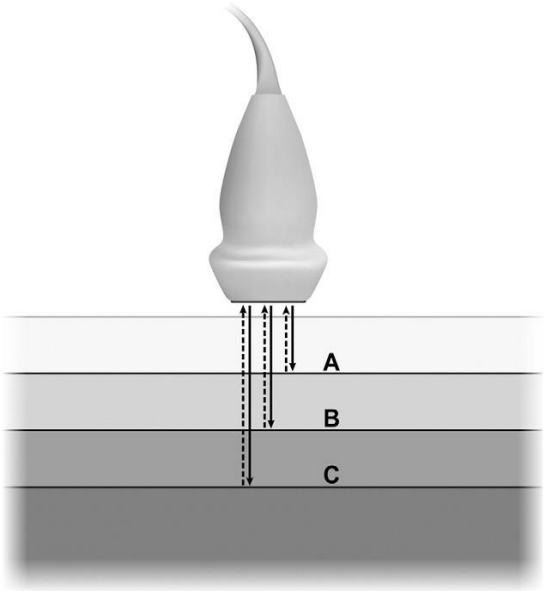
Ultrason (ultrasound) dalgaları, insan kulağının duyamayacağı kadar yüksek frekanslı (20 kHz'den büyük) ses dalgaları anlamına gelir. Medikal ultrasonografi, yüksek frekanslı ses dalgalarını kullanarak vücudun iç kesimlerine ait kesitsel görüntülerin elde edilmesini sağlayan bir biyomedikal görüntüleme tekniğidir ve medikal ultrasonografi cihazlarında 1 – 20 MHz aralığındaki ses dalgalarından yararlanılır (Chan ve Perlas 2011; Lisle 2012). Ultrasonografi cihazları makinenin görüntüleme ekranı ve ana gövdesi dışında bir de gövdeye kablo ile bağlı olan prob (transducer) adı verilen kısmı içerir (şekil 2.13). Probun içerisinde cihazın elektrik sistemine bağlı olan kristaller bulunur. Bu kristallerde piezoelektrik prensibiyle ses dalgaları üretilir ve bu kristallerin özelliklerine (kalınlık vb.) göre, probun ürettiği ses dalgalarının frekansı ve genliği belirlenir (Smith ve Finnoff 2009a).

Üretilen dalgaların özellikleri de elde edilen medikal görüntülerin çözünürlüğünü etkilediği için işleme uygun prob seçilmesi önem arz etmektedir. Şekil 2.13'de kas – iskelet sistemi ultrasonlarında kullanılan problar gösterilmiştir. Yüksek frekanslı (düşük dalga boylu) ultrasonografi dalgaları ile yüksek çözünürlüklü görüntüler üretilir, ancak yüksek frekanslı dalgalar düşük frekanslılara göre belirli bir uzaklık için daha zayıflatılmışlardır. Bu nedenle 10 – 15 MHz aralığında, yüksek frekanslı dalga yayan problar, yüzeyel dokular için daha uygundur. 2 – 5 MHz aralığı gibi düşük frekans (yüksek dalga boylular) değerine sahip dalga yayan problar ise, doku içinde daha derinlere kadar nüfuz edebildikleri için oluşturdukları görüntülerin çözünürlüğü daha düşük olsa da derin dokuların analizinde tercih edilirler (Chan ve Perlas 2011).



Şekil 2.13: Kas – iskelet sistemi ultrasonlarında genellikle kullanılan problar (Soldaki, 15 – 7 MHz'lik yüksek frekanslı; ortadaki 17 – 5 MHz'lik yüksek frekanslı; sağdaki 5 – 2 MHz'lik orta – düşük frekanslı problardır. Yüksek frekanslı olan soldaki ve ortadaki problar el, parmak gibi yüzeyel dokuların incelenmesinde, sağdaki düşük frekanslı prob ise kalça gibi derin dokuların incelenmesinde kullanılır) (Smith ve Finnoff 2009a).

Piezoelektrik prensibiyle çalışan ultrasonografi sisteminde öncelikle, görüntüleme için ilgili doku üzerinde gezdirilen ultrasonografi probu elektrik sinyalleriyle uyarılır ve prob içerisindeki kristaller yüksek frekanslı ses dalgalarının salınmasına neden olur. Şekil 2.14'de görüldüğü gibi prob aracılığıyla vücudun ilgili bölgesine gönderilen ultrasonografi dalgaları vücuttaki dokulara çarparak doku türüne göre farklı yoğunluklarda yansıtılarak proba geri döner. Geri yansıyan ses dalgalarına göre, kristaller üzerinde elektrik sinyalleri üretilir ve bu sinyaller bilgisayar ortamında, incelenen dokunun kesitsel görüntülerini oluşturur (Lisle 2012).

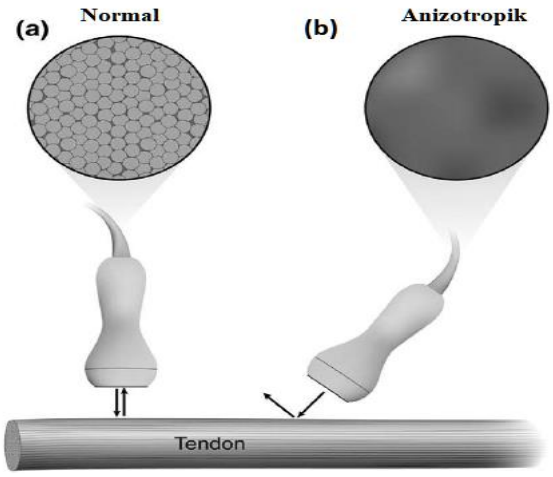


Şekil 2.14: Üretilen ses dalgalarının probdan vücuda gönderilmesi (Probdan gönderilen ses dalgası akustik bir yüzle karşılaşıncaya kadar vücut içinde yoluna devam eder. Her akustik yüzey (A, B, C) özelliğine göre ses dalgalarının bir kısmını yansıtırken bir kısmını da iletebilir. Yüzeyden iletilerek doku içinde ilerleyen ışınlar düz, yüzeyden geri yansıtılan ışınlar kesikli çizgilerle gösterilmiştir) (Smith ve Finnoff 2009a).

Probdan vücut üzerine gönderilen ultrasonografi dalgalarının tamamı geri yansıtılmaz; dalgaların geliş açısına göre bir kısmı doku içinde derinlere doğru yayılırken, bir kısmı ısıya dönüşür, doku türüne göre değişen miktarlardaki bir kısım dalga ise eko olarak proba geri yansıtılır ya da dağılır. Dokuya çarpıp proba geri yansıyan eko miktarı, dokunun akustik empedans değerine bağlıdır. Bu değer sesin dokudaki hareketine karşın doku yoğunluğunun gösterdiği direnci ifade eder ve doku yoğunluğu ile sesin içerisindeki yayılma hızına bağlı olarak değişir. Örneğin akciğerler gibi, hava içeren organların akustik empedansı düşükken, kemik gibi yoğun dokularda empedans yüksektir (Chan ve Perlas 2011).

Ultrasonografik görüntüleme; karaciğer, pankreas, böbrek gibi sert dokulu ya da tiroit bezi gibi küçük boyutlu organların analizi, jinekoloji muayenesi ve kas – iskelet sistemine ait yapıların incelenmesi gibi durumlarda kullanıma uygundur. Tendon yırtılması, sinir sıkışması ya da kas, ligament ve eklem gibi kas – iskelet sistemine ait diğer yapılarda görülen patolojik durumlarda ultrasonografik taramalar ile yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilmektedir (Smith ve Finnoff 2009a).

Ultrasonografi görüntülerinde sinir, damar, kas, ligament yapıları ekojenite, anizotropi derecesi ve eko-yapısal durumuna göre farklı görüntülere sahip olurlar. Hiperekoik, anekoik ve izoekoik olarak üçe ayrılan doku ekojenitesine göre; hiperekoik dokular çevre dokulara göre daha parlak ve beyaz olarak görüntülenir. Anekoik dokular ise eko olmadığından siyah olarak, izoekoik dokular da çevre dokularla eş parlaklıkta görüntülenir. Tendonlar hiperekoik yapıda oldukları için ultrasonografide parlak, beyaz olarak görüntülenirler. Eko – yapısal durum ise, dokunun iç düzenini ifade eder ve dokunun transvers ya da longitudinal olarak görüntülenmesine göre değişir. Lifli yapıdaki tendonlar, transversal görüntülemede süpürge ucu gibi bir görüntüye sahipken; longitudinal görüntülemede ise fibrilli yapısı belirginleşir (Smith ve Finnoff 2009b). Bunun yanında kas – iskelet sistemi ultrasonografi görüntülemesinde sıklıkla karşılaşılan ve klinisyen tecrübesinin önem taşıdığı, anizotropi durumu söz konusudur. Anizotropi, şekil 2.15b'de de görüldüğü gibi ultrason dalgalarının düz, pürüzsüz bir yapıya herhangi bir açı ile ulaştığında, ışınların geri yansırken de belli bir açıyla ve probdan uzaklaşarak yansıması nedeniyle, dokunun olduğundan farklı olarak karanlık görünmesini sağlayan bir durumdur. Şekil 2.15a'daki gibi tendon yüzeyine dik olarak ulaşan ultrasonografi dalgaları ekojenitesi yüksek olduğu için tendonun parlak olarak görünmesine neden olacaktır. Şekil 2.15b'de ise prob yansıyan ışını alamayacağı için tendon ekojenitesi düşükmüş gibi siyah ya da koyu renkli olarak görüntülenir (Smith ve Finnoff 2009a).



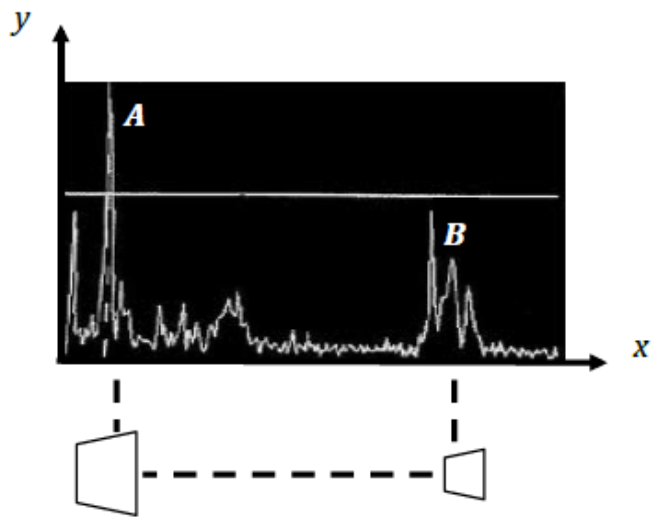
Şekil 2.15: Prob açısının ultrasonografi görüntüsüne etkisi (a)Yüzeye dik tutulan probdan gönderilen ışınlar vücuda dik olarak ulaştığında oluşan normal tendon görüntüsü. b)Probdan çıkan ışınlar yüzeye açıyla ulaştığında oluşan anekoik görüntü) (Smith ve Finnoff 2009a).

Anlaşılacağı üzere ultrasonografi'de elde edilen görüntü cihaz özelliklerinden etkilendiği gibi muayeneyi gerçekleştiren klinisyene de bağlıdır ve klinisyenin tecrübesi önem arz etmektedir. Dahası, ultrason dalgaları gaz moleküllerine ve kemik gibi çok yoğun dokulara nüfuz edemez, dolayısıyla kemik doku ya da gaz içeren bir organ arkasındaki dokuların incelenmesini zorlaştırır. Örneğin, bağırsak gazı mevcutken karın bölgesinin derin kısımlarını görüntülemek mümkün olmayabilir (Lisle 2012). Tüm bu kısıtların yanı sıra ultrasonografi yöntemi; ucuz, kolay taşınabilir, gerçek zamanlı ve çok boyutlu görüntü sağlayabilen, iyonize radyasyon içermeyen, güvenilir ve non – invazif olarak uygulanabilen bir yöntem olarak pek çok avantaja da sahiptir ve dolayısıyla yıllardır sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir (Chan ve Perlas 2011). Ultrasonografinin bir avantajı da incelenen doku ve araştırılan duruma göre daha iyi görüntü alınmasını sağlayan farklı uygulama modlarının bulunmasıdır. Bu modlar; A, B ve M modu olup, aşağıda bu modlarla birlikte ultrasonografinin bir türü olan Doppler ultrasonografi hakkında da kısaca bilgi verilmiştir.

2.3.5.1. A – mod

Organ derinliğini ölçmek için kullanılan A – modu, ultrasonografinin en basit modudur. Genlik (amplitude) bilgisi verdiği için A – mod olarak adlandırılmıştır. Probdan dokuya gönderilen tek bir ışın demeti ile organ taranır. Yansıyan ışınlardan

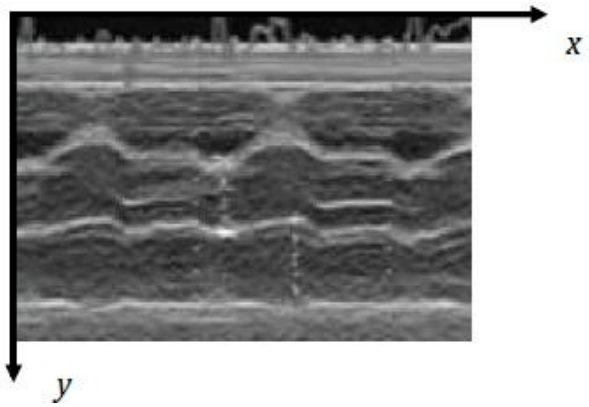
dokunun yüksekliğine göre genlik bilgisi elde edilir. Şekil 2.16'da da görüldüğü gibi A – mod ultrasonografi görüntüsünde zamana (x – ekseni) karşılık bu anlarda ekolardan ölçülen genlik bilgileri yer almaktadır. Grafikte görülen yüksek genlikli sivri uçlar görüntülenen yapının sınırlarını ifade ederken, düşük genlikli düz ve düze yakın çizgiler ise kas dokunun içerisi gibi homojen ve sürekli bir yapı olduğu anlamına gelir. Bu modun dezavantajı ise, incelenen yapının tam olarak görüntüsünün elde edilememesidir (Mohamed 2015).



Şekil 2.16: A – mod ultrasonografi görüntüsü (y – ekseni genliği, x – ekseni derinliği göstermektedir) (Mohamed 2015).

2.3.5.2.M – mod

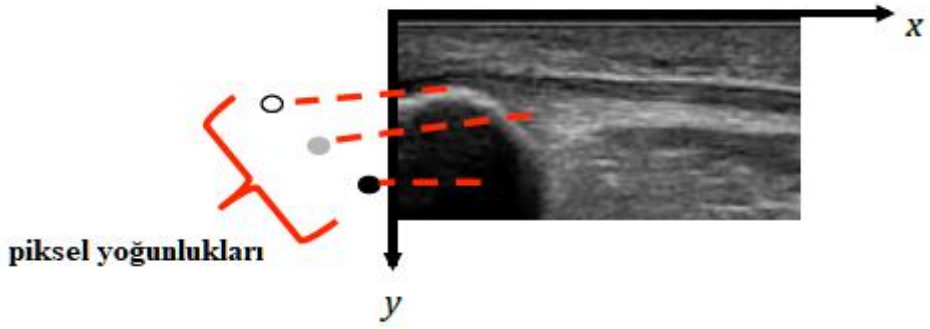
Hareket (motion) bilgisi verdiği için M – mod olarak adlandırılan ve vücudun hareketli kısımlarının analizi için bir boyutlu bilgi üreten tekniktir. Hareketli dokunun probdan gelen tek demet ışını geri yansıtmasıyla proba ulaşan ekolardan dokunun hareketine dair bilgi üretilir. Şekil 2.17'de görüldüğü gibi x ekseninde zaman, y – ekseninde doku derinliği verilen bir görüntü elde edilir. Bu yöntem fetüs gelişimin takibi ya da kardiyak hastalık teşhislerinde faydalı olmaktadır (Mohamed 2015).



Şekil 2.17: M – mod ultrasonografi görüntüsü **(**y – ekseni dokunun derinliğini, x – ekseni zamanla değişen hareketi göstermektedir) (Mohamed 2015).

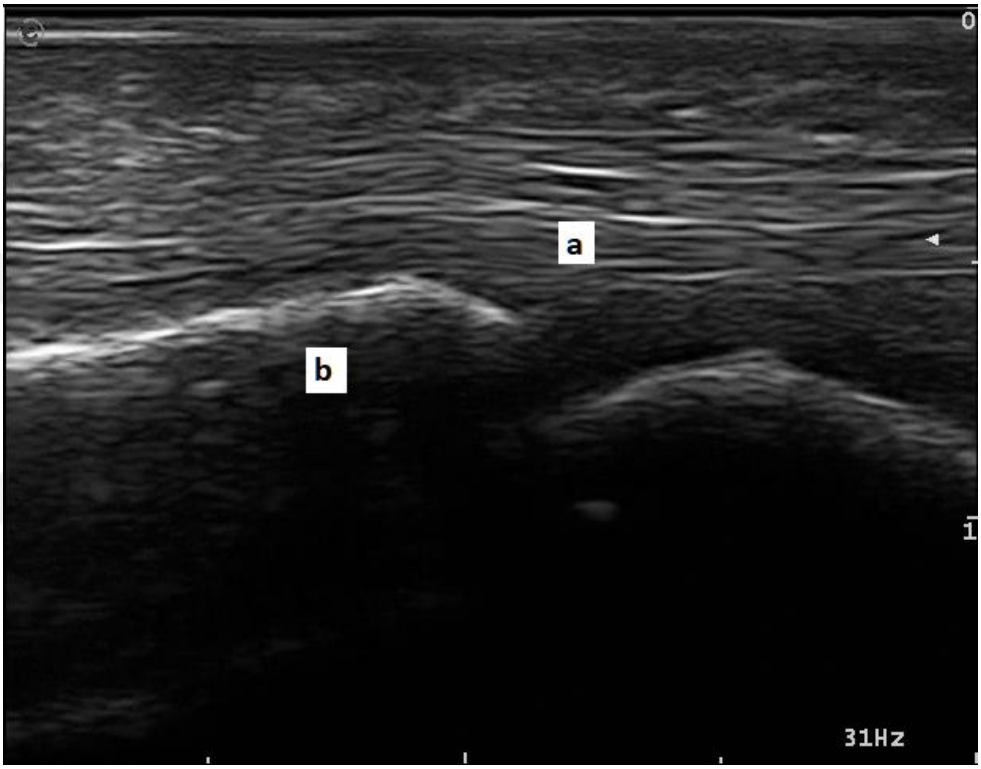
2.3.5.3.B – mod

Ultrasonografi ile görüntülemenin en yaygın kullanılan şekli olan B – mod ultrasonografi, parlaklık (brightness) değerini kullanarak çalışır. Prob tarafından belli aralıklarla gönderilen ses dalgalarının dokudan geri yansıtılarak proba ulaşma süresi bilgisayar tarafından hesaplanarak bu değerlere göre dokunun görüntüsü oluşturulur. Görüntü grinin farklı tonlarındaki ve farklı boyutlardaki pek çok noktanın bir araya gelerek oluşturduğu rastgele benekleri içerir. Ekonun yansıma süresi ile ölçülen doku mesafesi ile ekoların yoğunluk değerleri birleştirilerek dokunun 2 boyutlu görüntü haritası üretilmiş olur. Şekil 2.18'de görüldüğü gibi, görüntü haritasının x – ekseni dokunun yataydaki uzunluğunu, y ekseni ise derinlik bilgisini ifade eder (Mohamed 2015).



Şekil 2.18: B – mod ultrasonografi görüntüsü (Mohamed 2015).

Oluşan görüntü, dokudan yansıyan dalgaların enerjisine göre farklı gri tonlarını içerir. Örneğin, şekil 2.19'da bu tez çalışmasında kullanılan verilere ait bir görüntü sunulmuştur. Burada da görüldüğü gibi, tendonlar genellikle beyaz ve parlak olarak, kemik gibi sert dokular ise beyaz noktalar içeren beneklerle temsil edilir. İncelenen dokunun şekli ve yönü gerçek zamanlı ve 2 boyutlu gerçek görüntü halinde elde edildiği için klinikte büyük avantaj sağlamaktadır (Mohamed 2015).

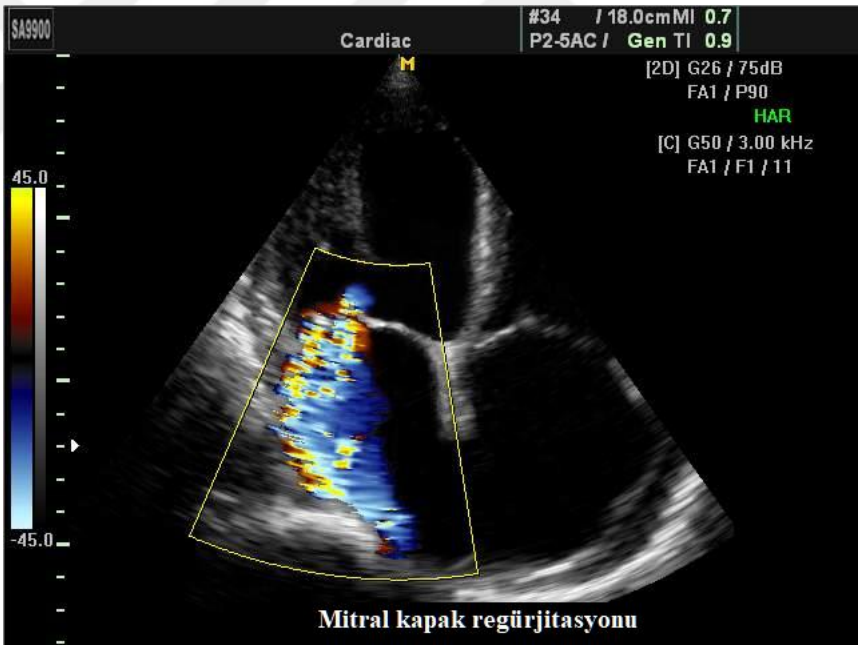


Şekil 2.19: Çalışma kapsamında alınan örnek verinin parmak fleksör tendon ultrasonografi görüntüsü (a) Tendon yapısını, b) kemik dokunun yapısını göstermektedir).

B – mod ultrasonografi, gerçek zamanlı görüntülemeye olanak sağladığı için dokular hareket halindeyken de incelenebilmektedir. Çerçeve (frame) adı verilen, saniyede belirli sayıda kaydedilen anlık görüntü kareleri bir araya getirilerek hareketli dokunun dinamik ultrasonografi kaydı video olarak kaydedilerek, daha sonra harici analizlerde de kullanılabilmektedir. Nitekim bu tez çalışmasında da, parmak fleksör tendonlarına ait B – mod dinamik ultrasonografi verilerinin analizi yapılmıştır.

2.3.5.4.Doppler Ultrasonografi

Sabit bir gözlemciye göre hareketli bir ses kaynağından çıkan sesin gözlemci tarafından farklı mesafelerdeyken farklı (yaklaştıkça yüksek frekanslı, uzaklaştıkça düşük frekanslı olarak) algılanmasına Doppler etkisi denir. Bu fizik prensibi ile ultrasonografi tekniği birleştirilerek Doppler ultrasonografi yöntemi geliştirilmiştir (Lisle 2012). Bu yöntem ile akış ve hız incelenebilmektedir. Ayrıca doku Doppleri, renkli akış Doppleri (şekil 2.20) ve sürekli dalga Doppleri gibi farklı çeşitleri de bulunmaktadır. Renkli Doppler, kardiyovasküler hastalık teşhislerinde ya da içerisinde kan akışı olan organların incelenmesinde kullanılıp, genellikle proba yaklaşan akışlar kırmızı, probdan uzaklaşan akışlar ise mavi renk ile gösterilir. Doku Doppler ultrasonografi yöntemi ise diğerlerinden farklı olarak kan akış hızının ölçüldüğü bir ultrasonografi tekniğidir (Mohamed 2015).



Şekil 2.20: Renkli akış Doppler ultrasonografi görüntüsü (Mohamed 2015).

2.4.GÖRÜNTÜ İŞLEME YÖNTEMLERİYLE FLEKSÖR DİGİTORUM PROFUNDUS TENDONUNUN KAYMA MİKTARININ ÖLÇÜLMESİ

Literatürde FDP tendonunun kayma miktarını tespit etmeye yönelik, deney grupları üzerinde de uygulanmış farklı algoritma geliştirme çalışmaları mevcut olmasına rağmen

ülkemizde tendon kayma miktarını tespit edebilecek bir program yahut cihaz bulunmamaktadır. Tendon kayma miktarının ölçülüp sayısal olarak ifade edilebilmesi için invazif ve non – invazif yöntemlerle, biyomedikal görüntüleme tekniklerini içeren çeşitli araştırmalar yapılmaktadır. İnvasif yöntemler, dokuyu hasarlaması, görece uzun sürmesi ve ağrıya neden olması gibi sebeplerden ötürü teşhis ve tedavi aşamalarında pek tercih edilmemektedir. Dolayısıyla, non – invazif yöntemleri içeren, kestirim gücü ve çalışma hızı yüksek, bilgisayarla entegre bir programın varlığı, tendon yaralanması durumlarında teşhis ve tedavi aşamalarında hekimlere oldukça kolaylık sağlardı. Ancak konuyla ilgili araştırmacıların karşısında duran bazı kısıtlar mevcuttur.

Kas – iskelet sistemi BT, MRG, radyografi gibi farklı medikal görüntüleme teknikleri ile görüntülenerek incelenebilmesine rağmen, kas ve tendon hareketlerine dair sayısal değerler gerektiğinde bu yöntemler kullanışlı değildir. Bununla beraber, kalp – damar hastalıklarının teşhisinde kullanılan sonografi ve renkli Doppler görüntüleme yöntemlerinin, kan akışı analizi vb. kardiyolojik araştırmalarda kullanılabildiği gibi kas ve tendon hareket hızlarının ölçülmesinde de kullanılabilir olduğu yapılan araştırmalarla gösterilmiştir (Cıgalı ve diğ. 1996).

Dinamik bir doku olarak tendonlar incelenirken; güvenilir bir sonuç alabilmek için tendonların hareket kabiliyetindeki ve elastik özelliklerindeki değişimlerin de araştırılması gerekir (Ofer ve diğ. 2004). Bu nedenle inceleme için seçilen medikal görüntüleme yöntemi dinamik görüntüleme imkânı sunmalı yani dokuyu hareket halinde iken görüntüleyebilmelidir.

Literatürdeki çalışmalarda tendon, kas yahut sinirlerdeki kayma miktarının tespiti için görüntüleme yöntemi olarak; dinamik görüntüleme imkânı dolayısıyla önceleri renkli Doppler görüntülemenin tercih edildiği görülmektedir. Oh ve diğ., renkli Doppler görüntüleme ile EchoPac ticari yazılımını kullanılarak kadavra üzerinde fleksör tendon ve subsinoviyal bağ dokunun hareket hızlarının ölçülebileceğini göstermişlerdir. Ancak Doppler ışını ve tendon kayma yönü arasındaki açı (Doppler açısı) ölçülen maksimum hız değerini etkilemektedir (Oh ve diğ. 2007). Bu nedenle Doppler açısı, Doppler

görüntüleme ile yapılan araştırma alanını kısıtlamaktadır (Cıgalı ve diğ. 1996; Yoshii ve diğ. 2009).

Tendon içerisine metal plaka veya radio – opak cisim yerleştirilip bunların ultrasonografi yahut X – ışınıyla görüntüleme yöntemleri kullanılarak yerlerinin tespit edilmesi ile tendon kayma miktarı invazif olarak ölçülebilir. Başka bir invazif yöntem ise operasyon anında tendon kayma miktarının doğrudan ölçülmesidir. Ancak bu yöntemler klinikte kullanıma uygun olmayıp, daha çok deneysel araştırmalarda tercih edilmektedir (Buyruk ve diğ. 1998; Korstanje ve diğ. 2010). Tendon hasarlarında tanı koymak için non – invazif yöntem olarak, ultrasonografi ve manyetik rezonans ile görüntüleme teknikleri kullanılabilir olsa da, elde edilen görüntüler hekimin sübjektif yorumu ile değerlendirildiği için bu teknikler de objektif bilgi sağlamak açısından yeterli olmamaktadır (Ofer ve diğ. 2004). Non – invazif yöntemler, ağrısız, görece daha kısa sürede ve kolay uygulanabilir olduğu için invazif yöntemlere göre daha avantajlıdır. Bu alanda uygulanan ve yukarıda da bahsedilen invazif inceleme yöntemleri ise teşhis ya da kontrol amaçlı olarak canlı bireylerde kullanım için uygun değildir. Dolayısıyla bu çalışmanın da amaçlarından biri, non – invazif, ağrısız, kolay ve hızlı uygulanabilir yöntemlerin en ideal ve beraber kullanıma uygun olanlarının klinikte kullanılmak üzere hazır bir program haline getirilmesidir.

Ofer ve diğ. Aşil tendona ait dinamik ultrasonografi görüntüler üzerinde yaptıkları araştırmada tendon hareketini otomatik olarak takip edebilecek optik akış tekniğine dayalı algoritmalar geliştirmişlerdir. Bu çalışmada, kontrol amaçlı fantom kullanılarak tendonun in vitro hareketi test edildiğinde, algoritma ile hesaplanan ve gerçekte ölçülen hareketlerin birbirine çok yakın olduğu görülmüştür. Ancak yapılan in vivo analizde gerçek hareket doğrudan ölçülememiş, bunun yerine tendon içindeki bir noktanın ekranda manuel takibi ile tahmin edilmiştir. Bu tahmin edilen değer ile algoritma kullanılarak hesaplanan yer değiştirme değerleri arasındaki uyum, in vitro analiz sonuçlarına göre daha düşük olmakla beraber, yine de kabul edilebilir aralıktadır (Ofer ve diğ. 2004).

Dilley ve diğ., kol orta sinirinin longitudinal hareketini ultrasonografi ve benek takibi (speckle tracking) metotlarını kullanarak incelemişlerdir (Dilley ve diğ. 2001).

Literatürde aynı ölçüm için Doppler ultrasonografi görüntüleme de kullanılmış olup (Hough ve diğ. 2000a; Hough ve diğ. 2000b), Dilley ve diğ.'ne göre bu ölçüm için elverişli değildir. Çünkü sinir hareketinin hızı Doppler ultrasonografi yöntemiyle ölçülebilecek hız aralığının altında kalabilir ve sinirler kan damarları ile yakın konumlu olduğunda sinirlerin incelenmesi zorlaşabilir. Buna karşın, Dilley ve diğ., kasların ve periferal sinirlerin hareketini ölçebilen, çerçeveler arası çapraz korelasyon ölçümüne dayalı yüksek frekanslı ultrasonografi görüntülerinin kullanıldığı bir yöntem geliştirmişlerdir. Kas ve sinirlerle beraber fleksör tendon hareketleri de görüntülenebilmiştir. Çalışmada in vivo ölçümlerin, kesinlik ve güvenilirliğini test etmek için fantom kontrollerde de ölçüm yapılmış olup, çapraz korelasyona dayalı benek takibi metodu ile sinirin longitudinal hareketinin doğru olarak ölçülebildiği gösterilmiştir. Ayrıca düşük hızlı hareketlerde ölçüm hatasını azaltmak için ardışık çerçevelerin kullanılması yerine, çapraz korelasyon ölçümü yapılan çerçeveler arası farkın arttırılması gerektiği de bulunmuştur (Dilley ve diğ. 2001; Korstanje ve diğ. 2010).

Yoshii ve diğ. yaptıkları araştırmada, ultrasonografi ile kaydedilen görüntüleri benek takibi metodu ile birleştirerek ilk kez bu tekniği, tendon ve etrafındaki subsinoviyal bağ dokunun hareketlerini değerlendirmek için kullanmış ve bunu Doppler görüntüleme ile karşılaştırmışlardır (Yoshii ve diğ. 2009; Doesburg ve diğ. 2012). Benek takibi yöntemi açıdan bağımsız ve henüz yeni bir yöntem olup, bu çalışmada Syngo VVI yazılımı dahilinde kullanılarak görüntüler analiz edilmiştir. Sağlıklı kişilerde karpal tünel seviyesinde yapılan bu araştırmanın sonuçlarına göre, benek takibi yöntemi ile ultrasonografi görüntü analizi tendon ve subsinoviyal bağ doku hareketlerini incelemek için uygun bir yöntemken doku hareketi analizlerinde genellikle tercih edilen Doppler görüntüleme uygun değildir. Çünkü Doppler tekniği, tek boyutlu ölçüm yapabilen bir yöntemdir ve sadece hareketin eksenel bileşenini değerlendirmeye yarar. Başka bir dezavantajı da değerlendirmeyi açıdan bağımsız yapamamasıdır. Ultrasonografi görüntüler ile benek takibi yönteminde ise 2 boyutlu ve açıdan bağımsız bir değerlendirmeyle ve hareket bütünüyle incelenir. Bununla beraber, bir harekete ait görüntünün analizinde, tendon ve subsinoviyal bağ doku hareketinin eş zamanlı ölçümünün hedeflendiği bu çalışmada Doppler görüntüleme ile bu ölçümün yapılması

teknik açıdan olası görülmemiştir. Benek takibi yöntemi ise, bu çalışmada kullanılan ve kardiyolojik araştırmalara özel olarak geliştirilen Syngo VVI yazılımı, tendon hareket analizinde zorluklara sebep olduğu için dezavantajlı olmuştur. Fakat, tendon hareketleri daha düşük hızlı görüntü kayıtları halinde analiz edilince, aynı yazılım ile tendon hareket takibi de mümkün olmuş ve başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Buna göre, tendon hareketini ölçmede benek takibi yöntemi Doppler ölçüme göre daha başarılıdır, yine de tamamen doğru sonuç vermez (Yoshii ve diğ. 2009).

Korstanje ve diğ. invazif bir uygulama olmaksızın, tendon hareketlerini sayısallaştırmak için yaptıkları araştırmalarda, B – mod ultrasonografi görüntüleri ile kullanılacak ve benek takibi yöntemi ile otomatik doku takibini sağlayacak bir algoritma geliştirmişlerdir. Bu yeni algoritmada, benek takibi yapılması için 2 boyutlu çok çekirdekli blok eşleme metodu ve blok eşleme için de benzerlik ölçümü teknikleri önerilmiştir. Ayrıca ölçüm sonucunun kesinliği arttırmak için blok eşlemede çok çekirdekli olarak tanımlanan bloklar birbiri ile kesişecek şekilde konumlandırılmış ve sonuca etkiyen nicemleme gürültüsünü azaltmak için piksel (pix) altı düzeyde enterpolasyon yapılmıştır. Geliştirilen yeni algoritmanın tendon hareketlerini sayısallaştırabilme kabiliyetini araştırmak ve yöntemi daha uygun hale getirmek üzere yapılan bu araştırmada öncelikle blok eşlemenin temeli olan benzerlik ölçümü yöntemlerinden normalize çapraz korelasyon, mutlak farkın toplamı ve kare farkının toplamı karşılaştırılmıştır. Avantajları ve dezavantajları değerlendirilen benzerlik ölçümleri kullanılarak çerçeveler arası tendon yer değiştirme analizi bir domuz kadavrasının ön kolunda ve insan kadavrasında fleksör digitorum superficialis tendonuna invazif olarak yerleştirilen bir belirtecin takibi ile yapılmıştır. Belirtecin yer değiştirme ölçümü hem algoritma ile hem de kesin referans olarak kullanılmak üzere manuel olarak yapılmıştır. Bunun yanında, algoritmanın in vivo analizdeki güvenirliğini test etmek için de, insan kolunda FDS tendonu incelenmiştir. Buna göre tendon içine yerleştirilen bir belirteç olmaksızın, tendonun non – invazif olarak ultrasonografi görüntüsü ile takibi bu algoritma yardımıyla yapılabilmektedir. Ölçümde ortaya çıkan hata oranları ise literatürdeki ilgili diğer çalışmaların hata oranlarından daha düşüktür (Korstanje ve diğ. 2009; Korstanje ve diğ. 2010).

Korstanje ve diğ. tarafından geliştirilen algoritma, bu tez çalışmasının amacına uygun ve kullanışlı olmakla beraber; hareketin incelenen düzlem dışına çıkması, analiz için ilgilenilen araştırma bölgesinin (Region of Interest – ROI) ve benzerlik ölçümü yapılan blokların küçük hareketler boyunca deforme olmuyor gibi kabul edilmesi, ilk çerçevede yeri sabitlenen ROI'nin ilerleyen zamanlarda hareket bölgesini kapsamaması, tendonun ultrasonografi görüntü kaydında devamlı parlak olmamasının takibini zorlaştırması ve Dilley ve diğ.'nin önerdiği çerçeve farkının elle belirlenmesinden dolayı analizin tamamen otomatik olarak yapılamaması gibi kısıtlar da mevcuttur (Dilley ve diğ. 2001; Korstanje ve diğ. 2010)

Doesburg ve diğ., benek takibi metodunun sonografi ile beraber kullanımını karpal tünel hastalarında ve sağlıklı kişilerde test etmişlerdir. Görüntülerin analizi için Syngo VVI yazılımı kullanılmış olup, analize başlamadan önce, programa yüklenen dinamik doku verilerinde FDS tendonu üzerinde takip edilecek noktalar (marker) manuel olarak belirlenmiştir. Bu çalışma ile karpal tünel sendromu hastalarında tendon ve subsinoviyal bağ dokunun biyomekanik özelliklerinin değerlendirilmesi ile sağlıklı kişilerin ve karpal tünel sendromu hastalarının ayırt edilmesini mümkün kılmıştır (Doesburg ve diğ. 2012). Korstanje ve diğ., yaptığı çalışmada sabit bir ROI seçilmesi tendonlar için uygunken, daha elastik bir yapıya sahip olan subsinoviyal bağ doku hareketinin aynı doğrulukla izlenmesi için uygun değildir. Doesburg ve diğ.'nin yaptığı çalışmada ise farklı olarak subsinoviyal doku hareketi de incelenmeye çalışılmış ve bu nedenle ROI sabit bir bölge olarak seçilmemiştir (Korstanje ve diğ. 2010; Doesburg ve diğ. 2012).

Chuang ve diğ., blok eşlemeye dayalı optik akış tekniği adını verdikleri, çerçeve aralığının manuel olarak belirlendiği yöntemlere (Korstanje ve diğ. 2009; Korstanje ve diğ. 2010) alternatif olarak yeni bir yöntem önermişlerdir. Bu yöntem ile, öncelikle ardışık çerçeveler arası optik akış ölçümü ile yer değiştirme değeri hesaplanır. Hesaplanan yer değiştirme değerlerine göre, geliştirilen program aracılığıyla otomatik olarak çerçeve aralığı belirlenir. Daha sonra bu aralıklar dikkate alınarak seçilen çerçeveler, çok çekirdekli blok eşleme metodu ile analiz edilir. Adaptif çerçeve aralığı seçimi ile çalışmada araştırmacı etkisi azaltılarak hem zaman tasarrufu hem de sonuçların daha tutarlı olması sağlanmıştır. Bu yöntem kullanılarak dirsek ve parmak tendonlarında yapılan analizden elde edilen sonuçlar, referans değerlere çok yakın

olarak kaydedilmiştir. Ayrıca optik akış ve çok çekirdekli blok eşleme yöntemlerinin birlikte kullanılmasıyla yapılan analizler, geleneksel optik akış ve çok çekirdekli blok eşleme yöntemleri ile yapılan analizlere göre daha başarılı olmuştur (Chuang ve diğ. 2017).

Tendon yer değiştirme miktarının sayısal veriler ile ifade edilmek istenmesindeki en önemli nedenlerden biri tendon hasarlarında doğru teşhis ile en uygun tedavi yönteminin seçilebilmesidir. Gelişen medikal görüntüleme teknikleriyle elde edilen doku görüntülerinin, farklı matematiksel yöntemlerin kullanıldığı bilgisayar algoritmaları ile analiz edilmesiyle, hekimin nitel değerlendirmesinin yanında sayısal verilerle objektif bir bakış açısı da kazandırarak teşhis ve tedavi sürecinde yapılabilecek hataların engelleneceği ön görülmektedir. Bunu sağlamak için geliştirilen farklı yöntemler; kullanılan medikal görüntüleme yöntemi (Cıgalı ve diğ. 1996; Oh ve diğ. 2007; Ofer ve diğ. 2004; Dilley ve diğ. 2001), algoritmanın dayandığı teknikler (Yoshii ve diğ. 2009; Doesburg ve diğ. 2012; Chuang ve diğ. 2017), ROI ve eşlenen blokların boyutu (Korstanje ve diğ. 2010; Revell ve diğ. 2004) ve uygulanabilen doku çeşidi (Dilley ve diğ. 2001; Korstanje ve diğ. 2009; Yoshii ve diğ. 2009; Lee ve diğ. 2008; Kelly ve diğ. 2018) gibi özellikleri yönüyle ayrılmaktadır.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1.KATILIMCILAR

Bu tez çalışmasında yer alan 8 katılımcı, yaşları 18 ile 65 arasında değişmekte olan, elinde herhangi bir travma ya da yaralanma öyküsü bulunmayan ve incelenecek eklemin eklem hareket açıklığında kısıtlılık bulunmayan sağlıklı gönüllülerdir. Bilinen sistemik hastalığı, servikal diskopati, radükülopati, psikiyatrik veya kognitif bozukluğu olan kişiler çalışmaya dahil edilmemiştir. Katılımcılar, işlem öncesi çalışma hakkında bilgilendirilmiş olup, çalışmaya gönüllü olarak iştirak etmişlerdir. Gönüllülere ait cinsiyet, yaş, vücut kitle indeksi, eklem açısı değerleri ve eklem hareket açıklığı kısıtı olup olmadığı not edilmiştir. Ayrıca bu tez çalışması, İstanbul Üniversitesi – Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alınan 12.06.2019 tarihli, 86234 numaralı etik kurul onayı ile gerçekleştirilmiştir.

3.2.DİNAMİK ULTRASONOGRAFİ VERİLERİNİN KAYDEDİLMESİ

Bu tez araştırmasında kullanılan tüm ultrasonografi verileri İstanbul Üniversitesi – Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı'ndan temin edilmiştir. Veriler, ESAOTE My Lab 70 ultrasonografi sistemi (Esaote SpA, Genoa, Italy) ve 4 – 13 MHz geniş bantlı linear array probu kullanılarak, 20 fps (çerçeve/saniye) değeri ile kaydedilmiştir. Kaydedilen dosyalar, 800 x 608 pix (1 pix = 0.031 mm) değerlerinde olup, ileri analiz işlemleri için ultrasonografi cihazından bilgisayar ortamına, AVI dosya formatında ve sıkıştırılmadan aktarılmıştır.

Ultrasonografi verileri; gönüllü, hasta muayene masasında oturur pozisyonda ve avuçları yukarı dönük haldeyken, el bileği sert olmayan bir materyal üzerinde desteklenerek, sağ el işaret parmağından kaydedilmiştir. Parmağın DİF ekleminde 0˚ ekstansiyondan maksimum fleksiyona getirilmesiyle gerçekleştirilen fleksör tendon hareketlerini içeren bu verilerin kaydı için, öncelikle parmak üzerine longitudinal olarak prob yerleştirilip tendon görüntülenmiştir. Tendonun net bir şekilde görüntüsü elde edildikten sonra, DİF ekleminde pasif olarak 2 siklus fleksiyon (şekil 3.1) ve ekstansiyon (şekil 3.2) hareketi yaptırılıp mevcut video kaydı sonlandırılmıştır. Bu

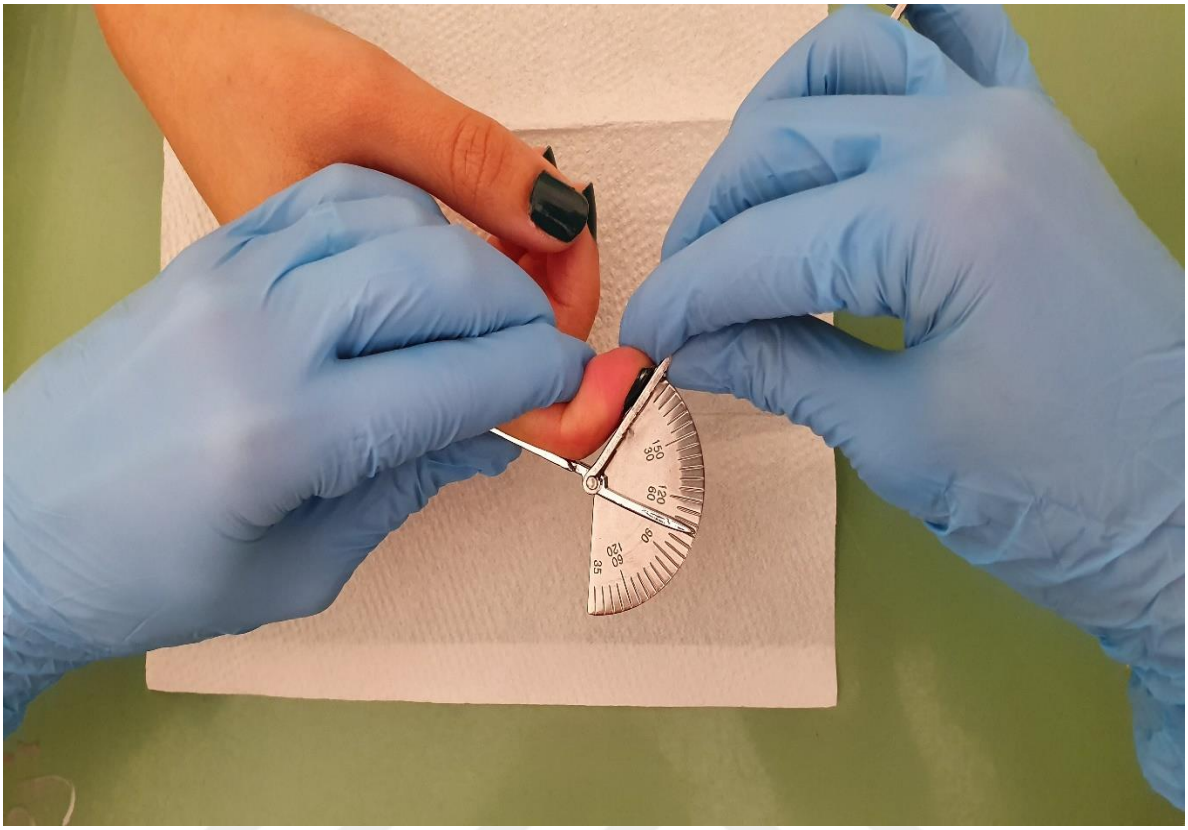
ölçümü, aynı araştırmacı 5 kez tekrarlamış (protokol 1) ve her bir ölçüm ayrı dosyalar halinde kaydedilmiştir. Aynı işlemler ikinci bir araştırmacı tarafından yinelenerek (protokol 2), her katılımcıya ait toplamda 10 adet veri kaydı oluşturulmuştur. Protokol 1, ultrasonografik görüntülemede on yıllık deneyimli bir hekim tarafından yapılan ölçümü; protokol 2 ise ultrasonografi ile görüntülemeye yeni başlayan bir hekimin yaptığı ölçümü ifade etmektedir. Ayrıca şekil 3.3'te görüldüğü gibi gonyometre kullanılarak gönüllülerin ultrasonografi görüntüsü kaydedilen parmaklarından maksimum fleksiyon anındaki eklem açıları ölçülmüştür. Ölçüm sonuçları tablo 4.1'de yer almaktadır.



Şekil 3.1: Distal interfalanks ekleminde fleksör tendon ekstansiyon hareketinin ultrasonografi probu ile görüntülenmesi (0˚ekstansiyon).



Şekil 3.2: Distal interfalanks ekleminde fleksör tendon fleksiyon hareketinin ultrasonografi probu ile görüntülenmesi (maksimum fleksiyon).



Şekil 3.3: Parmak gonyometresi ile maksimum fleksiyon açısının ölçülmesi.

Görüntü analizi sürecinde, büyük boyutlu verinin analiz programına yüklenmesi esnasında ve her verinin içindeki 5'er fleksiyon ve ekstansiyon hareketini ayrı ayrı tespit ederek oluşan zaman kaybı sorununa karşın; veriler tek bir dosya halinde değil, her fleksiyon/ekstansiyon siklusunda ayrı bir video dosyası olarak kaydedilmiştir.

2 siklusluk fleksiyon / ekstansiyon hareketinin, AVI dosya formatında, ortalama 5 – 6 saniye süresince kaydedilmesiyle elde edilen veriler yaklaşık 100 – 200 görüntü çerçevesinden oluşmaktadır. Bu verilerin analizi, MATLAB programı (R2016a, The Mathworks, Inc.) üzerinde ileri görüntü işleme teknikleri uygulanarak yapılmıştır. Bu analiz sürecinde öncelikle, bilgisayar ortamına aktarılan video dosyası MATLAB programına yüklenip, sonrasında video olarak kaydedilen veri kendisini oluşturan görüntü çerçevelerine ayrılmıştır. Daha sonra ise elde edilen görüntüler, bu tez çalışmasında geliştirilen ve bu tez metninde 3.3.4 numaralı bölümde işlem basamakları anlatılan algoritma yardımıyla işlenmiştir.

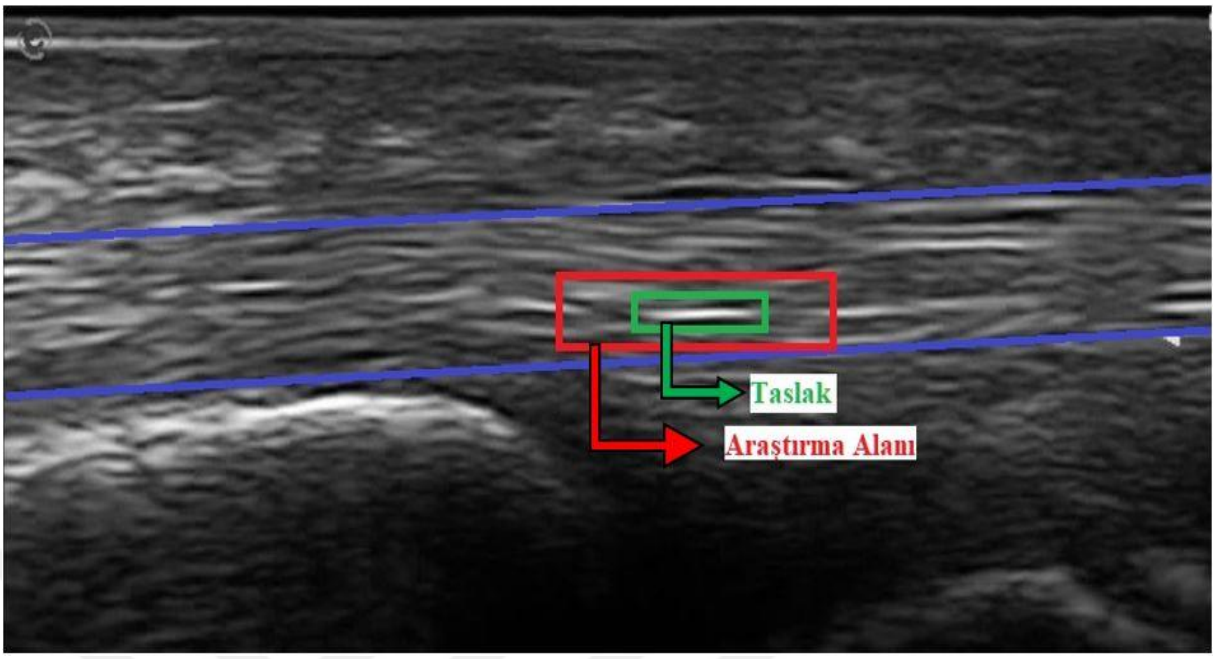
3.3. BENEK TAKİBİ ALGORİTMASI KULLANILARAK ÇERÇEVEDEN ÇERÇEVEYE TENDON YER DEĞİŞTİRME MİKTARININ BELİRLENMESİ

B – mod ultrasonografi ile görüntülemede elde edilen görüntü üzerinde oluşan ve siyah beyaz olarak görülen partiküllü yapı benek (speckle) kelimesi ile ifade edilir. Bu benekler, görüntüde oluşan akustik işaretler olup, belli bir sürede kaydedilen görüntü çerçevelerinde korunmakla beraber, zaman içinde hareket değişimleri gözlenebilmektedir. Benek takibi (speckle tracking) olarak adlandırılan yöntem ise, temelde görüntü üzerindeki beneklerin hareketlerindeki hız ve yön değişimlerine göre söz konusu doku hareketinin büyüklüğünün hesaplanmasını sağlar (Garcia ve diğ. 2018; Yoshii ve diğ. 2009).

Doku hareketi hesaplanmasında Doppler yönteminde olduğu gibi frekans alanında çalışılan tekniklerde hareketin yalnızca eksenel bileşeninin yaptığı hareket ölçülebilir. Buna karşın, zaman alanında çalışma teknikleri doku hareketini tümüyle ölçmeye yarar (Yeung ve diğ. 1998). Ultrasonografik verilerde, 2 boyutlu benek takibi metodu da bu yaklaşımın bir ürünüdür. Doppler metodunun 1 boyutlu ve açıya bağımlı ölçümler sunması nedeniyle kullanımı kısıtlıdır. Ancak benek takibi, açıdan bağımsız bir yöntem olup, Doppler yönteminin dezavantajlarını da ortadan kaldırmaktadır (Bohs ve diğ. 2000; D'hooge 2008; Geiman ve diğ. 1996).

3.3.1. Çok Çekirdekli Blok Eşleme Metodu

Benek takibi metodu ile kullanılan blok eşleme (block matching), kolay kullanımı ve yüksek performansı nedeniyle görüntü işleme çalışmalarında hareket tahmini için genellikle tercih edilen bir yöntemdir (Yaakob ve diğ. 2013). Blok eşleme yönteminde öncelikle 2 boyutlu, B – mod ultrason verisi onu oluşturan görüntü çerçevelerine ayrılır, her bir görüntü çerçevesinin tamamı ya da hareketi içeren kısmı, belirli büyüklük ($I \times J$) ve sayıdaki bloklara ayrılır. Bloklara ayırma işlemi, analiz edilecek tüm görüntü çerçevelerine uygulanır (Stegman ve diğ. 2014).



Şekil 3.4: Çalışma kapsamında alınan örnek verinin tendonu üzerinde analiz için seçilen taslak ve araştırma alanı. (Mavi çizgilerle ayrılarak belirtilen kısım FDP tendonunu, tendon üzerindeki büyük dikdörtgen blok araştırma alanını, içteki daha küçük blok ise taslağı göstermektedir.)

Blok eşlemeye dayalı benek takibi metodunda çekirdek (kernel) denilen, bir ya da daha fazla benek içeren ve başlangıçta görüntü üzerinden seçilen bir blok, taslak olarak kullanılır (şekil 3.4) (Bohs ve diğ. 2000; Korstanje ve diğ. 2009). *t* çerçevesinden seçilen, x_1, y_1 noktalarında konumlanmış olan, taslak olarak kullanılan çekirdek ve bir sonraki çerçevede *(t+1)* yer alan bloklar arasındaki benzerlik oranı, benzerlik ölçümü yöntemleri (Bölüm 3.3.3) kullanılarak hesaplanır. Kabul edilen bir eşik değere göre en iyi benzerlik oranına sahip olan x_2, y_2 konumundaki blok, taslağın bir sonraki çerçevedeki muhtemel yeri olarak belirlenir.

Taslak ve eşleştiği blok arasındaki mesafe hesaplanarak yer değiştirme vektörü, *d* tayin edilir. Buna göre yer değiştirme vektörü denklem 3.1'deki gibidir.

$$d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \qquad (3.1)$$

Aynı işlemler ardışık çerçeveler için tekrar edilirken taslak devamlı güncellenir. *t+1* çerçevesinden taslak ile eşleşen blok, yeni taslak olarak kabul edilir ve buna göre *t+2* çerçevesindeki bloklar ile bu yeni görüntü karşılaştırılır. Buradan elde edilen

yeni taslak da bir sonraki çerçevenin değerlendirilmesinde kullanılarak işlem bu şekilde devam ettirilir. Her bir çekirdek için hareket vektörü hesaplandıktan sonra, vektör haritası oluşturularak toplam 2 boyutlu tendon yer değiştirme tahmini yapılmış olur (Stegman ve diğ. 2014; Bohs ve diğ. 2000).

Benek takibi yapılırken, görüntüler bloklara ayrılmazsa, ardışık çerçeveler arasında her piksel için ayrı bir hareket değerlendirmesi gerekirken; bloklara ayrılan görüntülerde hareketin gerçekleştiği bloğa ait bir tane hareket vektörü oluşturularak işlem yükü hafifletilmiş olur (Yaakob ve diğ. 2013; Cuevas ve diğ. 2013).

3.3.2. Araştırma Alanının ve Eşleşen Blokların Şekli ve Boyutu

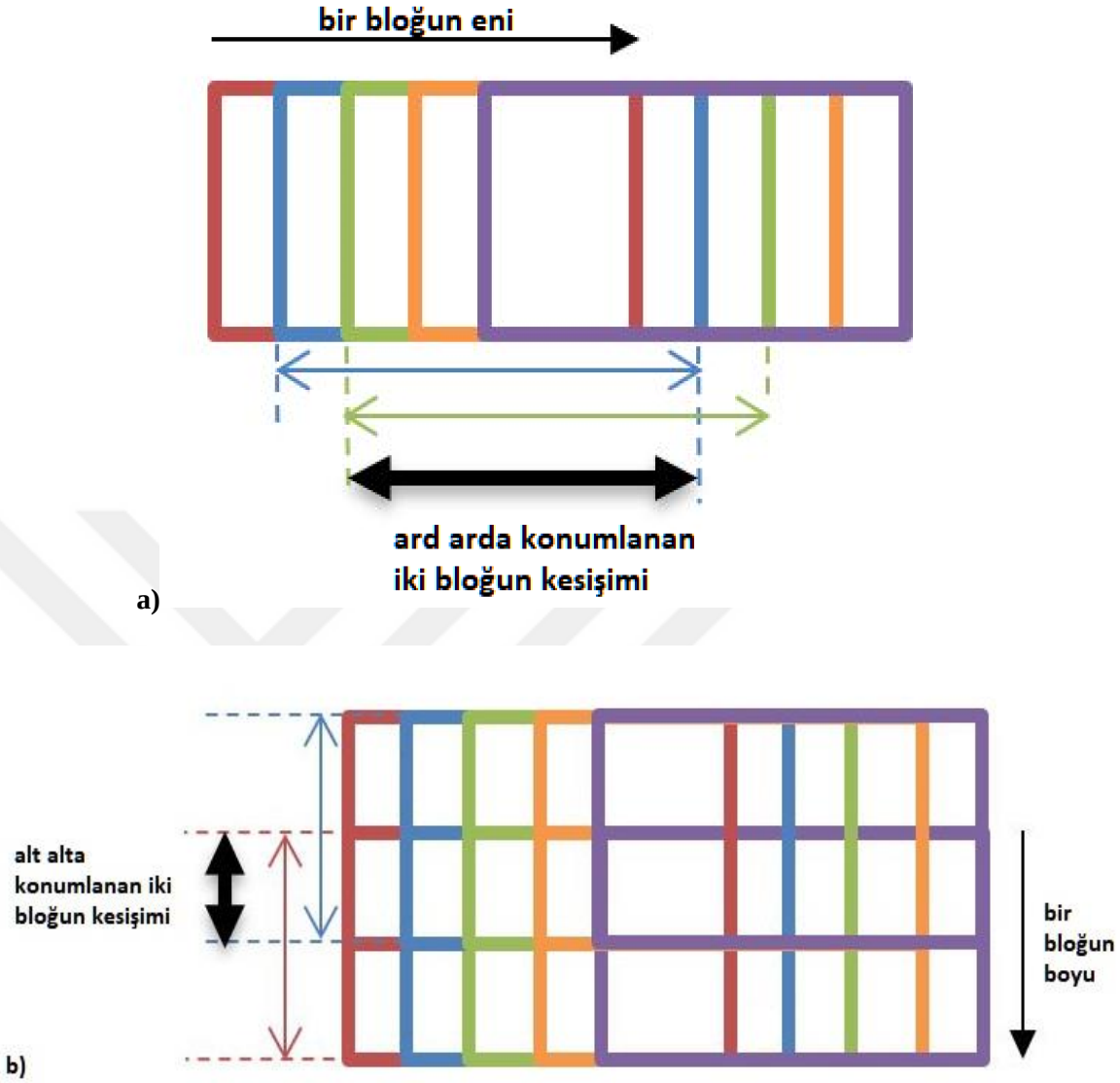
ROI, görüntü işleme çalışmalarında çerçevenin tamamıyla değil de özel bir bölümüyle çalışmak istendiğinde seçilen alandır. ROI üzerinde çalışılması, çerçevenin tamamını analiz ederek harcanacak olan zamandan tasarruf sağlar.

Blok eşlemeye dayalı benek takibi metodu; ultrason cihazının saniyede kaydettiği çerçeve sayısı (frame rate), kaydedilen tendon hareketinin hızı ve hareket düzlemi ile ROI, eşleştirilen bloklar ve çekirdek boyutlarına bağlıdır (Stegman ve diğ. 2014). Ultrasonografi cihazının saniyede kaydettiği çerçeve sayısının artması hareketin daha detaylı kaydedilmesini sağlayarak, ölçüm doğruluğunu arttırır. Bununla beraber, düşük hızlı tendon hareketlerinin sayısallaştırılmasındaki hataları azaltmak için, analizde komşu çerçeveleri kullanmak yerine, çerçeveler uygun aralıklarla seçilerek benzerlik ölçümü yapılabilir. Örneğin, seçilen çerçeve farkı değeri 1 ise 1 ve 3. çerçeveler arası, 3 ise 1 ve 5. çerçeveler arası benzerlik ölçümü yapılacaktır (Dilley ve diğ. 2001; Korstanje ve diğ. 2010). Ayrıca tendon takibinin yapılabilmesi için kaydedilen hareket çok hızlı da olmamalıdır (Stegman ve diğ. 2014). Kullanılan ultrasonografi cihazının saniyede kaydettiği çerçeve sayısı ve hareket hızı dikkate alınarak en uygun çerçeve farkı değeri seçilip, oluşacak hatalar indirgenebilir. Bu çalışmada her bir fleksiyon ve ekstansiyon hareketi ortalama 1.25 (±0.25) saniyede gerçekleştirilirken, bu hareketler saniyede 20 çerçeve kaydeden bir ultrason cihazı ile kaydedildiği için komşu çerçeveler arası analiz yapılması uygun görülmüştür.

Dahası, blokların boyutu da hareket tahminlerinin doğruluğu için oldukça önem arz etmektedir. Blok boyutu çok küçük olursa, bozulmalara karşı hassasiyeti azalır, ancak mevcut gürültülere duyarlılık ve eşleşme hataları artabilir. Blok boyutu çok büyük olduğunda ise benzersiz, belirgin bir hareket deseni oluşur, bu da bloklar arası eşleştirmenin zor olması ve yer değiştirme tahminlerinde düşük doğruluğa sahip sonuçlara neden olur. Dolayısıyla, blok boyutu dikkatli seçilmelidir (Stegman ve diğ. 2014; Korstanje ve diğ. 2010).

ROI boyutu da bloklarda olduğu gibi yer değiştirme tahminlerinin doğruluğunu etkilemektedir. Çok geniş bir ROI analiz sürecini zorlaştıracak ve yanlış eşleşmelere neden olacaktır. ROI çok küçük seçildiğinde ise, geniş alanda gerçekleşen tendon hareketlerinin takibi zorlaşır ve yanlış eşleşmeler görülür (Stegman ve diğ. 2014).

Bu tez çalışmasında literatürdeki veriler ışığında, farklı blok ve ROI boyutları ile analizler yinelenmiş olup en düşük standart sapma ile sonuç veren boyutlar esas alınarak analizler yapılmıştır. Buna göre çalışmada esas alınan blok boyutu 40 × 20 pix, ROI boyutu ise 96 × 23 pix olup, ROI kesişmeli 10 (5 × 2) bloğa ayrılarak analiz edilmiştir (şekil 3.5). Blokların kesişmeli olarak ROI üzerinde yerleştirilmesi, çerçeveler arası blok benzerliği ölçülürken analizin daha detaylı yapılmasına ve böylece ölçüm sonuçlarının kesinliğinin artmasına neden olur.



Şekil 3.5: Araştırma alanının (ROI) kesişmeli 10 (5 × 2) bloğa ayrılması. (a) Eşit boyutlu 5 bloğun yatayda kesişmeli olarak yan yana sıralanması. Taslağın ROI üzerindeki benzerini aramak için yana doğru kaydırılmasını temsil ediyor. b) a'daki blokların her birinin aşağıya da kaydırılarak, 5 bloğun da ROI'nin alt tarafına sıralanması. Yana ve aşağıya doğru kaydırılarak yerleştirilen bu 10 bloğun toplamı ROI alanını temsil etmektedir. ROI üzerindeki bu bloklar, taslağın karşılaştırılması için kullanılır.)

3.3.3. Benzerlik Ölçümü Yöntemleri

Görüntü işleme ile hareket analizinde kullanılan blok eşleştirme yönteminde, blokların eşleşme oranlarının sayısal olarak belirlenebilmesi için kullanılan ve farklı üstünlük ya da kısıtlara sahip olan çeşitli yöntemler vardır. Bunlardan en çok tercih

edilenlerden bazıları mutlak farkların toplamı (SAD – *sum of absolute difference*), kare farklarının toplamı (SSD – *sum of squared difference*), ortalama karesel hata (MSE – *mean square error*) ve normalize çapraz korelasyon (NCC – *normalized cross correlation*)'dur.

3.3.3.1.Mutlak Farkların Toplamı (Sum of Absolute Difference)

İki görüntü bloğu arasındaki normalize edilmemiş, mutlak hatanın hesaplanmasını içeren mutlak farkların toplamı ile benzerlik ölçümü, denklem 3.2 kullanılarak gerçekleştirilir.

$$\text{SAD}=\frac{1}{MN}\sum_{j=1}^{N}\sum_{i=1}^{M}\left|T_{i,j}-R_{i,j}\right| \tag{3.2}$$

Denklemde M bloğun genişliğini, N bloğun uzunluğunu, $T_{i,j}$ ve $R_{i,j}$ ise karşılaştırılan hedef blok ve referans bloktaki piksellerin (i,j) yoğunluk değerlerini ifade eder (Bohs ve Trahey 1991; Chuang ve diğ. 2017). SAD algoritması NCC ve SSD algoritmaları ile karşılaştırıldığında düşük hesaplama yükü ile uygulamada işlem yükü açısından daha avantajlıdır (Korstanje ve diğ. 2009).

3.3.3.2.Kare Farklarının Toplamı (Sum Of Squared Difference)

t çerçevesindeki referans blok I_t ile $t+1$ çerçevesindeki hedef blok T arasındaki benzerlik, kare farkları esas alınarak, denklem 3.3 ile bulunur.

$$\text{SSD}_{(u,v)}=\sum_{x=0}^{n=1}\sum_{y=0}^{n=1}\left[I_t(x,y)-T_{t+1}(x+u,y+v)\right]^2 \tag{3.3}$$

(u,v) yer değiştirme vektörünün konum değerleri ve analizde araştırılan maksimum alan da (w) olduğunda, $-w \leq u,\ v \leq w$'dir. Bazı durumlarda belirli bir piksel değeri için eşleşme iyi değilken dahi, $\sum(I,T)$'nin korelasyon değerinin yüksek çıkması ya da araştırma alanının büyümesiyle hatanın büyümesi gibi problemler görülebilir. Diğer benzerlik ölçümü yöntemleri olan ortalama karesel hata ya da normalize çapraz korelasyon yöntemleri karşılaşılan zorlukları gidermek için kullanılabilir (Mohamed 2015; Yeung ve diğ. 1998; Korstanje ve diğ. 2009).

3.3.3.3.Ortalama Karesel Hata (Mean Square Error)

Ortalama karesel hata, ölçüm tahmininin kalitesini yani sonucun hata oranını hesaplamak için kullanılır. Bu hesaplama yapılırken, referans bloklar ile hedef bloklar arasındaki farkların karesi toplanarak, araştırma alanının boyutları ile ortalaması alınır. Buna göre ortalama karesel hata, denklem 3.4 ile ifade edilir.

$$\mathrm{MSE}(u,v) = \frac{1}{MN} \sum_{x=1}^{M} \sum_{y=1}^{N} [I(x,y) - T(u+x, v+y)]^2 \quad (3.4)$$

u, *v* yer değişimini gösterirken; *M*, *N* template boyutlarını ve *w* araştırma alanını ifade etmektedir. MSE, yer değiştirme vektörünün (*u,v*) pikselleri kadar her kayması için bir değer üretir. Başka bir tanımla, hedef araştırma alanında her pikseldeki yer değiştirme vektörü için MSE değeri hesaplanmaktadır. Ortalama karesel hatanın ya da farkın azalması bloklar arası eşleşme doğruluğunun güçlendiğini, farkın büyümesi ise eşleşme oranının zayıfladığını göstermektedir. Buna göre en küçük MSE değerini veren pikseller yer değiştirme vektörünün konumu olarak saptanır (Mohamed 2015; Revell ve diğ. 2004).

3.3.3.4.Normalize Çapraz Korelasyon (Normalised Cross Correlation)

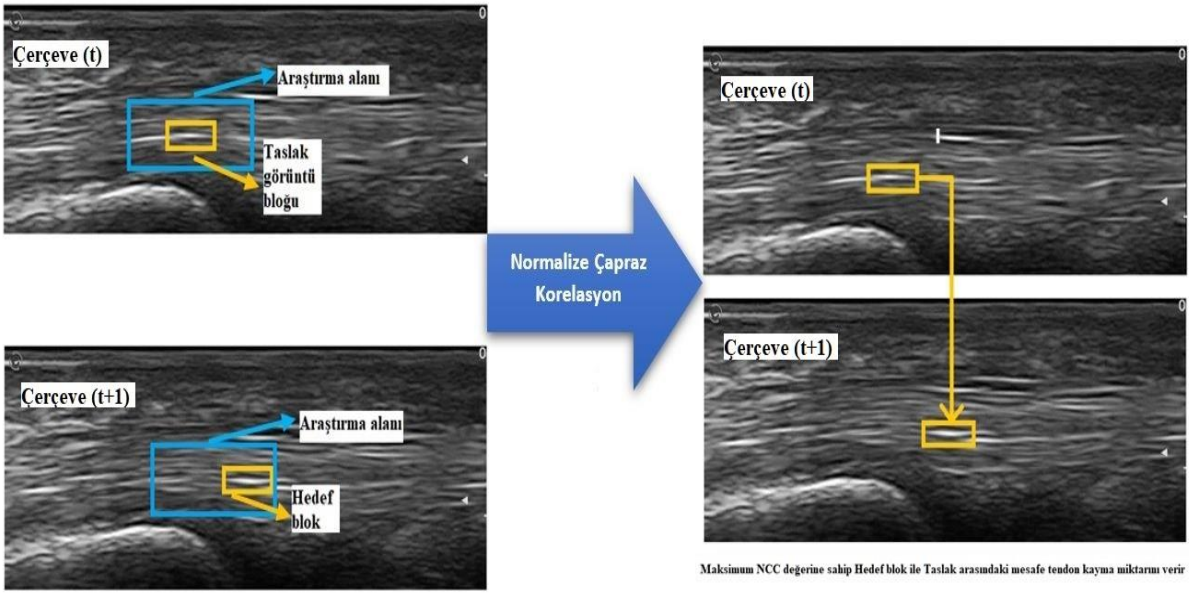
Benzerlik ölçümü yöntemlerinden sıklıkla tercih edilen bir başka yöntem de normalize çapraz korelasyon metodudur. NCC ile 2 boyutlu araştırma alanı (*I*) içerisinde referans (taslak) bloğun (*T*) görüntüsünün yeri belirlenir. Taslak, araştırma alanı üzerinde piksel piksel kaydırılarak, alan üzerindeki her yeni görüntü bloğu ile taslak arasındaki çapraz korelasyon değeri yani görüntülerin benzerliği hesaplanır. Diğer benzerlik ölçümü yöntemlerinden farklı olarak hesaplanan değerler normalize edilerek, referans ve hedef blokların korelasyon katsayıları üretilmiş olur (Mohamed 2015; Revell ve diğ. 2004). NCC, denklem 3.5 ile ifade edilir.

$$\mathrm{NCC}(u,v) = \frac{\sum_{x=1}^{M} \sum_{y-1}^{N} [I(x,y) - \bar{I}_{u,v}] \sum_{x=1}^{M} \sum_{y-1}^{N} [T(x-u,y-v) - \bar{T}]}{\left\{ \sum_{x=1}^{M} \sum_{y-1}^{N} [I(x,y) - \bar{I}_{u,v}]^2 \sum_{x=1}^{M} \sum_{y-1}^{N} [T(x-u,y-v) - \bar{T}]^2 \right\}^{1/2}} \quad (3.5)$$

Bu denklikte $M \times N$ referans taslağın boyutlarını ve $\bar{I}$, I'nın ortalama değerini, $\bar{T}$, T taslağının ortalama değerini ifade eder.

Blok eşleştirmesi için, w araştırma alanında T taslak bloğu u, v pikselleri kadar kaydırılır. Her yeni konumdaki blok ile taslak arasında NCC değeri saptanırken; $\bar{I}$ ve $\bar{T}$ değerleri tekrar hesaplandığı için NCC ile benzerlik ölçümünde işlem yükü çok fazlalaşmaktadır (Mohamed 2015). Bu yönüyle diğer yöntemlere göre kullanımı dezavantajlı olan NCC, gerçek zamanlı ölçümler için de elverişli değildir. Ancak hedef blok ile referans bloğa ait görüntülerin ortalama ve standart sapma değerlerinin de ölçüme dahil edilmesinden dolayı eşleştirme sonuçları daha yüksek doğrulukta olmaktadır (Korstanje ve diğ. 2009).

NCC değerleri normalize edilmiş sonuçları içerdiği için, değerler 0 ile 1 aralığındadır. 0 görüntüler arasında hiç eşleşme olmadığını, 1 ise tam eşleşmeyi simgeler (Korstanje ve diğ. 2010; Mohamed 2015).



Şekil 3.6: Normalize çapraz korelasyon ile benzerlik ölçümü diyagramı.

3.3.4. Toplam 2-Boyutlu Doku Yer Değiştirmesi

Toplam 2 boyutlu doku yer değiştirmesinin hesaplanmasını sağlayacak otomatik bir program ile ilgili literatürde farklı çalışmalar bulunmakta (Chuang ve diğ. 2017; Dilley ve diğ. 2001; Lee ve diğ. 2008; Korstanje ve diğ. 2010; Slane ve Thelen 2014; Stegman ve diğ. 2014) olup, yapılan araştırmaya ve sunulan hipoteze göre farklı algoritmalar geliştirilmiştir. Bu çalışmalardan yola çıkılarak, bu tez çalışmasında da parmak FDP tendonunun fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerindeki yer değiştirme miktarını saptamaya yönelik bir algoritma geliştirilmiştir. Geliştirilen algoritmanın işlem basamakları aşağıda verilmiş olup, algoritma ile sağlıklı gönüllülerden alınan B – mod dinamik ultrasonografi verileri analiz edilerek elde edilen sonuçlar tez metninin *Bulgular* kısmında sunulmuştur.

MATLAB programında geliştirilen algoritma ile öncelikle, analiz edilecek olan AVI formatındaki dinamik ultrasonografi verisi MATLAB'a yüklenerek, kendisini oluşturan görüntü çerçevelerine ayrılır. Klinikte kaydettiğimiz ultrasonografi verileri her gönüllü için iki farklı araştırmacı tarafından 5'er video dosyası halinde ve her dosya 2 siklus fleksiyon – ekstansiyon hareketini içerecek şekildedir. Dosya boyutlarını büyütmemek için tekrar eden tüm kayıtlar aynı dosyada kaydedilmeyip, kayıt esnasındaki iş yükünü de arttırmamak için 2'şer sikluslu 5 ayrı kayıt dosyası oluşturulmuştur.

Her bir ultrasonografi verisi, MATLAB ara yüzünde araştırmacı tarafından izlenerek, her fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin başlangıç ve bitiş anı tespit edilir ve bu bilgiler çalışan programda işlenir. Başlangıç ve bitiş anları belli olan hareket sürecinde yer alan çerçeveler diğerlerinden ayrılarak analiz süreci başlamış olur.
Hareketi içeren çerçeve serisinin ilki, üzerinde 40 × 20 pix boyutlarındaki bir blok ile kullanıcıya sunulur. Kullanıcı bu bloğu manuel olarak takibinin yapılmasını istediği tendonun üzerine sürükleyerek, bloğun konumuna ait koordinat verilerini programa tanıtır ve bu noktada programın kullanıcıdan istediği bilgiler sonlanmış olur.

Taslak bloğu (kernel) kaydeden program, sürece dahil olan diğer çerçeveler içinde sırası ile görüntü işleme analizini başlatır. İlk olarak başlangıç çerçevesinden hemen sonraki çerçeve üzerinde, 96 × 23 pix boyutlarındaki ROI bloğu birinci çerçevedeki taslağın bulunduğu koordinatlar merkeze alınarak yerleştirilir. İkinci çerçeve üzerindeki bu araştırma alanı taslak ile aynı boyutlardaki kesişmeli 10 (5 × 2) bloğa ayrılır. Taslak bloğu (referans blok), bu 10 bloktan her biri ile tek tek karşılaştırılarak aralarındaki benzerlik değeri NCC hesaplanarak ölçülür. Belli bir eşik değere göre iki blok arasındaki benzerlik oranı değerlendirilir. Literatürde validasyonu yapılmış bir değer olarak genellikle 0.7 eşik değeri kullanılmış olup (Korstanje ve diğ. 2010) bu tez çalışmasında eşik değer olarak 0.8 tercih edilmiştir. Elde edilen NCC benzerlik matrislerinde 0.8'in altındaki değerler benzer kabul etmek için yeterli olmadığından sıfıra eşitlenir, 0.8 ve üzeri değerler ise aynı şekilde korunarak işleme dahil edilir. 0.8 ve üzeri değerler ne kadar çoksa ve 1'e ne kadar yakınsa o konumda, aranan taslağın olma ihtimali o kadar yüksektir. Yani taslak bloktaki referans görüntü yer değişimiyle bir sonraki çerçevede ilgili blokta bulunmuş olur.

Taslak ile yeni konumda tespit edilen blok arasındaki uzaklık tendonun yer değiştirme miktarı olarak bir matrise kaydedilir. Araştırılan çerçevede tespit edilen blok yeni taslak olarak program tarafından kaydedilir ve konumu da bir sonraki çerçevede ROI alanını belirlemek için taslak koordinatları olarak belirlenir. İlk analizdeki tüm işlemler sırasıyla tekrar edilerek ve her çerçeve değişiminde maksimum benzerlik gösteren bloğu taslak olarak güncelleyerek analiz süreci devam eder. En son, elde edilen tüm çerçeveler arası tendon kayma miktarları toplanarak, algoritma aracılığıyla toplam 2 boyutlu tendon yer değiştirme miktarı piksel cinsinden ölçülmüş olur. Ölçüm sonuçları, araştırmada kullanılan ultrasonografi verilerinin piksel / mm oranı olan 0.031 katsayısı ile çarpılarak mm cinsinden elde edilir.

3.4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Elde edilen sonuçlardan, her 5 ölçüme ait tendon kayma miktarı değerlerinden maksimum ve minimum olanlar çıkarılarak, kalan 3 ölçüm sonucu analize dahil

edilmiştir. Bu sonuçların istatistiksel analizi SPSS programı (Versiyon 21.0; SPSS, Chicago, IL; USA) kullanılarak değerlendirildi. İstatistiksel anlamlılık seviyesi 0.05 olarak belirlendi ve değerlendirme bu değere göre gerçekleştirildi. Sonuçların normal dağılıp dağılmadığı Shapiro – Wilk testi ile incelendi. Normal dağılım testinde verinin istatistiksel olarak anlamlı çıktığı belirlendi (p<0.05). Bu nedenle nonparametrik test tercih edildi. Ancak burada iki farklı inceleme söz konusudur. Birincisi aynı gönüllünün verilerinin kendi içinde kıyaslanması (intercomparison), ikincisi ise diğer gönüllülerin birbiriyle kıyaslanması (intracomparison) durumudur. Aynı gönüllünün verilerinin kendi içinde kıyaslanması durumu için Wilcoxon testi kullanıldı. Diğer gönüllülerin birbiriyle kıyaslanması için Kruskal – Wallis testi kullanıldı. Kruskal – Wallis testinde istatistiksel anlamlılık bulunması durumunda posthoc testi olarak Mann Whitney U testi kullanıldı ve Bonferroni düzeltmesi uygulandı.

4. BULGULAR

4.1. 2 – BOYUTLU TENDON YER DEĞİŞTİRMESİ

Sekiz sağlıklı gönüllüden pasif olarak DİF ekleminden 0° ile maksimum fleksiyon açısı hareket aralığındaki tendon kayma miktarları ölçülmüştür. Gönüllülere ait cinsiyet, yaş, vücut-kitle indeksi ve maksimum fleksiyondaki eklem açısı değerleri tablo 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4.1: Çalışmaya katılan gönüllülere ait veriler (K: Kadın, E: Erkek).

Gönüllü no	Cinsiyet	Yaş	Vücut kitli indeksi	Eklem Açısı (Maksimum Fleksiyon)
Gönüllü 1	K	25	23.99	60°
Gönüllü 2	K	29	18.91	75°
Gönüllü 3	E	25	22.34	70°
Gönüllü 4	K	27	19.20	70°
Gönüllü 5	K	29	18.94	70°
Gönüllü 6	K	26	26.08	70°
Gönüllü 7	K	22	23.51	75°
Gönüllü 8	K	28	28.60	75°

Sağlıklı gönüllülerden alınan ultrasonografi görüntülerinin analizi ile elde edilen FDP tendonu yer değiştirme sonuçları aşağıdaki tablolarda (tablo 4.2 – 4.9) yer almaktadır. Her tablodaki değer farklı bir gönüllüye ait olup, tablolardaki Protokol 1 (P1) nolu 3 veri bir hekim tarafından, protokol 2 (P2) nolu 3 veri ise diğer hekim tarafından kaydedilmiştir. Tablolarda yer alan fleksiyon ve ekstansiyon başlıkları sırasıyla, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerindeki yer değiştirmeyi ifade etmektedir. Her dinamik ultrasonografi kaydı 2 siklus fleksiyon – ekstansiyon hareketini içerdiği için her kayda ait 2'şer fleksiyon – ekstansiyon değeri hesaplanmıştır. Aşağıdaki tablolarda yer alan değerlere göre çalışmaya katılan sağlıklı kişilerin FDP tendonu yer değiştirme miktarları fleksiyonda 5.22 – 12.42 mm, ekstansiyonda ise 5.83 – 12.86 mm aralığında ölçülmüştür.

Tablo 4.2: 1. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları (P1: Protokol 1, P2: Protokol 2).

Kayıt No	1.Fleksiyon (mm)	1.Ekstansiyon (mm)	2.Fleksiyon (mm)	2.Ekstansiyon (mm)
P1-1	12.41	10.82	11.12	9.14
P1-2	11.96	10.66	9.69	8.90
P1-3	10.25	9.91	10.26	8.14
P2-1	8.67	5.84	5.96	7.27
P2-2	7.83	8.51	7.92	8.11
P2-3	7.52	8.06	7.08	9.45

Tablo 4.3: 2. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları (P1: Protokol 1, P2: Protokol 2).

Kayıt No	1.Fleksiyon (mm)	1.Ekstansiyon (mm)	2.Fleksiyon (mm)	2.Ekstansiyon (mm)
P1-1	6.46	7.73	6.37	12.34
P1-2	7.52	6.71	7.54	8.92
P1-3	5.22	8.77	5.47	9.29
P2-1	9.28	5.83	7.20	8.11
P2-2	8.14	8.08	6.02	8.82
P2-3	8.70	7.18	9.20	8.64

Tablo 4.4: 3. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları (P1: Protokol 1, P2: Protokol 2)

Kayıt No	1.Fleksiyon (mm)	1.Ekstansiyon (mm)	2.Fleksiyon (mm)	2.Ekstansiyon (mm)
P1-1	10.94	11.69	11.87	9.96
P1-2	11.43	12.55	10.48	12.59
P1-3	10.56	10.90	12.24	11.25
P2-1	12.25	10.41	9.76	9.49
P2-2	7.58	12.23	11.22	11.87
P2-3	7.20	9.38	11.43	8.32

Tablo 4.5: 4. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları (P1: Protokol 1, P2: Protokol 2).

Kayıt No	1.Fleksiyon (mm)	1.Ekstansiyon (mm)	2.Fleksiyon (mm)	2.Ekstansiyon (mm)
P1-1	7.73	10.44	9.69	9.26
P1-2	7.56	10.56	9.48	10.25
P1-3	9.32	9.45	8.82	9.57
P2-1	10.16	12.74	10.69	10.87
P2-2	10.19	11.06	8.51	11.12
P2-3	9.45	11.14	10.57	12.12

Tablo 4.6: 5. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları (P1: Protokol 1, P2: Protokol 2).

Kayıt No	1.Fleksiyon (mm)	1.Ekstansiyon (mm)	2.Fleksiyon (mm)	2.Ekstansiyon (mm)
P1-1	9.76	9.38	9.01	8.30
P1-2	9.72	11.19	8.64	8.40
P1-3	10.01	11.31	8.88	8.17
P2-1	11.93	11.00	8.83	10.45
P2-2	10.69	9.47	9.64	11.69
P2-3	11.96	10.47	8.82	11.50

Tablo 4.7: 6. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları (P1: Protokol 1, P2: Protokol 2).

Kayıt No	1.Fleksiyon (mm)	1.Ekstansiyon (mm)	2.Fleksiyon (mm)	2.Ekstansiyon (mm)
P1-1	11.62	7.89	11.37	10.07
P1-2	12.42	9.82	10.77	10.12
P1-3	11.37	9.26	10.44	11.31
P2-1	8.73	9.69	7.83	8.45
P2-2	7.72	8.97	6.77	7.36
P2-3	10.72	9.38	8.64	8.14

Tablo 4.8: 7. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları (P1: Protokol 1, P2: Protokol 2)

Kayıt No	1.Fleksiyon (mm)	1.Ekstansiyon (mm)	2.Fleksiyon (mm)	2.Ekstansiyon (mm)
P1-1	9.44	11.03	9.51	9.41
P1-2	9.79	11.79	8.82	8.76
P1-3	9.94	11.97	10.15	7.96
P2-1	5.77	10.31	7.48	12.86
P2-2	11.81	8.76	7.08	8.84
P2-3	8.92	10.81	7.95	10.40

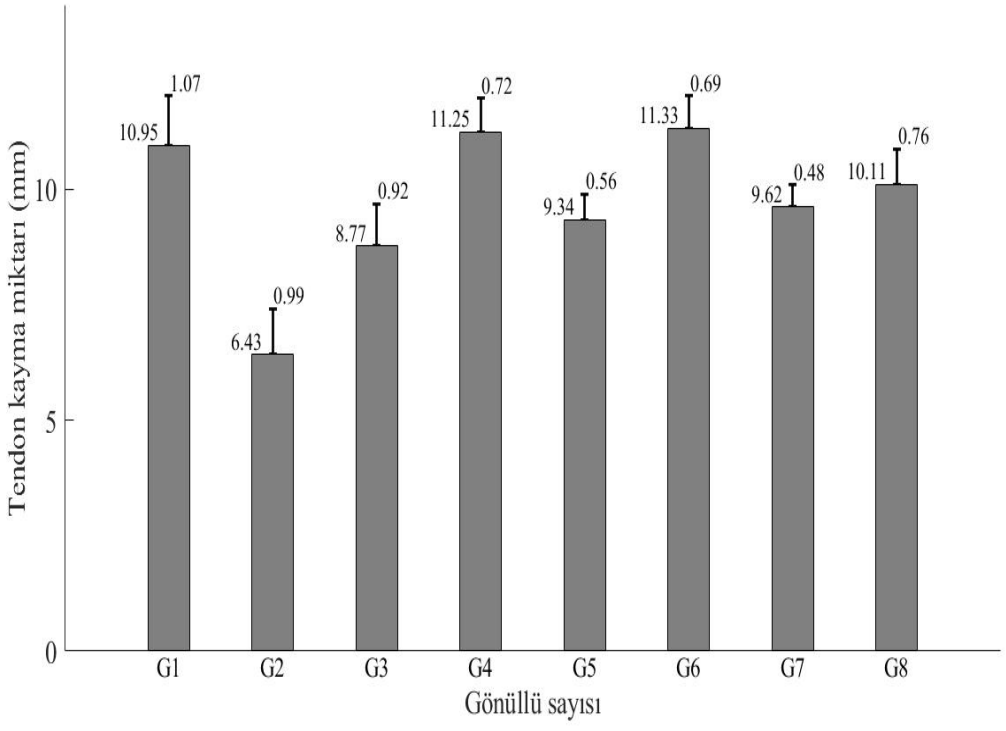
Tablo 4.9: 8. Gönüllüye ait tendon yer değiştirme miktarları (P1: Protokol 1, P2: Protokol 2).

Kayıt No	1.Fleksiyon (mm)	1.Ekstansiyon (mm)	2.Fleksiyon (mm)	2.Ekstansiyon (mm)
P1-1	10.50	9.23	10.13	9.88
P1-2	10.13	12.31	11.00	8.08
P1-3	10.20	9.59	8.72	5.96
P2-1	9.36	9.19	7.67	7.71
P2-2	8.45	6.78	8.57	8.83
P2-3	12.31	8.76	8.57	8.26

4.2. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

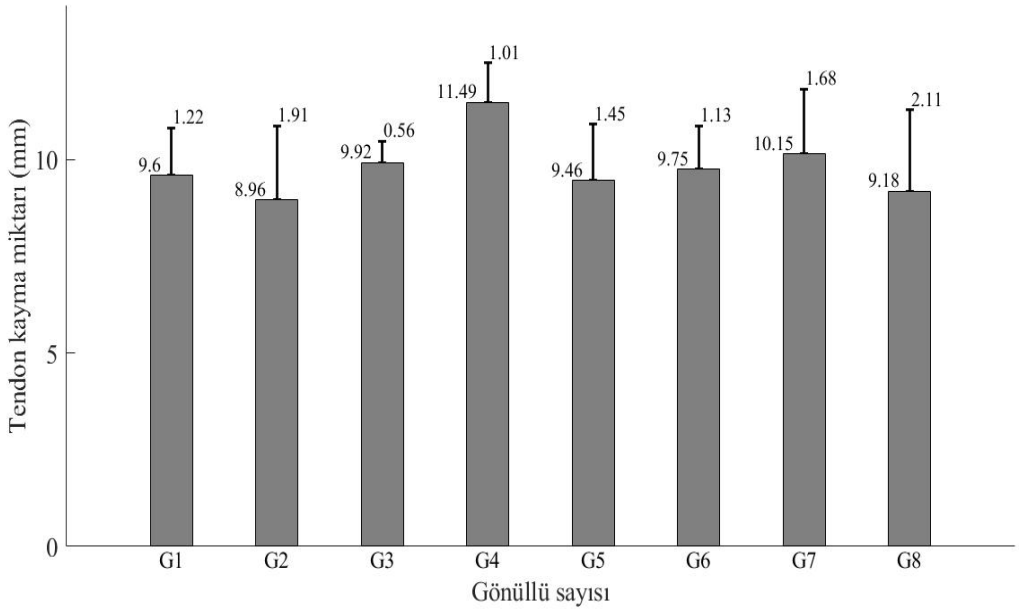
Bu çalışmada ölçülen tendon yer değiştirmesi değerlerinin istatistiksel analizi yapıldığında, aşağıda sunulan grafikler elde edilmiştir. Grafiklerdeki G1, G2, G3, G4, G5, G6, G7, G8 değerleri gönüllü katılımcıların numarasını ifade etmekte olup, sırasıyla gönüllü 1, gönüllü 2, gönüllü 3, gönüllü 4, gönüllü 5, gönüllü 6, gönüllü 7, gönüllü 8 ifadelerine karşılık gelmektedirler.

Şekil 4.1'de verilen grafik, sekiz gönüllünün her birinden protokol 1 ile kaydedilen ikişer fleksiyon değerlerinden elde edilmiştir. Her gönüllüye ait protokol 1 ölçümünde iki sikluslu üç fleksiyon kaydı mevcuttur. Grafikte her gönüllü için verilen bir sütun, bu üç fleksiyon kaydının birinci ölçümlerindeki ve ikinci ölçümlerindeki tendon kayma miktarlarının ortalama ve standart sapma değerlerini göstermektedir.



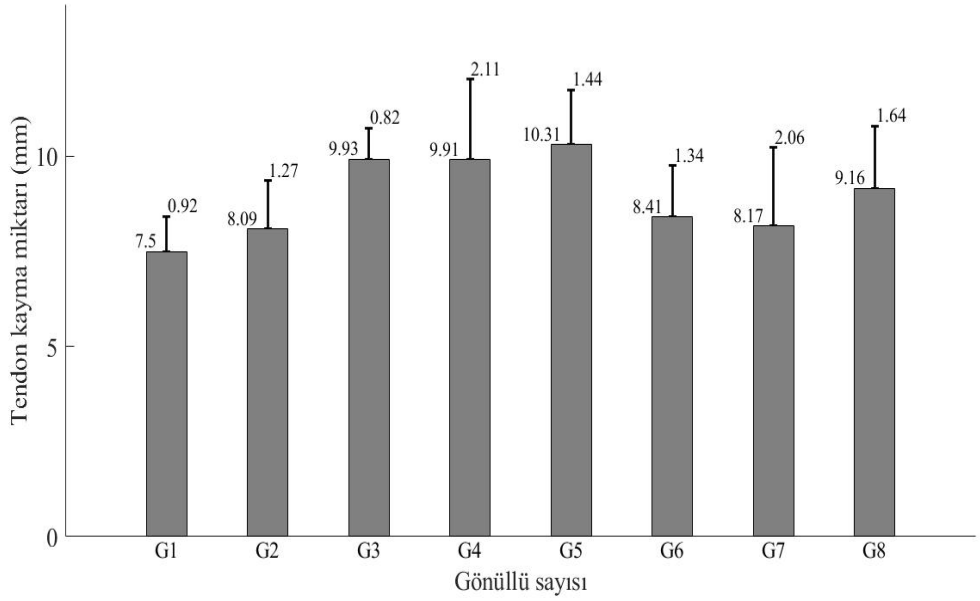
Şekil 4.1: Protokol 1 ile kaydedilen fleksiyon hareketlerindeki tendon kayma verileri (G1: 1. Gönüllü, G2: 2. Gönüllü, G3: 3. Gönüllü, G4: 4. Gönüllü, G5: 5. Gönüllü, G6: 6. Gönüllü, G7: 7. Gönüllü, G8: 8. Gönüllü).

Şekil 4.2'de sunulan grafik, sekiz gönüllünün her birinden protokol 1 ile kaydedilen ikişer ekstansiyon değerlerinden elde edilmiştir. Her gönüllüye ait protokol 1 ölçümünde iki sikluslu üç ekstansiyon kaydı mevcuttur. Grafikte her gönüllü için verilen bir sütun, bu üç ekstansiyon kaydının birinci ölçümlerindeki ve ikinci ölçümlerindeki tendon kayma miktarlarının ortalama ve standart sapma değerlerini göstermektedir.



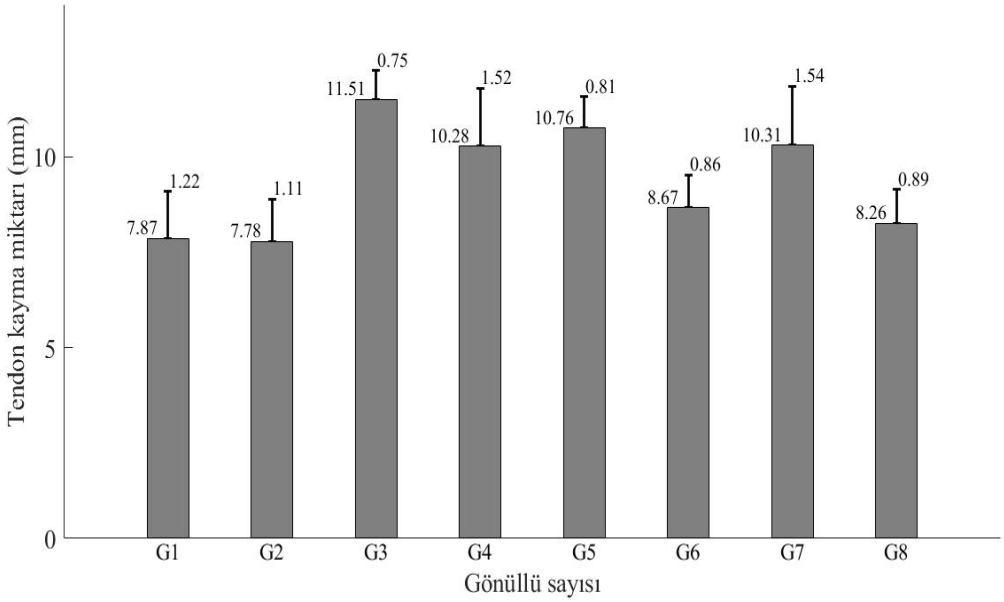
Şekil 4.2: Protokol 1 ile kaydedilen ekstansiyon hareketlerindeki tendon kayma verileri (G1: 1. Gönüllü, G2: 2. Gönüllü, G3: 3. Gönüllü, G4: 4. Gönüllü, G5: 5. Gönüllü, G6: 6. Gönüllü, G7: 7. Gönüllü, G8: 8. Gönüllü).

Şekil 4.3'te verilen grafik, sekiz gönüllünün her birinden protokol 2 ile kaydedilen ikişer fleksiyon değerini göstermektedir. Her gönüllüye ait protokol 2 ölçümünde iki sikluslu üç fleksiyon kaydı mevcuttur. Grafikte her gönüllü için verilen bir sütun, bu üç fleksiyon kaydının birinci ölçümlerindeki ve ikinci ölçümlerindeki tendon kayma miktarlarının ortalama ve standart sapma değerlerini göstermektedir.



Şekil 4.3: Protokol 2 ile kaydedilen fleksiyon hareketlerindeki tendon kayma verileri (G1: 1. Gönüllü, G2: 2. Gönüllü, G3: 3. Gönüllü, G4: 4. Gönüllü, G5: 5. Gönüllü, G6: 6. Gönüllü, G7: 7. Gönüllü, G8: 8. Gönüllü).

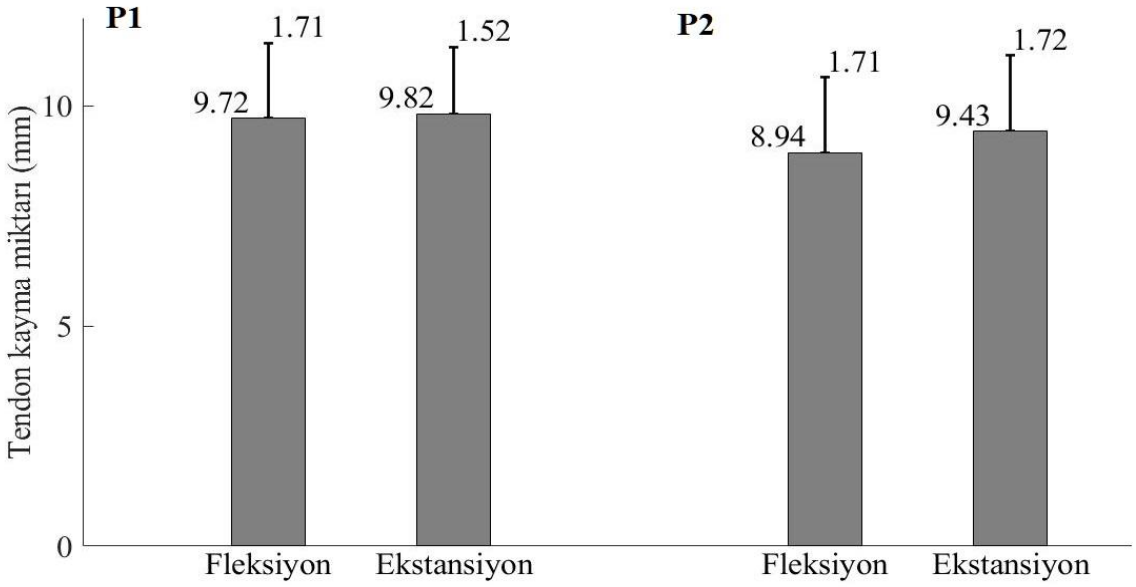
Şekil 4.4'te verilen grafik, sekiz gönüllünün her birinden protokol 2 ile kaydedilen ikişer ekstansiyon değerinden elde edilmiştir. Her gönüllüye ait protokol 2 ölçümünde iki sikluslu üç ekstansiyon kaydı mevcuttur. Grafikte her gönüllü için verilen bir sütun, bu üç ekstansiyon kaydının birinci ölçümlerindeki ve ikinci ölçümlerindeki tendon kayma miktarlarının ortalama ve standart sapma değerlerini göstermektedir.



Şekil 4.4: Protokol 2 ile kaydedilen ekstansiyon hareketlerindeki tendon kayma verileri (G1: 1. Gönüllü, G2: 2. Gönüllü, G3: 3. Gönüllü, G4: 4. Gönüllü, G5: 5. Gönüllü, G6: 6. Gönüllü, G7: 7. Gönüllü, G8: 8. Gönüllü)

Şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4'te verilen grafiklere göre; protokol 1 ve protokol 2 ile yapılan ölçümlerde tendon kayma miktarlarının hem fleksiyon hem de ekstansiyon hareketlerine ait değerleri her durumda sekiz gönüllünün en az ikisi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Bu da göstermektedir ki, geliştirilen algoritma kişi değişikliğinden kaynaklanan farklılığı tespit edebilmekte ve elde edilen sonuçlar kişilere göre değişmektedir.

Şekil 4.5'te verilen grafik, sekiz gönüllünün tamamından protokol 1 ve 2 ile kaydedilen ikişer fleksiyon ve ekstansiyon değerlerinin ortalamalarından elde edilmiştir. İlk iki sütunda protokol 1, son iki sütunda ise protokol 2 ölçümüne ait verilerin ortalama ve standart sapma değerleri sunulmuştur. Bu verilere göre, protokol 1 ve protokol 2 ile yapılan tüm katılımcıların fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin bütün ölçümlerinde tendon kayma miktarlarının ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Dolayısıyla, ölçüm sonuçları ultrasonografik tendon görüntülerini kaydeden hekimin ultrasonografi ölçüm deneyiminden bağımsız olarak bulunmuştur. Hekimin görüntü kaydı tecrübesi ölçüm sonucunu etkilememektedir.



Şekil 4.5: Protokol 1 ve 2 ile kaydedilen tüm verilerin karşılaştırılması (P1: Protokol 1, P2: Protokol 2).

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Tendon dokusunun parlak, beyaz bir görünümde olması ve dinamik ultrasonografi görüntüsünün hızlı değişmesi, net görüntünün kaybolması gibi nedenlerden dolayı tendon hareketlerinin görüntü analizi ile sayısallaştırılması güç bir çalışmadır. Ancak, çeşitli matematiksel yöntemler kullanılarak güçlü benzerlik ölçümü algoritmaları geliştirilerek bu kısıtların etkisi azaltılmaya çalışılmaktadır. Yine de tam anlamıyla gerçek tendon yer değiştirme miktarını algoritma aracılığıyla tespit etmek mümkün değildir. Yapılan tüm çalışmalar gerçek değere en yakın kestirime ulaşmayı hedeflemektedir (Korstanje ve diğ. 2010; Mohamed 2015; Stegman ve diğ. 2014; Chuang ve diğ. 2017).

Bu çalışmada, literatürde bulunan farklı araştırmalardaki yöntemler sentezlenerek yeni bir görüntü işleme yöntemiyle tendon hareketi analiz algoritması geliştirilmiştir. Bu algoritma ile analizi gerçekleştirilen normal verilerden elde edilen sonuçlara göre katılımcılar arası fleksiyon ve ekstansiyon değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermiştir. Çalışma öncesinde sağlıklı kişilerin tendon kayma miktarlarının birbirine yakın değerler olması beklenmekteydi. Geliştirilen algoritma ile elde edilen sonuçların ortalamaları birbirinden çok farklı değerler olmamakla beraber, kişiler arası istatistiksel farklılığın görülmesi algoritmanın farklı kişiler için farklı sonuçlar verdiğini, yani farklı kişileri ayırt edebildiğini göstermektedir. Ancak çalışmada sadece sekiz sağlıklı gönüllüye ait verinin kullanılmış olması çalışmanın kısıtlarındandır. Daha fazla veri ile yapılan bir çalışmadan daha objektif sonuçlar elde edilebilir.

Şekil 4.5'te sunulan, protokol 1 ve protokol 2 ölçümlerine ait tüm katılımcıların verilerinin ortalamasını gösteren grafiğe göre iki protokol arasında istatiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Bu durum, sonuçların ölçüm yapandan bağımsız olduğunu, hekim deneyiminin sonuca belirgin bir etkisinin olmadığını gösterir.

Çalışmanın bir başka kısıtı ise dinamik ultrasonografi görüntülerinin kaydedilmesinde kullanılan ultrasonografi cihazının saniyede kaydettiği çerçeve sayısının literatürdeki değerlerden düşük olmasıdır. Literatürdeki araştırmalarda kullanılan ultrasonografi verilerin çerçeve / saniye oranı, genellikle 120, 70, 30 fps (Korstanje ve diğ. 2010; Yoshii ve diğ. 2009; Chuang ve diğ. 2017) gibi değerlere sahip olup, fps değeri arttıkça tendon hareketi takip edilirken bilgi kaybı olma ihtimali düşer. Ama çalışmamızda kullandığımız veriler 20 fps değerine sahip olup literatür verilerine göre düşüktür ve tendon takibinde bilgi kaybı ihtimali

yüksektir. Diğer bir kısıt ise, çalışmaya katılan gönüllülerin, operasyon gerektiren, manuel olarak ölçülmüş FDP tendon kayma miktarı değerlerinin bulunmamasıdır. Literatürde, kadavraya ait tendon kayması değerleri ile in vivo dokuya ait ultrasonografi görüntüsünün algoritmayla analizinden edinilen tendon kayması değerlerinin beraber sunulduğu çalışmalar mevcuttur. Ancak in vitro ve in vivo sonuçların doğrudan karşılaştırılmasında da in vivo tendon hareketinin daha düzensiz bir hareket deseni oluşturması zorluğu vardır (Korstanje ve diğ. 2010).

Çalışmanın kısıtlarına rağmen istatistiksel analiz sonuçları, geliştirilen algoritmanın FDP tendonunun hareket takibinde başarılı olduğunu göstermektedir. Dolayısıyla bu algoritma, FDP tendon yaralanması olan hastalarda en uygun tedaviye karar verilmesi ve iyileşmenin objektif olarak değerlendirilmesinde hekimlere yarar sağlayacak özelliktedir.

KAYNAKLAR

An, K.-N., 2007, Tendon excursion and gliding: Clinical impacts from humble concepts, *Journal of biomechanics*, 40(4), 713–718.

Angermann, P. ve Lohmann, M., 1993, Injuries to the hand and wrist. A study of 50, 272 injuries, *Journal of hand surgery*, 18B, 642–644.

Beach, Z.M., Gittings, D.J. ve Soslowsky, L.J., 2017, *Tendon biomechanics*, Muscle and tendon injuries, In: Canata, G.L., D'Hooghe ve P., Hunt, K.J. (eds), 2, Springer, Berlin, Heidelberg, ISBN: 978-3-662-54183-8, 15–22.

Benjamin, M., Kaiser, E. ve Milz, S., 2008, Structure - function relationships in tendons: A review, *Journal of anatomy*, 212 (3), 211–228.

Benjamin, M. ve Ralphs, J.R., 1997, Tendon and ligaments - An overview, *Histology and histopathology*, 12, 1135–1144.

Bohs, L.N., Geiman, B.J., Anderson, M.E., Gebhart, S.C. ve Trahey, G.E., 2000, Speckle tracking for multi-dimensional flow estimation, *Ultrasonics*, 38, 369–375.

Bohs, L.N. ve Trahey, G.E., 1991, A novel method for angle independent ultrasonic imaging of blood flow and tissue motion, *IEEE transactions on biomedical engineering*, 38 (3), 280–286.

Buyruk, H.M., Holland, W.P.J., Snijders, C.J., Lameris, J.S., Hoorn, E., Stoeckart, R. ve Stam, H.J., 1998, Tendon excursion measurements with colour Doppler imaging, *Journal of hand surgery*, 23B (3), 350–353.

Chan, V. ve Perlas, A., 2011, *Basics of ultrasound imaging.* Atlas of Ultrasound-Guided Procedures in Interventional Pain Management, In: Narouze, S.M. (ed), Springer-Verlag, New York, eBook ISBN: 978-1-4419-1681-5, 13–19.

Chuang, B.-I., Hsu, J.-H., Kuo, L.-C., Jou, I.-M., Su, F.-C. ve Sun, Y.-N., 2017, Tendon-motion tracking in an ultrasound image sequence using optical-flow-based block matching, *BioMedical Engineering OnLine*, 16, 47.

Cıgalı, B.S., Buyruk, H.M., Snijders, C.J., Lameris, J.S., Holland, W.P.J., Mesut, R. ve Stam, H.J., 1996, Measurement of tendon excursion velocity with colour Doppler imaging : a preliminary study on flexor pollicis longus muscle, *European journal of radiology*, 23, 217–221.

Cuevas, E., Zaldivar, D., Cisneros, M.P., Sossa, H. ve Osuna, V., 2013, Block matching algorithm for motion estimation based on Artificial Bee Colony (ABC), *Applied soft computing journal*, 13 (6), 3047–3059.

D'hooge, J., 2008, Principles and different techniques for speckle tracking, *Myocardial imaging: Tissue Doppler and speckle tracking*, In: Marwick, T.H., Yu, C.-M. ve Sun, J.P. (eds), Wiley-Blackwell, ISBN: 9781405161138, 17–25.

Davies, E.L., 2014, *Reliability of crural fascia and Achilles tendon excursion using ultrasound imaging : A pilot study*, Thesis (Master), Unitec Institute of Technology.

Dilley, A., Greening, J., Lynn, B., Leary, R. ve Morris, V., 2001, The use of cross-correlation analysis between high-frequency ultrasound images to measure longitudinal median nerve movement, *Ultrasound in medicine & biology*, 27 (9), 1211–1218.

Diwakar, M. ve Kumar, M., 2018, A review on CT image noise and its denoising, *Biomedical signal processing and control*, 42, 73–88.

Doesburg, M.H.V., Yoshii, Y., Henderson, J., Villarraga, H.R., Moran, S.L. ve Amadio, P.C., 2012, Speckle-tracking sonographic assessment of longitudinal motion of the flexor tendon and subsynovial tissue in carpal tunnel syndrome, *Journal of ultrasound in medicine*, 31, 1091–1098.

Dougherty, G., 2009, *Digital image processing for medical applications*, Cambridge University Press, Cambridge, ISBN: 978-0-521-86085-7.

Garcia, D., Lantelme, P. ve Saloux, E., 2018, *Introduction to speckle tracking in cardiac ultrasound imaging*, Handbook of speckle filtering and tracking in cardiovascular ultrasound imaging and video, In: Loizou, C.P., Pattichis, C.S. ve D'hooge, J. (eds), Chapter 26, The Institution of Engineering and Techology, e-ISBN: 9781785612916, 571–598.

Geiman, B., Bohs, L., Czenszak, S., Anderson, M. Ve Trahey, G., 1996, Initial experimental results using ensemble for 2D vector velocity measurement, *IEEE ultrasonic symposium*, 1996, 1241–1244.

Giesen, T., Calcagni, M. ve Elliot, D., 2017, Primary flexor tendon repair with early active motion: Experience in Europe. *Hand clinics*, 33(3), 465–472.

Haidekker, M.A., 2011, *Advanced biomedical image analysis*, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, ISBN: 978-0-470-62458-6.

Hamill, J., Knutzen, K.M. ve Derrick, T.R., 2015, *Biomechanical basis of human movement*, 4. baskı, Lippincott Williams & Wilkins, ISBN: 978-1-4511-7730-5.

Hess, G.P., Cappiello, W.L., Poole R.M. ve Hunter, S.C., 1989, Prevention and treatment of overuse tendon injuries, *Sports medicine*, 8(6), 371–384.

Hough, A.D., Moore, A.P. ve Jones, M.P., 2000b, Measuring longitudinal nerve motion using ultrasonography, *Manual Therapy*, 5(3), 173–180.

Hough, A.D., Moore, A.P. ve Jones, M.P., 2000a, Peripheral nerve motion measurement with spectral Doppler sonography: A reliability study, *Journal of hand surgery*, 25B(6), 585–589.

Hsiao, P.-C., Yang, S.-Y., Ho, C.-H., Chou, W. ve Lu, S.-R., 2014, The benefit of early rehabilitation following tendon repair of the hand : A population-based claims database analysis, *Journal of hand Therapy*, xxx, 1–6.

Kelly, E., 2011, An analysis of Extensor Pollicis Brevis tendon excursion in different wrist positions in normal healthy subjects, Thesis (Master), *Auckland University of Technology*.

Kelly, E., Ellis, R. ve Hing, W., 2018, Ultrasound assessment of extensor pollicis brevis tendon excursion in different wrist positions in healthy people. *Journal of hand therapy*, 1–6.

Korstanje, J.-W.H., Selles, R.W., Stam, H.J. ve Hovius, S.E.R., 2009, Dedicated ultrasound speckle tracking to study tendon displacement, Proc. SPIE 7265, *Medical imaging 2009:Ultrasonic imaging and signal processing*, 2009, Lake Buena Vista, Florida, United States.

Korstanje, J.-W.H., Soeters, J.N.M., Schreuders, T.A.R., Amadio, P.C., Hovius, S.E.R., Stam, H.J. ve Seles, R.W., 2012, Ultrasonographic assessment of flexor tendon mobilization: Effect of different protocols on tendon excursion, *The journal of bone and joint surgery*, 94A(5), 394–402.

Korstanje, J.W.H., Selles, R.W., Stam, H.J., Hovius, S.E.R. ve Bosch, J.G., 2010, Development and validation of ultrasound speckle tracking to quantify tendon displacement, *Journal of biomechanics*, 43(7), 1373–1379.

Lapegue, F., Andre, A., Brun, C., Bakouche, S., Chiavassa, H., Sans, N. Ve Faruch, M., 2015. Traumatic flexor tendon injuries, *Diagnostic and interventional imaging*, 96, 1279–1292.

Lee, S.S.M., Lewis, G.S. ve Piazza, S.J., 2008, An algorithm for automated analysis of ultrasound images to measure tendon excursion in vivo, *Journal of applied biomechanics*, 24, 75–82.

Lisle, D.A., 2012, Introduction to medical imaging, *Imaging for students*, Chapter 1, Hodder Arnold, London.

Magnusson, S.P., Hansen, P. ve Kjær, M., 2003, Tendon properties in relation to muscular activity and physical training, *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 13, 211–223.

Mohamed, A.S.A., 2015, *Automated speckle tracking in ultrasound images of tendon movements, Thesis (PhD),* School of Computing, Science and Engineering University of Salford.

Mohamed, A.S.A., Ritchings, T. ve Pearson, S.J., 2014, Automated speckle tracking in ultrasound images of tendon movements, *International conference of global network for innovative technology*, 2014, TUT-USM Technology Collaboration Centre, Penang, Malaysia.

Momeni, A., Grauel, E. ve Chang, J., 2010. Complications after flexor tendon injuries, *Hand clinics*, 26(2), 179–189.

Ofer, N., Akselrod, S., Nyska, M., Werner, M., Glaser, E. ve Shabat, S., 2004, Motion-based tendon diagnosis using sequence processing of ultrasound images, *Journal of orthopaedic Research*, 22(6), 1296–1302.

Oh, S., Belohlavek, M., Zhao, C., Osamura, N., Zobitz, M.E., An, K.-N. Ve Amadio P.C., 2007, Detection of differential gliding characteristics of the flexor digitorum superficialis tendon and subsynovial connective tissue using color Doppler sonographic imaging., *Journal of ultrasound in medicine*, 26, 149–155.

Peterson, J.J. ve Bancroft, L.W., 2006, Injuries of the fingers and thumb in the athlete, *Clinics in sports medicine*, 25(3), 527–542.

Revell, J.D., Mirmehdi, M. ve McNally, D.S., 2004, Musculoskeletal motion flow fields using hierarchical variable-sized block matching in ultrasonographic video sequences, *Journal of biomechanics*, 37, 511–522.

Rosberg, H.E., Carlsson, K.S., Höjgard, S., Lundborg, G. ve Dahlın, L.B., 2003, What determines the costs of repair and rehabilitation of flexor tendon injuries in zone II? A multiple regression analysis of data from Southern Sweden, *Journal of hand surgery*, 28B, 106–112.

Rust, P.A. ve Eckersley, R., 2008. (iii) Twenty questions on tendon injuries in the hand, *Current orthopaedics*, 22, 17–24.

Sharma, P. ve Maffulli, N., 2006. Biology of tendon injury: healing, modeling and remodeling, *Journal of musculoskeletal neuronal interactions*, 6(2), ss.181–190.

Sharma, P. ve Maffulli, N., 2005, Tendon injury and tendinopathy, *The journal of bone & joint surgery*, 87(1), 187–202.

Slane, L.C. ve Thelen, D.G., 2014, The use of 2D ultrasound elastography for measuring tendon motion and strain, *Journal of biomechanics*, 47(3), 750–754.

Smith, J. ve Finnoff, J.T., 2009a, Diagnostic and interventional musculoskeletal ultrasound: Part 1. Fundamentals, *American academy of physical medicine and rehabilitation*, 1(1), 64–75.

Smith, J. ve Finnoff, J.T., 2009b, Diagnostic and interventional musculoskeletal ultrasound: Part 2. clinical applications, *American academy of physical medicine and rehabilitation*, 1(2), 162–177.

Stegman, K.J., Djurickovic, S. ve Dechev, N., 2014, In vivo estimation of Flexor Digitorum Superficialis tendon displacement with speckle tracking on 2-D ultrasound images using laplacian, gaussian and rayleigh techniques, *Ultrasound in medicine & biology*, 40(3), 568–582.

Strickland, J.W., 1995, Flexor tendon injuries : I . Foundations of treatment, *Journal of the American academy of orthopaedic surgeons*, 3, 44–54.

Tang, J.B., 2013, Outcomes and evaluation of flexor tendon repair, *Hand clinics*, 29, 251–259.

Vaquero, J.J. ve Kinahan, P., 2015, Positron emission tomography: Current challenges and opportunities for technological advances in clinical and preclinical imaging systems, *Annual review of biomedical engineering*, 17, 385–414.

Wang, J.H.C., 2006, Mechanobiology of tendon, *Journal of biomechanics*, 39(9), 1563–1582.

Williams, J.G.P., 1986, Achilles tendon lesions in sport, *Sports medicine*, 16(3), 114–135.

Woo, S.L.-Y., Fisher, M.B. ve Feola, A.J., 2008, Contribution of biomechanics to management of ligament and tendon injuries, *Molecular & cellular biomechanics*, 5(1), 49–68.

Yaakob, R., Aryanfar, A., Halin, A.A. ve Sulaiman, N., 2013, A comparison of different block matching algorithms for motion estimation, *Procedia technology*, 11, 199–205.

Yeung, F., Levinson, S.F. ve Parker, K.J., 1998, Multilevel and motion model-based ultrasonic speckle tracking algorithms, *Ultrasound in medicine and biology*, 24(3), 427–441.

Yoshii, Y., Villarraga, H.R:, Henderson, J., Zhao, C., An, K.-N. ve Amadio, P.C., 2009, Speckle tracking ultrasound for assessment of the relative motion of flexor tendon and subsynovial connective tissue in the human carpal tunnel, *Ultrasound in medicine and biology.*, 35(12), 1973–1981.

EKLER

EK 1. ETİK KURUL KARARI.

İÜC Tarih ve Sayı: 12/06/2019-86234

BE6PENYU4

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Dekanlığı

Sayı :59491012-604.01.02-
Konu :üksek Lisans Öğrencisi Beyhan AY'ın etik kurul kararı A-09

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

İlgi :17.04.2019 tarih, 13022260-300-60727 sayılı yazı

Enstitünüz Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyesi **Doç.Dr.Yunus Ziya ARSLAN'ın** danışmanlığında **Yüksek Lisans Öğrencisi Beyhan AY'ın** yürütücülüğünde **Prof.Dr.Kenan AKGÜN, Doç.Dr.Deniz Palamar KADIOĞLU ve Doç.Dr.Tuğçe Özekli MISIRLIOĞLU'nun** yardımcılıklarında **"Fleksör Tendon Yaralanması Olan Hastalarda Ultrasonografi Kullanarak Tendon Kaymasının Ölçülmesi"** başlıklı Yüksek Lisans Tezi ilgi yazınız ve ekleri **11 Haziran 2019** tarihinde toplanan Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kurulunca müzakere edilmiş olup ;etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

e-İmzalı
Prof. Dr. Özgür KASAPÇOPUR
Başkan

e-İmzalı
Prof. Dr. Muhlis Cem AR
Dekan a.
Dekan Yardımcısı

Yönetmelik gereği Sonuç Raporunun Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna iletilmesi gerekmektedir.

EK :
1 dosya elden teslim edilecektir.

Doğrulamak İçin:http://dogrulama.istanbulc.edu.tr/enVision.sorgula/belgedogrulama.aspx?V=BE6PENYU4

Ayrıntılı bilgi için irtibat : Güler SOYDANER Dahili : 22300

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Cerrahpaşa Tıp Fakültesi 34303 Cerrahpaşa/ İSTANBUL
Tel : 0 (212) 414 30 00 Faks : 0 (212) 632 00 33
e-posta : ctfpersonel@istanbul.edu.tr Elektronik Ağ : www.istanbulc.edu.tr

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Beyhan KIRAN
Doğum Yeri	BURSA
Doğum Tarihi	13.05.1994
Uyruğu	☑ T.C. ❒ Diğer:
Telefon	+90 545 846 1229
E-Posta Adresi	beyhan.ay.13@gmail.com
Web Adresi	



Eğitim Bilgileri Lisans	
Üniversite	Üsküdar Üniversitesi
Fakülte	Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi
Bölümü	Biyomühendislik Bölümü
Mezuniyet Yılı	09.06.2017

Yüksek Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi - Cerrahpaşa
Enstitü Adı	Lisanüstü Eğitim Enstitüsü
Anabilim Dalı	Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı
Programı	Biyomedikal Mühendisliği Tezli Yüksek Lisans Programı

Makale ve Bildiriler