

2012

T.C.

EGE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İNSAN KASINDA İVME SENSÖRLERİ İLE ÖLÇÜLEN ELEKTROMEKANİK GECİKMENİN
ARAŞTIRILMASI**

Biyofizik

Doktora Tezi

Şükrü Utku YAVUZ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Murat PEHLİVAN

İZMİR

2012

T.C.

EGE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN KASINDA İVME SENSÖRLERİ İLE ÖLÇÜLEN ELEKTROMEKANİK GECİKMENİN

ARAŞTIRILMASI

Biyofizik

Doktora Tezi

Şükrü Utku YAVUZ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Murat PEHLİVAN

İZMİR

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

Adı Soyadı

İmza

Başkan: (Danışman)

Doç. Dr. Murat Pehlivan

Üye:

Yard. Doç. Dr. Ahmet Akay

Üye:

Prof. Dr. İbrahim Aydoğdu

Üye:

Prof. Dr. Çetin İşlegen

Üye:

Doç. Dr. Adile Öniz

Doktora tezinin kabul edildiği tarih:

ÖNSÖZ

Evrin sürecinde insanın kazanmış olduğu karmaşık hareket yeteneği, bu süreç içerisinde şekillenen iskelet, kas, tendon gibi mekanik bileşenlerin ve hareketin kontrolünü sağlayan sinir ağlarının birlikte mükemmel organizasyonu ile gerçekleşmektedir. Bu biyomekanik yapıyı ve sinirsel kontrolünü anlamak, hareket sistemi ile ilgili hastalıklarının tedavisinde daha başarılı yöntemler bulunmasını sağlayacaktır. Bu motivasyon ile tezimde; kas tendon yapısının biyomekanik özelliklerinden kaynaklanan elektromekanik gecikme olgusunun yaş, cinsiyet ve istemli kasılma gibi faktörler ile nasıl değiştiği ve bu değişimlerin motor kontrol için ne anlama geldiği üzerine araştırma yaptım.

Doktora öğrenciliğim süresince yapmış olduğum, biyomekanik ve elektrofizyolojinin kesiştiği bu tez üzerinde çalışmak akademik eğitimimde büyük bir kazanç olmuştur.

Bu süreçte bana yol gösterici olan ve tez yazımı konusunda bilgilerini benimle paylaşan danışmanım Doç. Dr. Murat Pehlivan'a, doktora öğrenciliğim boyunca bursiyeri olarak çalıştığım, bu süreçte laboratuvarlarından ve bilgisinden faydalandığım Prof. Dr. Kemal Türker'e, deneylerin yapımı sırasında bana yardımcı olan arkadaşım Yard. Doç Dr. Aylin Şendemir-Ürkmez'e ve sabırla beni her konuda destekleyen sevgili eşim ve aileme teşekkür ederim.

İzmir; 27.04.2012

Şükrü Utku YAVUZ

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	I
İÇİNDEKİLER.....	II
ŞEKİL DİZİNİ	V
TABLO DİZİNİ	VI
KISALTMALAR.....	VII
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Araştırmanın Konusu ve Amacı	1
1.2. Genel Bilgiler	4
1.2.1. İskelet Kasının Görevleri ve Yapısı.....	4
1.2.2. İskelet Kasının Kasılması ve Mekanîği	7
1.2.3. Kaslarda Kasılma Tipleri.....	13
1.2.4. Kas ve Tendonun Viskoelastik Özellikleri	13
1.2.5. Kasın Viskoelastik Modeli ve Elektromekanik Gecikme ile İlişkisi.....	15
1.2.6. Kas ve Tendon Yapısında Cinsiyete Göre Farklılıklar	17
1.2.7. Yaşlanma ile Kas ve Tendon Mekanîği Arasındaki İlişki.....	19
1.2.8. Elektromiyografi ve Elektriksel Uyarı Sonrası Cevaplar.....	21
1.2.9. İvme sensörleri	24
2. GEREÇ VE YÖNTEM	27
2.1. Örneklem ve Seçilme Kriterleri	27
2.2. Ölçüm Düzeneği ve Özellikleri.....	28

2.3. Katılımcılardan kayıt alma yöntemi.....	31
2.4. Deney Protokolü.....	32
2.5. Analiz	34
2.5.1. Elektromekanik Gecikme Ölçümü	34
2.5.2. İstatistiksel Analiz	38
3. BULGULAR	39
3.1. Faktörler Arası İlişki	39
3.2. Doğrudan motor cevap süreleri	39
3.3. Elektromekanik Gecikme Değerleri.....	39
3.4. Kadın ve Erkek Arasındaki Fark	41
3.5. İstemli Kasılma Seviyesi ile Elektromekanik Gecikme Arasındaki İlişki.....	43
3.6. Yaş ile Elektromekanik Gecikme Arasındaki İlişki	44
3.6.1. Metatarstan Ölçülen Elektromekanik Gecikmenin Yaş ile Değişimi	45
3.6.2. Aşil Tendonundan Ölçülen Elektromekanik Gecikmenin Yaş ile Değişimi	46
3.6.3. Eklemde Meydana Gelen Gecikmenin Yaş ile Değişimi.....	47
4. TARTIŞMA.....	49
4.1. Yöntem Üzerine Tartışma.....	49
4.2. Kadın ve Erkek Arasındaki Fark	53
4.3. İstemli Kasılma Seviyeleri ve Elektromekanik Gecikme Arasındaki İlişki	55
4.3.1. Metatars Üzerinden Ölçülen Toplam Elektromekanik Gecikmeye Göre	56
4.3.2. Aşil Tendonu Üzerinden Ölçülen Elektromekanik Gecikmeye Göre	57
4.3.3. Eklemde Kaynaklanan Gecikme ve İstemli Kasılma Seviyesi	58
4.4. Yaş ile Elektromekanik Gecikmenin Değişimi	59

4.4.1. Metatars Üzerinden Ölçülen Elektromekanik Gecikme Yaş İlişkisi	59
4.4.2. Aşil Tendonu Üzerinden Ölçülen Elektromekanik Gecikme Yaş İlişkisi	61
4.4.3. Eklemde Meydana Gelen Gecikme ve Yaşlanmanın Etkisi	62
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	64
6. KAYNAKLAR	66
ÖZET.....	76
ABSTRACT	78
ÖZGEÇMİŞ	80

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 1. Sarkomerin yapısı	6
Şekil 2. Kas yapısı.....	6
Şekil 3. Sarkomerin kas kasılması sırasındaki hareketi	8
Şekil 4. Çapraz köprü etkileşimi	9
Şekil 5. Bir kasta boy, kuvvet ve kasılma hızı arasındaki ilişki.	10
Şekil 6. Kas lifi açısının önemi.....	11
Şekil 7. Viskoelastik malzemelerin stres ve deformasyon özellikleri	14
Şekil 8. Kas-tendon kompleksinin viskoelastik modeli.....	15
Şekil 9. Kadın ve erkek tendonlarındaki mekanik farklılıklar.	18
Şekil 10. Tendonun Young modülüsünün genç ve yaşlılar arasında karşılaştırılması.	20
Şekil 11. M cevabı ve H refleksi.....	24
Şekil 12. Bir ivme sensörünün temel yapısı.	26
Şekil 13. Elektromekanik gecikme ölçümü deney düzeneği, elektrotlar ve sensörlerin yerleşimleri.....	29
Şekil 14. Kayıt sisteminin blok diyagramı.....	30
Şekil 15. Deney protokolü.....	34
Şekil 16. Elektromekanik gecikme'nin ivme sensörü ile belirlenmesi.	36
Şekil 17. İvme sinyalindeki sapma noktalarının yığınsal toplam tekniği ile belirgin hale getirilmesi.....	37
Şekil 18. Kadın ve erkek arasındaki fark.....	42
Şekil 19. Kasılma seviyesi ile elektromekanik gecikme arasındaki ilişki.....	44
Şekil 20. Metatar üzerinden ölçülen elektromekanik gecikmenin yaş ile değişimi.	45
Şekil 21. Metatar üzerinden ölçülen elektromekanik gecikmenin yaş ile değişimi.	46
Şekil 22. Eklemde kaynaklanan gecikmenin yaş ile değişimi.	48

TABLO DİZİNİ

Tablo 1. Metatars üzerine yerleştirilmiş ivme sensörüyle ölçülen ortalama elektromekanik gecikme süreleri ve standart sapma değerleri.....	40
Tablo 2. Aşil tendonu üzerine yerleştirilmiş ivme sensörüyle ölçülen ortalama elektromekanik gecikme süreleri ve standart sapma değerleri.....	40
Tablo 3. İvme sensörüyle ölçülen ortalama eklem elektromekanik gecikme değerleri.	41
Tablo 4. Benzer araştırmalarda elde edilen elektromekanik gecikme süreleri.	50

KISALTMALAR

EMD:	Elektromekanik gecikme (Electro Mechanical Delay)
eEMD:	Eklemden meydana gelen elektromekanik gecikme
tEMD:	Tendona gerilimine kadar olan elektromekanik gecikme
EMG:	Elektromiyografi
ATP:	Adenozin trifosfat
ADP:	Adenozin difosfat
MVC:	Maksimum istemli kasılma (Maximum Voluntary Contraction)
ANOVA:	Varyans analizi (Analysis of Variance)
F:	Kuvvet
v:	Hız
ϵ :	Gerilme (stress)
σ :	Deformasyon (strain)
μm :	Mikrometre
cm:	Santimetre
mA:	Miliamper

s:	Saniye
ms:	Milisaniye
GPa:	Giga paskal
N:	Newton
Hz:	Hertz
KHz:	Kilo hertz
GΩ:	Giga ohm
kΩ:	Kilo ohm
dB:	Desibel
K ⁺ :	Potasyum iyonu
Ca ²⁺ :	Kalsiyum iyonu
PO ₄ ³⁻ :	Fosfat iyonu
H ⁺ :	Proton (hidrojen iyonu)
Ag:	Gümüş
AgCl:	Gümüş klorür

1. GİRİŞ

Hayvanları diğer canlılardan ayıran önemli bir özelliği karmaşık hareket yetenekleridir. Bu hareket yeteneğini sağlayan kaslar, organizmanın yer değiştirmesini, beslenmesini ve yaşamını devam ettirmesi için gerekli bazı ihtiyaçlarını gidermesini sağlayan yetilerini meydana getiren motor sistemi oluşturur. Bu motor sistem, merkezi sinir sistemi tarafından yönetilir. Beyin ne kadar gelişmiş ise organizmanın hareket yeteneği ve kas sistemi de o kadar ayrıntılı olmaktadır. İnsanlarda da bu hareket sistemini meydana getiren kas, tendon ve iskelet yapısı mekanik bir takım özelliklere sahiptir. Günümüzde, merkezi sinir sistemi tarafından yönetilen bu sistemin nasıl çalıştığı ve mekanik özellikleri, kas-sinir etkileşimleri ve biyomekanik bilimleri içerisinde ele alınan temel konulardan biri haline gelmiştir.

1.1. Araştırmanın Konusu ve Amacı

Bu tez kapsamında, kas-tendon yapısının viskoelastik özelliklerinden kaynaklanan ve fizyolojik bir artefakt olan elektromekanik gecikme, aşıl tendonu ve metatars üzerine yerleştirilen ivme sensörleri ile ölçülerek, bu gecikmeyi etkileyebilecek cinsiyet, kasın kasılma seviyesi ve yaş gibi faktörler ile değişimi araştırıldı. Bu tezde ilk olarak eklem mekaniğinden kaynaklanan gecikme de hesaplandı ve yine bu gecikmeye yaş ve istemli kasılma gibi faktörlerin etkisi incelendi. Aynı zamanda kas-tendon biyomekaniği açısından önemli bir kavram olan elektromekanik gecikme'nin daha doğru ölçülebilmesi için deneysel yöntemde

dikkat edilmesi gereken noktalar da bu tez kapsamında tartışıldı.

Elektromekanik gecikme, eklemi hareket ettiren kasın kasılması sırasında oluşan elektriksel aktivitenin başlangıç noktası ile o eklemin hareketinin başlangıç noktası arasında geçen süre olarak tanımlanmaktadır [4, 50, 70, 92, 95]. Motor nöronların kası inerve etmesinden sonra, kas liflerinde meydana gelen kasılma ile oluşan kuvvet aynı anda kasın bağlı olduğu eklemden bir hareket meydana getirmez. Bunun nedeni kasın viskoelastik yapısını oluşturan seri ve paralel elastik bileşenlerin kuvvet aktarımında bir yay gibi davranarak gecikmeye neden olmasıdır [92].

Elektromekanik gecikme, refleks, reaksiyon ve spor bilimleri ile ilgili araştırmalarda önemlidir. Literatürde tendon yaralanmalarının kadınlarda erkeklere oranla daha fazla görüldüğünü belirten araştırmalar bulunmaktadır [3, 41, 43]. Blackburn ve arkadaşları, kadınlarda daha sık görülen bu tendon yaralanmalarının, kadınlardaki daha uzun olan elektromekanik gecikmeden kaynaklandığını belirtmektedir [7]. Bir çok araştırmada kabul edildiği gibi, kadın ve erkeklerin, uzunluk, kesit alanı, maksimum kuvvet değeri, kas gerginliği, deformasyon gibi kas ve tendon kompleksine ait mekanik özellikler birbirlerinden farklıdır [14]. Bu mekanik özellikler elektromekanik gecikme ile doğrudan ilişkilidir [7, 9, 91]. Bununla beraber, elektromekanik gecikme refleks araştırmalarında da kullanılan bir parametredir. Refleks cevabı ile oluşturduğu seğirme kuvveti arasında ilişki kurulurken elektromekanik gecikme de hesaba katılmaktadır [6]. Klinik uygulamalar açısından bakıldığında elektromekanik gecikmenin parkinson hastalarındaki tremorun durdurulmasında da kullanılan bir kavram olduğu görülmektedir [90]. Ayrıca, spor bilimlerinde egzersiz tekniklerinin araştırılmasında, sporcu becerilerinin

ayrımında elektromekanik gecikmeden yararlanılmaktadır [57, 96].

Bu tezde farklı cinsiyet ve yaş guruplarındaki bireylerin elektromekanik gecikme değerleri iki ivme sensörünün kullanıldığı yeni bir yöntem ile ölçülerek, elektromekanik gecikme ile doğrudan ilişkili olan kas ve tendon yapısının viskoelastik özelliklerinin bu guruplarda nasıl değiştiği hakkında birtakım sonuçlar elde edildi. Tez kapsamında daha önce literatürde ele alınmamış olan, eklem mekaniğinin elektromekanik gecikme içerisindeki miktarı hesaplandı ayrıca bu gecikmenin yaşlanma ile nasıl değiştiği, bu sayede eklemlerde yaşlanmayla ortaya çıkan kireçlenme gibi işlevsel bozuklukların elektromekanik gecikmeyi etkileyip etkilemediği araştırıldı.

Bu tezdeki hipotezler aşağıdaki gibidir:

1. İstatistiksel araştırmalar gösteriyor ki tendon yaralanmaları kadınlarda erkeklere oranla daha sıklıkla görülmektedir. Bunun nedeni erkeklerin daha gergin kas-tendon sistemine sahip olmaları ve bu sayede burkulma gibi, tendon üzerine binen ani yüklerde eklemlerini hızla doğru pozisyona getirebilmeleri olabilir. Bu bağlamda elektromekanik gecikmenin kas-tendon sisteminin gerginliği ile ilişkili olduğu düşünüldüğünde kadınların elektromekanik gecikme değerlerinin erkeklere oranla daha uzun olması gerekmektedir.

2. Elektromekanik gecikme, yaşlılarda gençlere oranla daha uzun olabilir. Çünkü yaşlanma ile beraber kas-tendon sisteminin viskoelastik özellikleri değişerek kas daha gevşek bir yapıya dönüşecektir.

3. Kasın önceden istemli olarak kasılması ile seri elastik bileşen olan tendondaki gevşeklik bir miktar azalacaktır. Bu durumda kasın uyarılması ile kasılma

bileşeninde oluşan kuvvetin eklem iletilme süresi azalabilir. Yani elektromekanik gecikme süresi kastaki istemli kasılma miktarı arttıkça azalacaktır.

4. Elektromekanik gecikmenin bir kısmı eklemde meydana gelen gecikmeden kaynaklanıyor olabilir. Bu durumda eklemde kaynaklanan gecikme farklı yaş gruplarında hesaplandığında yaşlılarda gençlere oranla daha yüksek bulunabilir. Çünkü yaşlanmayla beraber birçok bireyin eklemlerinde kireçlenme gibi fonksiyonel bozukluklar ortaya çıkmaktadır.

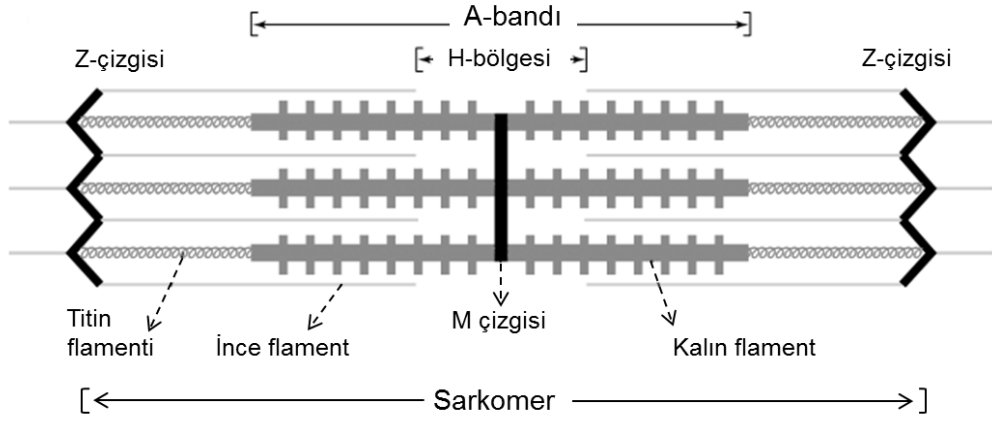
1.2. Genel Bilgiler

1.2.1. İskelet Kasının Görevleri ve Yapısı

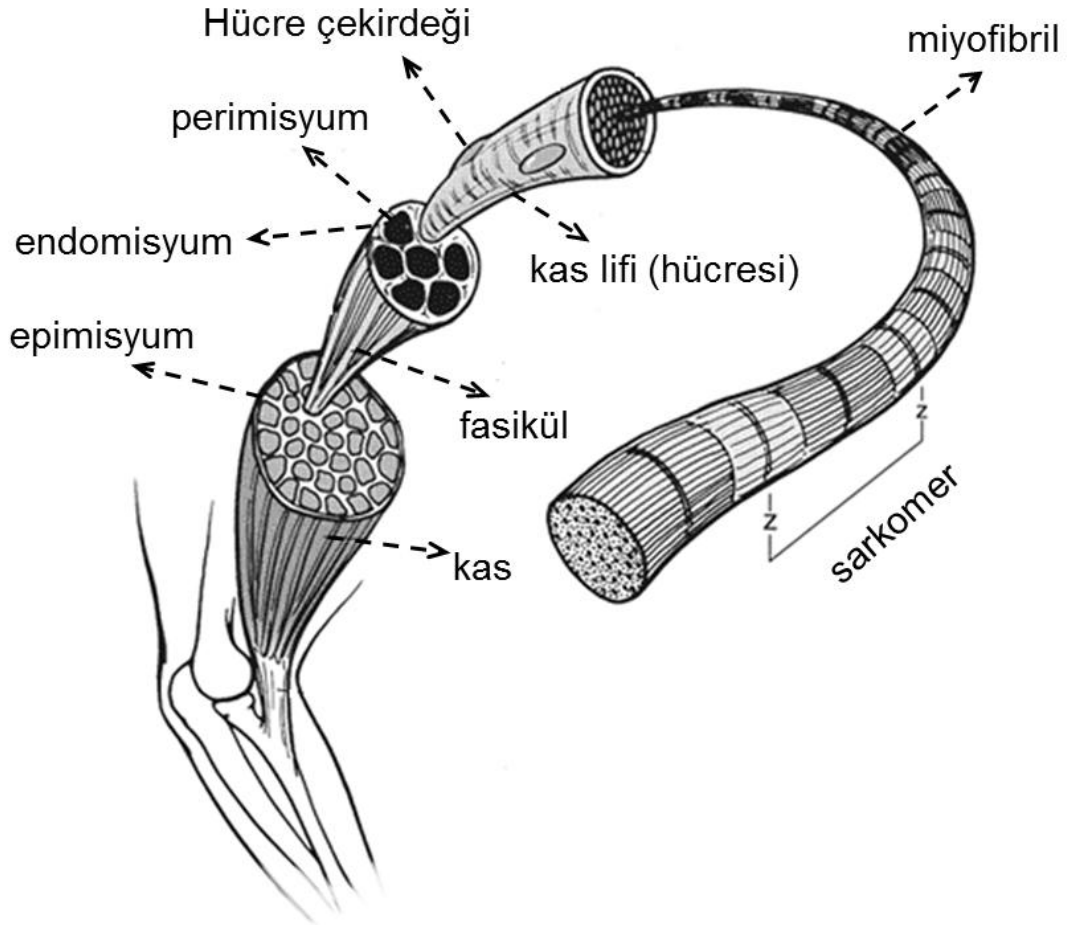
İskelet kasları üç önemli fonksiyonu yerine getirmektedir. Bunlardan ilki, kaslarda oluşan gerilimin eklemlere iletilmesi ile iskeletin hareketi sağlanmaktadır. Kasların gerilimi ve gevşemesi sonucu oluşan hareket, lokomotor işlevler ve diğer segmental manipülasyonlar için gereklidir. İkincisi vücut postürünü ve pozisyonunu korumaktır. Kasların tonik kasılmaları sonucu vücut postürü korunur. Tonik kasılmalar küçük fakat sürekli kasılmalar şeklindedir. Bu küçük ayarlamalar vücudun ayaklar üzerinde dengede durmasını sağlamaktadır. Üçüncüsü ise, eklemleri dengede tutmaktır. Kaslar tendonlar aracılığı ile eklem iki tarafındaki kemiklere tutunarak eklem bütünlüğünün korunmasını sağlarlar. Aynı zamanda kasların, iç organların korunması, kaviterler içerisindeki basıncın ayarlanması ve korunması, vücut ısısının korunması ve yutma, defekasyon gibi sindirim ve boşaltım sistemlerine yardım gibi görevleri de vardır [33].

İskelet kası mikroskop altında incelendiğinde, liflerin açık ve koyu bantlar şeklinde dizildiği görülmektedir. Bu yapısından dolayı çizgili kas adını da almaktadır. Kas hücresi kas lifi adını alır ve bu kas lifleri dış kısımlarına doğru birçok nükleus içeren silindirik şeklindeki hücrelerdir. Bu lifler yetişkinlerde 10-100 µm çapında, 20 cm kadar uzunlukta olabilir [87]. İskelet kası lifindeki çizgili görüntü, sitoplazmada bulunan, 1-2 µm çapındaki miyofibrillerde yer alan, kalın ve ince filamentlerin sıralanması sonucu oluşur. Bu düzenli dizilimlerden her bir birime sarkomer adı verilir. Sarkomer kasın kasılma bileşenini oluşturur. Bu kasılma işlemi miyozin molekülünden oluşan kalın filamentlerin, aktin molekülünden oluşan ince filamentleri, kurulan çapraz köprü etkileşimi ile kendilerine doğru çekmesiyle sağlanır. Sarkomer, ince filamentlerin birbirlerine tutunmalarını sağlayan özel bir protein yapısının oluşturduğu iki Z çizgisi arasında yer alır. Kalın filamentler bu Z çizgisini oluşturan yapıya titin adı verilen elastik protein molekülleri ile tutunur (Şekil 1). Titin molekülü yaya benzeyen yapısı ile kas yapısının aktif elastik bileşeni görevini yerine getirmektedir [36, 72].

Her kas binlerce liften oluşur. Kas içerisindeki bu lifler organize bir biçimde bir araya gelerek lif demetlerini oluştururlar. Bu demetler fasikül olarak adlandırılırlar. Her fasikül 200 kadar lifin bir araya gelmesinden oluşur. Fasiküller, yoğun bir kılıf olan perimisyum ile kaplanır.



Şekil 1. Sarkomerin yapısı (Vander, 2001, "Human physiology : the mechanisms of body function" kitabının 3. baskısından uyarlanmıştır) [87].



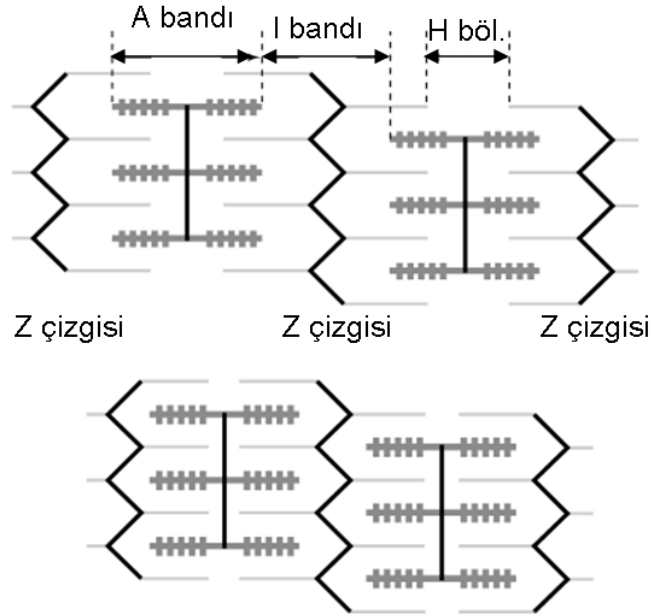
Şekil 2. Kas yapısı (Hamill 2009, "Biomechanical basis of human movement" kitabından uyarlanmıştır) [33].

Perimisyum lifleri koruduğu gibi, sinir demetleri ve kan damarları için yatak görevi de görür. İskelet kasları, fasya (epimisyum) adı verilen fibroz yapı ile fonksiyonel gruplara ayrılır ve bu gruplar genelde aynı sinir tarafından uyarılır (Şekil 2). Fasyanın kas tarafından üretilen gerilimi kemiğe iletmesi gibi mekanik bir özelliği de vardır. Bu elastik yapı kasın birçok noktasında oluşan gerilimin kas fasiküllerini bir arada tutarak tendon üzerine odaklanmasını sağlar. Bütün bu kaplama dokusu (perimisyum, epimisyum) elastik bir yapıya sahiptir ve kasın kasılması, uzaması ve serbest pozisyonuna geri dönüşü sırasında esnek bir biçimde kas bileşenlerini bir arada tutar [33]. Kasılma bileşeni olarak adlandırılan sarkomer bütün bu elastik doku tarafından sarmalandığında bu dokular paralel elastik bileşen olarak tanımlanırlar [25].

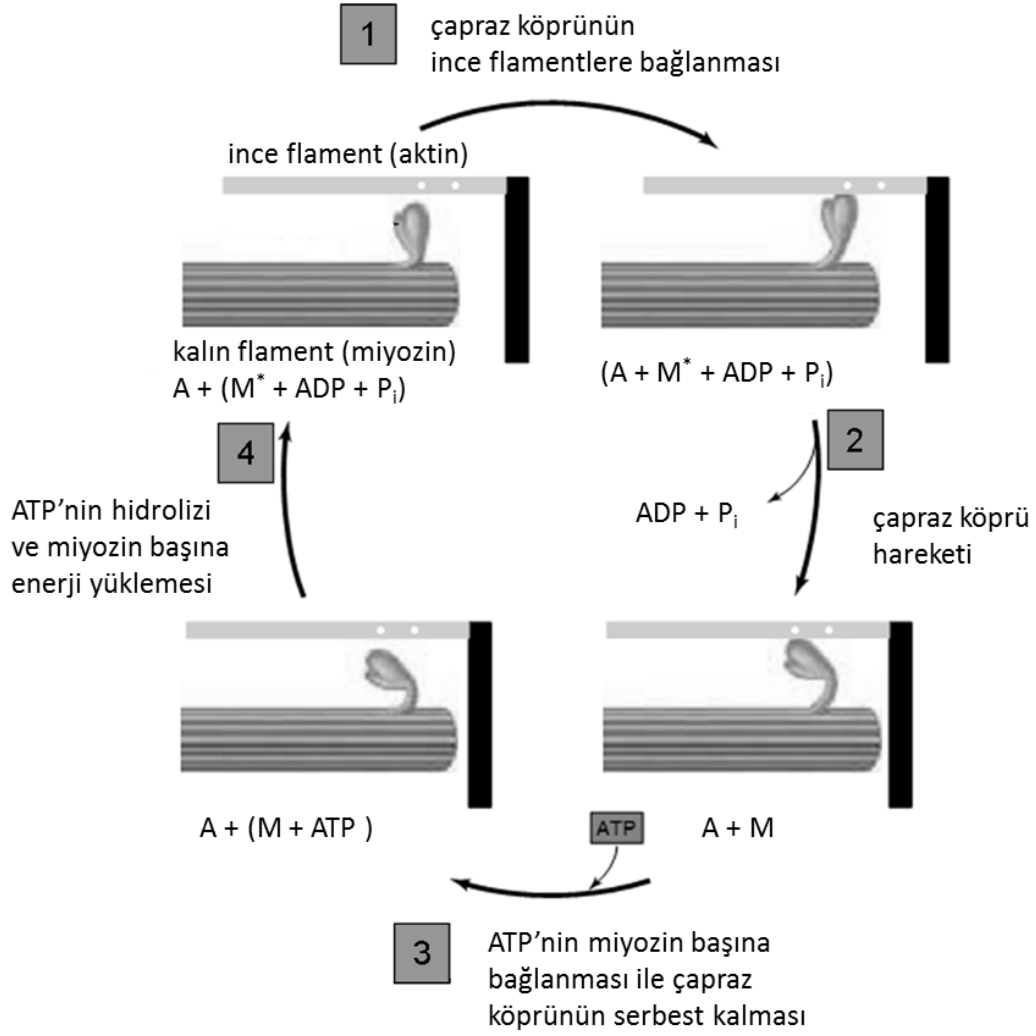
1.2.2. İskelet Kasının Kasılması ve Mekaniki

Kasılma sırasında, kalın filamentler ATP enerjisini kullanarak ince filamentlere tutunurlar. Eğer kasılma sırasında, kasta bir kısalma meydana gelecek ise kalın filament başları (çapraz köprüler) ince filamentleri kürek hareketine benzer bir hareket ile çekerek ve ince filamentlerin kalın filamentler üzerinde kayarak sarkomerin orta noktasına yaklaşmasını sağlar. Bu hareket “kayan filamentler mekanizması” olarak bilinir. Kasılma sırasında her iki filamentin boyu da değişmez ve A bandının boyu sabit kalır. Bunun yanında sarkomer yapısında tanımlanan I bandı ve H bölgesi küçülür (Şekil 3) [87]. Kayan filamentler mekanizmasını açıklayan en bilinen teori çapraz köprü etkileşimidir. Aksiyon potansiyelinin sinir kas kavşağına ulaşmasından sonra, sitoplazmaya salınan kalsiyum iyonu çapraz köprü döngüsünü

başlatır. Kalsiyumun aktin üzerindeki Troponin C molekülüne bağlanması ile açılan bölgeye miyozin başları tutunur ve önceden depoladığı ATP enerjisini kullanarak ince filamentleri sarkomerin ortasına doğru çeker (Şekil 4).



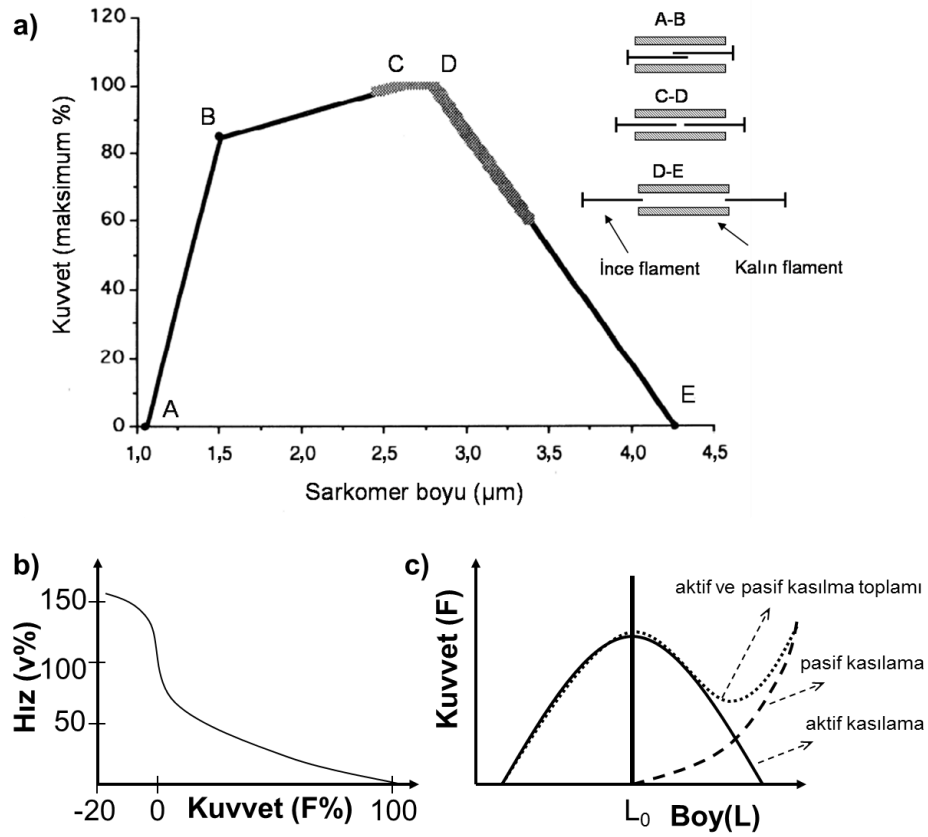
Şekil 3. Sarkomerin kas kasılması sırasındaki hareketi (Vander, 2001, "Human physiology: The mechanisms of body function" kitabının 3. baskısından uyarlanmıştır) [87].



Şekil 4. Çapraz köprü etkileşimi. A: aktin (ince filament), M: miyozin (kalın filament), ADP: adenozin difosfat, ATP: adenozin trifosfat, P_i : inorganik fosfat (Vander, 2001, "Human physiology : the mechanisms of body function" kitabının 3. baskısından uyarlanmıştır) [87].

Miyozin başında depolanan bu enerji, yayda depolanan potansiyel enerjiye benzetilebilir [32]. Çapraz köprünün bu tek bir döngüsünde sarkomer yaklaşık 10 nanometre kadar kısalır [40]. Motor sinirin kası uyarmaya devam etmesi durumunda çapraz köprü hareketi H bölgesinin iki tarafındaki ince filamentler birbirine yeteri

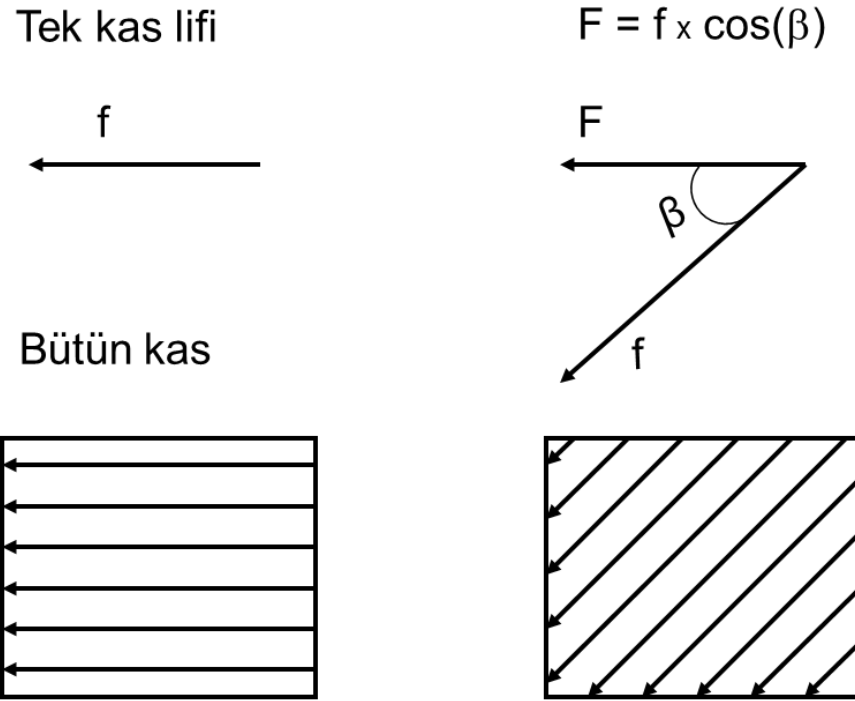
kadar yaklaşıpna dek sürer [25].



Şekil 5. Bir kasta boy, kuvvet ve kasılma hızı arasındaki ilişki. a) Sarkomerin boyu ile ürettiği kuvvet arasındaki ilişki. Grafiğin sağındaki figür sarkomer boyu-kuvvet eğrisinin harflerle belirlenen her bir segmentinde kalın ve ince filamentlerin konumunu göstermektedir. b) Tek bir kas lifinde kuvvet ile kasılma hızı arasındaki ilişki. c) Tüm kasta kas boyu ile kuvvet arasındaki ilişki. L_0 , kasın serbest olduğu durumu göstermektedir. Ters çan biçiminde sürekli çizgiyle çizilen eğri kasın aktif kasılma karakterini, kesikli çizgiyle çizilen eğri pasif kasılma karakterini vermektedir. Noktalı çizgi bir kasılma sırasında pasif ve aktif bileşenlerin toplamını göstermektedir (Lieber, 1994 makalesinden uyarlanmıştır) [59].

Sarkomerin boyu ile oluşan kuvvet arasında doğrusal bir ilişki yoktur. Kuvvet, sarkomerin boyu orta noktada iken maksimumdur. Sarkomerin boyu daha kısa ve

daha uzun olduğu durumlarda kuvvet azalır (Şekil 5a). Bunun yanında üretilen kuvvet, aynı zamanda meydana gelen çapraz köprü sayısına da bağlıdır [25]. Kas mekaniği açısından önemli diğeri bir parametre, kas kasılma hızı ile kuvvet arasındaki ilişkidir. Tek bir kas lifine baktığımızda, lifin kasılma hızı arttıkça kuvvetin iki fazlı bir şekilde azaldığı görülmektedir (Şekil 5b). Maksimum kasılma hızı, çapraz köprü döngüsünün maksimum hızı ile sınırlıdır [21]



Şekil 6. Kas lifi açısının önemi. Şekildeki oklar kas liflerinin yönelimini temsil etmektedir. Bütün kasa bakıldığında, aynı kesit alanında, kas lifleri yatayla açı yapmadan yerleştiğinde, belli bir açı ile yerleştiğinden daha az kas lifi bulunmaktadır (Enoka, 2008 “Neuromechanics of Human Movements” kitabının 4. Basımından uyarlanmıştır) [24].

Bütün kas yapısına baktığımızda, mekanik açıdan, üç parametrenin önemli olduğu görülmektedir: boy, genişlik ve liflerin açısı. Kasın boyu arttıkça (liflerin seri

halde dizilmesi) hareket aralığının arttığı, tersine kasın boyunun kısa olduğu, fakat genişliğinin arttığı durumda (liflerin paralel yerleşimi) maksimum kuvvetin arttığı fakat boyundaki değişimin azaldığı bilinmektedir. Çoğu kasta kas lifleri belli bir açı ile (pennation angle) yerleşmişlerdir. Bunun işlevsel bir nedeni vardır. Aslında tek bir lifinin eksene paralel olduğu durumda tendona ileteceği kuvvet, belli bir açıyla yerleştiği durumdan daha büyüktür ($F > F\cos(\beta)$). Ancak kas lifleri optimum açı ile dizildiklerinde, aynı kesit alanında daha fazla kas lifi bulunmaktadır (Şekil 6). Bu durumda, maksimum kuvvet değeri ve bu kuvvette kalma süresi artmaktadır [58].

Dinlenme halinde bir kas mükemmel elastik olmayan bir cisim gibi davranır. Bir iskelet kası pasif olarak uzatıldığında pasif gerilme kuvveti oluşur. Aynı kas izometrik kasılma yapacak şekilde tetanik olarak uyarıldığında aktif kasılma bileşeni eklenerek toplam gerilme kuvveti gözlenir. Şekil 5c' de de görüldüğü gibi iskelet kasının kas boyuna bağlı gerilme grafiği Hook yasasında verilen elastik malzemelerin boya bağlı gerilme grafiği gibi doğrusal değişime sahip değildir [76]. Aktif ve pasif boy-kuvvet eğrilerinin şekli kastaki bağ dokusu miktarına bağlıdır. Kastaki bağ dokusu (elastik yapı) arttıkça pasif kuvvetler artmakta ve pasif kuvvet boy eğrisi daha dik duruma gelmektedir. Sonuç olarak aktif ve pasif bileşenlerin toplamından oluşan boy-kuvvet eğrisinin şekli de değişmektedir.

Kasın bütünü ele alındığında bir diğer önemli mekanik özelliği ise kas gerginliğidir (stiffness). Kas gerginliği, kasta meydana gelen kuvvetteki değişimin, boyunda meydana gelen değişime oranı olarak tanımlanmaktadır (Gerginlik = $\Delta F / \Delta L$ (Nm^{-1})). Elastiklik özelliği yüksek daha gevşek aktif bir kasta uygulanan kuvvete karşılık boydaki değişim daha yüksek olacaktır [10]. Kas gerginliği, yapısındaki bağ

doku, apeneroz yapılar gibi elastik bileşenler ve sarkomer miktarı ile belirlenir [10, 12].

1.2.3. Kaslarda Kasılma Tipleri

Kas liflerinin kasılması her zaman kasın boyunda bir değişim olacağı anlamına gelmediği gibi, kasın boyundaki değişim de kasın herhangi bir kuvvet uyguladığı anlamına gelmemektedir. Kas boyundaki değişim, değişimin hızı ve yönüyle ilişkili olarak dört kasılma tipi bulunmaktadır.

İzometrik kasılma: Kas boyu sabit iken kasın kuvvet oluşturması durumudur. Kas kasılırken hareket sağladığı eklemden herhangi bir hareket gözlenmez.

İzotonik (izokinetik) kasılma: Bu kasılma tipinde kas boyu sabit bir hızla değiştiğinden net kuvvet sıfırdır.

Konsantrik kasılma: Hareketi oluşturan net kas kuvveti eklem açısının değişme yönü ile aynıdır. Kas kısalırken sabit bir kuvvet oluşturmasıdır. Eklem hareketlerinin çoğu konsantrik kas kasılması sonucu oluşur. Örneğin, yerdeki bir eşyayı kaldırıp yüksek bir yere koymak gibi.

Egzantrik kasılma: Kas kasılırken, kasın ürettiği ters yöndeki kuvvetten daha büyük bir kuvvet tarafından uzatılması durumudur. Bu hareket tipinde net kas kuvvetinin yönü ile eklem açısının değişim yönü terstir.

1.2.4. Kas ve Tendonun Viskoelastik Özellikleri

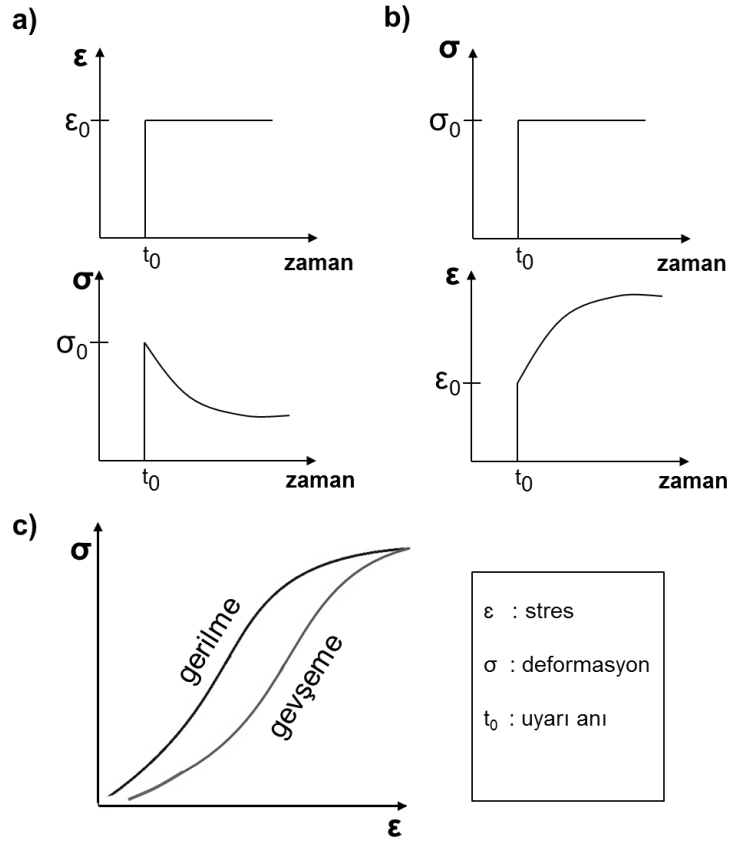
Serbest durumdaki kas, tendon, ligament, damar, deri ve diğer yumuşak dokular üzerilerine kuvvet uygulandığında viskoelastik davranış gösterirler. Bu

davranışlar şu şekilde tanımlanabilir [19].

Stres gevşemesi: Doku aniden çekilip belli bir uzunlukta tutulduğunda (basamak fonksiyonu şeklinde), içerisindeki stres zamanla azalır (Şekil 7a).

Deformasyon (strain) artışı: Dokuya ani bir stres uygulanıp, bu stres düzeyinde tutulduğunda, deformasyon artmaya devam eder (Şekil 7b).

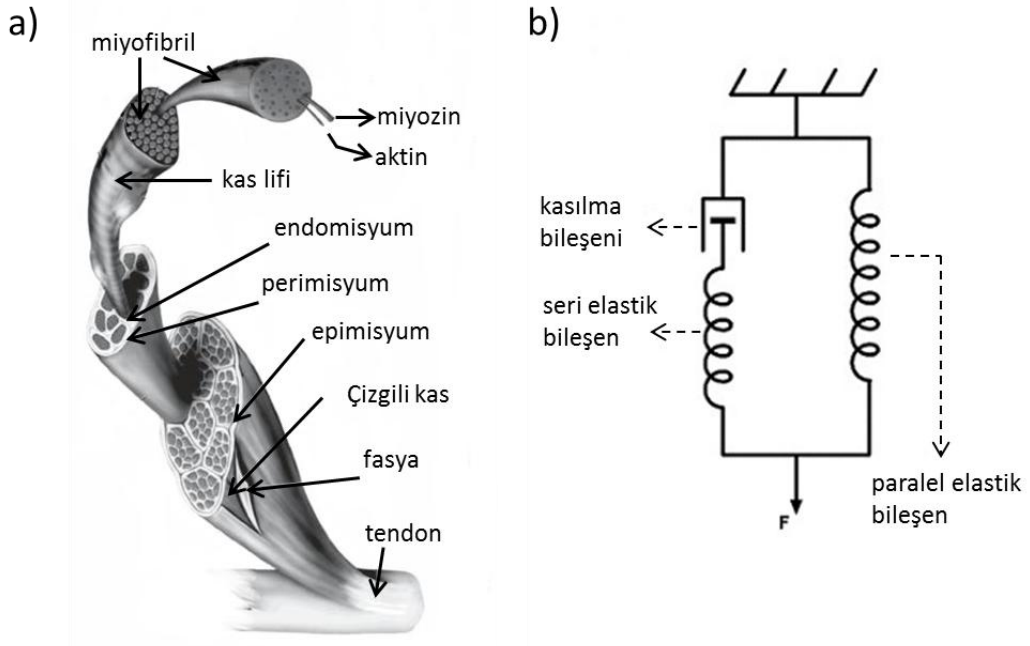
Histeresis: Doku gerilip arkasından gevşetildiğinde, gerilme sırasındaki stres-strain eğrisi ile gevşeme sırasındaki stres-strain eğrisi üst üste gelmez. Bu durum viskoelastik yapılarda gerilme sırasında oluşan kalıcı deformasyondan kaynaklanır (Şekil 7c).



Şekil 7. Viskoelastik malzemelerin stres ve deformasyon özellikleri: a) Stres gevşemesi b) Deformasyon artışı c) Histeresis

1.2.5. Kasın Viskoelastik Modeli ve Elektromekanik Gecikme ile İlişkisi

Kasın kasılma özellikleri viskoelastik bir model olan Hill modeli ile açıklanmaktadır (Şekil 8b). Bu model üç bileşenden oluşmaktadır: Doğrusal bir yay elastik bileşeni, piston ise viskoz bileşeni temsil eder. Üçüncü bileşen ise sürtünme kuvvetidir. Sürtünme kuvveti, kasın ve tendonun viskoz ve elastik etkilerinden çok daha küçük olduğundan genellikle ihmal edilir. Modelde piston ile gösterilen kasılma bileşeni sarkomerdeki çapraz köprü etkileşimini temsil eder ve kasın kuvvet-uzunluk ve kuvvet-kasılma hızı özelliklerini belirler. Kasılma bileşenine seri ve paralel olarak bağlı iki yay bulunur. Bu yaylardan seri bağlı olan, seri elastik bileşeni; paralel bağlı olan ise paralel elastik bileşeni temsil eder [24, 75].



Şekil 8. Kas-tendon kompleksinin viskoelastik modeli. a) Kas yapısındaki bileşenler b) Kas-tendon modelindeki bileşenler. (Bu şekil W. Whiting ve S. Rugg, Dynatomy, 2006 kitabından değiştirilerek kullanılmıştır) [89]

Paralel elastik bileşen, kas yapısında bulunan ve elastik özelliklere sahip bağ dokusunu ve kas içinden geçen sinir ve damar demetlerini modellemektedir (Şekil 8a) [46]. Seri elastik bileşen, pasif ve aktif olmak üzere iki tipe ayrılabilir. Pasif seri elastik bileşen, tendon ve aponeuroz yapıları, aktif seri elastik bileşen ise sarkomer içerisindeki titin proteini gibi elastik özelliklere sahip yapılara karşılık gelmektedir [36].

Hill modelinde, kasa gelen tek bir aksiyon potansiyelinin oluşturduğu seğirmenin, ardışık gelen aksiyon potansiyellerin ürettiği kasılmadan (tetanus) neden daha küçük olduğunu açıklayan iki faktör bulunmaktadır. Birincisi, tek bir aksiyon potansiyeli kasa ulaştığında sarkoplazmik retikulumdan salgılanan kalsiyum miktarı, çapraz köprülerin tamamının ince flamente bağlanmasına yetmemektedir. Oysa arka arkaya gelen aksiyon potansiyelleri, maksimum kuvvete ulaşabilecek şekilde hücre içi kalsiyum birikmesini sağlamaktadır [2]. İkincisi, elektromekanik gecikmenin nedenini de açıklayan mekanizmadır ve bu mekanizma şu şekilde açıklanır: Aksiyon potansiyelinin kasa ulaşmasından 4 milisaniye sonra kasılma bileşeni (sarkomer) maksimum gerilimine ulaşmaktadır. Oysa oluşturduğu sarsı kuvvetinin başlangıcı yaklaşık 30 ms sonra görülmektedir. Çünkü kasılma bileşeni tarafından üretilen kuvvet, seri elastik bileşene iletile bile bu kuvvetin ekleme yansıyabilmesi için bir yay gibi davranan seri elastik bileşendeki boşluğun alınması gerekmektedir [4, 16, 46, 70, 71]. Seri elastik bileşendeki bu boşluğun alınıp kuvvetin iletimi sağlandığında ise kasılma bileşeninin aktivasyonu azalmaya başlamıştır. Bu nedenle tek bir aksiyon potansiyeli sonucu oluşan seğirme kuvvetinin maksimuma ulaşması imkansızdır. Aksiyon potansiyellerinin art arda gelmesi

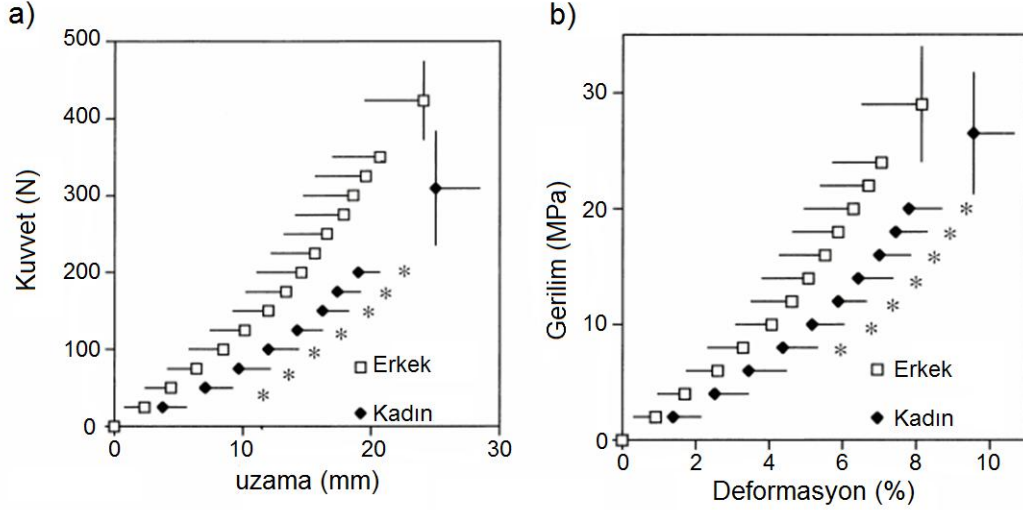
durumunda ise kasılma bileşeninin ilk aktivasyonu ile boşluk alınmıştır ve ardı sıra gelen aksiyon potansiyelleri kuvvetin maksimum seviyeye ulaşmasına olanak verir.

1.2.6. Kas ve Tendon Yapısında Cinsiyete Göre Farklılıklar

Kadın ve erkeklerin, kas ve tendonlarının kesit alanı, kas boyu ve kas liflerinin açısı gibi fiziksel özelliklerinin farklı olduğu bilinmektedir. Kadınlarda kas lifi demetlerinin boyu erkeklere oranla daha uzun iken, erkeklerde lif kalınlığı ve liflerin yatay ile yaptığı açı (pennation açısı) daha büyüktür [1, 17, 53]. Bu yapı erkeklerin maksimum kuvvetlerinin kadınlara oranla daha büyük olmasının nedenlerinden biridir.

Kas kütlesinin etkilediği bir diğer özellik, kas gerginliğidir. Kas kütlesinin daha fazla olması, çapraz köprü sayısının daha fazla olması dolayısıyla gerginliğin ve maksimum kuvvetin daha yüksek olması anlamına gelmektedir [47, 49, 66]. Buna göre erkeklerin kas yapılarının gerginliğinin, kadınlara göre daha yüksek olduğunu belirten araştırmalar da bulunmaktadır [10, 29, 53].

Tendonun yapısına bakıldığında da kadın ve erkek arasında farklılıklar olduğu görülmektedir. Günümüzde manyetik rezonans görüntüleme ve ultrasonografi cihazları ile yapılan birçok ölçümde, gerginlik, Young modülüsü gibi mekanik özellikleri belirleyen parametrelerin kadınlarda erkeklere oranla daha düşük olduğu gösterilmiştir [53, 73]. Aynı zamanda tendonun yapısının viskoelastik özelliğinden kaynaklanan, kuvvet ve boy ilişkisindeki histeresis ve deformasyon (strain) ve stres arasındaki ilişkide erkek ve kadında farklılıklar göstermektedir [14] (Şekil 9a ve 9b).



Şekil 9. Kadın ve erkek tendonlarındaki mekanik farklılıklar. Kubo ve arkadaşlarının yayınladığı bu araştırmada: a) Kas kuvveti tendondaki uzama arasındaki ilişkinin kadın ve erkek arasındaki farkı. b) Gerilim (kas kuvveti/tendon kesit alanı) ile deformasyon (uzamanın ilk boya oranı) eğrisinin kadın ve erkek arasındaki farkı. Yıldız (*) işareti, farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir. Veri noktalarından çıkan düz çizgiler hata aralıklarını göstermektedir (Kubo, 2003 makalesinden uyarlanmıştır) [53].

Tendonun viskoelastik yapısının cinsiyetler arasında farklılık göstermesinin bir diğer nedeni de hormonal farklılıklardır. Östrojen hormonunun kollojen sentezini inhibe ettiği bilinmektedir [48, 67]. Elastinin tersine tendon dokusunun daha gergin bir yapıya dönüşmesini sağlayan kollojen miktarının kadınlarda daha az olması, mekanik özelliklerini doğrudan etkilemektedir.

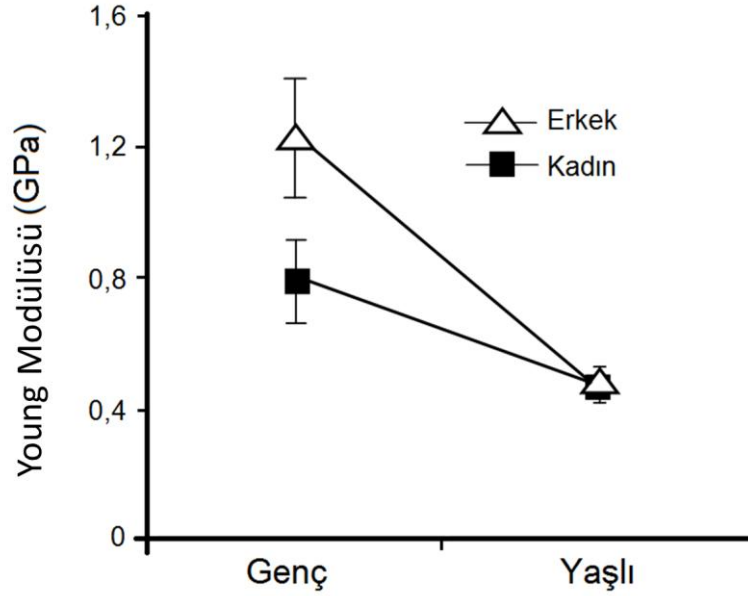
Elektromekanik gecikme, kas-tendon kompleksinin viskoelastik yapısı ve gerginliği ile ilişkilidir. Bazı araştırmacılar, kadınların elektromekanik gecikme değerlerinin erkeklere oranla daha yüksek bulunmasına kanıt olarak, kadınların kas ve tendonlarının gerginliğinin erkeklere oranla daha düşük olmasını göstermektedir [4, 91, 95]. Winter ve arkadaşları yaptığı bir araştırmada, yüklenme süresi diye

tanımladıkları elektromiyografideki aktivite artışının başlangıç anı ile kasta gerilimin oluşması arasında geçen sürenin (kasılma bileşeninin aktivitesi) erkeklerde daha kısa olduğunu rapor etmişlerdir [91]. Bu sonucu, biyokimyasal nedenlerden dolayı çapraz döngü mekanizmasının kadınlarda daha yavaş olması ile ilişkilendirmişlerdir. Moore ve arkadaşlarının yaptığı bir araştırmada ise elektromekanik gecikme, uyarı ile EMG artışının başlangıcı arasında geçen süre olan motor öncesi zaman ve eklem hareketi ile uyarı arasındaki zaman olan toplam motor zaman arasındaki farktan hesaplanmıştır [70].

1.2.7. Yaşlanma ile Kas ve Tendon Mekanikliği Arasındaki İlişki

Yaşlanmanın kas üzerinde güç, maksimum kuvvet ve dayanım üzerinde negatif etkileri olduğu bilinmektedir. Güç ve dayanıklılıktaki bu düşüşün kırklı yaşlardan sonra başladığı gösterilmiştir [62]. Yaşlanmayla görülen bu değişim kadın ve erkeklerde aynı şekildedir ve hem alt uzuvlarda, hem de üst uzuvlarda ölçülen kas boyu, kesit alanı gibi parametrelerde görülen azalma ile doğrulanmıştır [26, 62]. Aynı zamanda yaşlı ve genç bireylerin motor birim EMG verileri karşılaştırıldığında, yaşlılarda yüksek ateşleme hızlarından (40 Hz), düşük ateşleme hızlarına (10 Hz) doğru bir kayma gözlemlenmiştir [86]. Bu kasın gücünün miktarıyla doğrudan ilişkili olan hızlı-sarsılı (fast-twitch) motor birimlerin sayısında azalma olduğunu göstermektedir. Bu sonuç histolojik araştırmalarla da desteklenmektedir [22]. Yaşlanmayla beraber kas özelliklerinde görülen bir diğer değişim, maksimum kılma hızındaki azalmadır [51]. Bu azalma kasılma bileşenleri olan sarkomerlerin miktarındaki azalmayı işaret etmektedir. Bir tek denemede ulaşılan maksimum

kuvvet (strength) de kadın ve erkeklerde yaşlanmayla beraber azalmaktadır [60, 61, 93]. Maksimum kuvvetin otuzlu yaşlara kadar tepe noktaya ulaştığı sonra azaldığı tespit edilmiştir [54].



Şekil 10. Tendonun Young modülüsünün genç ve yaşlılar arasında karşılaştırılması. Burgess ve arkadaşlarının yaptığı bu araştırmada iki farklı cinsiyette, genç ve yaşlı bireylerin tendonlarının Young modülüsü karşılaştırılmıştır (Burgess, K.E., 2009 makalesinden uyarlanmıştır) [15].

Kas-tendon kompleksinin pasif elastik bileşeni olan tendonda da yaşlanmayla beraber yapısal değişimler meydana gelmektedir. Yaşlanma sürecinde kolajen dokunun, stres ve Young modülünde azalmaya neden olduğu gösterilmiştir [11]. Burgess ve arkadaşları da, yaşlanmayla beraber tendonun elastiklik modülünün azaldığını rapor etmişlerdir [15]. Bunun anlamı yaşlanmayla beraber tendonun daha gevşek bir yapıya dönüşmesidir (Şekil 10).

Literatüre bakıldığında Grosset ve arkadaşlarının [30] 7-11 yaş aralığındaki

çocuklarda yaptıkları araştırma elektromekanik gecikmenin yaş arttıkça azaldığını göstermiştir. Yavuz ve arkadaşlarının 2010 yılında yayınladığı bir makalede yük hücreleri ile ölçülen elektromekanik gecikme değerlerinin yetişkinlerde yaşlanma ile arttığı gösterilmiştir [92]. Yukarıda bahsedilen kas ve tendon yapısının mekanik özelliklerinin yaş ile değişimini gösteren araştırmaların sonuçlarından da yararlanarak, viskoelastik özelliklere sahip kas ve tendon yapısının uzun yıllar kasılıp gevşemesinden dolayı kalıcı bir deformasyona uğradığı ve dolayısıyla daha gevşek bir yapıya dönüştüğü söylenebilir. Ancak, deformasyon artışı tek başına yaşlanma ile tendon ve kas yapısında meydana gelen gerginlik azalışını ve dolayısı ile elektromekanik gecikme artışı açıklayamaz. Histolojik bazı araştırmaların da gösterdiği gibi yaşlı bireylerdeki lif tipi dağılımındaki değişim [20, 54], kas lifi kesit alanındaki azalma [27, 56] ve tendonun sertliğini belirleyen kollajen miktarındaki azalma da yaşlı bireylerin kas gerginliğinin azalmasına neden olmaktadır [44]. Ayrıca yaşlanma ile eklemden meydana gelebilecek osteoarthritis gibi işlevsel bozukluklar da elektromekanik gecikmede artışa neden olabilecek faktörler arasında olabilir.

1.2.8. Elektromiyografi ve Elektriksel Uyarı Sonrası Cevaplar

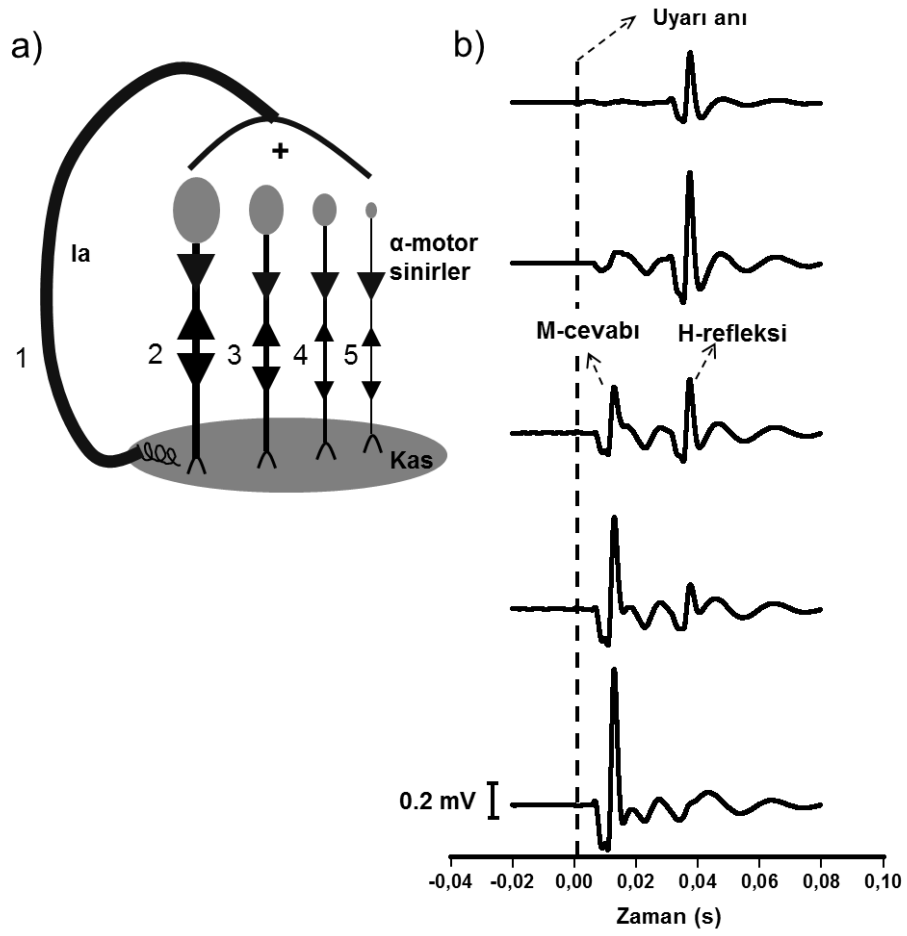
Elektromiyografi (EMG) iskelet kaslarının kasılması sırasında ortaya çıkan elektriksel aktivitenin kayıdır. Deri üzerinden yüzeysel elektrotlar ve kas içinden iğne elektrotlar ile elektromiyografi kaydı alınabilir. Yüzeysel elektrotlar ile kaydedilen elektromiyografi, 20-500 Hz aralığında frekansları içeren bir banda sahiptir [84]. Bu nedenle sayısal kaydı sırasında örnekleme hızı Nyquist kuralı ile, 1000 nokta/saniye ve üstü olarak belirlenmelidir [84]. Bütün biyolojik sinyallerin

kaydında olduğu gibi elektromiyografi kaydında da fark yükselteçleri kullanılır. Bu sayede gürültü gibi ortak sinyallerin biyolojik sinyal içerisindeki oranı azaltılabilir [24]. Deri ile kas arasındaki yağ dokusu gibi kapasitif özelliklere sahip dokular alçak geçiren filtre gibi davranır. kas içi kayıtlarda bu gibi faktörler ortadan kalkacağından, elektromiyografi sinyalinin frekansı (100-10000 Hz) yüzeyden kaydedilen elektromiyografi sinyaline oranla daha yüksek frekanslı bir banda sahiptir [84].

Elektromiyografi sinyali, klinik çalışmalarda tanı koymak için, spor bilimleri, biyomekanik araştırmalarında ve fizyologlar tarafından ise motor sinir sisteminin ve kasın çalışmasının araştırılmasında kullanılmaktadır. Bu araştırmalarda, uyarı etrafı refleks kaydı sıklıkla kullanılan yöntemlerdendir. Refleks motor havuzun uyarılabilirlik düzeyini göstermesi açısından önemli bir irdeleme yöntemidir. Aynı zamanda refleks genişliğinde meydana gelen değişiklikler presinaptik yolların katkısını göstermesi açısından önemlidir [77].

Kası inerve eden bir sinirin elektrik ile uyarılması sonucu iki cevap gözlenmektedir. Geç sürede gözlenen, kas içiği aferent aksonlarının (Ia aferenti) uyarılmasıyla ortaya çıkan refleksi, Hoffman refleksi (H refleksi) olarak adlandırılır. Daha kısa sürede gözlenen cevap ise alfa motor aksonlarının doğrudan uyarılması ile ortaya çıkan M cevabıdır [24, 77]. Farklı kalınlıklardaki aksonlara sahip alfa motor sinirleri ve kas içiği sensörünün aferent aksonu (Ia), uyarı şiddetine bağlı olarak belli bir sırada uyarılırlar [24]. Düşük uyarı şiddetlerinde önce kalın aksone sahip Ia aferenti uyarılacaktır. Şiddet arttırıldıkça en kalın aksondan başlamak üzere sırayla en inceye doğru alfa motor aksonları da uyarılabilmektedir (Şekil 11a). Motor aksonların uyarılmaya başlaması ilginç bir sonuç doğurmaktadır. Alfa motor aksonu

boyunca kasa doğru (ortodromik) ve ters yönde (antidromik) aksiyon potansiyeli yayılır. Kas yönünde ilerleyen aksiyon potansiyelleri kası doğrudan inerve ederek M cevabını oluşturur. Bu sırada ters yönde ilerleyen aksiyon potansiyelleri, la aferentinin alfa motor aksonu uyarması ile ortaya çıkan aksiyon potansiyelleri ile çarpışarak sönümlenmesini sağlar. Bu durumda la aferentlerinin uyarılması sonucu ortaya çıkan H refleksin genliğinin azalmasına neden olur. Elektrik uyarı şiddeti arttırılmaya devam edilip maksimum uyarı şiddetine ulaşıldığında artık tüm motor sinir aksonları doğrudan uyarılır ve M cevabı maksimum genliğine ulaşırken H refleksi ortadan kaybolur (Şekil 11b).



Şekil 11. M cevabı ve H refleksi. a) Ia aferenti ile alfa motor sinirlerin bağlantısının şematik gösterimi. Elektrik uyarı sırasında aksonlar en kalından en inceye doğru sırayla uyarılırlar (1, 2, 3, 4, 5). b) Uyarı etrafı EMG ortalaması (-40 ms ile 100 ms arası). Yukarıdan aşağıya doğru uyarı şiddeti artmaktadır.

Bu tezde de tüm motor aksonların uyarıldığından emin olmak için verilen elektriksel uyarı sonrasında maksimum M cevabına ulaşıp ulaşılmadığı gözlenmiştir.

1.2.9. İvme sensörleri

Hareket halindeki bir cismin hızı zaman içerisinde değişiyor ise bu değişimin

hızı o cismin ivmesi olarak adlandırılır. Cisimlerin hareketleri sırasındaki ivmelerini doğrudan ölçen ve bunu elektrik sinyallerine dönüştüren sensörler günümüzde bilimsel araştırmalarda, sanayide birçok cihazda ve günlük yaşamda kullanılmaktadırlar. Temel olarak belli bir kütleyle sahip bir cismin sensör muhafazasının tabanına bir yay ile sabitlenmesi ve ivmelenme sırasında kütleli pozisyonundaki değişimin algılanması prensibine dayanır (Şekil 12). Günümüzde bu sensörler mikro elektromekanik üretim teknikleri ile üretilmektedirler. Yapılarına göre farklı türde ivme sensörleri bulunmaktadır. Bunlardan sıkça kullanılanlar şunlardır [28]:

Kapasitif: İki metal yüzey arasındaki mesafenin harekete bağlı olarak değişmesi ile değişen kapasitansın çıkış sinyalindeki voltajı değiştirmesi prensibi ile çalışmaktadır.

Resistif: Sensör muhafazası içerisinde bulunan çok ince tellerin ivmelenme sırasında bükülerek kesit alanlarının değişmesi ve buna bağlı olarak dirençlerinin değişmesi prensibine dayanır.

Piezoresistif: Hızdaki değişimin piezoelektrik malzeme üzerinde yarattığı stresin elektrik sinyallerine dönüştürülmesi ile çalışır.

Hall effect: Hareket sırasında yerin manyetik alanından kaynaklanan küçük değişimleri algılayarak bunları elektrik sinyallerine dönüştüren sensörlerdir.

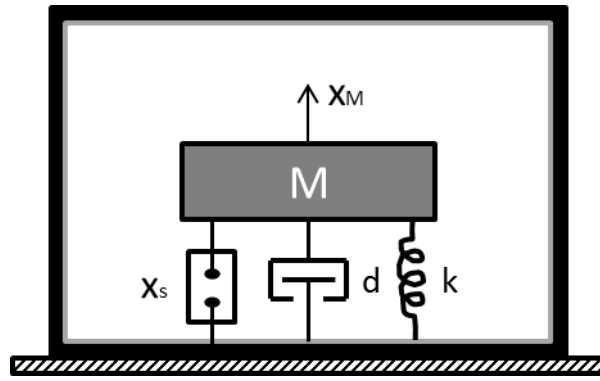
İvme ölçer sensörlerin kullanım amacına göre dikkat edilmesi gereken üç önemli parametresi şunlardır:

Çözünürlük: Algılanan ivmedeki değişim başına sensörün çıkışında ölçülen voltaj değişimi miktarıdır (volt/g).

Cevap süresi: İvmeye meydana gelen değişime sensörün ne hızda cevap verdiği.

Ölçüm aralığı: Sensörün maksimum ve minimum ölçebildiği ivme miktarıdır.

İvme ölçer sensörler ayrıca ölçüm eksenlerine göre de sınıflandırılmaktadırlar. Bir, iki veya üç eksenli ivme değişimlerini algılayabilen sensör seçenekleri bulunmaktadır. Bu tezde de MEMS türü iki eksenli ivme ölçer sensör kullanılmıştır.



Şekil 12. Bir ivme sensörünün temel yapısı. x_M kütleli yer değiştirmesi, x_s potansiyometredeki yer değiştirme, d piston (salınımı engellemek için), k yay. (Ghosh A.K., 2009 "Introduction to measurements and instrumentation" dan yararlanılarak çizilmiştir) [28].

2. GEREÇ ve YÖNTEM

İnsan kasındaki elektromekanik gecikmeye etki eden faktörlerin araştırılması insan gönüllüler üzerinde ve sadece laboratuvar materyali kullanılarak yapılan deneysel bir araştırmadır. Bu nedenle Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi'nde yer alan etik ilkeler de dikkate alınarak Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma Etik Kurulu'nun 18.10.2007 tarihli ve 07-10.1/9 sayılı izni ile yapılmıştır.

Deneylerde herhangi bir ilaç veya invaziv bir yöntem kullanılmamıştır. Etik kurallar çerçevesinde gönüllülere deney öncesinde kendilerine uygulanacak ölçüm yöntemi ayrıntılı olarak anlatılmış ve "bilgilendirilmiş gönüllü olur formu" okutulup imzalatılmıştır. Kayıtlar Ege Üniversitesi Beyin Araştırmaları ve Uygulama Merkezi Gender Reflex Laboratuvarı'nda alınmıştır.

2.1. Örneklem ve Seçilme Kriterleri

Herhangi bir kas veya nörolojik rahatsızlığı bulunmayan, herhangi bir spor dalıyla aktif olarak ilgilenmeyen ve sedanter yaşam tarzı olan, yaşları 18 ile 60 arasında değişen 12 erkek, 12 kadın gönüllü araştırmaya alınmıştır. Son 6 aylık dönemde düzenli olarak kas gevşetici kullanan gönüllüler araştırma dışında tutulmuştur.

Gönüllülerden deney öncesi son 12 saat içinde kafein içeren içecekler içmemeleri ve nikotin almamaları istenmiş ve her katılımcının benzer fiziksel aktiviteleri gösterdiği öngörülerek ölçümler yaklaşık olarak günün aynı saatinde yapılmıştır.

2.2. Ölçüm Düzeneği ve Özellikleri

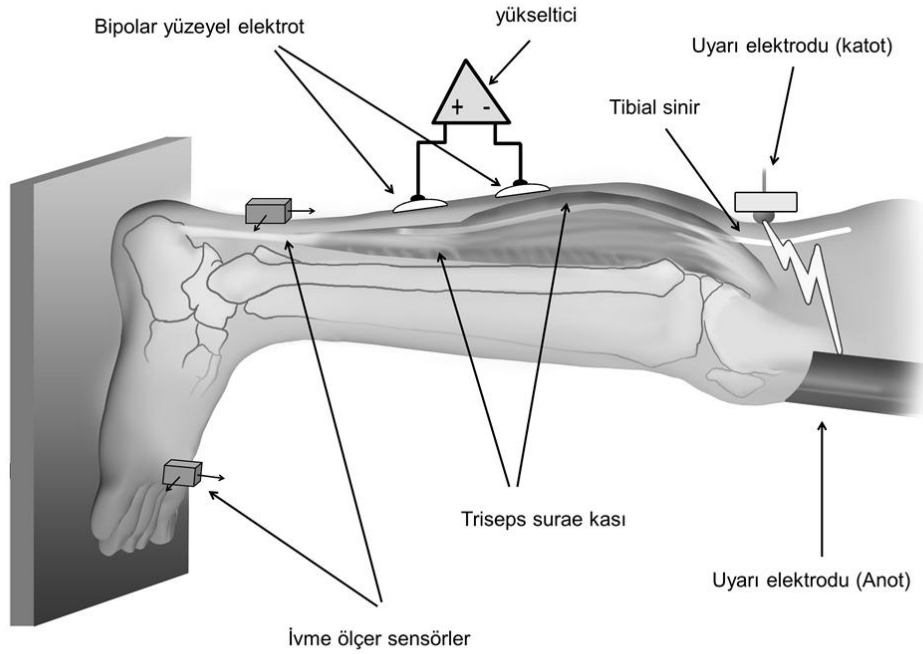
Deneylerde tendon ve metatars üzerine yerleştirilen ivme algılayıcılar sayesinde de elektromekanik gecikme iki farklı noktadan ölçülmüştür. Metatars üzerine yerleştirilen ivme ölçer toplam gecikmeyi ölçmede kullanılırken, aşil tendonu üzerine yerleştirilen ivme ölçer algılayıcı eklemde önceki elektromekanik gecikmenin tespitinde kullanılmıştır. İki gecikme arasındaki fark ise eklemin mekanik yapısından kaynaklanan gecikmenin hesaplanmasında kullanılmıştır.

Deney düzeneğinde mekanik hareketi sağlayan kas grubu üzerine yerleştirilmiş yüzeyel elektrotlar ve bir yükselteç aracılığı ile katılımcılardan elektromiyografi sinyalleri de mekanik hareketin kaydı ile eş zamanlı olarak kaydedilmiştir. Şekil 13' de deney düzeneğindeki elektrotlar ve sensörlerin yerleşimleri şematik olarak gösterilmiştir.

Sinyal kayıt sisteminin ana yapısı CED (Cambridge Electronic Design Limited, Unit 4, Science Park, Milton Road, Cambridge CB4 0FE, ENGLAND) firmasının 8 kanallı 1902 yükselteci ile 8 kanallı power 1401 analog/dijital dönüştürücüsünden oluşmaktadır. Yükselteç 10 G Ω giriş empedanslı ve 50 Hz için 100 dB CMRR (ortak giriş bastırma oranı) değerlerine sahip, analog dijital dönüştürücü ise 16 bit çözünürlükte saniyede 625.000 örnek alabilen özelliktedir (Şekil 14).

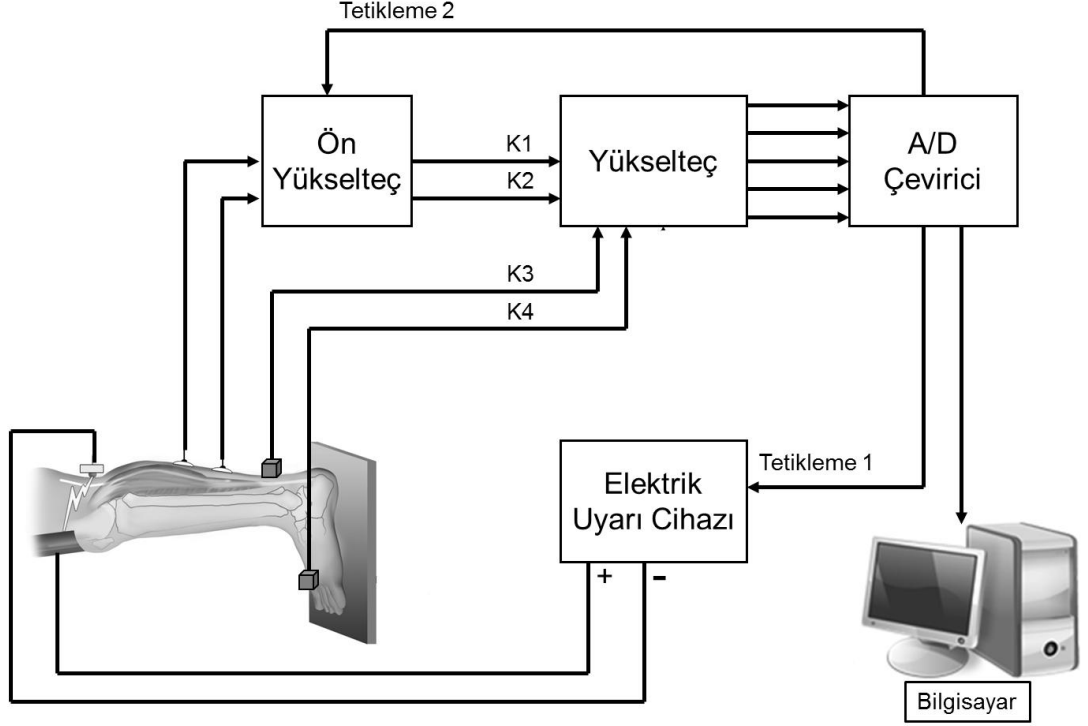
Elektromiyografi sinyalindeki uyarı artefaktını ortadan kaldırmak amacıyla kazancı 1 olan ayrı bir ön yükseltici de kayıt sisteminde kullanılmıştır. Şehir şebekesinden kaynaklanan gürültüyü ortadan kaldırabilmek ve daha temiz sinyaller elde edebilmek amacıyla bu ön yükseltici sistem iki adet 12 Voltluk akü ile çalışmaktadır. Bu sistem elektrik uyarıcısından kaynaklanan artefaktı ortadan

kaldırmak amacıyla yükselteç kazancını istenilen süre çok düşük seviyelere düşürerek ($G \ll 1$) artefaktın oluştuğu andaki sinyali zayıflatmaktadır. Bunun için sistemde kullanılan bilgisayar elektrik uyarıcısına tetikleme sinyali göndermeden 1 milisaniye önce ayrı bir tetikleme sinyali göndererek artefakt zayıflatma sistemini devreye sokar. Böylece elektrik uyarıcısının oluşturduğu artefaktın kaydedilmek istenen sinyale karışması önlenir.



Şekil 13. Elektromekanik gecikme ölçümü deney düzeneği, elektrotlar ve sensörlerin yerleşimleri.

Elektrik uyarıcısı olarak Digitimer firmasının (Digitimer Ltd, 37 Hydeaway Welwyn, Garden City, Hertfordshire, AL7 3BE, England) DS7A sabit akım uyarı cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz 0-100 mA genlikli, 50-2000 μ s süreli pulslar verebilmektedir.



Şekil 14. Kayıt sisteminin blok diyagramı.

Şekil 14 sensör ve elektrotlar ile cihazların arasındaki bağlantı şemasını göstermektedir. Yüzeysel elektromiyografi sinyali, ön yükseltece girdikten sonra K1 ve K2 yolları ile asıl yükseltmenin yapıldığı izole fark yükseltecine gelmektedir. İvme sensörlerinden gelen sinyaller (K3, K4) yükseltecin normal fark girişine gelmektedir. Analogtan dijitale çevirici (A/D çevirici), ara yüz programında belirlenen 1-3 s aralığında rasgele aralıklar ile elektrik uyarı cihazına tetik sinyali (Tetikleme 1) göndererek, tibial sinirin elektriksel olarak uyarılmasını sağlamaktadır. Fakat bu tetiklemeden 1 milisaniye önce ön yükseltece tetik sinyali göndererek (Tetikleme 2) uyarı anında ön yükseltecin kazancını sıfıra yakın bir değere çekerek elektriksel artefaktı önlemektedir.

2.3. Katılımcılardan kayıt alma yöntemi

Her bir katılımcı, özel hazırlanmış bir muayene masasına yüzüstü yatırıldı. Baskın olarak kullandıkları ayaklarını, ayak bileği 90 derecelik bir açıda olacak şekilde metal plakaya dayamaları istendi. Deney boyunca katılımcıların ayakları, plaka üzerinde sabit kalması ve ayak bileği açısının değişmemesi için yapışkan bant ile sabitlendi.

Elektromiyografi sinyali, gastroknemius ve soleus kaslarından oluşan triseps surae kas grubundan alındı. Yüzeysel bipolar Ag/AgCl elektrotlardan biri gastroknemius kasının iki başı arasına, diğeri ise 6 cm distalinde soleus kası üzerine yerleştirildi (14 ve 15). Referans elektrotu olarak ise "lip clip" elektrotu kullanıldı [83]. Bu elektrot gümüş bir tele özel bir şekil verilerek yapılmaktadır. Elektrot deneğin alt dudağına yerleştirilerek referans noktasının vücutta empedansın düşük olduğu noktadan alınması sağlandı.

Elektriksel uyarılar, Triseps Surae kasını inerve eden tibial sinire monopolar uyarı elektrotu ile verildi. Anot, 10 x 13 cm boyutlarında geniş bir yüzeye sahip bakır plakadan, katot ise tek bir noktada akımı yoğunlaştıracak şekilde 1 cm çaplı ucu küt bir bakır çubuktan oluşmaktadır. Anot diz ekleminin hemen üzerine yüzeyin şeklini alacak biçimde bükülerek, katot ise diz ekleminin arkasındaki poplitea fossa bölgesine yerleştirildi (14).

Kası inerve eden sinirin elektriksel olarak uyarılması ile kastaki kasılmanın sonucu oluşan seğirme hareketi ivme algılayıcı sensörler ile ölçüldü. Bu sensörler, maksimum cevap frekansı 3 KHz olan iki eksenli mikro elektro mekanik (MEMS) ivme ölçer (ADXL311, Analog Devices Norwood, MA 02062-9106, U.S.A)

sensörlerdir. Şekil 14' de de görüldüğü gibi ivme sensörleri aşil tendonu ve metatars olmak üzere iki noktaya yerleştirildi.

Elektromiyografi sinyali yükseltecin izole fark yükselteci girişinden, maksimum üstü uyarılardan kaynaklanabilecek satürasyonlardan kaçınmak için 300 yükseltme kazancı ile kaydedildi. Örnekleme hızı 2000 örnek/saniye olarak belirlendi. Elektromiyografi sinyali için kesim frekansları alçak geçiren filtre için 500 Hz, yüksek geçiren filtre için 20 Hz olarak ayarlandı. Aynı zamanda kayıt sırasında 50 Hz notch filtre kullanıldı. İvme ölçer sinyalleri ise 1000 yükseltme faktörü ve 10000 örnek/saniye örnekleme hızı ile kaydedildi. Şekil 15' de deney düzeneği elemanları arasındaki bağlantı şeması gösterilmiştir.

2.4. Deney Protokolü

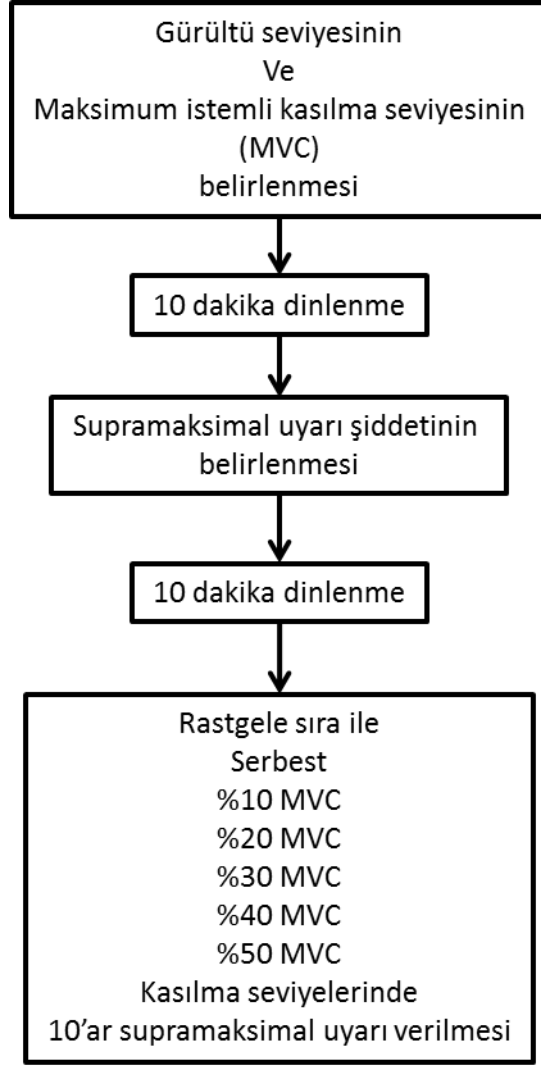
Deneye başlamadan önce her bir katılımcı bu deney için hazırlanmış ve etik komite onaylı gönüllü olur formunu okuyarak imzaladı. Elektrotlar yerleştirilmeden önce kas yüzeyi %70' lik alkol ile temizlenip, fizyolojik serum içerikli bir jel elektrot bölgelerine sürülerek elektrot ile cilt empedansının 10 k Ω 'un altına düşmesi sağlandı.

İlk olarak her bir katılımcının maksimum istemli kasılma seviyesi ve kas tamamen serbest durumda iken elektromiyografi sinyal seviyeleri kaydedildi. Maksimum istemli kasılma ve serbest elektromiyografi seviyeleri belirlenirken, tam dalga doğrultulmuş ve 0.8 s zaman sabiti ile düzleştirilmiş (smoothed) elektromiyografi kullanıldı. Daha sonra katılımcının kasını ne kadar kasma gerektiğini belirleyen geri bildirim ekranına, tam dalga doğrultulmuş ve

düzleştirilmiş elektromiyografi sinyali verildi. Katılımcılardan, bu geri bildirim ekranında gördükleri tam dalga doğrultulmuş ve düzleştirilmiş elektromiyografi sinyalini, kasılma şiddetini ayarlayarak, kendi maksimum istemli kasılma seviyelerinin belli yüzdelerini temsil eden çizgi üzerinde tutmaları istendi.

İkinci olarak her bir katılımcı için supramaksimal uyarı şiddeti belirlendi. Bu araştırmada supramaksimal uyarı maksimum M cevabının görüldüğü uyarı şiddetinin 1,5 katı olarak tanımlandı. Katılımcı kasını yaklaşık olarak %10 maksimum istemli kasılma seviyesinde kasarken, uyarı şiddeti yavaş yavaş arttırıldı. Bu sırada düşük uyarı şiddetlerinde, geç latanslı (~40 ms), Hoffman refleks cevabının (H refleks) ortaya çıktığı gözlemlendi. Uyarı şiddeti arttırılmaya devam edildiğinde, erken latanslı (~5-10 ms) M cevabının ortaya çıkmasıyla beraber, H refleksin küçüldüğü ve yok olduğu gözlemlendi. Bu aşamada M cevabının genliğinin daha fazla değişmediği uyarı şiddeti kaydedilerek, bu şiddetin 1,5 katı ile tibial sinir demeti yüzeyel olarak uyarıldı.

Katılımcılar, kas serbest durumda iken ve kendi maksimum istemli kasılma seviyelerinin %10, %20, %30, %40 ve %50' sinde kaslarını kasarlarken kayıt alındı. Katılımcılara kaslarını kasmaları gereken seviye, önlerine konan geri bildirim ekranında bir çizgi şeklinde rasgele sıra ile verildi. Her bir kasılma şiddetinde 10' ar adet supramaksimal uyarı verildi. Şekil 15'de deney protokolünün şematik gösterimi görülmektedir.



Şekil 15. Deney protokolü. Şekil deneyde izlenen aşamaları blok diyagram olarak göstermektedir.

2.5. Analiz

Deneyler sırasında kaydedilen sinyaller, daha sonra Cambridge Electronic Devices firmasının geliştirdiği Spike2 programının 7. versiyonu ile analiz edildi.

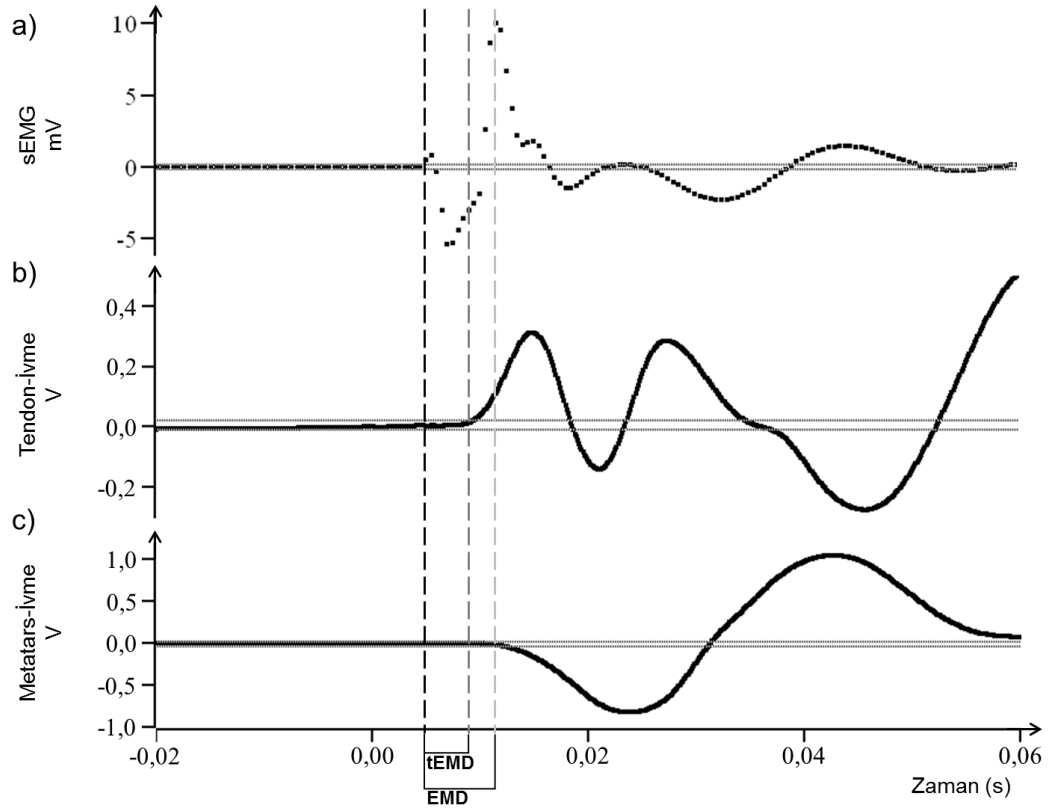
2.5.1. Elektromekanik Gecikme Ölçümü

Bu araştırmada elektromekanik gecikme, kasta meydana gelen elektriksel

aktivitenin başlangıç noktası (M cevabının başlangıç noktası) ile, kasın bağlandığı eklemde hareketin oluşması (ivme sensörlerinden gelen sinyalde meydana gelen sapmanın başlangıç noktası) arasında geçen süre olarak tanımlandı.

Tüm kasılma şiddetlerinde (serbest, %10, %20, %30, %40, %50) verilen, 10 uyarı için elektromiyografi ve ivme sinyallerinin uyarı etrafında -100 ile +50 ms aralığında ortalamaları alındı. Elektromiyografi sinyalindeki M cevabının ilk sapma noktası ile ivme sinyallerindeki uyarı sonrası görülen değişimin ilk sapma noktası arasındaki süre elektromekanik gecikme olarak kaydedildi. Sapma noktalarının tespiti için, uyarı öncesi sinyalde meydana gelen maksimum değişim hata aralığı olarak belirlendi. Uyarı sonrasında bu hata aralığını geçen yükselme veya düşmenin başladığı ilk nokta sapma noktası olarak kaydedildi (Şekil 16).

Eklem yapısının elektromekanik gecikme üzerine etkisini araştırmak için, M cevabının ilk sapma noktası ile metatars üzerine yerleştirilen ivme sensöründen alınan sinyalin ilk sapma noktası arasındaki süre elektromekanik gecikme, tendon üzerine yerleştirilen ivme sensöründen alınan sinyalin ilk sapma noktası arasındaki süre tendonun elektromekanik gecikmesi olarak kaydedildi. Bu iki gecikmenin farkı ile hesaplanan süre ise eklem yapısından meydana gelen gecikme olarak kaydedildi ($eEMD = EMD - tEMD$).

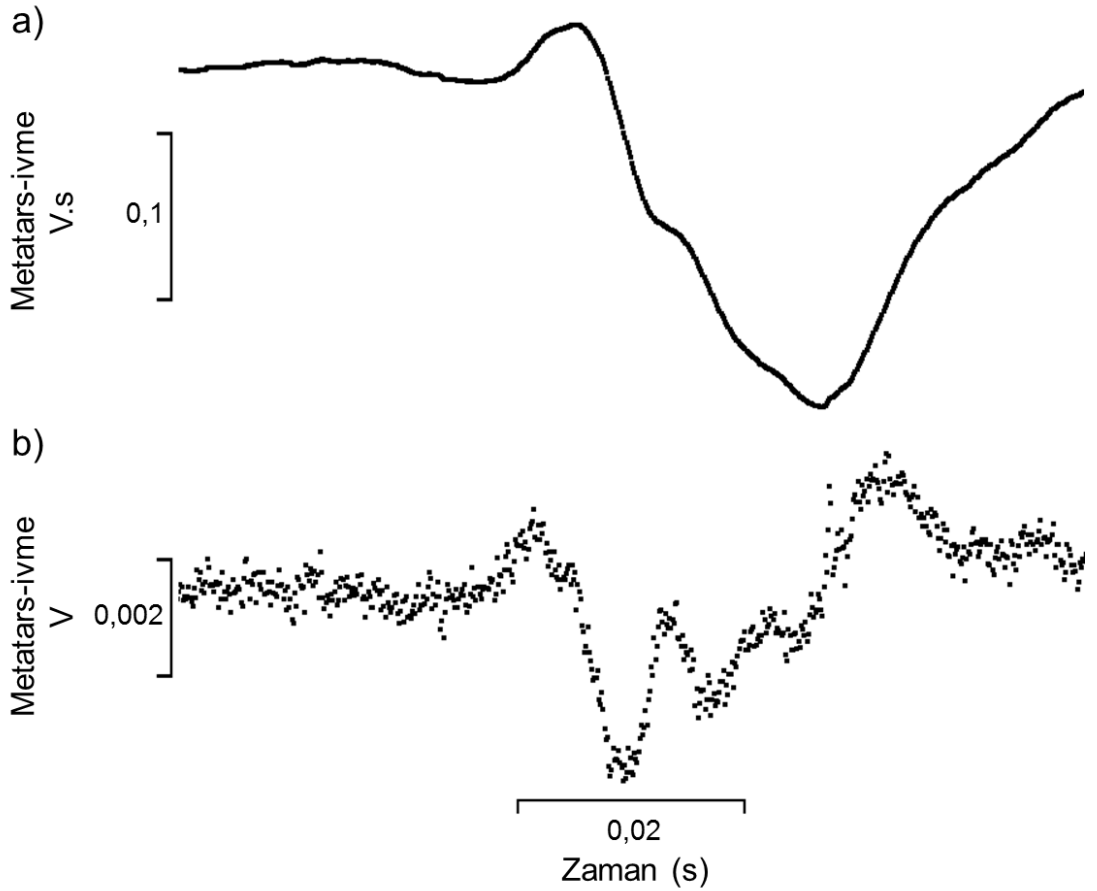


Şekil 16. Elektromekanik gecikme' nin ivme sensörü ile belirlenmesi. Üç grafikten en üstteki, triceps surae kasından alınan EMG sinyalinin, ortadaki aşil tendonu üzerine yerleştirilen ivme sensöründen gelen sinyalin, en alttaki ise metatars üzerine yerleştirilen ivme sensöründen gelen sinyalin 10 uyarı etrafındaki ortalamasını göstermektedir. Gri yatay çizgiler uyarı öncesi hata aralıklarını vermektedir.

Özellikle yüksek kasılma şiddetlerinde, tremor gibi nedenlere bağlı olarak, ivme kayıtlarında meydana gelen sapmalardan dolayı uyarı sonrası oluşan sapmanın başlangıç noktasını tespit etmek oldukça güçtü. Bu nedenle ivme sinyalinin, CUSUM olarak bilinen analiz yöntemi ile [13, 23], yığınsal toplamı hesaplanarak, uyarı sonrası ivme sensöründe meydana gelen değişimin daha belirgin olması sağlandı (1. eşitlik) (Şekil 17). Eşitlikte " x_1 " ilk veri noktasını, "k" uyarı öncesi verilerin

ortalamasını ve “n” veri sayısını göstermektedir. Yiğinsal toplam “S” her veri noktasının ortalamadan farkının bir önceki fark ile toplanması ile hesaplanmaktadır.

$$\begin{aligned} S_1 &= x_1 - k \\ S_2 &= S_1 + (x_2 - k) \\ &\vdots \\ S_n &= S_{n-1} + (x_n - k) \end{aligned} \quad (1. \text{ e\u015fitlik})$$



Şekil 17. İvme sinyalindeki sapma noktalarının yiğinsal toplam tekniği ile belirgin hale getirilmesi. Altteki (b), yiğinsal toplam hesaplaması yapılmadan önce, üstteki (a) yiğinsal toplam hesabından sonraki metatars üzerine yerleştirilen ivme sensöründen gelen sinyalin (Metatars-ivme) 10 uyarı etrafında ortalamasını gösteren grafikdir.

Ölçümler sırasında başlangıç noktalarının doğru olarak belirlenebilmesi için grafiklerde çizgi grafik yerine her bir örnek noktası çizdirildi ve ilk sapma noktası bu noktalardan belirlendi.

2.5.2. İstatistiksel Analiz

Ön deneylerden elde edilen ortalama ve standart sapma değerlerinden yararlanılarak güç analizi (power analysis) yöntemi ile en uygun örneklem sayısı belirlendi. Ölçümler sonrasında elde edilen veriler, IBM (International Business Machine) firmasının bir yazılımı olan SPSS® paket programının 17.0.1 sürümü ile test edildi. Katılımcılar arası (cinsiyet, yaş) faktörleri arasındaki ilişki genel doğrusal model olan “tekrarlı ölçümler varyans analizi (ANOVA)” ile test edildi. Elektromekanik gecikmenin, cinsiyet ve yaş ile değişip değişmediği tek yönlü ANOVA ile araştırıldı. Olası tüm yaş grupları çiftleri arasındaki fark Fisher’ın korunmuş en küçük anlamlı fark (PLSD) posthoc analizi ile test edildi. Kasılma şiddetleri arasındaki ilişki ise eşleştirilmiş gruplar arası t-testi ile araştırıldı. Bütün istatistiksel analizlerde anlamlılık düzeyi $p=0,05$ olarak alındı ve ANOVA istatistiksel testleri yapılmadan önce dağılımın normalliği Q-Q grafik testi ile kanıtlandı.

3. BULGULAR

3.1. Faktörler Arası İlişki

Bireyler arası (cinsiyet, yaş), faktörleri arasındaki fark anlamlı olduğundan ($p < 0,05$), her bir faktör birbirinden bağımsız olarak test edildi.

3.2. Doğrudan motor cevap süreleri

Doğrudan motor cevap (M-cevabı) yani elektriksel aktivitenin başlangıç süreleri, kadınlarda ortalama $4,5 \pm 0,4$ ms, erkeklerde $4,8 \pm 0,6$ ms olarak bulunmuştur. Tek yönlü varyans analizi ile yaptığımız araştırmada; kadın ve erkek bireyler arasında, 18-30, 31-40, 41-50, 51-57 yaş gurupları arasında elektriksel aktivitenin başlangıç süreleri açısından istatistiksel bir fark olmadığı görülmüştür. Ayrıca kasılma seviyeleri arasındaki farka eşleştirilmiş çiftel t testi ile bakıldığında da elektriksel aktivitenin başlangıç süreleri açısından istatistiksel bir fark olmadığı bulunmuştur.

3.3. Elektromekanik Gecikme Değerleri

Bu araştırmada ortaya koyulan en anlamlı bulgulardan biri, elektromekanik gecikme değerlerinin literatürdeki diğer araştırmalardan çok daha kısa bulunmuş olmasıdır. Tüm katılımcılarda ($n=24$), kas serbest haldeyken metatars üzerinden (toplam) ölçülen ortalama elektromekanik gecikme $6,2 \pm 1,2$ ms, aşil tendonu üzerinden ölçülen ortalama elektromekanik gecikme $4,5 \pm 0,7$ ms ve eklemden

meydana gelen gecikme ortalama $1,7 \pm 0,9$ ms olarak bulunmuştur. Kadın ve erkek katılımcılara ait metatars üzerine yerleştirilen ivme sensörü yardımıyla ölçülen ortalama toplam elektromekanik gecikme süreleri Tablo 1’ de görülmektedir.

Tablo 1. Metatars üzerine yerleştirilmiş ivme sensörüyle ölçülen ortalama elektromekanik gecikme süreleri ve standart sapma değerleri. Kasılma seviyeleri (serbest, %10, %20, %30, %40, %50), maksimum kasılma seviyesinin belirli yüzdelerini göstermektedir.

	Kasılma Seviyesi (maksimum istemli kasılmanın yüzdesi)					
	Serbest	%10	%20	%30	%40	%50
Kadın EMD (ms)	$7,5 \pm 1,4$	$6,4 \pm 1,0$	$5,7 \pm 1,0$	$5,1 \pm 0,8$	$4,6 \pm 0,9$	$4,3 \pm 0,9$
Erkek EMD (ms)	$6,3 \pm 0,7$	$5,3 \pm 0,7$	$4,8 \pm 0,6$	$4,4 \pm 0,4$	$4,2 \pm 0,6$	$4,1 \pm 0,5$

Kadın ve erkek katılımcılara ait aşil tendonu üzerinden ölçülen ortalama elektromekanik gecikme değerleri (tEMD) Tablo 2’ de verilmektedir. Bu gecikme değerleri kasta meydana gelen kasılma ile oluşan kuvvetin tendona aktarıldığı ve tendonda bir sarsı meydana getirdiği ana kadar olan gecikmeyi göstermektedir.

Tablo 2. Aşil tendonu üzerine yerleştirilmiş ivme sensörüyle ölçülen ortalama elektromekanik gecikme süreleri ve standart sapma değerleri. Kasılma seviyeleri (serbest, %10, %20, %30, %40, %50), maksimum kasılma seviyesinin belirli yüzdelerini göstermektedir.

	Kasılma Seviyesi (maksimum istemli kasılmanın yüzdesi)					
	Serbest	%10	%20	%30	%40	%50
Kadın EMD (ms)	$4,9 \pm 0,6$	$4,2 \pm 0,9$	$3,9 \pm 0,9$	$3,5 \pm 0,8$	$2,9 \pm 1,0$	$2,8 \pm 1,2$
Erkek EMD (ms)	$4,6 \pm 0,6$	$3,8 \pm 0,7$	$3,6 \pm 0,9$	$3,3 \pm 0,8$	$3,1 \pm 0,7$	$2,9 \pm 0,7$

Eklem yapısından dolayı meydana gelen gecikmenin elektromekanik gecikme

içerisindeki miktarını bulabilmek için metatars ve aşil tendonu üzerine birer ivme sensörü yerleştirildi. Bu iki ivme sensörleri yardımıyla ölçülen elektromekanik gecikme değerleri arasındaki fark eklemde kaynaklanan elektromekanik gecikme (eEMD) olarak adlandırıldı. Eklemde kaynaklanan gecikmenin ortalama değerleri ve standart hataları Tablo 3'de verilmektedir.

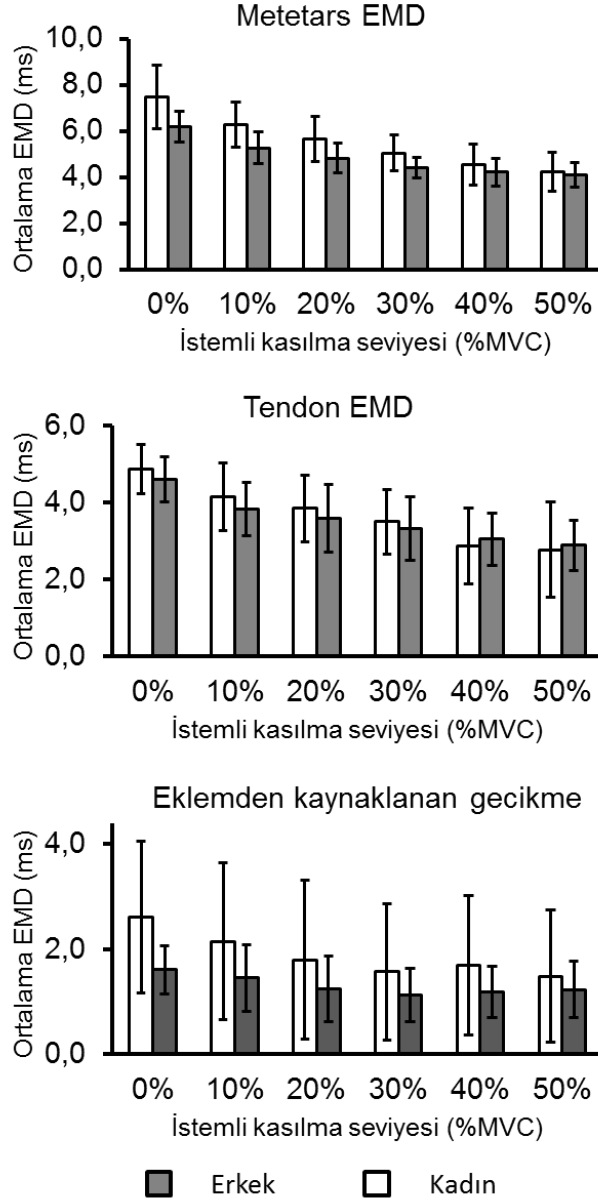
Tablo 3. İvme sensörüyle ölçülen ortalama eklem elektromekanik gecikme değerleri. Kasılma seviyeleri (serbest, %10, %20, %30, %40, %50), maksimum kasılma seviyesinin belirli yüzdelerini göstermektedir. Veriler, eklemde meydana gelen ortalama elektromekanik gecikme ve standart hata değerlerini vermektedir.

	Kasılma Seviyesi (maksimum istemli kasılmanın yüzdesi)					
	Serbest	%10	%20	%30	%40	%50
Kadın eEMD (ms)	2,6 ± 0,5	2,2 ± 0,4	1,8 ± 0,4	1,6 ± 0,3	1,7 ± 0,5	1,5 ± 0,4
Erkek eEMD (ms)	1,6 ± 0,3	1,5 ± 0,2	1,2 ± 0,2	1,1 ± 0,2	1,2 ± 0,1	1,2 ± 0,2

3.4. Kadın ve Erkek Arasındaki Fark

Hiç bir kasılma seviyesinde kadın (n=12) ve erkeklerin (n=12) metatars ve tendon üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ayrıca eklem mekaniğinden kaynaklanan gecikmenin de kadın ve erkekler arasında farklı olmadığı tespit edilmiştir (Şekil 18). Sonuçlarda kadınların elektromekanik gecikme değerlerinin bütün kasılma seviyelerinde erkeklere oranla bir miktar yüksek gözlemlenmesine karşın bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Ayrıca, kadın ve erkek elektromekanik gecikme değerleri arasındaki fark yaş grupları için de test edildi. Fakat yaş grupları

bakımından da kadın ve erkek elektromekanik gecikme değerleri arasında bir fark bulunamadı.



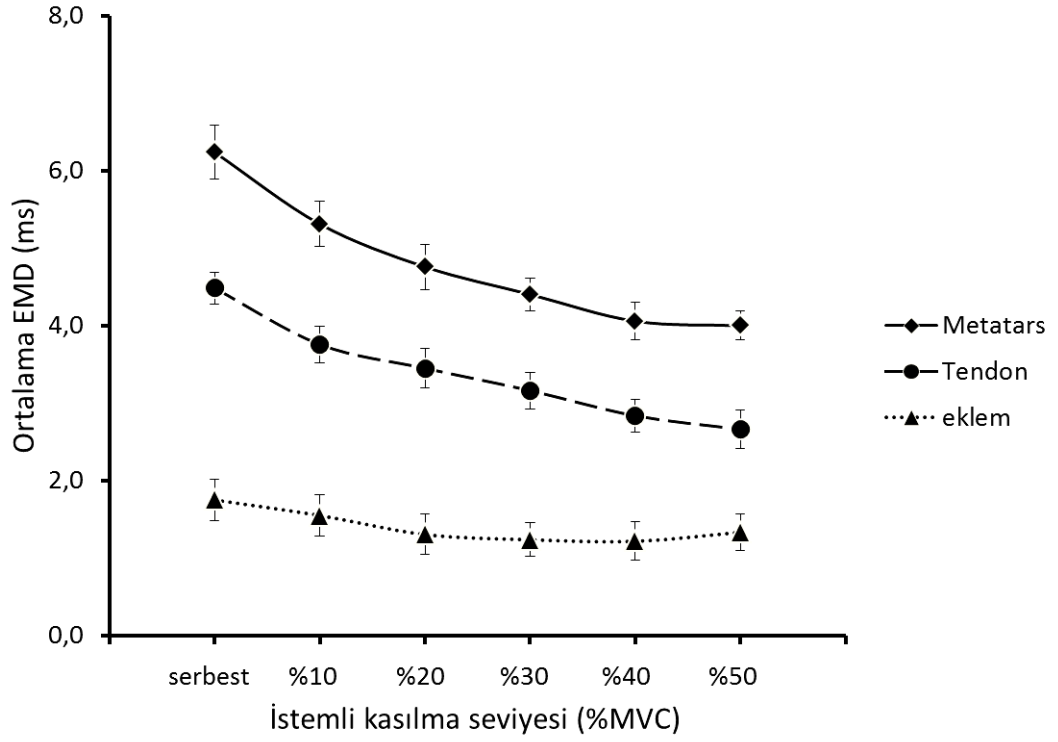
Şekil 18. Kadın ve erkek arasındaki fark. Grafikler maksimum istemli kasılma seviyesinin (MVC) belli yüzdelerinde, ortalama elektromekanik gecikme (EMD) değerlerini, hata çubukları \pm standart sapma aralığını göstermektedir.

3.5. İstemli Kasılma Seviyesi ile Elektromekanik Gecikme Arasındaki İlişki

Kadın ve erkeklerin elektromekanik gecikme değerleri arasında herhangi bir fark bulunmadığından dolayı, kasılma seviyeleri (serbest, %10, %20, %30, %40, %50) arasındaki fark tüm katılımcıların elektromekanik gecikme değerleri arasında eşleştirilmiş gruplar arası t-testi ile araştırıldı (n=24). Metatarstan alınan elektromekanik gecikme değerlerine bakıldığında, maksimum istemli kasılma seviyesinin %40' ına kadar kasın kasılma seviyesinin artması ile elektromekanik gecikmenin anlamlı bir şekilde azaldığı ($p < 0,05$), %40 ve %50 kasılma seviyelerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görülmektedir (Şekil 19).

Tendon üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme değerlerinde de istemli kasılma seviyesi arttıkça, elektromekanik gecikme sürelerinin anlamlı bir şekilde azaldığı gözlemlenmektedir (Şekil 19). Metatarstan ölçülen değerlerin aksine, tendondan ölçülen elektromekanik gecikme değerlerinin tüm kasılma seviyelerinde birbirinden istatistiksel olarak farklı olduğu görülmüştür ($p < 0,05$).

Metatars ve tendon üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme değerlerinin farkından hesaplanan eklemde kaynaklanan gecikmeye baktığımızda, neredeyse sabit olduğu görülmektedir (Şekil 19). Kasın kasılmadığı serbest durumda ve maksimum kasılma seviyesinin %10' undaki elektromekanik gecikme değerlerinin diğer kasılma seviyelerindeki değerlerden istatistiksel olarak farklı olduğu ($p < 0,05$), fakat %20, %30, %40, %50 kasılma seviyeleri arasında ve serbest durum ile %10 kasılma seviyesi arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığı gözlemlenmiştir.



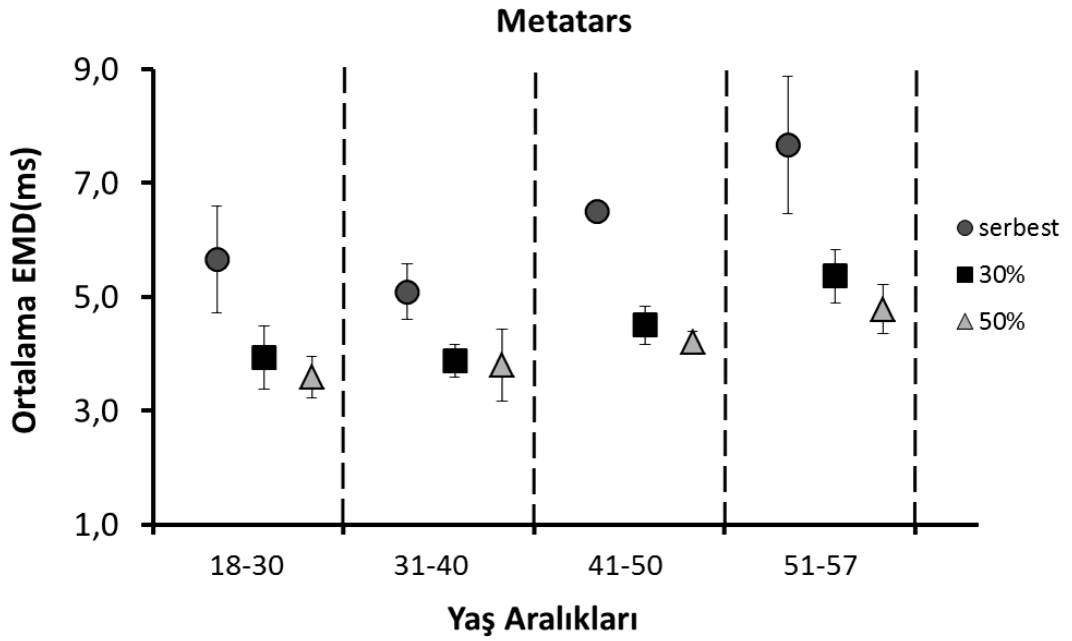
Şekil 19. Kasılma seviyesi ile elektromekanik gecikme (EMD) arasındaki ilişki. Hata çubukları \pm standart hata aralığını göstermektedir. Veri noktaları, 25 deneğin, ortalama elektromekanik gecikme değerlerini göstermektedir.

3.6. Yaş ile Elektromekanik Gecikme Arasındaki İlişki

Bu araştırmada ortaya konan önemli sonuçlardan biri de yaş ile elektromekanik gecikme arasındaki ilişkidir. Bireyler; 18-30, 31-40, 41-50, 51-57 yaş aralıklarındaki, sırasıyla 5, 8, 5 ve 6 bireyden oluşan dört gruba ayrıldı. Bu yaş gruplarında, metatars ve aşil tendonu üzerinden elektromekanik gecikme ve eklemden kaynaklanan gecikme ortalama değerleri arasındaki fark tek yönlü ANOVA istatistiksel analizi ile araştırıldı. Olası tüm grup çiftleri arasındaki fark Fisher'ın korunmuş en küçük anlamlı fark (PLSD) posthoc analizi ile test edildi.

3.6.1. Metatarstan Ölçülen Elektromekanik Gecikmenin Yaş ile Değişimi

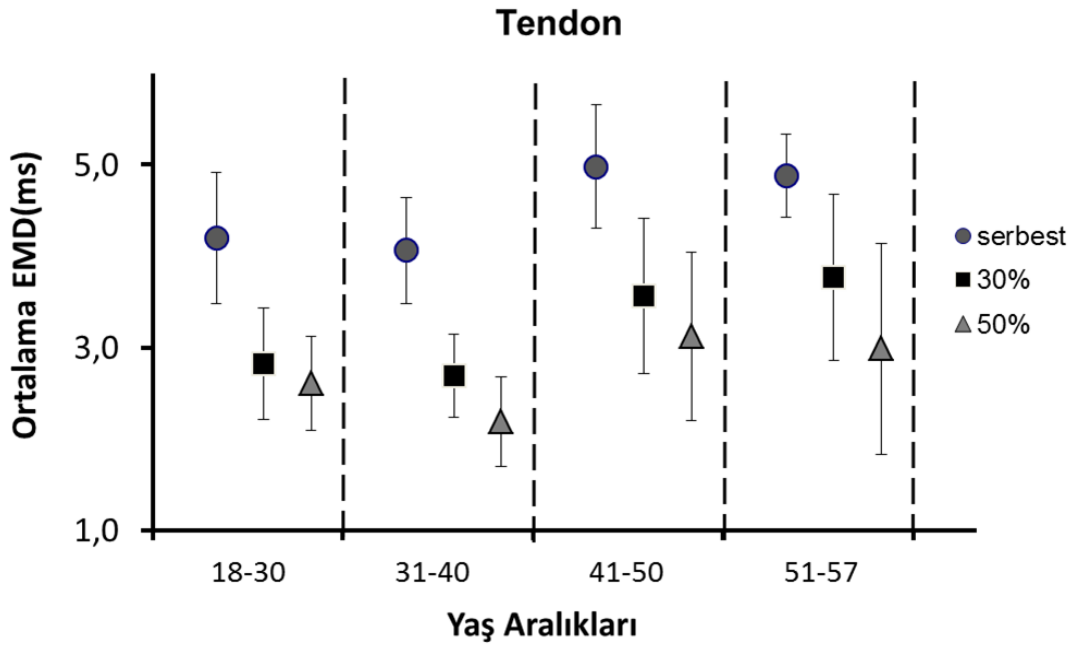
Metatars üzerine yerleştirilen ivme sensörlerinden ölçülen elektromekanik gecikme değerlerine bakıldığında, kas serbest durumdayken ve maksimum istemli kasılmanın %20, %30, %40, %50' sinde, 18-30 ve 31-40 yaş gruplarının arasında fark olmadığı, ancak 31-40 yaş grubundan sonra elektromekanik gecikmedeki artışın anlamlı olduğu görülmektedir ($p < 0,05$). Buna karşın %10 ve %40 seviyelerinde farkın yalnızca 51-57 yaş grubunda anlamlı olduğu gözlemlenmiştir ($p < 0,05$). Sonuç olarak metatarstan ölçülen toplam elektromekanik gecikmenin özellikle en geç yaş grubu olan 18-30 yaş grubuna göre en yaşlı 51-57 yaş grubunda istatistiksel olarak arttığı görülmüştür (Şekil 20).



Şekil 20. Metatars üzerinden ölçülen elektromekanik gecikmenin (EMD) yaş ile değişimi. Veri noktaları her bir yaş grubundaki ortalama elektromekanik gecikme değerlerini, hata çubukları \pm standart hata aralığını vermektedir.

3.6.2. Aşıl Tendonundan Ölçülen Elektromekanik Gecikmenin Yaş ile Değişimi

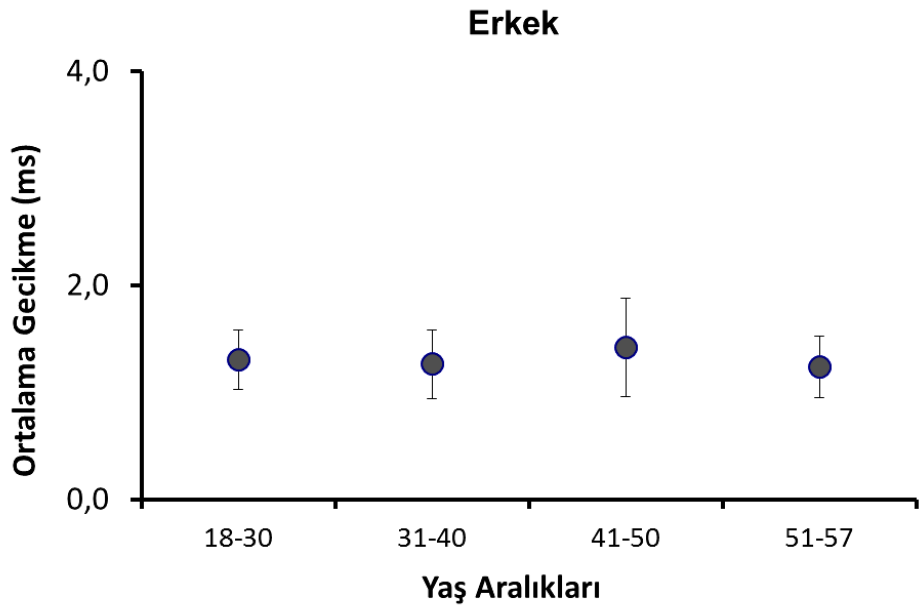
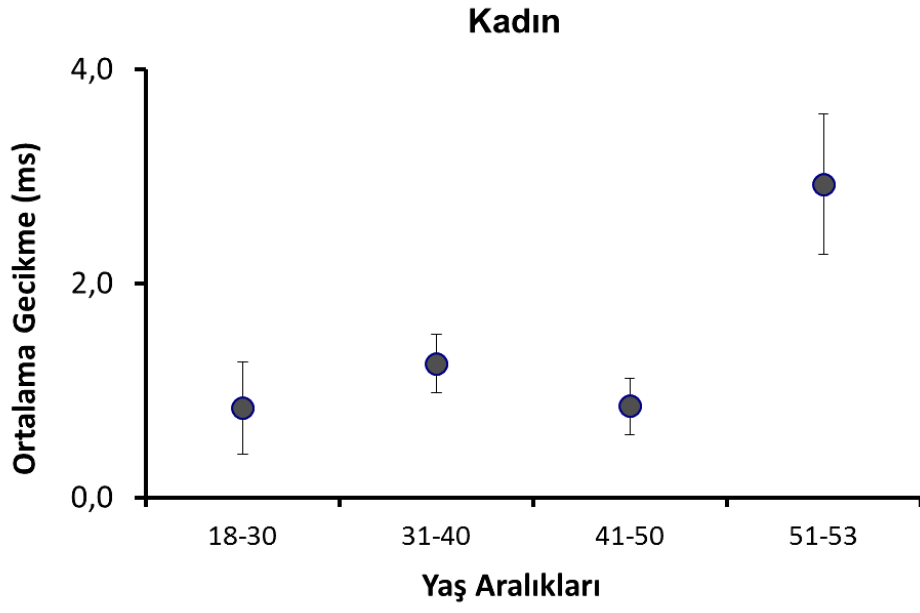
Tendon üzerine yerleştirilmiş ivme sensörleri ile ölçülen elektromekanik gecikme değerlerinin yaş gruplarına göre farklı olup olmadıkları incelendi. Tüm kasılma seviyelerinde, 18-30 ile 31-40 gruplarının arasında ve 41-50 ile 51-57 yaş gurupları arasında fark olmadığı, fakat 41-50 ve 51-57 yaş gruplarının elektromekanik gecikme değerlerinin ilk iki yaş grubuna oranla (18-30, 31-40) istatistiksel olarak daha uzun olduğu bulunmuştur. Şekil 21' e bakıldığında serbest, maksimum istemli kasılmanın %30 ve %50 değerlerinde her bir yaş grubundaki aşıl tendonu üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme ortalamaları görülmektedir.



Şekil 21. Metatars üzerinden ölçülen elektromekanik gecikmenin (EMD) yaş ile değişimi. Veri noktaları her bir yaş grubundaki ortalama elektromekanik gecikme değerlerini, hata çubukları \pm standart hata aralığını vermektedir.

3.6.3. Eklemde Meydana Gelen Gecikmenin Yaş ile Değişimi

Yaşlanmayla beraber eklemde meydana gelebilecek kireçlenme gibi yapısal bozuklukların, elektromekanik gecikme üzerine etkisini belirleyebilmek için metatars ve aşil tendonu üzerine yerleştirilen ivme ölçer sensörlerden ölçülen elektromekanik gecikme değerleri arasındaki fark hesaplanarak eklemde kaynaklanan gecikme hesaplandı. Kadın ve erkek bireyler için ayrı ayrı, eklemdeki gecikme değerlerinin yaş ile ilişkisi tek yönlü ANOVA testi ile incelendi. Kasılma seviyeleri açısından eklemde meydana gelen gecikme süreleri arasında fark bulunmadığından, yaş grupları arasındaki fark ortalama gecikme süreleri üzerinden incelendi. Her bir yaş grubu arasındaki fark, Fisher'ın korunmuş en küçük anlamlı fark (PLSD) posthoc analizi ile test edildi. Kadınlarda eklemde meydana gelen gecikmenin 41-50 yaş aralığına kadar değişmediği fakat sonraki yaş grubu olan 51-53 yaş grubunda anlamlı bir şekilde arttığı görüldü ($p < 0,05$). Erkeklerde ise, yaş gruplarında eklemde meydana gelen gecikme değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı tespit edildi (Şekil 22).



gruplarında eklemde meydana gelen ortalama gecikmeyi göstermektedir. Hata çubukları \pm standart hatayı göstermektedir.

4. TARTIŞMA

Literature ilk kez uygulanan aşil tendonu ve metatars üzerine yerleştirilen ivme sensörleri ile toplam elektromekanik gecikmenin ve eklem mekaniğinden kaynaklanan gecikmenin elektromekanik gecikme içerisindeki miktarının belirlenmesi ile beraber bu araştırmanın sonuçları kısaca şunlardır:

1. Yönteme bağlı olarak, elektromekanik gecikme değerinin önceki araştırmalarda yayınlanan değerlerden daha düşük olması,
2. Literatürdeki birçok araştırmanın aksine kadın ve erkek elektromekanik gecikme değerleri arasında bir fark bulunamaması,
3. Kasılma seviyesinin artması ile birlikte elektromekanik gecikme değerinin azalması,
4. Yaş ile elektromekanik gecikme değerinin arttığı,
5. Eklem mekaniğinden dolayı oluşan gecikmenin elektromekanik gecikme içerisindeki miktarının gösterilmesi ve
6. Yaşlanma ile beraber eklemden meydana gelen gecikmenin artmasıdır.

4.1. Yöntem Üzerine Tartışma

Önceki araştırmalarda rapor edilen elektromekanik gecikme değerlerine bakıldığında, elektromekanik gecikme değerinin 8-120 ms gibi geniş bir aralıkta verildiği görülmektedir [37, 65, 69, 70, 72, 88, 91-93, 95] (Tablo 4). Geçmiş araştırmalardaki bu geniş farklılık genel olarak farklı metodların kullanılması ve bu metodlardaki yetersizliklerden kaynaklanmaktadır. Bu tezde önceki araştırmalarda

kullanılan metotlarda yetersiz olduğu düşünülen bazı noktalar tartışılmıştır.

Tablo 4. Benzer araştırmalarda elde edilen elektromekanik gecikme süreleri.

Yazar	Örneklem	Uyarı	Kas Adı	Kasılma	Elektromekanik Gecikme (ms)
Yavuz, 2010	15 Erkek 15 Kadın	maksimum üstü elektrik uyarı	triseps surae	izometrik	8,5 ± 1,3
Nordez, 2009	9 Erkek	elektrik	gastroc. med.	izometrik	11.63 ± 1.51
Grosset, 2009		maksimal elektrik	triceps surae	izometrik	8 ± 0.2
Blackburn, 2008	20 Erkek	ışık (reaksiyon)	biceps femoris	izometrik	125.43 ± 21.51
	20 Kadın				127.49 ± 25.87
Minshull, 2007	7 Erkek 9 Kadın	maks-üstü manyetik	biceps femoris	izometrik	~25 (kadın) ~30 (erkek)
		reaksiyon			~50
Hopkins, 2007	15	reaksiyon	gastrocnemius	izometrik	22.8 ± 8.2
		elektrik			9.7 ± 3.1
Moore, 2002	15 Erkek	mekanik	vastus lateralis	izokinetik	28.4 ± 7.9
	15 Kadın				22.1 ± 5.8
Zhou, 1995	16 Erkek 5 Kadın	elektrik	vastus lateralis	izometrik	22.1 ± 1.32
Zhou, 1995 Winter, 1991	16 Erkek 5 Kadın 11 Erkek	reaksiyon	rectus femoris	izometrik	38.7 ± 1.18
		ses (reaksiyon)	soleus	izometrik	39.6 ± 1.2
Winter, 1991 Viitasalo, 1981	11 Kadın	ses (reaksiyon)	soleus	izometrik	44.9 ± 2.0
	29	ses (reaksiyon)	quadriceps	izometrik	38.3 ± 1.7

Bunlardan ilki ve en önemli olanı **uyarı tipidir**. Bazı elektromekanik gecikme ölçümü araştırmalarında katılımcılardan görsel ve işitsel uyarı sonrasında kaslarını istemli olarak kasmaları istenmiş ve bu kasılma sırasında oluşan EMG sinyali ile eklemde meydana gelen hareket arasındaki süre elektromekanik gecikme olarak tanımlanmıştır [8, 37, 38, 57, 85, 91, 95]. Oysa istemli kasılma sonucu oluşan EMG sinyali motor nöronların kası asenkron bir şekilde inerve etmesi ile oluşmaktadır. Bu durumda EMG sinyalinin kesin başlangıç noktasının belirlenmesi zordur. Aynı zamanda, tonik kasılmalardan dolayı meydana gelen arka plan EMG' si istemli kasılma ile meydana gelen EMG sinyalindeki artışın başlangıç noktasının okunmasını güçleştirecektir. Daha da önemlisi, istemli kasılma sırasında eklemde meydana gelen hareket agonist ve antagonist kasların ortak bir sonucu (co-contraction) olacaktır. Böyle bir durumda tek bir kasın gerçek elektromekanik gecikmesinden söz edilemez. Elektrik uyarı motor aksonların senkron bir şekilde uyarılmasını sağlamaktadır. Alfa motor aksonların bu şekilde uyarılması kasta senkron bir cevap olan M cevabını oluşturmaktadır [81]. Kasta meydana gelen bu kasılma, keskin bir şekilde yükselen kuvvet cevabı oluşturur. Bu nedenle M ve kuvvet cevaplarının başlangıç noktaları daha doğru bir şekilde belirlenebilir. Ancak, **elektrik uyarının şiddeti** de önemlidir. Bu tezde, metot bölümünde de bahsedildiği gibi maksimum üstü (supramaksimal) uyarı şiddeti kullanıldı. Düşük şiddetli bir elektrik uyarının aksine maksimum üstü uyarı ile kas liflerinin tamamının kasılması sağlanabilmektedir [82]. Elektrik uyarının kullanıldığı bazı araştırmalarda, uyarı şiddeti olarak maksimum M cevabının görüldüğü değer kullanılmıştır [37]. Bu şekildeki uyarı şiddeti tüm motor nöron aksonlarının uyarılmasında başarılı olmayabilir. Özellikle deney sırasında uyarı

elektrotlarının yerlerinin kayması gibi durumlarda uyarılabilen akson sayısı değişecektir. Aynı zamanda, düşük şiddetli uyarılar sırasında oluşan refleksif kasılma, egzitasyonun arka plan seviyesine bağlı olduğu gibi [63, 64] motor nöron havuzundaki sinaptik dağılıma da bağlı olacaktır [35]. Yüksek hızlı ultrason cihazlarıyla yapılan yeni araştırmalara bakıldığında, ölçüm metotları hızlı olmasına rağmen (minimum 0,25 ms), elektromekanik gecikme'nin 10-11 ms civarında bulunduğunu görüyoruz [39, 72]. Bu araştırmalarda da maksimum altı elektriksel uyarı kullanılarak, motor aksonların yalnızca bir kısmının uyarılması sağlanmıştır. Bu nedenle elektromekanik gecikme olması gerekenden daha uzun bulunmaktadır.

Elektromekanik gecikme ölçümü sırasında bipolar elektrotların yerleşimi ve elektrotlar arası mesafe de önemlidir. Öncelikle sinyal kaybının (signal cancellation) azaltılması için, bipolar elektrotların kasın inervasyon noktasının bir tarafına yerleştirilmeleri ve aralarının 4 cm'den daha açık olması gerekmektedir [81, 82]. Elektromekanik gecikmenin doğru ölçülebilmesi için EMG kaydının eklemi belli bir yönde hareket ettiren tüm kas grubundan alınması gerekmektedir. Bu nedenle, deneylerimizde yüzeysel elektrotlardan biri gastroknemius kasının lateral ve medial başının arasına diğeri ise soleus kası üzerine yerleştirilmiştir. Buna ek olarak, deneylerimizde elektrotlar, önceki araştırmalara göre daha uzun aralıklar ile yerleştirilmiştir (6 cm). Elektrotlar arası mesafenin uzun tutulması, triseps surae gibi büyük kas gruplarının tamamının aktivitesinin kaydedilebilmesini ve sinyal kaybının minimuma inmesini sağlamaktadır [97].

DeneySEL yöntem açısından bakıldığında bir diğER önemli nokta, kasılma sonrası oluşan sarsının veya kuvvet değişiminin algılanmasında kullanılan **sensörün**

cevap hızıdır. Cevap hızı yüksek bir sensör kullanmak sistemdeki değişimlerin daha doğru olarak ölçülmesini sağlayacaktır. Bu tezde ayakta ve aşil tendonundaki hareketlerin algılanması için mikroeletromekanik yapıli ivme sensörü kullanılmıştır. Bu sensörler 3 KHz' lik cevap süresi ile daha önceki bazı araştırmalarda kullanılan [38, 68, 69, 95] yük hücrelerinden yaklaşık on kat daha hızlı değişimleri algılayabilmektedir. Bu elektrik uyarı sonrası meydana gelen sarsı hareketinin daha hassas bir şekilde ölçülmesini sağlamıştır. Literatüre baktığımızda bazı araştırmalarda elektromekanik gecikmenin ölçülmesinde ivme sensörlerinin kullanıldığını görüyoruz [78, 90]. Bu tez araştırmasında farklı olan, aynı anda iki ivme sensörü eklemiden önce ve eklemiden sonra iki noktaya yerleştirilerek eklemiden gecikmeye katkısının hesaplanmış olmasıdır.

4.2. Kadın ve Erkek Arasındaki Fark

Literatürdeki bazı araştırmalar [4, 91, 95] kadınların elektromekanik gecikme değerlerinin erkeklere oranla daha uzun olduğunu söylemektedir. Ancak, Moore ve arkadaşları 2002' de yayınladıkları araştırmalarında kadınların elektromekanik gecikme değerlerinin erkeklere oranla daha kısa olduğunu rapor etmiştir [70]. Son araştırmalardan biri olan, Blackburn ve arkadaşlarının yayınlarında ise [7] bu tezdeki bulgularla aynı yönde olmak üzere kadın ve erkek elektromekanik gecikme değerleri arasında fark olmadığı vurgulanmıştır. Bunun ile beraber Yavuz ve arkadaşlarının 2010 yılında yayınladığı ve kuvvet ölçen yük hücreleri ile yapılan bir araştırmada da kadın ve erkek bireyler arasında fark olmadığı rapor edilmiştir [92]. Bu tez araştırmasının hipotezi kadınların elektromekanik gecikme değerlerinin erkeklere

oranla daha uzun olabileceği idi. Bunun nedeni literatürde tendon yaralanmalarının kadınlarda daha sık görüldüğünü gösteren araştırmaların olmasıydı [3, 41, 43]. Tez araştırmasında, kadınlarda daha sık görülen tendon yaralanmalarının elektromekanik gecikme süresine bağlı olup olmadığı test edildi. Ancak bulgular kadın ve erkek elektromekanik gecikme değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını gösterdi ve hipotez reddedildi. Bu sonuç ekleme hareketi meydana getiren kastaki aktivitenin her iki cinsten de aynı sürede ekleme iletildiğini göstermektedir. Fakat bu kas-tendon yapısının viskoelastik özelliğinin aynı olduğu anlamına gelmeyebilir. Kubo ve arkadaşlarının 2003’de yayınladıkları bir araştırma sonucunda [53] erkek ve kadınların medial gastrocnemius kasının tendon ve aponözların viskoelastik yapılarının farklı olmadığını rapor etmişlerdir. Bu araştırmada tendondaki uzama doğrudan ultrasonograf aracılığı ile ölçülmüş ve maksimum deformasyonun (strain) kadınlarda daha yüksek, gerginliğin (stiffness) ve Young modülünün daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca, östrojen hormonunun kollojen sentezi kalitesini etkilediği de bilinmektedir [7, 48, 67]. Bütün bu bilgiler ışığında, kadın ve erkeğin elektromekanik gecikme değerlerinin de farklı olması beklenebilir. Fakat elektromekanik gecikmenin kadın ve erkekte aynı bulunmuş olması, bu gecikmenin farklı faktörler ile dengelendiği anlamına gelmektedir. Örneğin, kadınlarda ortalama kas kalınlığına karşı kas boyu oranının erkeklere oranla daha az [52] ve fasikül uzunluğunun erkeklere oranla daha yüksek olması [17] elektromekanik gecikmeyi dengeleyen nedenlerden biri olabilir. Çünkü, uzun kaslarda seri bağlı liflerin daha çok olduğunu ve seri bağlı liflerin ürettikleri kuvvetin daha düşük fakat kasılma hızlarının daha yüksek olduğu bilinmektedir [24].

Bunun yanında, erkeklerde kas kütlesinin daha fazla olması, buna bağlı olarak relatif kuvveti oluşturmak için devreye giren kas lifi sayısının fazla olması da [66, 94] kadın ve erkek elektromekanik gecikme değerlerinin eşit olmasına neden olan faktörler olabilir. Diğer bir taraftan, kas lifi tiplerine bakıldığında, kadın ve erkekte dağılımların farklılık göstermediği, fakat erkeklerde kesit alanı açısından tip IIA (nispeten hızlı), kadınlarda ise tip I (yavaş) liflerin daha geniş olduğu tespit edilmiştir [79].

Literatürdeki, elektromekanik gecikme değerinin cinsiyet faktörü ile ilişkisi olduğunu rapor eden diğer araştırma sonuçlarına bakıldığında [4, 70, 91, 95], bulunan farkların bu tezde de tartişılan yöntemsel yetersizliklerden kaynaklanması mümkündür. Çünkü, istemli kasılma veya düşük şiddetli elektrik uyarı ile kas liflerinin yalnızca bir kısmı aktive edilebilmektedir ve bu bütün kasın elektromekanik gecikme değeri hakkında bilgi vermemektedir.

4.3. İstemli Kasılma Seviyeleri ve Elektromekanik Gecikme Arasındaki İlişi

Giriş bölümünde kasın viskoelastik özelliklerinden ve kas-tendon yapısının Kelvin modelinden bahsedilmişti. Hipotezlerimizden üçüncüsü, bu yapı bileşenlerinden biri olan seri elastik bileşenin istemli kasılma sırasında bir yay gibi davranarak, kasılma arttıka kılalacağı ve buna bağlı olarak, uyarı sonrası kasta meydana gelen kasılmanın daha kısa sürede eklemde harekete dönüşeceği yönündeydi [71, 95]. Buna ek olarak, belli bir kasılma seviyesinden sonra bu yayın artık maksimum kılalma seviyesine ulaşıp katı bir madde gibi davranacağını düşünerek bu kasılma seviyesinden sonra elektromekanik gecikme değerinin değişmeyeceğini öngördük. Metatar üzerinden ölçülen toplam elektromekanik

gecikme ile istemli kasılma şiddeti arasındaki ilişkiyi araştırdığımız deney sonuçlarımız bu hipotezimizi doğrulamaktadır.

4.3.1. Metatars Üzerinden Ölçülen Toplam Elektromekanik Gecikmeye Göre

Bulgularımız maksimum istemli kasılma seviyesinin %40' ına kadar elektromekanik gecikme'nin kasılma seviyesinin artmasıyla azaldığını, %40 ve %50 kasılma seviyelerinde değişmediğini göstermektedir. Bu sonuç Yavuz ve arkadaşlarının 2010 yılında yayınladığı sonuçlarla örtüşmektedir [92]. İstemli kasılma seviyesi ile elektromekanik gecikme arasındaki ilişkinin araştırıldığı diğer bir araştırma Zhou ve arkadaşları tarafından yapılmıştır [95]. Bu araştırmada uyarı sırasında katılımcılar kaslarını, kendi maksimum istemli kasılma seviyelerinin %30, %60 ve %80' inde kasmışlardır. Sonuç olarak, elektromekanik gecikme değerinin %30 kasılma seviyesinde %60 ve %80 kasılma seviyelerine göre daha uzun olduğunu rapor etmişlerdir. Zhou ve arkadaşlarının yöntemlerinden farklı olarak, bu tez araştırmasında, seri elastik bileşenin elektromekanik gecikme üzerine etkisi, herhangi bir kasılma yok iken, maksimum istemli kasılma seviyesinin %10, %20, %30, %40 ve %50' sinde ölçülerek daha ayrıntılı bir şekilde incelenmiştir. Şekil 21' e bakıldığında metarstan ölçülen elektromekanik gecikme değerinin maksimum istemli kasılma seviyesinin %40' ına kadar anlamlı bir şekilde azaldığı, %40 ve %50 kasılma seviyelerinde ise aynı kaldığı görülmektedir. Bu değişim, viskoelastik yapı içerisindeki pasif seri elastik bileşenin (tendon, aponöz yapı) davranışını göstermektedir. Bir yay gibi davranan bu bileşen, deneğin kasını önceden kasma ile kısılmaktadır. Yani kasın istemli kasılması sonucu tendondaki gevşeklik alınarak

tendon daha gergin hale getirilmektedir. Bu durumda kasta yaratılan kuvvetin eklem transferi daha kısa sürede gerçekleşmektedir. Elektromekanik gecikme değeri yüksek kasılma seviyelerinde (%40, %50) belli bir değerde sabit kalmaktadır (~4,5 ms). Geriye kalan bu elektromekanik gecikme değeri aktif seri elastik bileşen olan tendonun dışında kalan, paralel elastik bileşen gibi yapısal bileşenlerden, uyarılma kasılma çiftinden ve eklem mekaniğinden kaynaklanabilir. Nordez ve arkadaşlarının yayınladığı bir araştırmada [72], pasif seri elastik bileşen olan tendon ve aponözlerin elektromekanik gecikme'ye katkısının %47 olduğu hesaplanmıştır. Tendonun elektromekanik gecikme içerisindeki katkısını göstermenin diğer bir yolu da farklı eklem açılarında elektromekanik gecikme değerlerinin ölçülmesidir. Bu yöntemle yapılan bir araştırmada biceps kasındaki elektromekanik gecikmenin, fleksiyon sırasında dirsek açısına bağlı olarak ters korelasyonla değiştiği bulunmuştur [78].

4.3.2. Aşıl Tendonu Üzerinden Ölçülen Elektromekanik Gecikmeye Göre

Bu tezde, tendon üzerine ivme sensörü yerleştirilerek pasif elastik bileşen tendona kadar olan viskoelastik yapı bileşenlerinin (aktif elastik bileşen, apenöz yapılar, paralel elastik bileşen ve uyarılma kasılma çifti) elektromekanik gecikmeye katkıları hesaplanmıştır. Bu yöntem ile eklemdeki mekanik yapıdan kaynaklanan gecikme de sistemden çıkarılmaktadır. İstemli kasılma yüzdelerine göre tendon üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme değerlerine bakıldığında, kasılma seviyesinin artmasıyla azaldığı görülmektedir. Metatarstan ölçülen değerlerin aksine %40 ve % 50 kasılma seviyeleri arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlıdır. Bunun

nedeni kasılma arttıkça kısalarak katı bir malzeme gibi davranan tendonun ölçüm noktasına bağlı olarak sistemden çıkartılmış olması olabilir. Yüksek hızlı ultrason cihazı kullanarak tendon ve kas üzerinden elektromekanik gecikmeyi ölçen Nordez ve arkadaşları [72] pasif seri elastik bileşen olan tendonun elektromekanik gecikme içerisindeki değerinin %47 olduğunu ve geri kalan gecikme süresinin aktif seri elastik bileşen, uyarılma kasılma çifti ve paralel elastik bileşene bağlı olabileceğini belirtmişlerdir.

4.3.3. Eklemde Kaynaklanan Gecikme ve İstemli Kasılma Seviyesi

Bu tez araştırması ile ilk kez ortaya konan bir diğer sonuç eklem mekaniğinin elektromekanik gecikme içerisindeki katkısı idi. Hipotez elektromekanik gecikme içerisinde eklemde kaynaklanan sabit bir gecikme olduğu ve bu gecikmenin istemli kasılma seviyesine bağlı olmayacağı şeklindeydi. Sonuçlara bakıldığında sadece serbest ve %10 kasılma seviyesinin diğer kasılma seviyelerinden farklı olduğu fakat birbirleri ile aralarında fark olmadığı görülmektedir. Buna ek olarak %20, %30, %40 ve %50 kasılma seviyelerindeki gecikme değerleri arasında fark olmadığı görülmektedir. Serbest ve %10 kasılma seviyeleri ile diğer kasılma seviyeleri arasındaki fark yüksek kasılma seviyelerinde eklem üzerine uygulanan yükün artması ile eklemdeki sürtünmenin artmasından kaynaklanıyor olabilir. Literatürde insanlarda eklem içi sürtünmenin hesaplandığı in vivo bir araştırma bulunmasa da, E. Tanaka ve arkadaşlarının domuz tempero mandibular eklemde yaptıkları in vitro çalışmada eklem üzerine uygulanan yük ile sürtünme sabiti arasında doğru orantı olduğunu tespit etmişlerdir [80]. Eklem içi sürtünme katsayısı yük arttıkça yükün

uygulandığı süre arttıkça da artmaktadır [80].

4.4. Yaş ile Elektromekanik Gecikmenin Değişimi

Bu tez araştırmasında, elektromekanik gecikme ile yaş arasında ilişki olup olmadığını araştırmak için deneye, 18-60 yaş arasında bireyler dahil edildi. Metatars ve aşil tendonu üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme değerleri ile bu noktalardan ölçülen değerlerin farkları ile hesaplanan eklem mekaniğinden kaynaklanan gecikmenin yaş ile ilişkisi araştırıldı. Hipotezimiz, metatars ve aşil tendonu üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme değerlerinin yaş ile artacağı ve aynı zamanda eklemden kaynaklanan gecikmenin de yaşlanmaya bağlı olarak ortaya çıkan kireçlenme nedeni ile artacağı şeklindeydi.

4.4.1. Metatars Üzerinden Ölçülen Elektromekanik Gecikme Yaş İlişkisi

Kas ve tendonun oluşturduğu yapının viskoelastik özellik gösterdiği bilinmektedir. Viskoelastik özellik gösteren yapılar uzun süre gerilip gevşetildiklerinde geri dönüşsüz deformasyona uğrarlar. Viskoelastik yapıya sahip kas-tendon yapısı da uzun yıllar kasılıp gevşemesinden dolayı yaşlanmayla beraber daha gevşek bir yapıya dönüşerek kalıcı deformasyona uğramaktadır [42, 45]. Bu nedenle, daha gevşek bir yapıda kuvvet ekleme daha uzun sürede iletileceğinden elektromekanik gecikme süresi de uzayacaktır. Bu tez araştırmasındaki bulgular da kas-tendon mekanik yapısıyla doğrudan ilişkili olan metatars üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme'nin yaş ile anlamlı bir şekilde arttığını göstermektedir ve hipotez doğrulanmaktadır. Ayrıca yine bu tez araştırmasında elektriksel aktivitenin

başlangıç sürelerinin yaş grupları arasında farklılık göstermediği bulunmuştur. Bu durumda yaşlanma ile görülen farkın doğrudan kas tendon biyomekanik yapısından kaynaklandığı söylenebilir. Literatürde kas ve tendon kompleksinin viskoelastik yapısının yaş ile değiştiğini gösteren bulgular yer almaktadır. Burgess ve arkadaşlarının yayınladığı araştırma sonuçlarında, yaşlı katılımcıların tendonlarının Young modülünün gençlerinkine göre daha küçük olduğu belirtilmiştir [15]. Bu yaşlıların tendonlarının daha gevşek (slack) olduğu anlamına gelmektedir. Çünkü Young modülü büyüdükçe yayın gerginliği (stiffness) de artmaktadır. Yaşlanma ile meydana gelen kas yapısındaki değişiklikler de elektromekanik gecikmeyi etkileyen faktörlerden biri olabilir. Örneğin yaşlı kişilerde kas kesit alanının azaldığı ve buna bağlı olarak, kas kuvvetinin ve maksimum torkun azaldığı bilinmektedir [27, 55, 61]. Larsson ve arkadaşlarının yaptığı bir araştırmada [54], kasın maksimum kuvvetinin otuzlu yaşlara kadar en yüksek değerlere ulaştığını ve sonraki yaşlarda azaldığını belirtmiştir. Bu tez araştırmasında da kasın gerginlik ve maksimum kuvvet özellikleriyle doğrudan ilişkili olan elektromekanik gecikme değerinin 30-41 yaş grubundan sonra arttığı gözlemlenmiştir.

Bunun yanında yine yaşlanmayla beraber, özellikle hızlı-sarsılı (fast-twitch) lifler olan tip II liflerinin sayısının ve boyutlarının azalması da [20, 55] kasın kasılma süresinde bir artışa neden olacağından kasta oluşan kuvvetin ekleme iletilme süresini etkileyebilir.

Bu tez dışında, yaş ile elektromekanik gecikme arasındaki ilişkinin araştırıldığı bilindiği kadarıyla iki araştırma bulunmaktadır. Grosset ve arkadaşları, 7-11 yaş arası çocukların elektromekanik gecikme değerlerinin, yaş arttıkça, azaldığını rapor

etmiştir [43]. Bu sonuçlar ile beraber bu tezde elde edilen sonuçları karşılaştırdığımızda; elektromekanik gecikmenin çocukluktan gençlik dönemine kadar kısaldığı daha sonra otuzlu yaşlardan sonra tekrar yaşlanmayla beraber uzadığı gibi bir sonuç çıkartılabilir. Yaş ile elektromekanik gecikme arasındaki ilişkinin incelendiği ikinci araştırma ise 2010 yılında Yavuz ve arkadaşları tarafından yayınlanan ve yük hücreleri kullanarak elektromekanik gecikmenin ölçüldüğü araştırmadır [92]. Metatars üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme değerlerine baktığımızda sonuçlar birbirlerini desteklemektedir.

4.4.2. Aşıl Tendonu Üzerinden Ölçülen Elektromekanik Gecikme Yaş İlişkisi

Aşıl tendonu üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme yaş ilişkisine bakıldığında, yine elektromekanik gecikmenin 31-40 yaş grubundan sonra arttığı görülmektedir. Ancak metatars üzerinden ölçülen değerlerin aksine 41-50 ve 51-57 yaş grupları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bunun nedeni bir yay gibi davranan tendon bileşenin, ivme sensörünün tendon üzerine konması ile gecikmeyi oluşturan sistemden çıkarılmış olması olabilir. Çünkü bu noktada tendonda sarsının meydana geldiği ilk an ölçülmektedir [39]. Bir önceki başlık altında da bahsedildiği gibi, tendon yaşlanma ile daha gevşek bir yapıya dönüşmektedir [15] ve bununla beraber kas-tendon sisteminin gerginliğinin elektromekanik gecikmeyi etkileyen majör bir faktör olduğu bilinmektedir [31]. Bu bilgiler ışığında sistemden tendonun çıkartılması 41-50 ile 51-57 yaş gurubu arasındaki farkın ortadan kalkmasına neden olmuş olabilir. Tendon ve kas sisteminin oluşturduğu viskoelastik yapıya bakıldığında, tendondan önce gecikmeye neden olabilecek bileşenler, paralel elastik

bileşen olarak adlandırılan kas içerisindeki damar sinir demetleri ve bağdokusu ile aktif seri elastik bileşen olarak adlandırılan titin filamenti olabilir [39, 72]. Şu ana kadar bu bileşenlerin tek tek elektromekanik gecikme üzerindeki etkilerini araştıran bir çalışma bulunmamaktadır.

4.4.3. Eklemde Meydana Gelen Gecikme ve Yaşlanmanın Etkisi

Bu tez araştırmasında literatüre kazandırılan yeni bulgulardan biri de, eklemde meydana gelen gecikmenin (eEMD) elektromekanik gecikme içerisindeki miktarının tespit edilmesidir. Bununla beraber eklemdeki bu gecikmenin yaş ile nasıl değiştiği de ilk kez araştırılmıştır. Hipotezimiz, yaşlı katılımcıların eklemlerinde meydana gelen gecikmenin gençlere oranla daha uzun olacağı şeklindeydi. Bu bağlamda 12 kadın ve 12 erkek katılımcının eklemde kaynaklanan gecikmeleri metatars ve aşil tendonları üzerinden hesaplanan elektromekanik gecikme değerlerinin farkından hesaplandı. Bulgular, kadınlarda gecikme değerlerinin 51-53 yaş grubunda diğer yaş gruplarına göre daha uzun olduğu, erkeklerde ise bu yaş grupları arasında istatistiksel bir fark olmadığı tespit edildi.

Yaşlanmayla beraber eklemlerde fonksiyonel ve yapısal bozukluklar oluşturan artrit (kireçlenme) arttığı bilinmektedir [18, 74]. Kadınlarda artrit görülme sıklığının erkeklere oranla %40 daha fazla olduğunun rapor edildiği araştırmalar bulunmaktadır [5, 18, 34]. Bu tez araştırmasındaki bulgular literatürdeki bulgular ile desteklenmektedir. Çünkü, eEMD değeri, tüm kasılma seviyelerinde, yüksek yaş grubundaki kadınlarda diğer yaş gruplarına göre anlamlı bir şekilde uzun bulunmasına karşın erkek katılımcılar arasında bir fark bulunamadı. Deneylere daha

yaşlı bireylerin katılmamış olması daha geç yaşlardaki eğilimi görememize neden olmuştur. Daha geç yaşlarda erkek bireylerde de artış olabilir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tezde ortalama elektromekanik gecikme (EMD) değerleri, önceki araştırmalarda rapor edilen değerlere göre daha kısa bulundu. Kadın elektromekanik gecikme değerlerinin, erkeklere oranla daha uzun olacağı hipotezinin tersine, sonuçlar kadın ve erkekler arasında istatistiksel bir fark olmadığını gösterdi. Dört farklı yaş grubunun metatars ve tendon üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme değerlerini karşılaştırıldığı sonuçlarda yaş arttıkça elektromekanik gecikmenin de anlamlı bir şekilde arttığı görüldü. Buna ek olarak bu tez kapsamında eklemde meydana gelen gecikmenin yaş ile değişimi de ilk kez gösterildi. Aşil tendonu ve metatars üzerinden ölçülen elektromekanik gecikmenin istemli kasılma ile ters orantılı değiştiği bulundu. Eklem mekaniğinin de bu gecikmeye katkısının olduğu, ancak bunun istemli kasılma seviyesi ile değişmediği gösterildi.

İstemli kasılmanın farklı seviyelerinde ölçülen elektromekanik gecikme değerleri maksimum istemli kasılma seviyesinin %40 ve %50' sinde elektromekanik gecikme değerinin değişmediğini göstermektedir. Elektromekanik gecikmedeki %40 kasılma seviyesine kadar olan bu düşme seri elastik bileşenlerin katkısını gösteriyor olabilir. Bunun yanında, geri kalan elektromekanik gecikme süresinin diğer bileşenlerden kaynaklandığını söyleyebiliriz. Bu teoriyi araştırmak için yüksek hızlı ultrason cihazı ile kas yapısını oluşturan elastik ve kasılma bileşenlerinin tek tek elektromekanik gecikmeye katkısı hesaplanabilir. Ayrıca elektromekanik gecikme, felçli hastaların iyileşme ve tedavi süreçlerinin takibinde, kas atrofisini ve toparlanma sürecini gösteren bir parametre olarak kullanılabilir. Biyokimyasal bir

araştırma ile beraber, hormonal aktivite ile elektromekanik gecikme arasındaki ilişki ortaya konabilir. Bunun yanında, bu deneyler daha yüksek yaş gruplarının dahil edildiği ve katılımcı sayısının daha fazla olduğu yeni deneyler ile tekrarlanabilir.

6. KAYNAKLAR

1. Abe T, Brechue W.F., Fujita S., Brown J.B. (1998). Gender differences in ffm accumulation and architectural characteristics of muscle, *Med. Sci. Sports Exerc*, 30(7):1066-70.
2. Allen D.G., Lee J.A., Westerblad H. (1989). Intracellular calcium and tension during fatigue in isolated single muscle-fibers from *xenopus-laevis*, *Journal of Physiology-London*;415:433-58.
3. Arendt E., Dick R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer - ncaa data and review of literature, *Am J Sports Med*, 23(6):694-701.
4. Bell D.G., Jacobs I. (1986). Electromechanical response-times and rate of force development in males and females, *Med Sci Sports Exerc*, 18(1):31-6.
5. Bergstrom G, Bjelle A, Sundh V, Svanborg A. (1986). Joint disorders at ages 70, 75 and 79 years a cross sectional comparison, *Br J Rheumatol*, 25(4):333-41.
6. Binboğa E, Prasartwuth O, Pehlivan M, Türker K. (2011). Responses of human soleus motor units to low-threshold stimulation of the tibial nerve, *Exp Brain Res*, 213(1):73-86.
7. Blackburn J.T., Bell D.R., Norcross M.F., Hudson J.D., Engstrom L.A. (2009). Comparison of hamstring neuromechanical properties between healthy males and females and the influence of musculotendinous stiffness, *J Electromyogr Kinesiol*, 19(5):e362-e369.
8. Blackburn J.T., Padua D.A., Guskiewicz K.M. (2008). Muscle stiffness and spinal stretch reflex sensitivity in the triceps surae, *Journal of Athletic Training*, 43(1):29-36.
9. Blackburn J.T., Padua D.A., Weinhold P.S., Guskiewicz K.M. (2006).

Comparison of triceps surae structural stiffness and material modulus across sex, *Clinical Biomechanics*, 21(2):159-67.

10. Blackburn J.T., Riemann B.L., Padua D.A., Guskiewicz K.M. (2004). Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors, *Clinical Biomechanics*, 19(1):36-43.

11. Blevins FT, Hecker AT, Bigler GT, Boland AL, Hayes WC. (1994). The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts. *Am J Sports Med*, 22:328-33.

12. Bojsen-Moller J, Magnusson S.P., Rasmussen L.R., Kjaer M., Aagaard P. (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures, *J Appl Physiol*, 99(3):986-94.

13. Brinkworth R.S.A, Turker K.S. (2003). A method for quantifying reflex responses from intra-muscular and surface electromyogram, *J Neurosci Methods*, 122(2):179-93.

14. Burgess K.E., Graham-Smith P., Pearson S.J. (2009). Effect of acute tensile loading on gender-specific tendon structural and mechanical properties, *J Orthop Res*, 27(4):510-6.

15. Burgess K.E., Pearson S.J., Breen L., Onambele G.N.L. (2009). Tendon structural and mechanical properties do not differ between genders in a healthy community-dwelling elderly population, *J Orthop Res*, 27(6):820-5.

16. Cavanagh P.R., Komi P.V. (1979). Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions, *Eur J App Physiol*, 42(3):159-63.

17. Chow R.S., Medri M.K., Martin D.C., Leekam R.N., Agur A.M., McKee N.H. (2000). Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: Gender variability, *Eur J App Physiol*, 82(3):236-44.

18. Cushnaghan J., Dieppe P. (1991). Study of 500 patients with limb joint

osteoarthritis. I. Analysis by age, sex, and distribution of symptomatic joint sites. *Ann Rheum Dis*, 50:8-13.

19. Çelebi G. (1999). *Biyomedikal fizik*, Baris Yayinlari, Izmir
20. Deschenes M.R. (2004). Effects of aging on muscle fibre type and size, *Sports Med*, 34(12):809-24.
21. Edman K.A.P. (1988). Double hyperbolic force velocity relation in frog muscle fibers, *Journal of Physiology-London*, 404:301-21.
22. Einsiedel L.J., Luff A.R. (1992). Alterations in the contractile properties of motor units within the ageing rat medial gastrocnemius, *J Neurol Sci*, 112(1-2):170-7.
23. Ellaway P.H. (1978). Cumulative sum technique and its application to the analysis of peristimulus time histograms, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 45(2):302-4.
24. Enoka R.M. (2008). *Neuromechanics of human movements*. 4th ed., Human Kinetics, Champaign, IL, p. 228-48
25. Enoka R.M., Enoka R.M. (2001). *Neuromechanics of human movement*. 3rd ed., Human Kinetics, Champaign, IL
26. Ferretti G., Narici M., Binzoni T., Gariod L., Le Bas J., Reutenauer H., Cerretelli P. (1994). Determinants of peak muscle power: Effects of age and physical conditioning, *Eur J Appl Physiol*, 68(2):111-5.
27. Frontera W.R., Hughes V.A., Fielding R.A., Fiatarone M.A., Evans W.J., Roubenoff R. (2000). Aging of skeletal muscle: A 12 years longitudinal study, *J Appl Physiol*;88(4):1321-6.
28. Ghosh A.K. (2009). *Introduction to measurements and instrumentation*. 3. ed. Prentice-hall of India Private Ltd., New delhi, p. 264-72
29. Granata K.P., Wilson S.E., Padua D.A., (2002). Gender differences in active

musculoskeletal stiffness. Part I.: Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics, *J Electromyogr Kinesiol*, 12(2):119-26.

30. Grosset J.F., Mora I., Lambertz D., Perot C. (2005). Age-related changes in twitch properties of plantar flexor muscles in prepubertal children, *Pediatr Res*, 58(5):966-70.

31. Grosset J.F., Piscione J., Lambertz D., Perot C. (2009). Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training, *European Journal of Applied Physiology*, 105(1):131-9.

32. Guyton A.C., Hall J.E. (2007). *Tibbi fizyoloji*, Yüce yayinlari, Istanbul

33. Hamill J., Knutzen K. (2009). *Biomechanical basis of human movement*, Wolters Kluwer Health / Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, p. 63-105

34. Hawker G.A., Wright J.G., Coyte P.C., Williams J.I., Harvey B., Glazier R., Badley E.M. (2000). Differences between men and women in the rate of use of hip and knee arthroplasty, *N Engl J Med*, 342(14):1016-22.

35. Heckman C.J., Binder D.M. (1990). Neural mechanisms underlying the orderly recruitment of motoneuron. In: Marc B.D., Lorne M.M., editors. *The segmental motor system*, Oxford University Press; New York, p. 182-204.

36. Hof A.L. (1998). In vivo measurement of the series elasticity release curve of human triceps surae muscle, *J Biomech*, 31(9):793-800.

37. Hopkins J.T., Feland J.B., Hunter I. (2007). A comparison of voluntary and involuntary measures of electromechanical delay, *Int J Neurosci*, 117(5):597-604.

38. Howatson G. (2010). The impact of damaging exercise on electromechanical delay in biceps brachii, *J Electromyogr Kinesiol*, 20:477-81.

39. Hug F., Gallot T., Catheline S., Nordez A. (2011). Electromechanical delay in biceps brachii assessed by ultrafast ultrasonography, *Muscle Nerve*, 43(3):441-3.

40. Huxley H.E. (1990). Sliding filaments and molecular motile systems, *The J.*

Biol. Chem, 265(15):8347-50.

41. Ireland M.L., Gaudette M., Crook S. (1997). Acl injuries in the female athlete, *Journal of Sport Rehabilitation*, 6(2):97-110.

42. Johnson G.A., Tramaglini D.M., Levine R.E., Ohno K., Choi N.Y., Woo S.L.Y. (1994). Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon, *J Orthop Res*, 12(6):796-803.

43. Kannus P. (1997). Etiology and pathophysiology of chronic tendon disorders in sports, *Scand J Med Sci Sports*, 7(2):78-85.

44. Kannus P., Jozsa L. (1991). Histopathological changes preceding spontaneous rupture of a tendon. A controlled study of 891 patients. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 73(10):1507-25

45. Karamanidis K., Arampatzis A. (2005). Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: Effect of aging and physical activity, *J Exp Biol*, 208(20):3907-23.

46. Kawakami Y., Lieber R.L. (2000). Interaction between series compliance and sarcomere kinetics determines internal sarcomere shortening during fixed-end contraction, *J Biomech*, 33(10):1249-55.

47. Kawakami Y., Nakazawa K., Fujimoto T., Nozaki D., Miyashita M., Fukunaga T. (1994). Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging, *Eur J Appl Physiol*, 68(2):139-47.

48. Kjær M., Magnusson P., Krogsgaard M., Møller J.B., Olesen J., Heinemeier K., Hansen M., Haraldsson B., Koskinen S., Esmarck B., Langberg H. (2006). Extracellular matrix adaptation of tendon and skeletal muscle to exercise, *J Anat*, 208(4):445-50.

49. Komi P.V. (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 12(1):81-122.

50. Komi P.V., Viitasalo J.T. (1980). Electro-mechanical delay in skeletal-muscle

under voluntary and reflex conditions and its dependence on muscle structure, *Med Sci Sports Exerc*, 12(2):134-.

51. Krivickas L.S., Suh D., Wilkins J., Hughes V.A., Roubenoff R., Frontera W.R. (2001). Age and gender related differences in maximum shortening velocity of skeletal muscle fibers. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 80(6):447-55.

52. Kubo K., Kanehisa H., Azuma K., Ishizu M., Kuno S.Y., Okada M., Fukunaga T. (2003). Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women, *Int J Sports Med*, 24(2):125,30.

53. Kubo K., Kanehisa H., Fukunaga T. (2003). Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures, *European Journal of Applied Physiology*, 88(6):520-6.

54. Larsson L., Grimby G., Karlsson J. (1979). Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *J Appl Physiol*, 46:(3) 451-6.

55. Lexell J., Henrikssonlarsen K., Winblad B., Sjostrom M. (1983). Distribution of different fiber types in human skeletal-muscles effects of aging studied in whole muscle cross-sections, *Muscle Nerve*, 6(8):588-95.

56. Lexell J., Taylor C.C., Sjöström M. (1988). What is the cause of the ageing atrophy?: Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15 to 83 year old men, *J Neurol Sci*, 84(2-3):275-94.

57. Li L., Baum B.S. (2004). Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at different pedaling frequencies, *J Electromyogr Kinesiol*, 14(6):647-52.

58. Lieber R.L. Skeletal muscle structure, function, and plasticity: The physiological basis of rehabilitation, Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, p. 22-46

59. Lieber R.L., Loren G.J., Friden J. (1994). In-vivo measurement of human wrist extensor muscle sarcomere-length changes, *J Neurophysiol*, 71(3):874-881.
60. Lindle R.S., Metter E.J., Lynch N.A., Fleg J.L., Fozard J.L., Tobin J., Roy T.A., Hurley B.F. (1997). Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr. *J Appl Physiol*, 83(5):1581-7.
61. Lynch N.A., Metter E.J., Lindle R.S., Fozard J.L., Tobin J.D., Roy T.A., Fleg J.L., Hurley B.F. (1999). Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups, *J Appl Physiol*, 86(1):188-94.
62. Metter E.J., Conwit R., Tobin J., Fozard J.L. (1997). Age-associated loss of power and strength in the upper extremities in women and men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 52A (5): B267-B276
63. Miles T.S., Turker K.S. (1986). Does reflex inhibition of motor units follow the size principle, *Exp Brain Res*, 62(2):443-5.
64. Miles T.S., Turker K.S., Le T.H. (1989). Ia reflexes and epsps in human soleus motor neurons, *Exp Brain Res*, 77(3):628-36.
65. Miles T.S., Wilkinson T.M. (1982). Limitation of jaw movement by antagonist muscle-stiffness during unloading of human jaw closing muscles, *Exp Brain Res*, 46(2):305-10.
66. Miller A., MacDougall J., Tarnopolsky M., Sale D. (1993). Gender differences in strength and muscle fiber characteristics, *Eur J Appl Physiol*, 66(3):254-62.
67. Miller B.F., Hansen M., Olesen J.L., Schwarz P., Babraj J.A., Smith K., Rennie M.J., Kjaer M. (2007). Tendon collagen synthesis at rest and after exercise in women. *J Appl Physiol* 102(2):541-6.
68. Minshull C., Eston R., Bailey A., Rees D., Gleeson N. (2011). Repeated exercise stress impairs volitional but not magnetically evoked electromechanical delay of the knee flexors, *J Sports Sci*, 30(2):217-25.
69. Minshull C., Gleeson N., Walters-Edwards M., Eston R., Rees D. (2007).

Effects of acute fatigue on the volitional and magnetically-evoked electromechanical delay of the knee flexors in males and females, *European Journal of Applied Physiology*, 100(4):469-78.

70. Moore B.D., Drouin J., Gransneder B.M., Shultz S.J. (2002). The differential effects of fatigue on reflex response timing and amplitude in males and females, *J Electromyogr Kinesiol*, 12(5):351-60.

71. Muraoka T., Muramatsu T., Fukunaga T., Kanehisa H. (2004). Influence of tendon slack on electromechanical delay in the human medial gastrocnemius in vivo, *J Appl Physiol*, 96(2):540-4.

72. Nordez A., Gallot T., Catheline S., Guevel A., Cornu C., Hug F. (2009). Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound, *J Appl Physiol*, 106(6):1970-5.

73. Onambélé G.N.L., Burgess K., Pearson S.J. (2007). Gender-specific in vivo measurement of the structural and mechanical properties of the human patellar tendon, *J Orthop Res*, 25(12):1635-42.

74. Pai Y.C., Rymer W.Z., Chang R.W., Sharma L. (1997). Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception, *Arthritis & Rheumatism*, 40(12):2260-5.

75. Palladino J.L., Davis R.B. Biomechanics. In: Enderle D.J., Blanchard M.S., Bronzino D.J., editors. (2005). Introduction to biomedical engineering. 2nd ed. Elsevier Academic Press, San Diego, p. 127-68.

76. Pehlivan F. (2004). *Biyofizik*. Hacettepe-Tas, Ankara

77. Pierrot-Deseilligny E., Burke D.J. (2005). *The circuitry of the human spinal cord : Its role in motor control and movement disorders*. Cambridge, UK, Cambridge University Press, New York

78. SASAKI K., SASAKI T., ISHII N. (2011). Acceleration and force reveal different mechanisms of electromechanical delay, *Med Sci Sports Exerc*, 43(7):1200-6

79. Staron R.S., Hagerman F.C., Hikida R.S., Murray T.F., Hostler D.P., Crill M.T.,

- Ragg K.E., Toma K. (2000). Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *J Histochem Cytochem*, 48(5):623-9.
80. Tanaka E., Kawai N., Tanaka M., Todoh M., van Eijden T., Hanaoka K., Dalla-Bona D.A., Takata T., Tanne K. (2004). The frictional coefficient of the temporomandibular joint and its dependency on the magnitude and duration of joint loading, *J Dent Res*, 83(5):404-7.
81. Tucker K.J., Tuncer M., Turker K.S. (2005). A review of the h-reflex and m-wave in the human triceps surae, *Hum Movement Sci*, 24(5-6):667-88.
82. Tucker K.J., Türker K.S. (2005). A new method to estimate signal cancellation in the human maximal m-wave, *J Neurosci Methods*, 149(1):31-41.
83. Turker K.S., Miles T.S., Le H.T. (1988). The lip-clip - a simple, low-impedance ground electrode for use in human electrophysiology, *Brain Res Bull*, 21(1):139-41.
84. Turker K.S. (1993). Electromyography: Some methodological problems and issues. *Physical Therapy*, 73(10):698-710.
85. Vaes P., Duquet W., Van Gheluwe B. (2002). Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles, *Journal of Athletic Training*, 37(4):475-80.
86. Vaillancourt D.E., Larsson L., Newell K.M. (2003). Effects of aging on force variability, single motor unit discharge patterns, and the structure of 10, 20, and 40 hz emg activity, *Neurobiol Aging*, 24(1):25-35.
87. Vander A.J., Sherman J.H., Luciano D.S. (2001). *Human physiology : The mechanisms of body function*. 3 ed.: McGraw-Hill, Boston
88. Viitasalo J.T., Komi P.V. (1981). Interrelationships between electromyographic, mechanical, muscle structure and reflex time measurements in man, *Acta Physiol Scand*, 111(1):97-103.
89. Whiting W.C., Rugg S. (2006). *Dynatomy : Dynamic human anatomy*. Human

Kinetics, Champaign, IL

90. Widjaja F., Cheng Yap S., Wing Lok A., Poignet P., Wei Tech A., editors. Using electromechanical delay for real-time anti-phase tremor attenuation system using functional electrical stimulation. *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on; 2011 9-13 May 2011.*
91. Winter E.M., Brookes F.B.C. (1991). Electromechanical response-times and muscle elasticity in men and women, *Eur J Appl Physiol*, 63(2):124-8.
92. Yavuz S.U., Sendemir-Urkmez A., Turker K.S. (2010). Effect of gender, age, fatigue and contraction level on electromechanical delay, *Clin Neurophysiol*, 121(10):1700-6.
93. Young A., Stokes M., Crowe M. (1984). Size and strength of the quadriceps muscles of old and young women, *Eur J Clin Invest*, 14(4):282-7.
94. Yu F., Hedström M., Cristea A., Dalén N., Larsson L. (2007). Effects of ageing and gender on contractile properties in human skeletal muscle and single fibres, *Acta Physiol*, 190(3):229-41.
95. Zhou S., Lawson D.L., Morrison W.E., Fairweather I. (1995). Electromechanical delay in isometric muscle contractions evoked by voluntary, reflex and electrical-stimulation, *Eur J Appl Physiol*, 70(2):138-45.
96. Zhou S., McKenna M.J., Lawson D.L., Morrison W.E., Fairweather I. (1996). Effects of fatigue and sprint training on electromechanical delay of knee extensor muscles, *Eur J Appl Physiol*, 72(5-6):410-6.
97. Zipp P. (1982). Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography, *Eur J Appl Physiol*, 50(1):41-54.

ÖZET

Kasta elektriksel aktivitenin başlaması ile o kasın bağlı olduğu ekleme hareketin başlaması arasında geçen süre “Elektromekanik Gecikme” olarak adlandırılmaktadır. Literatürde elektromekanik gecikme, farklı yöntemlere bağlı olarak, 8-120 ms gibi geniş bir aralıkta rapor edilse de standart bir yöntem tanımlanamamıştır. Bu tez araştırmasında, elektromekanik gecikme ölçüm yöntemi tartışılarak, önerilen yeni yöntemler ile elektromekanik gecikmenin cinsiyet, yaş, kasılma şiddeti gibi parametreler ile nasıl değiştiği araştırıldı. Bununla beraber, aşıl tendonu ve metatars üzerine yerleştirilen iki ivme sensörünün kullanıldığı yeni bir yöntem ile eklem mekaniğinin elektromekanik gecikme’ye katkısı da belirlendi.

Katılımcılar 18-57 yaş arası sağlıklı, 12 erkek ve 12 kadından oluşmaktadır. Elektromiyogram kayıtları triceps surae kası üzerinden yüzeysel elektrotlarla alındı. Katılımcılar kaslarını maksimum istemli kasılmalarının belli yüzdelerinde kasarken, tibial sinire supramaksimal elektrik uyarı verilip, kasta oluşan motor cevap ile ivme sensörü yardımıyla algılanan eklem hareketi arasında geçen süre, elektromekanik gecikme olarak belirlendi.

Bu araştırmanın sonucunda elektromekanik gecikme değeri önceki araştırmalarda yayınlanan değerlerden daha düşük olduğu bulundu (kas serbest halde iken ortalama elektromekanik gecikme $6,2 \pm 1,2$ ms). Literatürdeki birçok araştırmanın aksine kadın ve erkek elektromekanik gecikme değerleri arasında bir fark bulunamadı. Ayrıca, kasılma seviyesinin artması ile birlikte metatars ve tendon üzerinden ölçülen elektromekanik gecikme değerinin azaldığı ancak eklemden kaynaklanan gecikmenin değişmediği ve yaşlanma ile elektromekanik gecikme

değerinin arttığı bulundu. Eklem mekaniğinden dolayı oluşan gecikmenin elektromekanik gecikme içerisindeki miktarının ortalama $1,7\pm0,9$ ms olduğu tespit edildi. Aynı zamanda yaşlanma ile beraber kadınlarda ekleme meydana gelen gecikmenin arttığı gözlemlendi ($p < 0,05$).

Başlık: İnsan Kasında İvme Sensörleri ile Ölçülen Elektromekanik Gecikmenin Araştırılması

Anahtar Kelimeler: elektromekanik gecikme, cinsiyet farkı, yaş, elektromiyografi, eklem mekaniği, M cevabı, supramaksimal elektriksel uyarı

ABSTRACT

Electromechanical delay is defined as the latency between the onset of electrical activity in a muscle and the onset of force generation by that muscle's contraction. Since in previous studies value of the electromechanical delay was found to vary between 8 ms and 120 ms depending on the method used, there is no consensus about standard and accurate method. Within this thesis research, the measurement method of the electromechanical delay was discussed and the variation of electromechanical delay with particular parameters such as gender, age and contraction level was examined by new method which is suggested in this study. Additionally, the contribution of joint mechanics to the electromechanical delay was determined by new method where the two accelerometer sensors placed over achilles tendon and metatarsi.

Twelve male and twelve female healthy subjects (aged between 18 and 57) participated in our study. Electromyogram (EMG) recordings were taken from triceps surae muscle with surface electrodes. While subjects contracted their muscles voluntarily at specified percentages of maximum voluntary contraction, ten supramaximal stimuli were delivered to the tibia nerve and the time delay between onset of direct motor response and the onset of acceleration signal was determined as electromechanical delay.

As a result of this research the electromechanical delay was found to be much shorter than those reported in previous studies (in relax position of muscle; the average electromechanical delay is 6.2 ± 1.2 ms). It was also determined that the

contribution of ankle joint to the electromechanical delay was 1.7 ± 0.9 ms in average. Contrary to previous studies, no significant difference between genders could be found. Additionally, it was found that the electromechanical delay that was measured from achilles tendon and metatarsi was decreased by increasing in contraction level. However the delay is caused by joint mechanic was not change by contraction level. It was also found that there was a direct correlation between electromechanical delay and age. On the other hand, the amount joint delay was found as to be significantly longer only in elder women group ($p < 0.05$).

Title: The Investigation of Electromechanical Delay which is Measured by Accelerometers on Human Muscle

Key words: electromechanical delay, gender difference, fatigue, aging, electromyography, joint mechanic, M response, supramaximal electrical stimulation

ÖZGEÇMİŞ

Şükrü Utku YAVUZ, 2/7/1977 İzmir doğumlu olup ilk ve orta öğrenimini Manisa'da, liseyi İzmir'de yatılı olarak okuduğu İzmir Atatürk Lisesi'nde tamamladı. 1996 yılında Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünü kazandıktan sonra 2003 yılında lisans eğitimini "tek bir nöronun elektronik olarak modellenmesi" adlı tezini vererek tamamladı. Yüksek lisans eğitimi Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı'nda "Hipokampal yer hücrelerine dayanan pekiştirmeli uzaysal öğrenme: Robotik simülasyonları" adlı tezini vererek bitirdi. Doktora eğitimine 2007 yılından beri Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı'nda devam etmektedir. Doktora eğitimi sırasında 2007-2010 yılları arasında Avrupa Birliği Marie Curie Projesi'nde (GenderReflex; MEX-CT-2006-040317) proje asistanı olarak görev yapmış ve TÜBİTAK (107S029 - SBAG-3556) tarafından burs ile desteklemiştir. 2011 yılından beri Göttingen Georg August Üniversitesi Tıp Fakültesi Nörorehabilitasyon Mühendisliği bölümünde araştırmacı bilim insanı olarak çalışmaktadır.

İlgi alanları: sinirbilimi, elektrofizyoloji, biyomekanik, biyosibernetik ve modellemedir.