

**TC.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜZEY EMG ÖLÇÜMLERİ SIRASINDA KAYDEDİLEN MVC
(MAXIMUM VOLUNTARY CONTRACTION) İLE KUVVET
İLİŞKİSİNİN İNCELENMESİ**

Cihan ESER

**Biyofizik Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA
2018**

**TC.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜZEY EMG ÖLÇÜMLERİ SIRASINDA KAYDEDİLEN MVC
(MAXIMUM VOLUNTARY CONTRACTION) İLE KUVVET
İLİŞKİSİNİN İNCELENMESİ**

Cihan ESER

**Biyofizik Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. A. RUHİ SOYLU**

ANKARA

2018

**YÜZEY EMG ÖLÇÜMLERİ SIRASINDA KAYDEDİLEN MVC(MAXIMUM VOLUNTARY
CONTRACTION) İLE KUVVET İLİŞKİSİNİN İNCELENMESİ**

Öğrenci: Cihan Eser

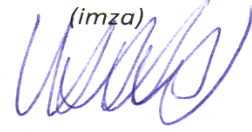
Danışman: Doç. Dr. A. Ruhi Soylu

Bu tez çalışması 03.07.2018 tarihinde jürimiz tarafından "Biyofizik Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Prof. Dr. Nuhan Puralı

Hacettepe Üniversitesi

(imza)


Tez Danışmanı:

Doç. Dr. A. Ruhi Soylu

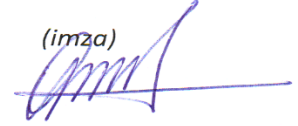
Hacettepe Üniversitesi

(imza)


Üye:

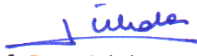
Doç. Dr. Deniz Şimşek

Anadolu Üniversitesi

(imza)


Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

04 Temmuz 2018


Prof. Dr. Diclehan Orhan

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan "**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**" kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

27.1.7...1.2018

(İmza)

Öğrencinin Adı SOYADI

Cihan ESER

ⁱ"**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**"

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın**ın önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın**ın önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.
Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez **danışmanın**ın önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** tarafından karar verilir.

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. A. Ruhi Soylu danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

(İmza)

Cihan Eser

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans hayatım boyunca desteklerini benden esirgemeyen, takıldığım her konuda yeni bir bakış açısıyla yeniden yorumlamama yardımcı olan danışman hocam Doç. Dr. A. Ruhi Soylu'ya,

Yüksek Lisans eğitimim boyunca kıymetli bilgilerini bizlerle çeşitli vesilelerle paylaşan hocalarım Prof. Dr. Nuhan Puralı'ya, rahmetli Doç. Dr. Süha Yağcıoğlu'na, Doç. Dr. Babür Şahinoğlu'na,

Tez çalışmam sırasında yardımlarını esirgemeyen Assist. Prof. Dr. Gülcan Harput'a, Doç. Dr. Deniz Yenigelen Şimşek'e,

Değişik zorluklar karşısında her zaman yanımda olan, bilim hayatına devam etmem konusunda katkıda bulunan tüm aile fertlerime,

Teşekkürlerimi sunmayı bir borç bilirim.

ÖZET

Eser. C., Yüzey EMG Ölçümleri Sırasında Kaydedilen MVC (Maksimum Voluntary Contraction) ile Kuvvet İlişkisinin İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyofizik Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2018.

Bu çalışmanın amacı, sağlıklı bireylerde baskın ve baskın olmayan ayaklarda yüzey EMG (elektromiyografi) ölçümleri sırasında kaydedilen MVC maksimum değerlerinin doğru bir şekilde ölçülmesidir. Ölçümler sırasında vastus medialis ve vastus lateralis kaslarından aynı anda EMG ve MVC ölçümleri kaydedilmiştir. Spesifik olarak bu kaslarda maksimum kasılma için gerekli süreler ve maksimum kasılmalar, iki alt ekstremite için kıyaslanmış, anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sonuç olarak klinik çalışmalarda iyileşme süreçleri değerlendirilirken seçilen kasın baskın veya baskın olmamasının önemli olmadığı görülmektedir. Bu kasların yEMG-MVC değerleri, hatasız ölçülmek isteniyorsa, kaslardan aynı anda emg ve kuvvet değerleri kaydedilmelidir. Günümüzde yapılan çalışmalarda sadece emg kaydedilip MVC değerleri yorumlanmaktadır. Fakat maksimum kasılmada geçen belli bir süreden sonra kas yorgunluğunun etkisinden dolayı MVC değerlerinin hatalı ölçüldüğü gösterilmiştir. Yapılan çalışmalarda standart bir süre kabul edilip emg değerleri ölçülmektedir. Doğru ve hatasız olan yöntem, aynı anda kas kuvveti değerlerinin de ölçülmesidir. Daha ileriki çalışmalarda, operasyon geçirmiş kaslara sahip bireyler ve bu çalışmadaki sağlıklı bireyler kıyaslanacaktır. Değişik özellikte kasları olan bu katılımcılar için doğru değerlendirmelere ulaşma adına yEMG değerlerinin, kas kuvveti değerleri ile aynı anda ölçülmesinin ne kadar gerekli olduğu gösterilecektir.

Anahtar kelimeler: yüzey EMG ve kuvvet ilişkisi, MVC ölçümü, yüzey EMG kuvvet ölçümü

ABSTRACT

Eser, C. Investigation of Relationship Between Force Measurement and MVC (Maximum Voluntary Contraction) Recorded During sEMG Measurements. Hacettepe University Institute of Health Sciences. M.Sc. Thesis in Biophysics. Ankara. 2018. The aim of this study is to measure MVC maximum values for dominant and nondominant legs, recorded during sEMG measurements, correctly. From ‘vastus medialis’ and ‘vastus lateralis’ muscles, EMG and MVC values were recorded simultaneously. Specifically, required times to reach maximum contractions and those maximum contractions were compared between two lower extremities, reaching a conclusion that there was no significant difference. As a result, it can be seen whether the chosen muscle being dominant or not is unimportant for measuring recoveries in clinical studies. To measure sEMG-MVC values of these muscles correctly, Emg and force values should be recorded simultaneously. Today, only Emg values are recorded to interpret MVC values. But, it was shown that MVC values are calculated with error because of the effect of fatigue after a certain maximum contraction time. In current studies, emg values are measured with respect to a certain amount of recording time. But the correct measurement without error, should be recording the muscle force at the same time. Next studies will be about comparing those healthy subjects and other subjects who have muscles which have recently been through surgical operations. It will be shown that it is more important to record forces and sEMG values simultaneously for correct assessment on those patients with muscles of different characteristics.

Keywords: sEMG and force relationship, MVC measure, sEMG force measurement

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN SAYFASI	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENELBİLGİLER	3
2.1. Kaslar	3
2.1.1. Vastus Medialis	3
2.1.2. Vastus Lateralis	3
2.2. Yüzeyel Elektromiyografi	4
2.2.1. Kullanım Amaçları	6
2.2.2. yEMG Kullanımının Avantajları	6
2.2.3. yEMG Kullanımının Dezavantajları	7
2.2.4. yEMG Uygulamaları	7
2.2.5. MVC (Maximum Voluntarily Contraction)	10
3. BİREYLER ve YÖNTEM	15
3.1. Bireyler	15
3.2 Yöntem	15
3.2.1. Demografik Bilgiler	15
3.2.2. yEMG Cihazı ve Ölçüm Sistemi	16

3.2.3. yEMG Sensor Bağlanması ve yEMG Ölçümleri	19
3.2.4. Testlerde Kullanılan Pozisyon ve Egzersiz Seçenekleri	21
3.2.5. EMG Analizleri	22
3.2.6. İstatistiksel Analiz	23
4. BULGULAR	24
4.1. Demografik Bilgiler	24
4.2. Kassal Aktivasyonlarının Değerlendirilmesi	24
4.2.1. Vastus Lateralis	24
4.2.2. Vastus Medialis	27
4.3. Kas Kuvvetlerinin Değerlendirilmesi	29
4.4. Maksimum Kuvvet Değerleri ve Bu Sırada Geçen Sürelerin Değerlendirilmesi	34
4.4.1. Baskın ve Baskın Olmayan Bacakta Ulaşılan Maksimum Kuvvetler İçin Geçen Süreler	34
4.4.2. Baskın ve Baskın Olmayan Bacakta Ulaşılan Maksimum Kuvvetler	35
4.5. Ölçüm Tekrarlarının Değerlendirilmesi	37
4.5.1. Baskın Bacakta 5 Tekrarlı Ölçümler	37
4.5.2. Baskın olmayan bacakta 5 Tekrarlı Ölçümler	37
4.6. Diğer SPSS Analizleri	37
5. TARTIŞMA	39
5.1. Yüzeysel Elektromiyografi	39
5.2. Kasların Lineer Değerli MVC ile Kasılması	41
5.3. Kas Yorulması ve Kuvvet Aralığı	41
5.4. Kuvvetin Aynı Anda Kaydedilmesinin Avantajı	42

5.5. Normalize EMG Çalışmalarından Bağımsızlığı	43
5.6. Literatürde Devam Eden Ölçüm Teknikleri Üzerine	44
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	47
7. KAYNAKLAR	49
8. EKLER	
EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzinleri	
EK-2: Tez Çalışması ile İlgili Katılımcı Formları	
9. ÖZGEÇMİŞ	

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	Quadriceps femoris i oluşturan 4 kas grubu.	4
2.2.	Biyomekaniksel ölçüm metodlarında 4 önemli alan.	5
2.3.	yEMG nin kullanım alanları.	6
2.4.	Tek bacak durma egzersizi sırasındaki, <i>Peroneus Longus(PL)</i> , <i>Tibialis Anterior(TA)</i> ve <i>Gastrokinemius medialis (GKM)</i> Kaslarının Aktivasyonları.	8
2.5.	Yürüme Fazları Sırasında Aktif Olan Kaslar.	9
2.6.	Elektrik uyarıları ile birlikte kas lif tipleri farklı olan <i>diyafram</i> , <i>soleus</i> ve <i>ekstansör digitorum longus</i> kaslarının zamana bağlı median frekanslarındaki azalma.	10
2.7.	Gövde/kalça fleksör kasları için MVC test sıralaması (Rektus abd. ,oblikus ekst. abd. , Rektus femoris).	14
3.1A.	Özel yapım sandalye.	17
3.1B.	Kuvvet çevirici ve zincir bağı.	17
3.2A.	Gönüllü bir katılımcının maksimum kuvvet aralığındaki örnek emg kayıtları.	18
3.2B.	Biopac EMGWorks Acquisition & Analysis System yazılımının kaydı (Tüm kayıt aralığına bakış).	18
3.3A.	Elektrot bağlantısı.	20
3.3B.	EMG sensor bağlantıları.	20
3.4.	yEMG sinyalini işleme (RMS değeri).	22
4.1A.	Emg 1. Kanalı (vastus lateralis)-ilk kuvvetin görüldüğü yere göre çakıştırma.	25
4.1B	Emg 1. Kanalı (vastus lateralis)-maksimum kuvvet noktasına göre çakıştırma.	26
4.2A.	Emg 2. Kanalı (vastus medialis)-ilk kuvvetin görüldüğü yere göre çakıştırma.	28
4.2B.	Emg 2. Kanalı (vastus medialis)-maksimum kuvvet noktasına göre çakıştırma.	29
4.3A.	İlk kuvvetin görüldüğü noktaya göre çakıştırma. Kg başına kuvvet (N/kg) ve kuvvet (N) değerleri.	31

4.3B.	Maksimum kuvvet noktasına göre akıştırma. Kg başına kuvvet (N/kg) ve kuvvet (N) değerleri.	33
4.4.	Her katılımcının maksimum kuvvetlere ulaşma sürelerinin ortalaması.	34
4.5.	Her katılımcının maksimum kuvvetlere ulaşma sürelerinin ortalaması.	35
4.6.	Her katılımcının ulaştığı maksimum kuvvetlerin ortalaması.	36
4.7.	Her katılımcının ulaştığı maksimum kuvvetlerin ortalaması.	36
5.1.	yEMG yorgunluk göstergesi neden kullanılmalıdır.	41
5.2.	İzometrik kasılmalarda yEMG nin RMS değeri- kuvvet ilişkisi.	43

TABLolar

Tablo		Sayfa
3.1.	Değişik kaslarda maksimum aktivite seviyesini oluşturmak için kullanılan MVC testleri örnekleri.	21
4.1.	Demografik Veriler.	24
5.1.	İlk saniyelerdeki ve maksimum kuvvet aralıklarındaki bazı değerler.	45

1. GİRİŞ

Yüzeyel EMG(yEMG), günümüzde birçok tıp alanında sıklıkla kullanılır ve kas fonksiyonunu analiz etmeye yarayan bir değerlendirme aracıdır. Vücut kaslarımızın kasılmasına dair önemli bilgiler içeren bu ölçme tekniği yardımıyla hangi harekette hangi kasların aktifleştigiğine bakılır (1,2).

yEMG, özellikle yürüme hareketi gibi önemli veriler içeren aktivitelerde, hangi aşamada kasların aktivite gösterdiğine dair bilgiler verir. Bunun yanı sıra, kasın yorgunluğunu değerlendirmeyi ve kas kuvveti tahminlerinde bulunmayı sağlar (3-5). Yüzeyel EMG (yEMG); kasa ait aktivasyon hakkında, kaslar, tendonlar ve diğer dokulardaki içsel yüklerin ‘online’ değerlendirilmesinde rakipsizdir (6).

yEMG üzerinde bilinen yorgunluk etkileri, frekans ve genlik değişimleridir (bunun bir örneği Dimitrova–Dimitrov (2003) makalesinde gösterilmiştir (7).). Mesela frekansın daha düşük frekanslara kayması, genlikte artma gibi durumlar görülebilir (8). Yorgunluk tek başına fiziksel bir değişken değildir. Yorgunluğun değerlendirilmesi için, ölçülebilir fiziksel değişkenleri ve buna bağlı göstergeleri tanımlamak gerekir. Örneğin; kuvvet-tork, güç, bir eklem açısı hızı, ya da motor birimle ilişkili değişkenler (ateşleme hızları, iletim hızı, senkronizasyon seviyesi, ve aralıklı aktivasyon) ya da EMG sinyaliyle ilişkili değişkenler, gibi (6). Kas yorgunluğunu tanımlamak çok karışık olsa da nicel olarak, bir hareket veya harekete karşılık gelen bir zaman anındaki durumdur: mesela bir görevi yerine getirememeye veya efor sarfedememe anı. Bu yüzden yorgunluk, mekaniksel performansla ilişkilidir (6).

Araştırmaya Neden Olan Problem

Günümüzde yEMG cihazı ile pek çok kas aktivitesi ve kas hareketleri kaydedilmektedir. Ancak kayıtlar sırasında, önemsenmedikleri için sonuçları etkileyen bazı problemler olmaktadır. yEMG kayıtlarında MVC değeri, kas kuvveti maksimum değerde iken yapılan ölçümlerdir. Fakat yEMG ölçümleri sırasında kasın ilk anlardan itibaren maksimum kuvvet oluşturduğu varsayılmaktadır ki; bu yanlış olan bir hipotezdir. Ayrıca çalışmalarda standart bir süre kabul edilip emg değerleri

kaydedilmektedir. Sonuç olarak MVC değerleri, farkına varılmadan hatalı ölçülmektedir.

Araştırma Hipotezi

Doğru ve hatasız olan yöntem, aynı anda kas kuvveti değerlerinin de ölçülmesidir. Bu çalışmadaki yöntem kullanılmadan ölçümler yapılması durumunda yEMG çalışmalarının, hatalı sonuçlar verdiğini görmek çok önemlidir. Bu yöntemde göre MVC maksimum değerinin hesaplanması için, EMG ile eşzamanlı olarak kuvvet kaydedilmelidir. Hesaplama süresi, kuvvetin maksimum değere ulaştığı süreye göre belirlenmelidir (herkesin kullandığı ve hatalı olan varsayım, ölçümler sırasında bu değerin 3 veya 5 sn gibi sabit bir zaman kabul edilmesidir). Mesela biceps kası için kuvvetin maksimum değere ulaştığı süre belirlenmiş iken, diğer kaslar için bu süre hala bilinmemektedir.

Araştırmanın Amacı

İşte bu çalışma ile vastus medialis ve vastus lateralis kasları için de gerekli süreler analiz edilerek, hatalı ölçümlerin büyük ölçüde giderilmesi hedeflenmektedir.

Gönüllü katılımcılardan seçilen sağlıklı kişilerin belirli kas lokasyonları üzerinden yEMG ölçümleri kaydedilecektir. Bu veriler, belirli matematiksel modelleme yöntemleriyle karşılaştırılarak yorumlanacaktır.

Araştırmanın Sınırlılığı

Bu çalışma, sadece alt ekstremitesinde herhangi bir sakatlığı olmayan sağlıklı gönüllü bireyler üzerinde yapılmıştır. İlerleyen çalışmalarla bu sağlıklı kişilerin yanı sıra, alt ekstremitesinden operasyon geğirmiş kişilerden alınan kayıtlar analiz edilecektir. Böylece hem bu 2 grup arasında hem de ameliyat öncesindeki ve sonrasındaki değerler üzerinde gerekli kıyaslamalar ve testler yapılarak tedavi sürecinin etkisi hesaplanabilir. yEMG-Kuvvet aynı anda ölçülmeli ve hasta kişilerin maksimum değerlere ulaşma süreleri kıyaslanmalıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kaslar

2.1.1. Vastus Medialis

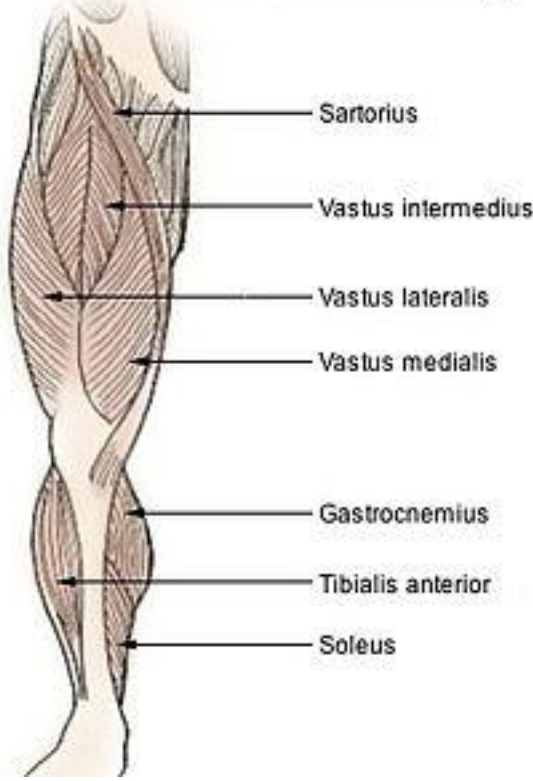
Vastus medialis kası *quadriceps* kas grubundandır. Uyluk kemiğinin ön tarafında konumlanmıştır. *Quadriceps* kaslarının en medial bölgesidir. Uyluğun tüm boyunu uzatabilecek bir yapısı vardır. Bu kasın hemen diz kapağı üzerindeki bölümü, bazen *vastus medialis oblikus* (VMO) ismini de alır. Bu kas, diz kapağı bacak bölgesini esnetmeye ve *patellayı* sabitlemeye yarar.

Bu kas, bazen vücudun güçsüz kısımları olarak görülebilir. Çünkü bacak düzgünce tam uzanmamışken, kas tam güce ulaşamaz. *Vastus medialis* kası, değişik egzersizlerle güçlendirilebilir: diz esnetmeleri, bacak baskıları, çömelme gibi. Bu kas, diz daha büyük açılarda, özellikle de bacak tam esnemişken daha uzun süre tam güçte aktiftir. Bu yüzden yürüyüş aralıklarının tümünü kapsayan *quadriceps* egzersizleri, bu kası güçlendirmenin en iyi yoludur.

2.1.2. Vastus Lateralis

Vastus lateralis kası uyluğun kenarında konumlanmıştır. Bu kas *quadriceps* grubu kaslarının en hacimlisidir. *Quadriceps* grubu, *rectus femoris*, *vastus intermedius* ve *vastus medialis* i de içine alır (Şekil 2.1.). Hepsine birden bakıldığında, *quadriceps kas grubu* insan vücudundaki en geniş kas grubudur ve dizin esnemesini sağlar. *Vastus lateralis* kasının spesifik görevi, alt bacağı uzatmak ve vücudu çömelme pozisyonundan dik pozisyona getirmektir.

Muscles of the Lower Extremity



Şekil 2.1. Quadriceps femoris i oluşturan 4 kas grubu (şekilde gösterilmeyen rectus femoris, vastus intermedius, vastus lateralis ve vastus medialis) şekildeki gibidir (9).

Üst uç kısmında, bu kas *femur* a bağlıdır; alt uç kısmı ise *patellaya* bağlıdır. Bacak kasları, bir bütün olarak kuvveti ve sağlamlığı sağlar. Yürüme, koşma ve zıplama gibi günlük aktivitelere destek sağlar ve bu hareketlerin darbelerinin sönmelenmesine imkan verir.

Vastus lateralis ile ilgili genel yaralanmalar, gerilme ve ezilme yaralanmalarıdır. Gerilme yaralanmalarından kastedilen, kasta bir yırtıktır. Bu yırtık, fiziksel aktiviteye ısınma hareketleri yapmadan başladığı durumlarda oluşabilir. Ezilme ise kasın kemikle çarpışıp darbe yaraları almasıdır.

2.2. Yüzeysel Elektromiyografi

Elektromiyografi (EMG), kas fibrillerinin dış kısmında fizyolojik varyasyonlar sonucu çıkan sinyalleri büyötmeye, kayıt altına almaya ve analiz etmeye yarayan empirik bir tekniktir (10,11).

Nörolojik EMG, odak noktası olarak dinamik olmayan şartlarda dış uyarılara karşı kasın verdiği cevabı alırken; yüzeysel EMG tedavi yaklaşımları, antrenman, fonksiyonel hareketler ve dengeyle ilgili duruşlarda kasların nöro-musküler aktivasyonunu analiz eder (12-15). Kinezyolojik EMG, temel fizyolojik çalışmaların yanında araştırma, spor eğitimi, endüstriyel ürünler ve çalışma koşullarını değerlendirmekte de kullanılmaktadır (2, 16-19).

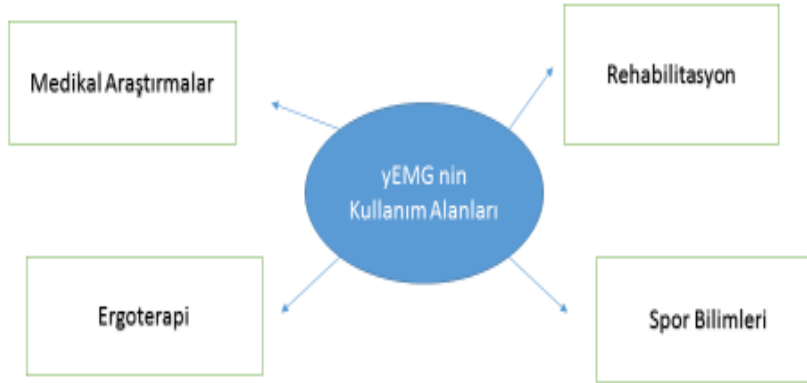
Biyomekaniksel ölçüm metodları da temel olarak 4 önemli alanda yapılır: Antropometri, Kinematik, Kinetik ve Kineziyoloji (Şekil 2.2.). EMG nin önemli bir yönü, herhangi bir aktivite sırasındaki nöro-musküler aktivasyonu objektif bir şekilde değerlendirmesidir. Diğer alanlardan farklı olarak EMG, kendi alanında ciddi rakibi olmayan bir metoddur (2).



Şekil 2.2. Biyomekaniksel ölçüm metodlarında 4 önemli alan.

2.2.1. Kullanım Amaçları

Yüzeysel EMG, spor bilimleri (13,16-19), hareket analizi, yürüyüş ve postür analizi alanlarında kas fonksiyonunu elde etmemizi sağlar; değerlendirme ve tedavi aracı (12,14,15) olarak çok sık kullanılır (Şekil 2.3.).



Şekil 2.3. yEMG nin kullanım alanları

Son zamanlarda yapılan çalışmalarda yEMG; Kas dayanıklılık kapasitesi (20), kas biyomekaniği (21,22), nöro-musküler rahatlama (23), optimum yürüme hızı, yürüme analizi (2,20), kas ağrısı (24), iskelet kaslarında yorgunluk (25), reflekslerin analizi (26) gibi alanlarda çok sık kullanılmaktadır (27).

2.2.2. yEMG Kullanımının Avantajları

1. Basit, güvenilir ve noninvazif (girişken olmayan) bir yöntemdir (28).
2. Kasın işlevini dolaysız olarak izlemeyi sağlar. Gözle görülemeyen sinerji modellerini görmeyi sağlar. Kaslardaki dinlenme tonuslarını ve bunların hareket halindeyken nasıl bir değişime uğradığını tarafsız datalarla araştırmacıya sunar.

Özellikle tedavi yaklaşımlarında (15), metod kararlaştırmada (12,14), hangi kasın hangi egzersiz sırasında baskın olarak çalıştığını anlamamızı sağlar (27,29).

3. Kasla ilgili performansın nicel değerini verir (8, 17-19, 30).
4. Ameliyat öncesi ve sonrası kararlarımızda etkili olur (2).
5. Antrenman ve tedavi yöntemlerinde önemli bir kaynaktır (12-15, 31).
6. Spor aktiviteleri geliştirme analizlerinde kullanılır (13, 17-19, 32).

2.2.3. yEMG Kullanımının Dezavantajları

1. Kasın sadece küçük bir bölümü hakkında bilgi verir. Nöro-musküler sistemin çok geniş ve karmaşık olmasından dolayı, yEMG ile elde edilen veriler sınırlıdır (27,29).

2. yEMG kayıtları kas yerine koyma paternlerini kaydetmede yetersizdir (27).

3. Kayıt sırasında, kayıt altına alınan kasa komşu olan kaslardan da sinyallerin alınmasına yanses (*cross-talk*) denir. %15 den büyük bir yanses, ölçümü geçersiz kılar (33).

4. Elektrotların vücut üzerindeki yerleşimi, değişik elektrot çeşitleri ve bu konuyla ilgili çalışmaların az olması da bir dezavantajdır (34,35).

5. Kas kuvvetiyle ilgili kesin bilgi elde edilemez (28).

2.2.4. yEMG Uygulamaları

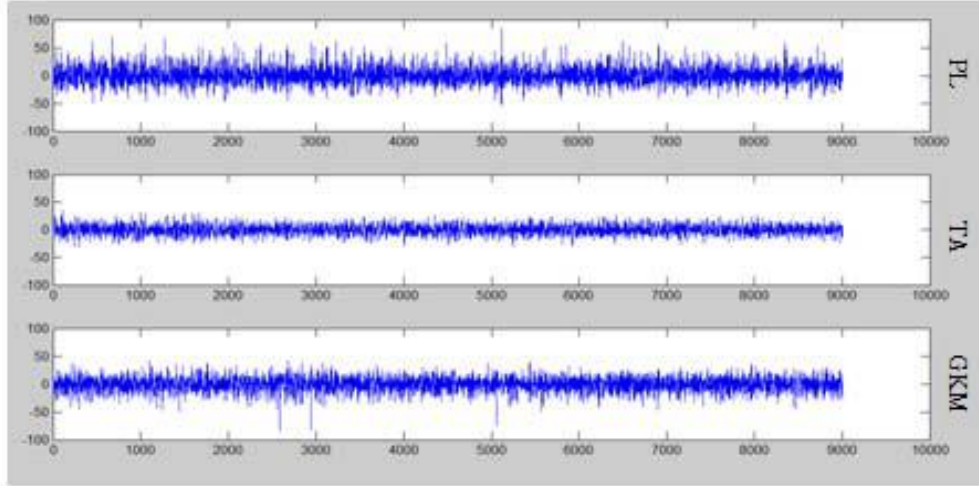
Kaslar sinir sisteminin motor cevapları olarak düşünülürse, kassal EMG kayıtları salt olarak “neden” sorusuna cevap veremez. EMG analizleri ile birlikte kinetik ve antropometrik analizlerin de yapılması, biyomekanik soruların daha anlamlı bir şekilde cevaplanmasını sağlayacaktır (27).

Yüzeysel EMG ile 5 ana soruya cevap bulunabilir (2):

• Kas Aktif mi?

Aktivite anında ham EMG (raw EMG) kayıtlarına bakılarak direkt olarak cevap verilir. Sağlıklı bir insanda ihtiyaç yokluğunda kaslar dinlenme halindedir. Eğer kas

ihtiyaç olmadığı halde çalışıyorsa, *aktif kas spazmı*, *refleks hipertonus*, *eklem instabilitesi* veya *davranışsal yanlış kullanım* söz konusudur (2).



Şekil 2.4. Tek bacak durma egzersizi sırasındaki, *Peroneus Longus(PL)*, *Tibialis Anterior(TA)* ve *Gastrokinemius medialis (GKM)* Kaslarının Aktivasyonları (27) (Gülcan Harput un izniyle).

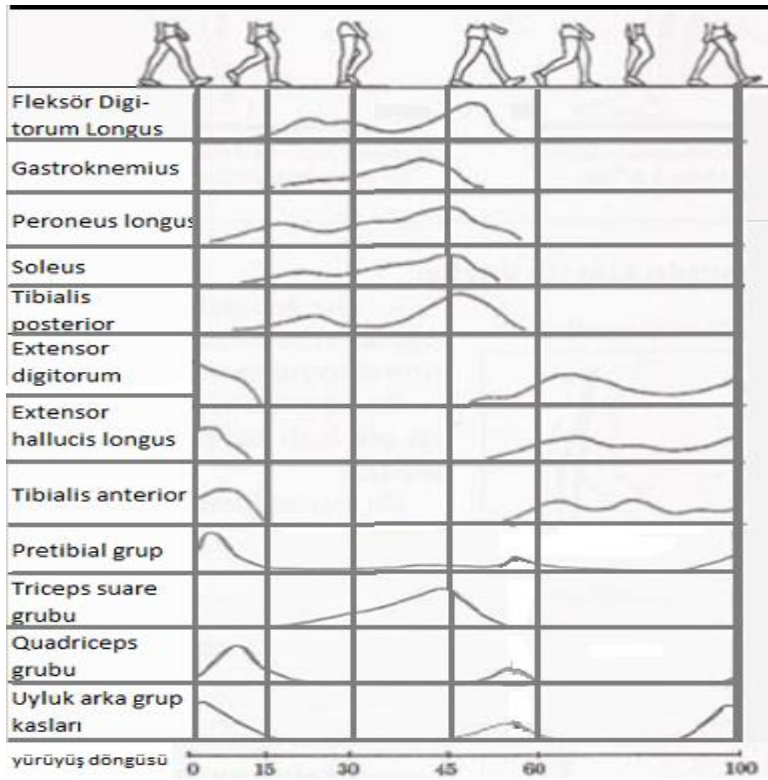
• Kas Aktivitesi Az mı Yoksa Çok mu?

Burada kasın aktivite miktarının karşılaştırılabileceği bir kontrol kaydına veya grubuna gerek vardır (Sağ-sol uzuv karşılaştırması ya da test öncesi ve sonrası karşılaştırma gibi) (13).

Bilhassa hasta grup bireylerinde, genlik normalizasyonunun sağlanmadığı, diğer normalizasyon yöntemlerinin de uygun olmadığı durumlarda; analizde ilk tercihtir (2).

• Kas Aktif veya Pasif Zaman Aralığı?

Tipik bir hareket sırasında kasların zamansal özellikleri ve diğer kaslarla beraber kasılma zaman aralıkları hesaplanabilir. Bu tip analiz sonucunda normalizasyon gerekmediği için hastalarda kullanımı rahattır. Bu analizin kullanıldığı en popüler örnek; yürüme analizleridir (Şekil 2.5.)



Şekil 2.5. Yürüme Fazları Sırasında Aktif Olan Kaslar

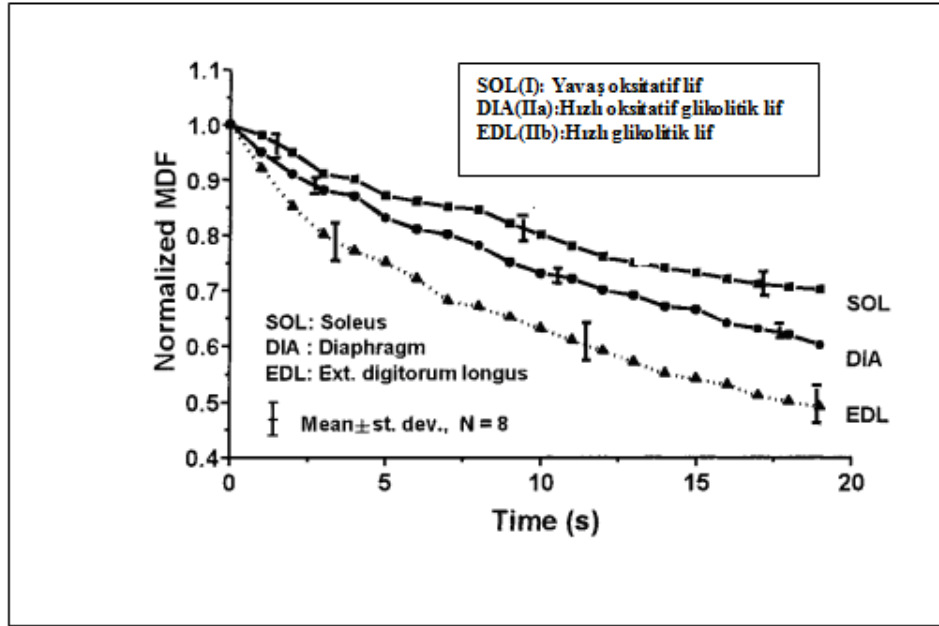
• Kas Aktiflik Seviyesi?

Bu analiz yöntemi, tedavi ve eğitim egzersizlerinin etkilerini hesaplamak için önemlidir. Ergonomik çalışmalarda, çalışmayla ilgili postürler değerlendirilerek, kasların üzerindeki stresi azaltmaya yönelik teknikler geliştirmek için kullanılır.

• Kasta Yorgunluk Var mı?

Yorgunluk çok karmaşık bir sonuç olduğundan, analizi oldukça zordur. yEMG yorgunluk ile ilgili objektif bir değerlendirme yapabilir. İzometrik kas kasılması boyunca, kas yorgunluğuna bağlı genlik ve frekansa bağlı analizlerde dalgalanmalar gözlenir. Genlikte artış ve toplam güç spektrumu (*total power spectrum*) un median frekansında azalmalar görülür. Frekans azalması ise kas yüzeylerinde motor aksiyon potansiyellerinin iletim hızının azalması olarak yorumlanır (28) (Şekil 2.6.).

Yorgunluk, kas egzersizi için çok önemli bir kontrol verisidir. Bölgesel kas yorgunluğu ile ilgili yapılan çalışmalar, zayıf kas gruplarını tespit etmede kullanılırken; kuvvetle ilgili çalışmalar da kullanılan egzersizlerin verimliliğini tespit etmede kullanılır (22,36).



Şekil 2.6. Elektrik uyarıları ile birlikte kas lif tipleri farklı olan *diyafgram*, *soleus* ve *ekstansör digitorum longus* kaslarının zamana bağlı median frekanslarındaki azalma gösterilmektedir (37) (Carlo J De Luca izniyle).

2.2.5. MVC (Maximum Voluntarily Contraction)

MVC Nedir?

MVC (Maksimum İstemli Kasılma) normalizasyonu genel olarak kullanılan, EMG sinyalleri üzerinde bir genlik analiz tekniğidir. Bu post-işlem metodu, maksimum bir kayıttan; (*RMS*) *root mean square* gibi bir değeri takip eden EMG data serilerini normalize etmeye imkan verir. Sonuç, MVC değerinin bir yüzdesi (%MVC) olarak ekrana çıkar. Bu da kendisinden kayıt alınan kişiler arasındaki dataları kıyaslamada, ortak bir kontrol verisi sağlar (16,18,19,38).

Meldrum ve ark.'na göre emg sinyalleri kullanıcı-temelli bir doğaya sahiptir. Bu da aynı hareketle aynı lokasyondan ölçüm alındığında bile kayıtların farklı

olmasına sebebiyet verir. Bu yüzden, bir MVC normalizasyonu bu varyansı elimine ettiği gibi, bireyler arası veri kıyaslamaya da imkan verir (39).

Maksimum İstemli İzometrik Kasılma (MVIC) nöro-musküler hastasının kas gücü ölçümünde, standardize bir metoddur. MVIC testlerinden kaydedilen değerlerin tercüme edilmesi, normatif verilerin kısıtlı olmasından dolayı şu anda zordur (39). Yapılan bu çalışmada, standardize testlere gerek duyulmadan EMG sinyal değerlerinin tercümesine imkan tanıyacak bir prosedür geliştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar ışığında hastalarda da kuvvet ve EMG aynı anda kaydedilerek kuvvetin maksimum olduğu zaman aralığında, EMG sinyallerinin anormallik gösterip göstermediğine bakılabilecektir.

%MVC Nasıl Hesaplanır?

Yüzde Maksimum İstemli Kasılma(%MVC), Formül 2.1.'e göre, uygulanan kuvvetin (eklem üzerinde ya kuvvet ya da açığa çıkan tork şeklinde) aynı postür içinde ve aynı birimle ifade edilmiş kas grubu MVC değerine yüzdelik oranıdır (40).

$$\%MVC = 100\% \times \{ \text{Kuvvet veya Moment} \} / MVC_{\{Kuvvet \text{ veya } Moment\}} \quad (2.1.)$$

Bireyler arasında, bireyin kendi içinde ve kendi kasları arasında, farklı test kullanan ölçümler sırasında kas EMG aktivitelerinin karşılaştırılması, normalizasyon gerektiren bir işlemdir. Boetchher ve ark.'na göre omuz EMG verilerini normalize etmede kullanılmak için gereken referans değerleri üretebilmenin en genel yolu MVIC(maksimum izometrik istemli kasılma)dır (41).

MVC-Normalizasyonunun Yararları

Kondrad'a göre MVC normalizasyonuna uğramış veriler, verilen bir iş veya egzersiz için harcanan nöro-musküler eforu ölçmede önemlidir. Mikrovolt seviyesinde, gerekli nöro-musküler girdiyi tahmin etmek imkansızdır çünkü bu veriler lokal sinyal kayıt gürültüleri tarafından çok belirgin bir şekilde etkilenmiştir. Mikrovolt değerli herhangi "normalize" bir amplitüd datası çok hassas bir şekilde

kullanılmalıdır! ‘MVC-normalizeli’ veriler; kasın hangi kapasitede çalıştığı, kasların ne kadar etkili bir antrenman egzersizine ulaştığı ve bir antrenmanın bir sporcudan ergonomik olarak ne kadar çaba istediğini anlamayı sağlar (2).

MVC-normalizasyonunun önemli olan diğer bir yararı, çalışma içerisindeki tüm kişilere uyarlanabilir, standardize edilmiş bir ‘referans değer yüzde tablosu’nda değerlendirme vermesidir. Bu durum, lokal sinyal tespiti gürültüleriyle ilgili herhangi bir dalgalı etkiyi elimine eder. Yine bu durum bireyler arasında EMG bulgularının nicel ve direkt karşılaştırılmasını sağlar. Grup istatistikleri ve normalize datalar geliştirilip istatistiksel olarak doğrulanabilir (2).

MVC-Normalizasyonunun Eksiklikleri

Yine Kondrad’a göre MVC konusu sadece sağlıklı ve antrenmanlı bireylerde yapılan çalışmalarda kullanılabilir. Hatta burada bazı belirsizlikler dikkate alınmalıdır: katılımcı geçerli bir deneme sergileyebiliyor mu? Test egzersizi doğru bir şekilde kası hareket halinde ‘yakaladı’ mı? Ve seçilen kas uzunluğu dinamik hareketleri temsil edecek şekilde mi? vs.(2) Çok sıklıkla *supra-maksimal* EMG verileri *sub-maksimal* dinamik aktiviteler için gözlemlenebilmektedir. Maalesef bu olay hala sistematize bir şekilde bilimsel çalışmalarla çözümlenmemiştir. Sayısız faktör bu durumdan sorumlu olabilir(2). Mesela;

- Dinamik hareketler sonucu kas uzunluğunda değişimler
- Bir maksimum nokta seçmek yerine MVC zaman penceresi kullanmak
- Motor ünitelerin senkronizasyonu ve *sub-maksimal* hareketler sırasında artmış elektriksel süperpozisyonlar(üst üste eklenmeler)(2)

Daha önceden bahsedildiği üzere, geçerli MVC verileri sadece MVC test serileri için hazırlanmış (eğitilmiş) sağlıklı bireyler için üretilebilir. Bu durum bir çalışmanın metodolojik hazırlığını emek isteyen ve zaman tüketen bir işlem yapar. Mesela tek sefer tekrarlanmış(tek denemeli) 16 kanallı EMG ölçümünü ele alalım; uygun MVC test serileri kaydetmek için gerekli hazırlıklar neredeyse 1 saati bulabilir. Çoğu bilimsel makale okurları, MVC veya diğer normalizasyon türlerinin zaten standart olarak eklendiğini kabul eder. Fakat okur, MVC testlerinin kolayca geçersiz

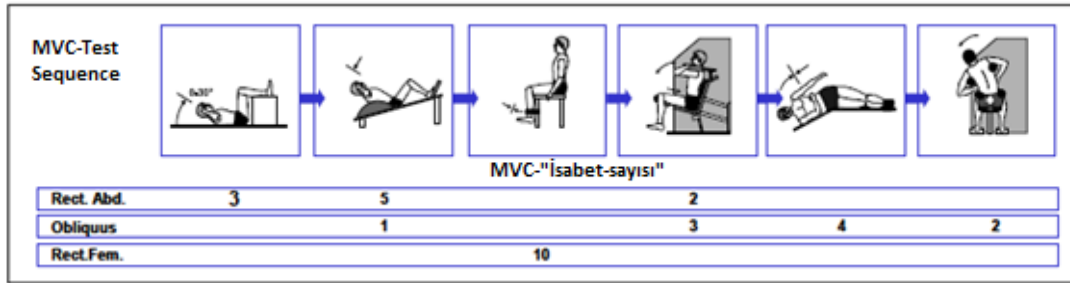
sayılabileceğinin ve yarardan daha çok veri instabilitesi/geçersizliği oluşturabileceğinin farkında olmalıdır. Analiz yöntemini değiştirmek sıklıkla normalizasyon yapılmasını gereksiz kılar. Özellikle hasta gruplarla çalışırken, geçerli bir MVC denemesinin tam anlamıyla elde edilmesi beklenemez. Çoğu klinik vakalarda, mikrovolt yelpazesi düzeyinde kalmak daha mantıklıdır. Fakat bu sırada çok iyi hazırlanmış ve standardize edilmiş deri-elektrot teması hazırlığı gerekir ve değişken elektrot-tespit durumlarından kaynaklanan bir miktar hata açığa çıkacağı baştan kabul edilmelidir. Tek bireyde yapılan yan karşılaştırmalarda veya günlük tekrarlanan testlerde, bir araştırmacının değişken tespit-bağlantı şartlarına göre %10-15 salt varyans öngördüğü söylenebilir. Bununla beraber, bireyler arası karşılaştırma var ise çok dikkatli olmak gerekir: uç nokta kaslarında fark, kolayca yüzde birkaç olabilir! Normalize edilmemiş EMG verileri niteliksel gösterge çizelgeleriyle değerlendirilmelidir. Bu niteliksel gösterge çizelgeleri; 1-aynı kasın değişik test pozisyonlarında direkt kas aktivitesi kıyaslamalarıdır, 2-bir hareket döngüsü boyunca, eğrilerin spesifik özelliklerinin niteliksel tanımıdır(kas davranışı) (2).

Bu çalışmada hasta veya kas zayıflığı çeken bireylere uygulanabilir bir metod geliştirilmiştir. Datalar nicelik olarak kaydedilmekte ve değerlendirilebilmektedir;

- *Sub-maksimal* değerler yerine maksimal değerler gözlemlenir. *Supra-maksimal* verilerin karışması söz konusu olmamaktadır.
- MVC zaman penceresi yerine maksimum bir nokta seçilir. Kesinlik artar.

MVC-Normalizasyonu Uygulaması

Katılımcının kişisel koordinasyon kapasitesine bağlı olarak farklı test egzersizlerinin/pozisyonlarının en yüksek MVC değerlerini üretebilmesi dikkate değer bir noktadır (12,14,16,17,19). Özellikle gövde kasları için: mümkün olan 2 veya 3 test egzersizi seçeneklerinin denenmesi ve en yüksek EMG değerinin hangisinde bulunacağını kararlaştırılması gerekebilir. Karmaşık çalışmalarda gövde ve kalça kaslarına yönelik çalışırken, en iyi seçeneklerden bir test sırası seçilmesi ve bunların randomize sırada yapılması tavsiye edilir (Şekil 2.7.).



Şekil 2.7. Gövde/kalça fleksör kasları için MVC test sıralaması (Rektus abd. ,oblikus ekst. abd. , Rektus femoris). Her test egzersizinin altındaki numaralar 10 katılımcının kaçının bu egzersizde en yüksek inervasyonu gösterdiğini temsil eder (2) (Noraxon USA, Inc. izniyle).

Yapılan çalışmada, vastus lateralis ve vastus medialis kaslarına bakıldığından bunları en iyi inerve eden standardize test, üst komşuları olan rektus femoris kasıyla aynı özelliklere sahiptir (Bkz. Şekil 2.1. ve Şekil 2.8.): Yüksek bir sandalyede otururken bacaklar ayak bileklerinden sabitlenir ve ekstansiyon yapılması istenilerek izometrik kasılma sağlanır.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı Kineziyoloji Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Değerlendirmeye 13 sağlıklı gönüllü katılmıştır (yaş: 24.69 ± 2.84 yıl; boy: 174.62 ± 4.13 cm; kilo: 73.77 ± 9.96 kg; VKİ: 24.22 ± 3.31 kg/m²). Katılan tüm gönüllü bireylerden imzalı onam formu alınmıştır (Bkz. Ek 2). Çalışmaya alt ekstremitesinde herhangi bir sakatlık olmayan 13 sağlıklı birey gönüllü olarak katılmıştır. Gönüllülere istedikleri zaman çalışmayı sonlandırabilecekleri bildirilmiştir. Deney sırasında *invazif* herhangi bir prosedür uygulanmamıştır. Tamamen *non-invazif bir* yöntemle tamamlanmıştır.

Çalışma için gerekli etik izin Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından GO 15/100 – 26 numaralı karar ve 16969557-165 sayılı etik kurul izni ile alınmıştır.

Katılımcıların çalışmaya dahil edilme kriterleri aşağıda belirtildiği gibidir:

1. Herhangi bir alt ekstremitte yaralanmasının etkilerini taşıyor olmak,
2. Sistemik veya nörolojik bir hastalığa sahip olmamak,
3. Eklem laktisitesi, mekanik ve fonksiyonel instabilitenin olmaması (eklem hareket açıklığı normalden fazla olan),
4. Fiziksel olarak sedanter (haftada en az 3 gün fiziksel aktivite yapmayan) olmak.
6. 18-30 yaş aralığında ve $17-30$ kg/m² vücut kütle indeksi aralığında olmak.

Dünya Sağlık Örgütü'nün VKİ skalasına göre ölçüm alınanlar hem normal hem de normalin üstünde vücut kütle indeksine sahiptir.

(Grup dağılımı, tek örneklem Kolmogorov-Smirnov testine göre homojen olup ortalama değeri 24.22 kg/m² ve standart sapması 3.305 kg/m² dir).

3.2 . Yöntem

3.2.1. Demografik Bilgiler

Çalışmaya dahil edilen gönüllülerin yaş (24.69 ± 2.84 yıl), boy uzunluğu (174.62 ± 4.13 cm), vücut ağırlığı (73.77 ± 9.96 kg), vücut kütle indeksi (24.22 ± 3.31 kg/m²), baskın ekstremiteler bilgileri (%92.3 ünün sağ bacağı baskın iken %7.6 sının sol bacağı baskın), testlerden önce kaydedildi. Gönüllü katılımcıların tamamı erkek bireylerdir.

3.2.2. yEMG Cihazı ve Ölçüm Sistemi

MVIC testi araştırılan her kas için ayrı ayrı yapılmalıdır. İlk adım efektif bir maksimum inervasyon sağlayan egzersiz/pozisyon tanımlamadır (kuvvet değeri değil!). Ekstremiteler kasları için tipik bir şekilde izole edilmiş tek-eklemliler (statik bir şekilde hareket aralığı(ROM) süresince orta pozisyonlarda tutulan) en iyi sonuçları verir. Gövde kasları için ise sözkonusu“ kas zinciri”ni inerve eden egzersizler en iyi şekilde çalışır. Mümkün olduğunca, kemerli dayanıklı ve stabil makineler kullanılır (2).

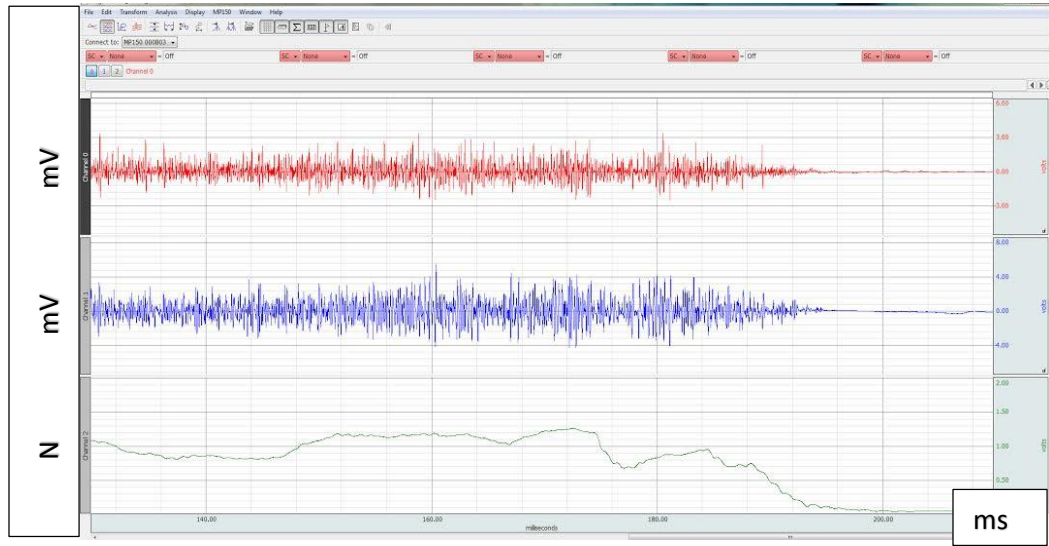
Gerçekleştirilen bu çalışmada sandalyeye oturan kişinin alt gövde kısmı kemerle sıkıca bağlanmış ve böylece kas eforunu sadece ölçülen bacakta kaslardan sağlamıştır. Kurulan düzenekte ayak bileği zincirle kuvvet çeviriciye, kuvvet çevirici ise yine zincirle sandalyeye bağlanmıştır. Sistem esnemez, stabil ve dayanıklıdır. Sandalye ayakları, eklemeler ile uzatılarak oturma kısmının yükseklik seviyesi arttırılmıştır. Oturan kişinin havada kalan ayak tabanları, eklenmiş olan mavi platformlar üzerinde tutulmuştur (Şekil 3.1A.).



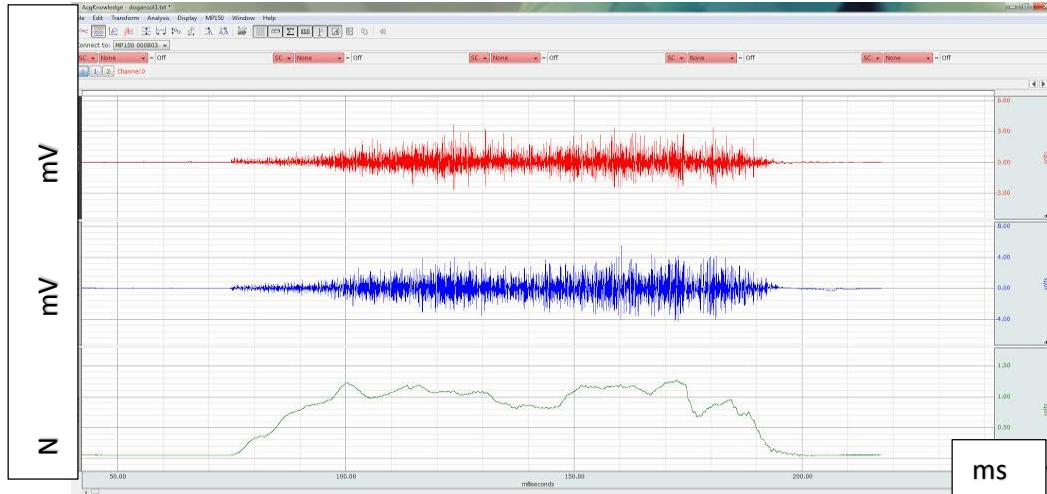
Şekil 3.1A. Özel yapım sandalye.

Şekil 3.1B. Kuvvet çevirici ve zincir bağı.

Bütün ölçümler sırasında, kas EMG sinyalleri ve kuvvet verileri için 6 kanallı EMG cihazı kullanıldı. 3 adet kanaldan sırasıyla Vastus lateralis kası, vastus medialis kası ve kuvvet çeviriciden gelen sinyaller elde edildi (Şekil 3.2A.). EMG amplifikatörünün geçirgenlik bandı 1-500 Hz, kazanç değeri 2000, ortalama gürültüden kurtulma oranı 80 dB üzerindedir. Kasta gelen sinyallerin bilgisayara aktarılması için *Biopac EMGWorks Acquisition & Analysis System* analiz programı kullanıldı (Şekil 3.2B.).



Şekil 3.2A. Gönüllü bir katılımcının maksimum kuvvet aralığındaki örnek emg kayıtları.



Şekil 3.2B. Biopac EMGWorks Acquisition & Analysis System yazılımının kaydı (Tüm kayıt aralığına bakış).

3.2.3. yEMG Sensor Bağlanması ve yEMG Ölçümleri

De Luca'ya göre (33) iyi bir EMG kaydı için yapılması gerekenler sırasıyla gerçekleştirildi:

- Fazla olan kıllar traş edildi. Kaydı engellemeyecek miktarda olan kıllar kaldı.
- Vücut yüzeyi, elektrotla olan elektriksel teması düzeltmek için alkolle temizlendi.
- Teması devam ettirmek için iyi bir bant kullanıldı (Elektrotlar üzerine kablolar bağlandıktan sonra iki sıra halinde bant yapıştırıldı. Bu aynı zamanda kabloların sallanarak artefakt oluşturmasının önüne geçti).
- yEMG sinyali 20 Hz düzeyinde yüksek geçiren filtreden geçirildi (EMG1 ve EMG2 sinyalleri için bu yapılırken, kuvvet sinyali ise 45 Hz düşük geçiren filtreden geçirildi).
- Yüksek kaliteli aktif sinyal sensörü kullanıldı. Bu seçim kablo artefaktını ve gürültü kontaminasyonunu azalttı (Kullanılan *Biopac Systems, Inc. MP150* markalı EMG cihazı çok kullanışlı ve yüksek kalitelidir).
- Diferansiyel tespit yapıldı. Böylece ambiyans elektriksel gürültü azaltıldı.
- Sabit elektrotlar arası boşluk en az 1 cm yapıldı. Bu şekilde sabit frekans bandı sağlandı ve “yanses” azaltıldı (çalışmada 2 cm boşluk bırakılarak kabloların elektrotlara bağlandığı yerdeki temas önlenildi) (Şekil 3.3A.).
- yEMG sensörü ve referans elektrot için efektif Elektrot-Vücut yüzeyi hazırlığı gerçekleştirildi. Böylece gürültü kontaminasyonu, ambiyans elektriksel gürültü ve hareket artefaktları azaltıldı (Çalışmada referans elektrot her zaman sağ ayak bilek dış kısmına bağlandı (Şekil 3.3B.)).
- Sensör, kas orta noktası tespit edilerek bağlandı. Böylece yanses azaltıldı ve sinyal/gürültü oranı arttırıldı. Sensör, tendon veya inervasyon alanına yerleştirilmedi (42).

Çalışmada, kas orta noktaları SENIAM'a göre metrik bir şekilde (cm

düzeyinde) ölçülerek tespit edilmiştir, kasılma sırasında elle hissedilmiştir (Şekil 3.3A.).

Kondrad'a göre ısınma testleri sıralamasından sonra(germe, hafif aerobik egzersizleri,5-10 dakikalık), gönüllüye kuvveti hafifçe arttırması, 3-5 sn sonra maksimum efora ulaşması, 3 sn boyunca maksimumda bekletmesi ve hızla gevşemesi istenir (gevşeme 3 sn içerisinde başarılmalıdır). Bu prosedür en az 1 kere, her iki ölçüm arasında 30-60 sn beklenecek tekrar edilir. Bu silsile, herbir MVC egzersizi için tekrar edilir(çalışmalar sistematik yorulma etkilerinden kaçınmak için rasgele sıralama gerektirir) (2). Bu çalışmada prosedürler en az 5 kere baskın ve baskın olmayan bacaklar için tekrar edilmiştir. Her ölçüm arasında 2 dk dinlenilmiştir. Katılımcıların tümü maksimum kuvvete kademeli olarak 2 sn içerisinde çıkarılmıştır ve en az 7 sn maksimum kasılmada bekletilmiştir. Aniden gevşemesi istenerek 2 sn içerisinde bağırdığından emin olunmuştur.



Şekil 3.3A. Elektrot bağlantısı.



Şekil 3.3B. EMG sensor bağlantıları.

3.2.4. Testlerde Kullanılan Pozisyon ve Egzersiz Seçenekleri

Tablo 3.1'e göre (43), vastus medialis ve lateralis kasları için en uygun pozisyon; diz ve üst bacak arası için 90°, üst bacak ve kalça arası için 90° olarak alınmıştır. Kişinin sandalyeye dik bir şekilde arkaya yaslanarak oturması istenmiştir. Açılar kontrol edildikten sonra, kişi kemerle belinden sandalyeye sabitlenmiştir. Ayak bileği zincirle kuvvet çeviriciye ve oradan da sandalyeye bağlanarak sabitlenmiştir. Komut verildikten sonra diz ekstansiyonu yapması istenmiştir; bu sırada zincir ve dolayısıyla kuvvet çevirici üzerinde çekici bir kuvvet oluşmuştur.

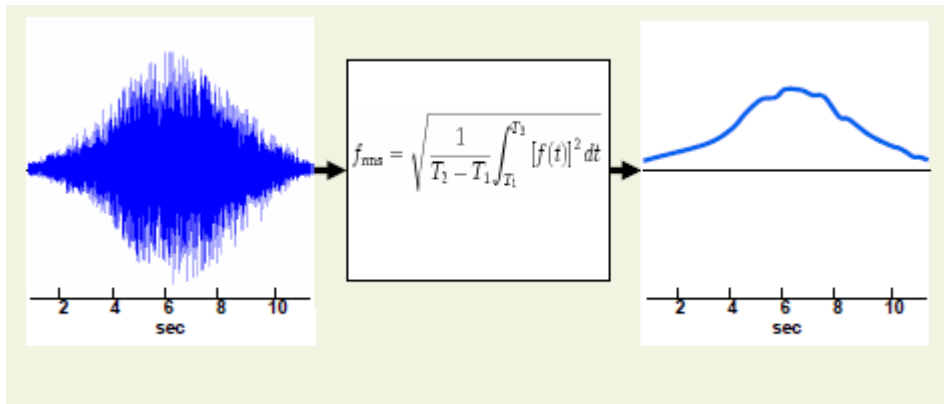
Tablo 3.1. Değişik kaslarda maksimum aktivite seviyesini oluşturmak için kullanılan MVC testleri örnekleri (43) (Mark Halaki izniyle).

Gözlenen Kaslar	Manuel kas testi
vastus lateralis	<ul style="list-style-type: none"> diz ekstans. , 90° de diz fleks. , 90° de kalça fleks. (oturma poz) diz ekstans. , 60° de diz fleks. , 90° de kalça fleks. (oturma poz) diz ekstans. , 45° de diz fleks. (oturma poz)
vastus medialis	<ul style="list-style-type: none"> diz ekstans, 60° de diz fleks. (oturma poz) diz ekstans, 90° de diz fleks,90° de kalça fleks (oturma poz)
rectus femoris	<ul style="list-style-type: none"> diz ekstans, 90° de diz fleks,80° den 90° ye kalça fleks. (oturma poz) diz ekstans, 60° de diz fleks,90° de kalça fleks (oturma poz)
lateral hamstring(biceps femoris) uzun başı	<ul style="list-style-type: none"> diz fleks, 90° de diz fleks,90° de kalça fleks. (oturma poz) diz fleks, 60° de diz fleks. (oturma poz) diz fleks, 60° de diz fleks. (yüzükoyun poz) diz fleks, 90° de diz fleks, eller baş arkasında kenetli (yüzükoyun)
gastrocnemius lateralis	<ul style="list-style-type: none"> bilek plantar-fleks, bilek- 15°, 30° de diz fleks. bilek plantar-fleks. , göbek-bilek poz. (vücut ağırlığı tek ayak üzerinde) bilek flantar pozisyonu, bilek, diz ve kalça doğal poz. (yüzükoyun)
gastrocnemius medialis	<ul style="list-style-type: none"> bilek flantar pozisyonu, bilek, diz ve kalça doğal poz. (yüzükoyun) bilek plantar-fleks, bilek- 15°, 30° de diz fleks. bilek plantar-fleks, göbek-bilek poz. (vücut ağırlığı tek ayak üzerinde) bilek plantar-fleksiyonu (sırtüstü)
soleus	<ul style="list-style-type: none"> bilek plantar-fleksiyonu, göbek-bilek poz. (yüzükoyun) bilek plantar-fleks, bilek doğal poz. ; 90° de diz ve kalça fleks. (dört ayaklı poz)
tibialis anterior	<ul style="list-style-type: none"> bilek dorsi-fleksiyonu, bilek, diz ve kalça doğal poz. (sırtüstü)

3.2.5. EMG Analizleri

EMG ölçümleri, Biopac cihazı ile 1000 Hz örnekleme hızında kaydedilmiştir. Analizden önce hareket artefaktlarını temizleme amacıyla 20 Hz yüksek geçiren filtre (6. Derece *Butterworth*) uygulanmıştır. Kuvvet için 45 Hz düşük geçiren filtre (6. Derece *Butterworth*) uygulanmıştır. EMG analizleri Matlab lisanslı yazılım yardımıyla yapılmıştır. Kayıtlar ve analiz sırasında Dr. Soylu'nun belirttiği(10) tüm konulara dikkat edilerek ölçümler alınmıştır. Harekete başlama komutu anından başlayarak 10 saniyelik aralıklar kaydedilmiştir. Analizde maksimum kuvvet anından 5 sn önce ve 5 sn sonrasını kapsayan 10 saniyelik filtrelenmiş EMG sinyalleri kullanılmıştır. 10 saniyelik bu EMG kayıtlarının *iEMG(integrated EMG)* si hesaplanarak analizlerde kullanılmıştır. *iEMG*'nin kullanılmasının sebebi; kas kuvveti ve hareketin, başlangıç ve bitişinin ölçümünde kullanılan en uygun parametre olmasıdır (2,24,30).

Ham EMG sinyali bilimsel amaçlar için kullanılmadan önce işlenmelidir. *Root-mean-square* (RMS) i alınmış değerler EMG sinyalinin fiziksel özelliğinin bir ölçümünü verir, bu da sinyalin enerjisidir (Şekil 3.4.). Çalışmada, filtrelenmiş *iEMG* değerleri son olarak RMS filtresinden geçirilmiş ve daha düzgün bir amplitüde sahip eğriler dizisi elde edilmiştir.



Şekil 3.4. yEMG sinyalini işleme (RMS değeri) (42) (Carlo J De Luca izniyle).

3.2.6. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizinde Matlab programının yanı sıra IBM SPSS Statistics 23 lisanslı istatistik programı kullanılmıştır. Birey sayısı < 30 olduğundan istatistiksel analizlerde parametrik olmayan testler kullanılmıştır. Bazı parametrik testler de ölçülmüştür. Baskın ve baskın olmayan kaslarda maksimum güç değerleri arasındaki farkı tespit etmek için *Mann Whitney U Testi*, T-test ve *one-way ANOVA* testi; ölçümler arasında farkı tespit etmek için *Friedman* testi kullanılmıştır. Anlamlılık düzeyi tüm analizler için $p < 0.05$ olarak alınmıştır.

4. BULGULAR

4.1 . Demografik Bilgiler

Çalışmaya katılan 13 gönüllünün %92.3 ünün sağ bacağı baskın iken %7.6 sının sol bacağı baskındır. Tüm katılımcılar erkek bireylerden oluşmaktadır. Katılımcıların yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve vücut kütle indeksi gibi tanımlayıcı bilgileri Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

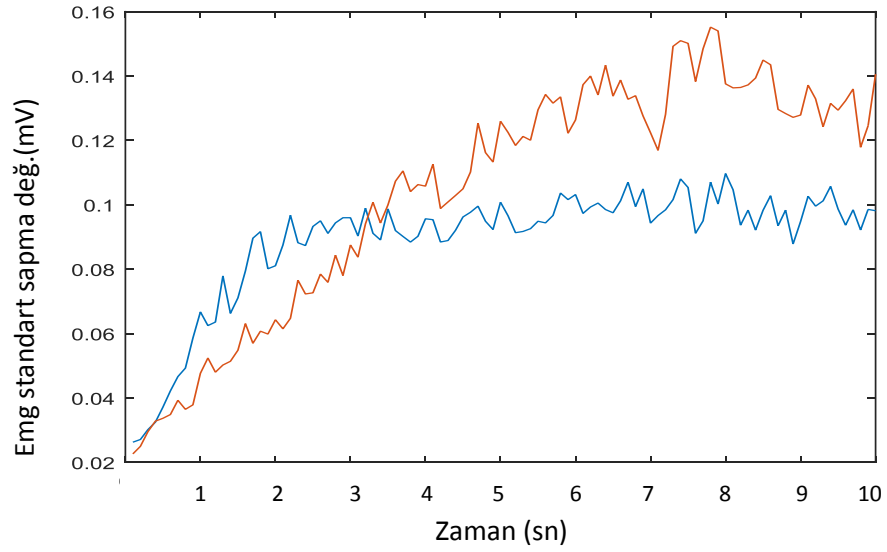
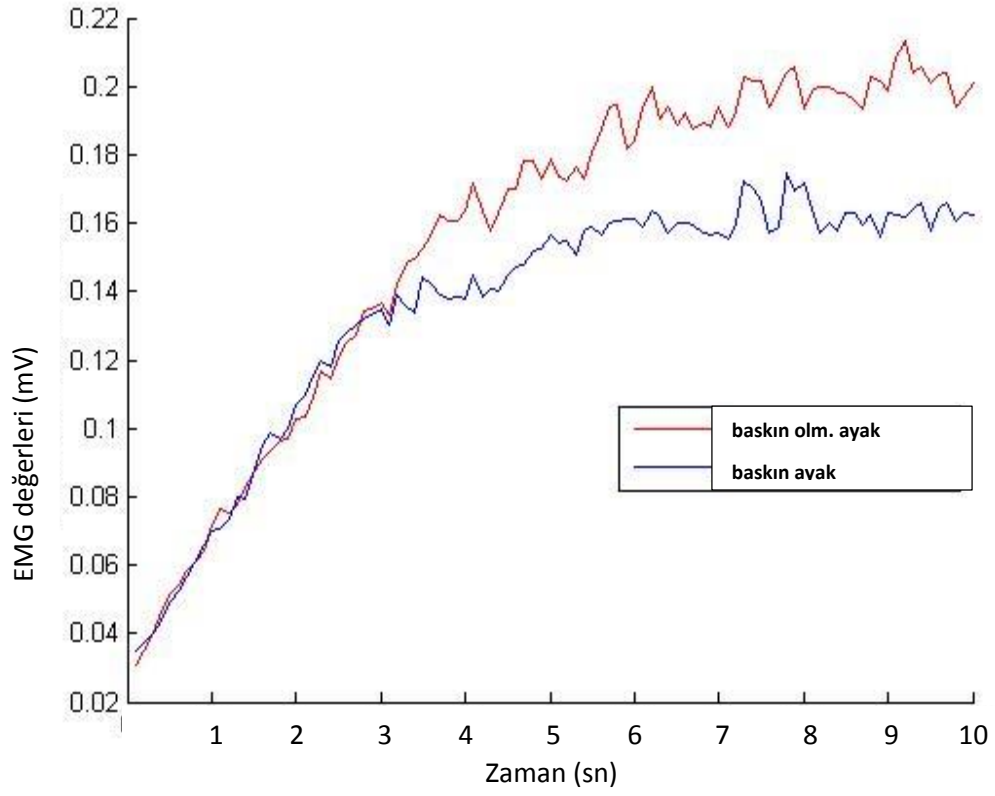
Tablo 4.1. Demografik Veriler.

Gönüllü Katılımcı Bireylerin İstatistik Verileri					
		Boy(cm)	Yaş(yıl)	Kilo(kg)	VKI(kg/m2)
N	Geçerli	13	13	13	13
	Geçersiz	0	0	0	0
Ortalama		174.6154	24.6923	73.7692	24.22
Median		175	25	77	25.18
Std. Sapma		4.13397	2.8397	9.95953	3.30456
Aralık		15	10	35	12.03
Minimum		165	18	55	17.36
Maksimum		180	28	90	29.39

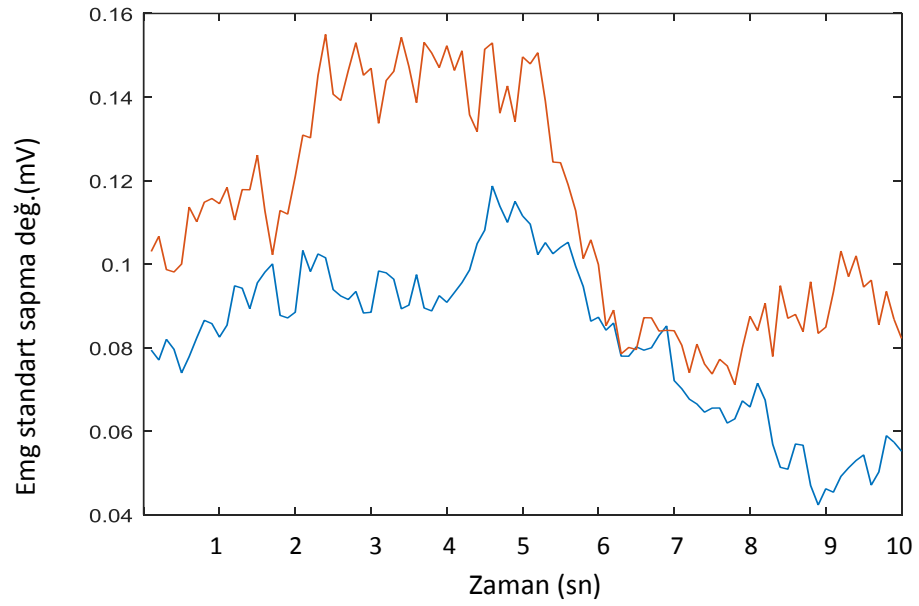
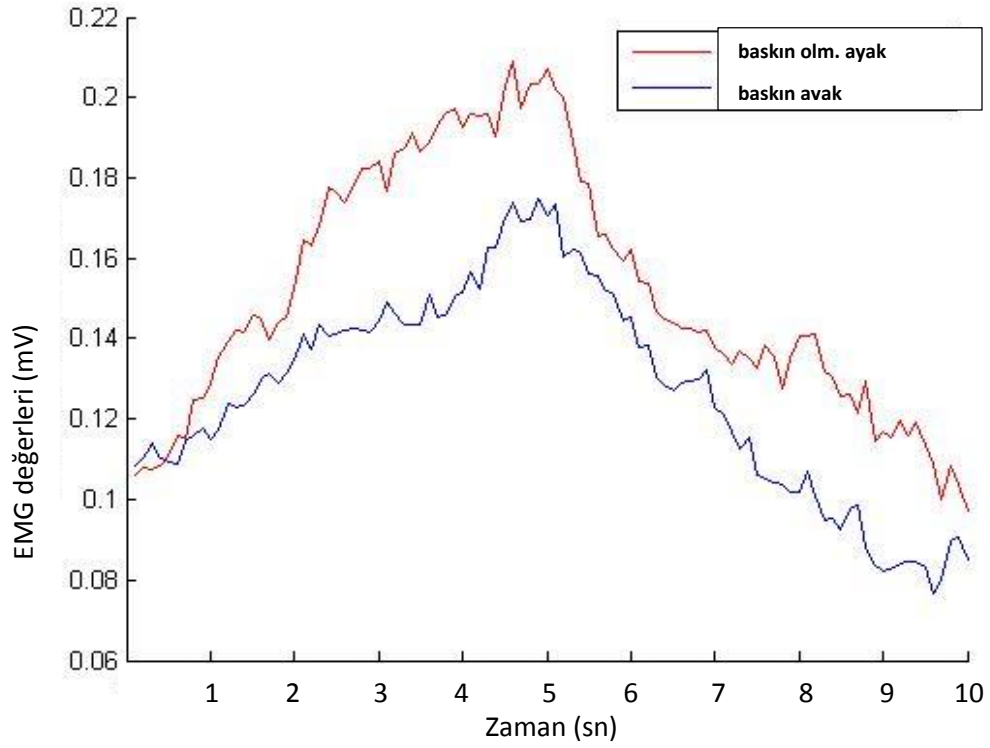
4.2. Kassal Aktivasyonlarının Değerlendirilmesi

4.2.1. Vastus Lateralis

Emg sinyallerini kaydeden ilk kanal, vastus lateralis üzerindeki elektrotlara bağlanarak emg grafikleri kaydedilmiştir. Aynı zamanda referans elektrot 1. kanala bağlanmıştır. Sağlıklı 13 gönüllüden alınan ölçümlerin ortalaması, iki alt ekstremitte için ayrı ayrı hesaplanarak; kuvvet değerler ortalamasının başlangıç ve maksimum noktalarında üstüste gelecek şekilde karşılaştırılmıştır (Şekil 4.1A. ve Şekil 4.1B.). İki konumdan 10 ar saniyelik aralıklar analiz edilmiştir.



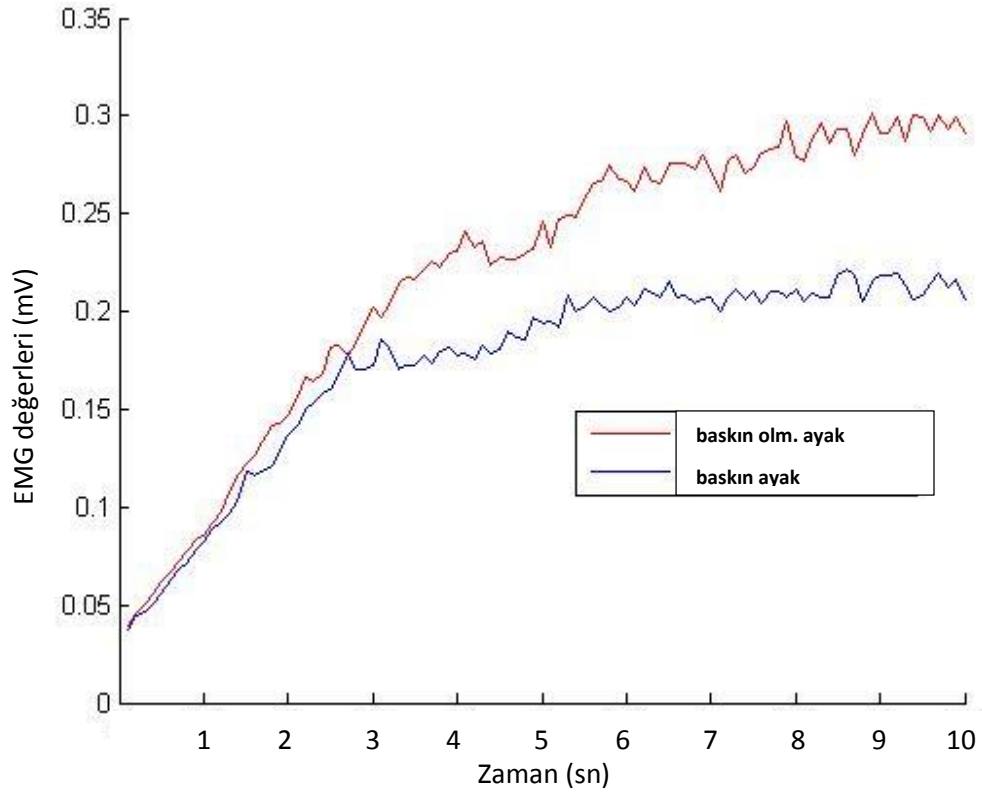
Şekil 4.1A. Emg 1. Kanalı (vastus lateralis)-ilk kuvvetin görüldüğü yere göre karşılaştırma.

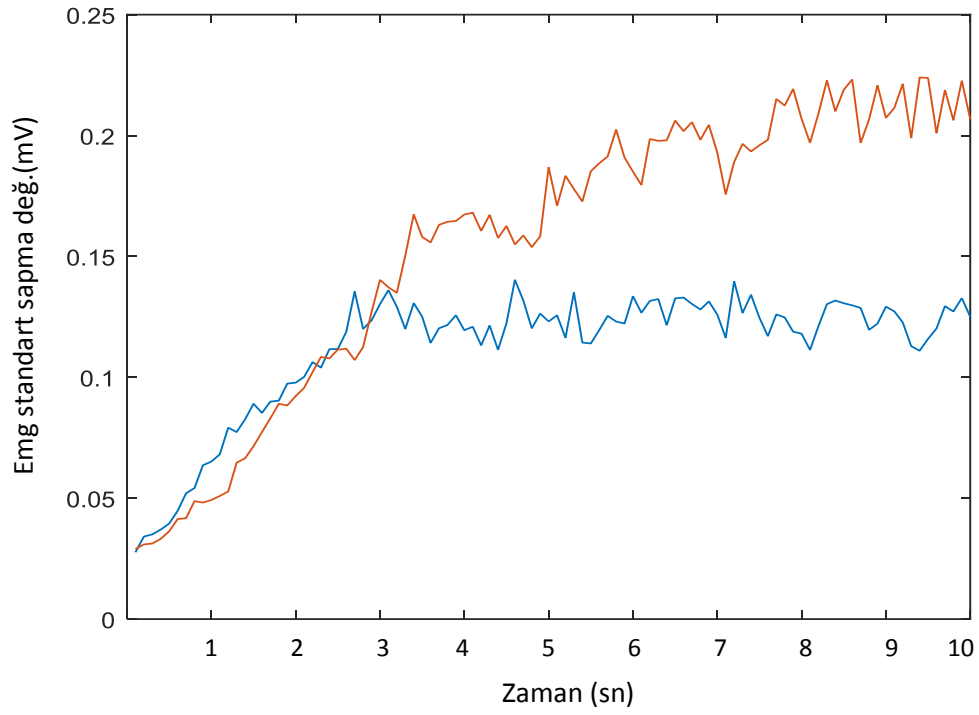


Şekil 4.1B. Emg 1. Kanalı (vastus lateralis)-maksimum kuvvet noktasına göre karşılaştırma.

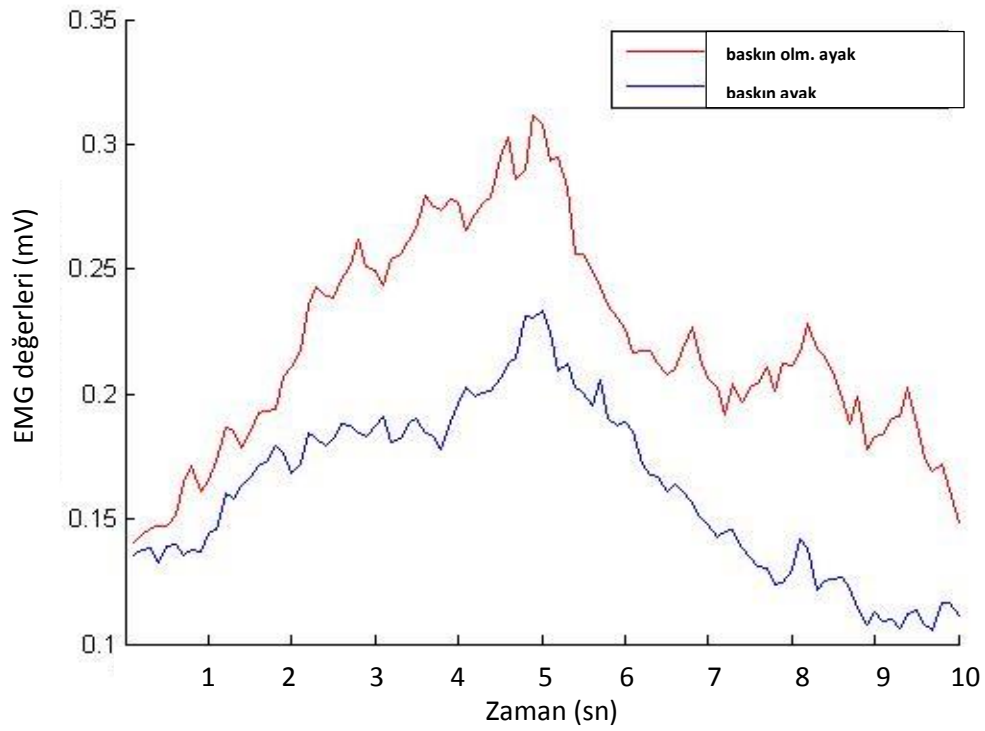
4.2.2. Vastus Medialis

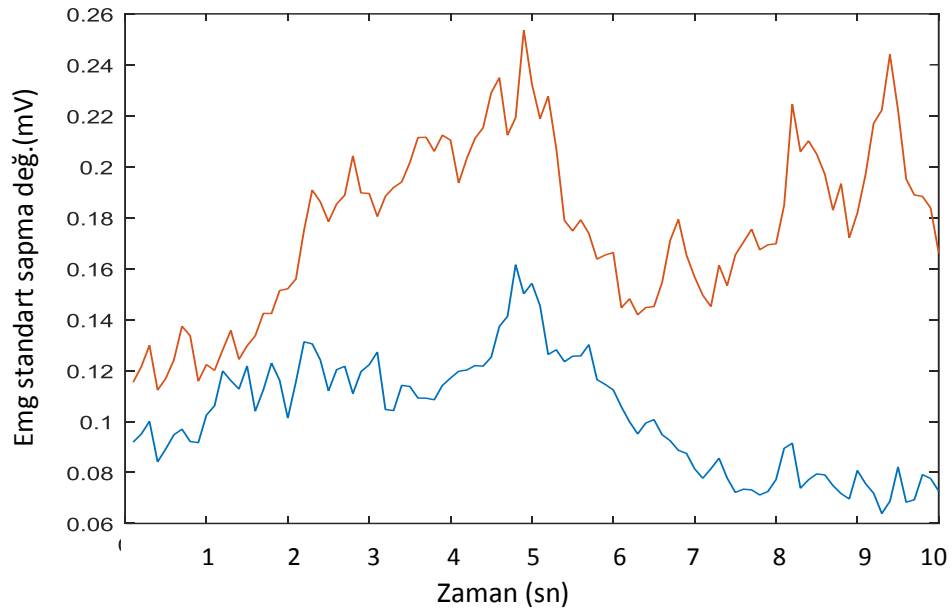
Emg sinyallerini kaydeden ikinci kanal, vastus medialis üzerindeki elektrotlara bağlanarak emg grafikleri kaydedilmiştir. Sağlıklı 13 gönüllüden alınan ölçümlerin ortalaması, iki alt ekstremité için ayrı ayrı hesaplanarak; kuvvet değerler ortalamasının başlangıç ve maksimum noktalarında üstüste gelecek şekilde çakıştırılmıştır (Şekil 4.2A. ve Şekil 4.2B.). İki konumdan 10 ar saniyelik aralıklar analiz edilmiştir.





Şekil 4.2A. Emg 2. Kanalı (vastus medialis)-ilk kuvvetin görüldüğü yere göre çakıştırma.

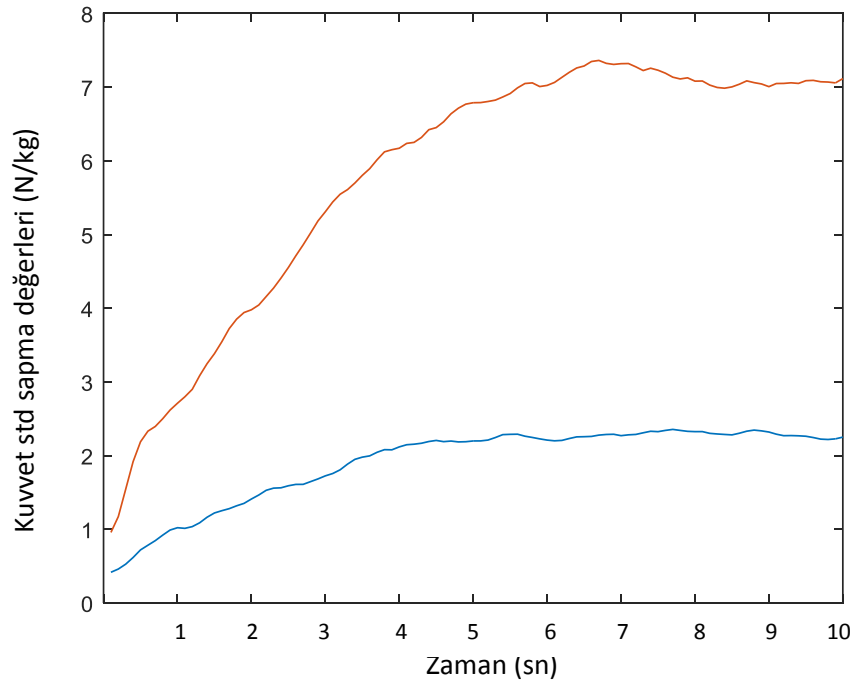
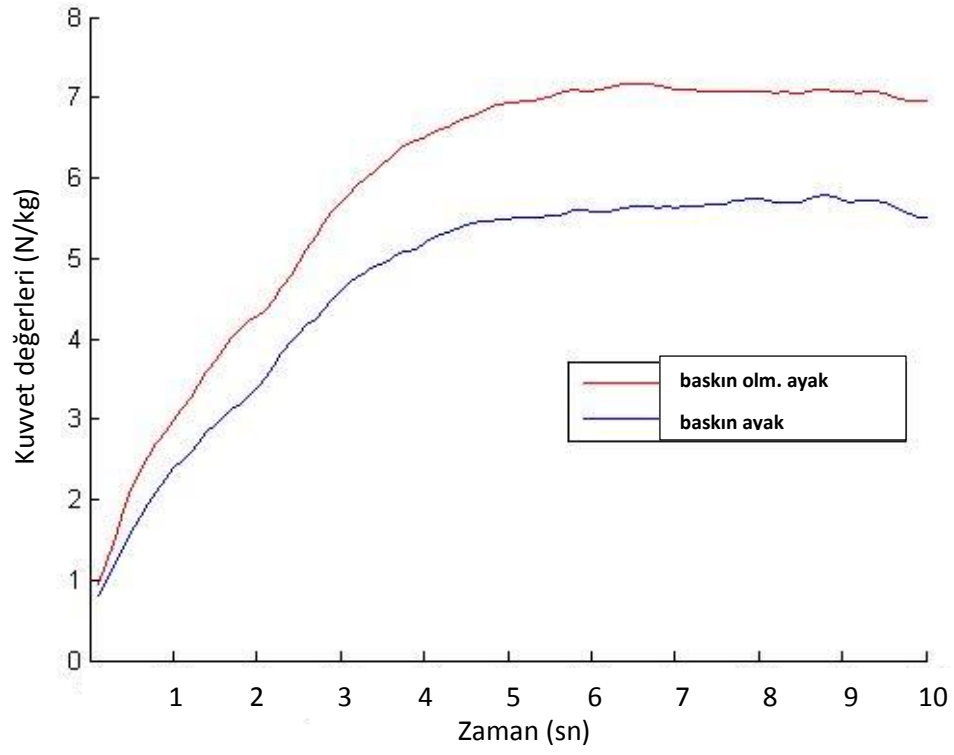


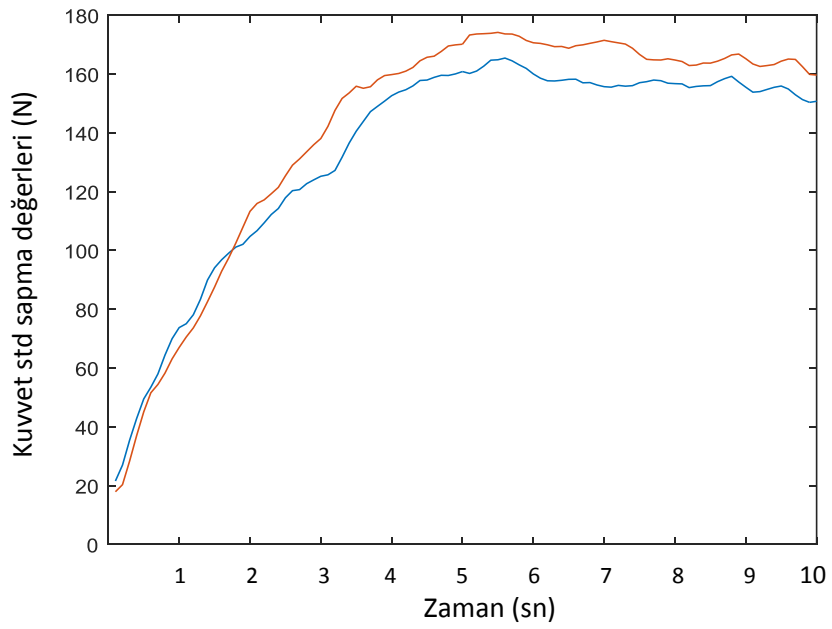
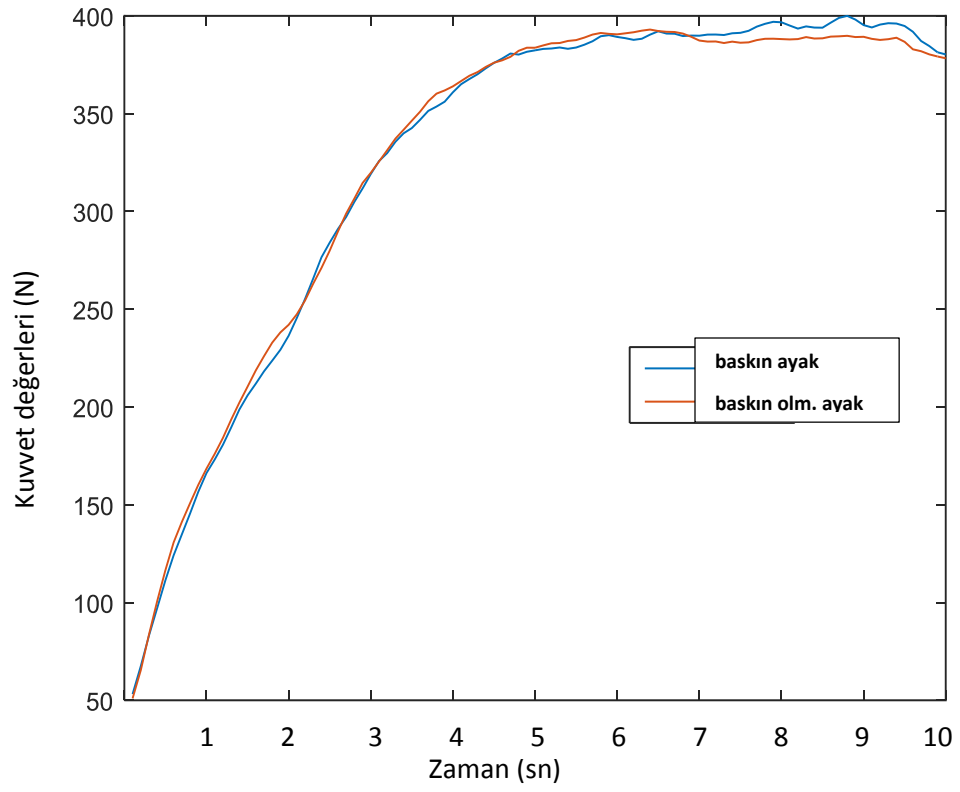


Şekil 4.2B. Emg 2. Kanalı (vastus medialis)-maksimum kuvvet noktasına göre karşılaştırma.

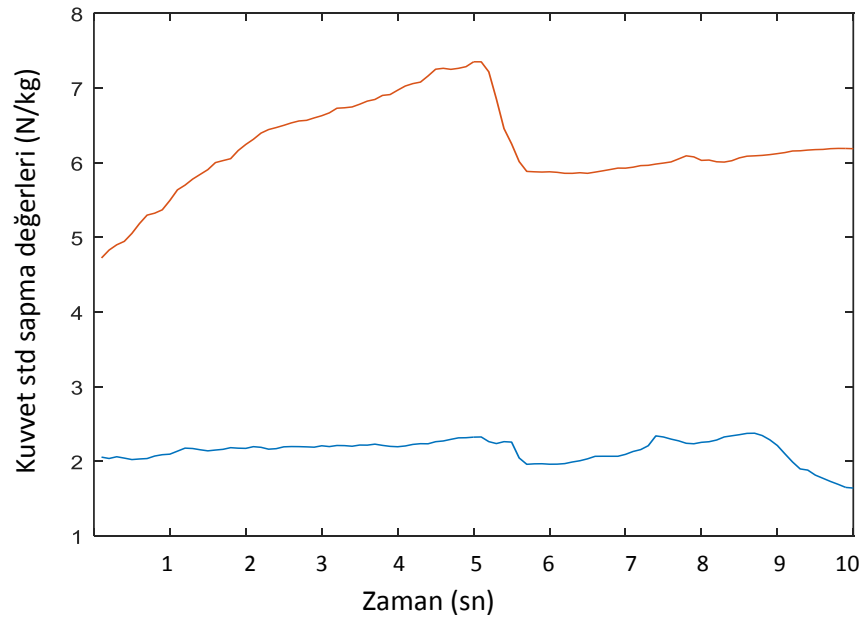
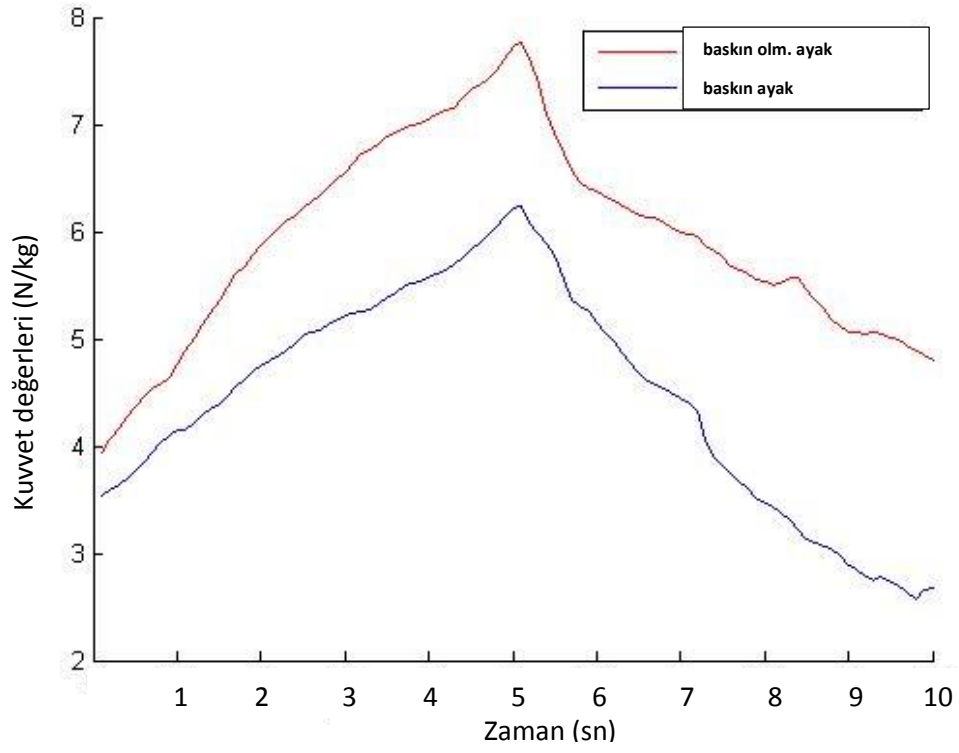
4.2 . Kas Kuvvetlerinin Değerlendirilmesi

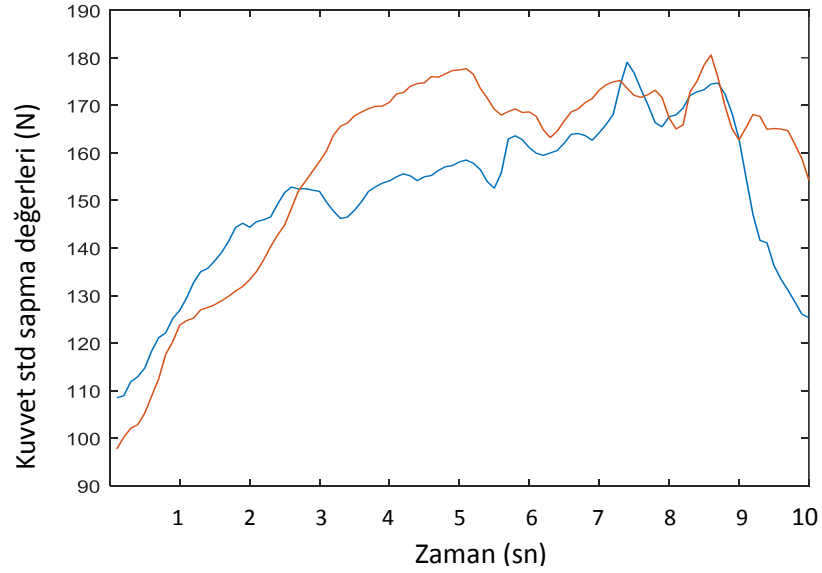
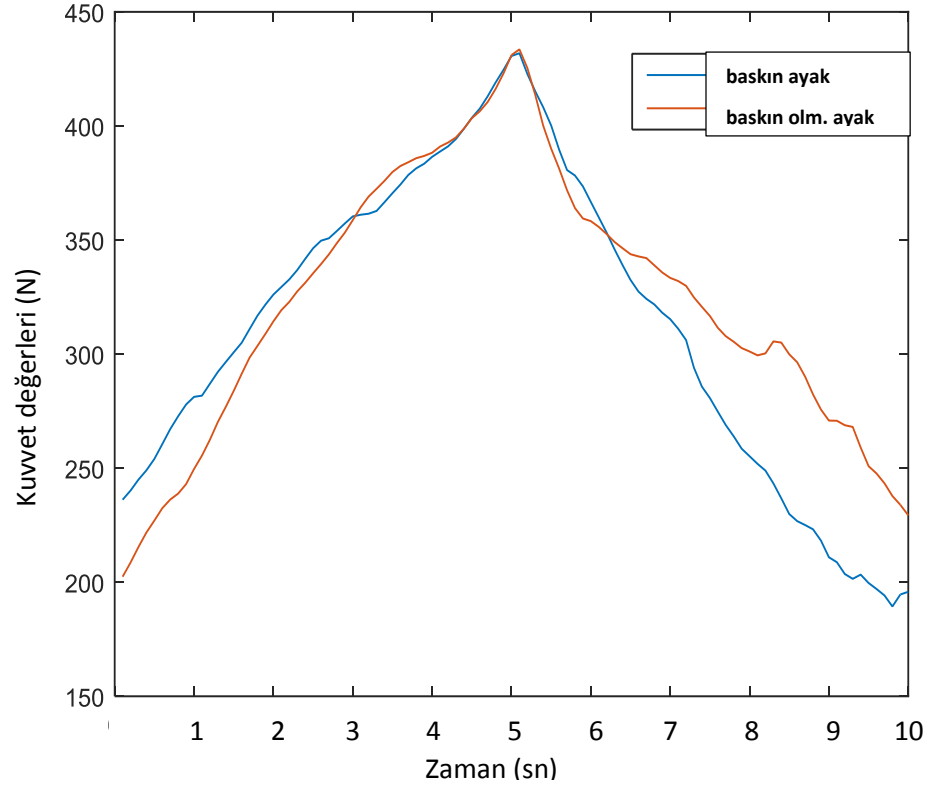
Kuvvet kaydeden kanaldan elde edilen ölçümlerin ortalaması, iki alt ekstremité için ayrı ayrı hesaplanarak; kuvvet değerler ortalamasının başlangıç ve maksimum noktalarında karşılaştırılmıştır. İki konumdan da 10 ar saniyelik aralıklar seçilerek analiz edilmiştir (Şekil 4.3A ve Şekil 4.3B).





Şekil 4.3A. İlk kuvvetin görüldüğü noktaya göre karşılaştırma. Kg başına kuvvet (N/kg) ve kuvvet (N) değerleri.



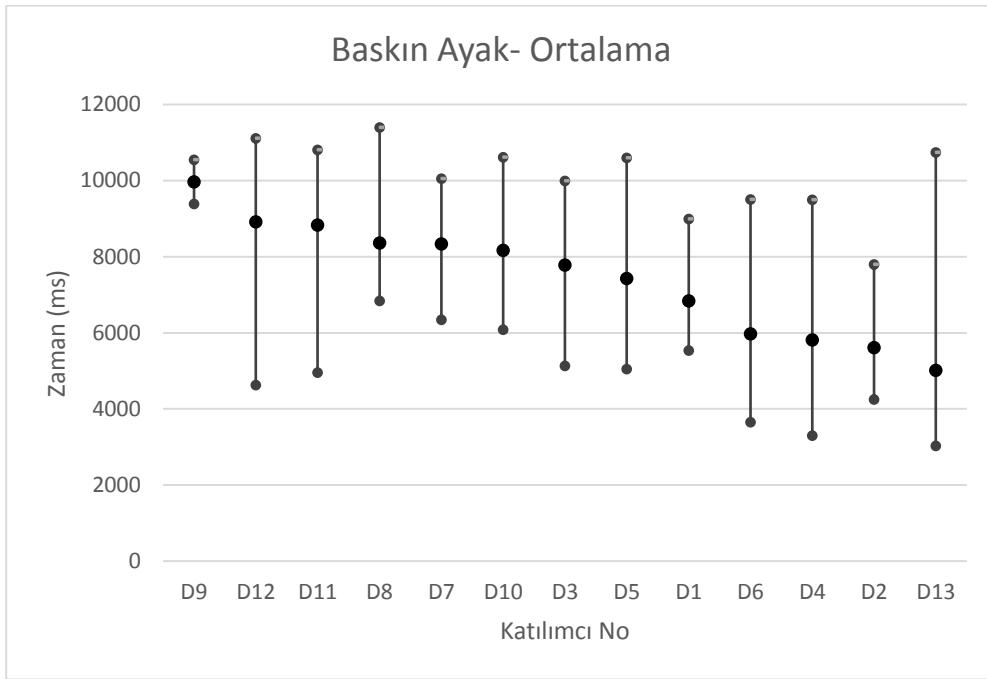


Şekil 4.3B. Maksimum kuvvet noktasına göre karşılaştırma. Kg başına kuvvet (N/kg) ve kuvvet (N) değerleri.

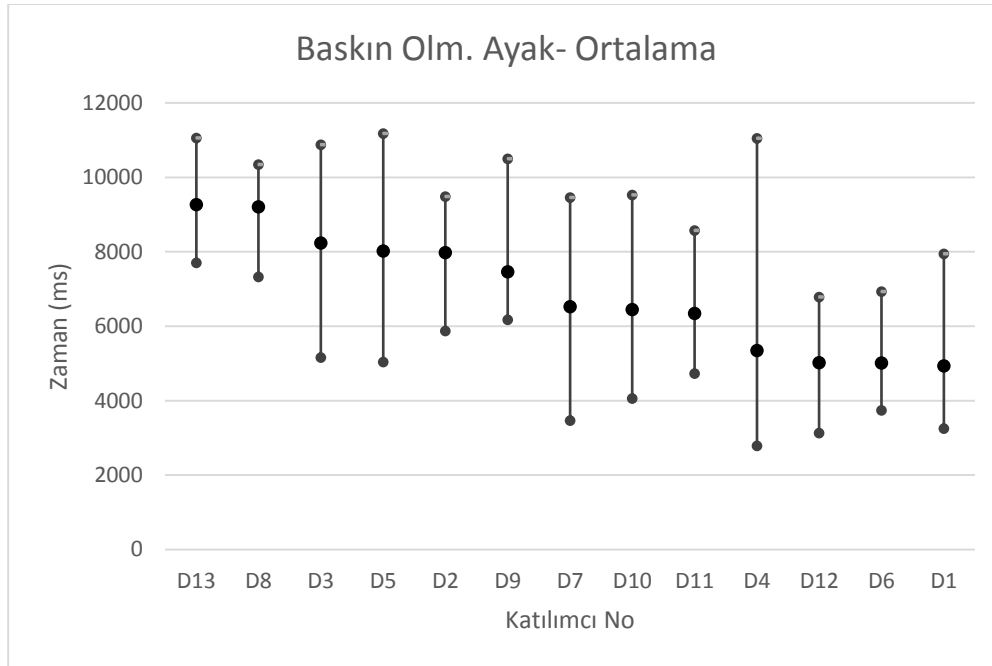
4.4. Maksimum Kuvvet Değerleri ve Bu Sırada Geçen Sürelerin Değerlendirilmesi

4.4.1. Baskın ve Baskın Olmayan Bacakta Ulaşılan Maksimum Kuvvetler İçin Geçen Süreler

13 katılımcının maksimum kuvvetlere ulaşma süreleri, 5 deneme üzerinden kaydedilip grafik üzerinde gözle tespit edilmiştir. Bu 5 denemenin maksimum, ortalama ve minimum değerleri, her bir katılımcının her iki alt ekstremitesi için şu şekildedir (Şekil 4.4. ve Şekil 4.5.):



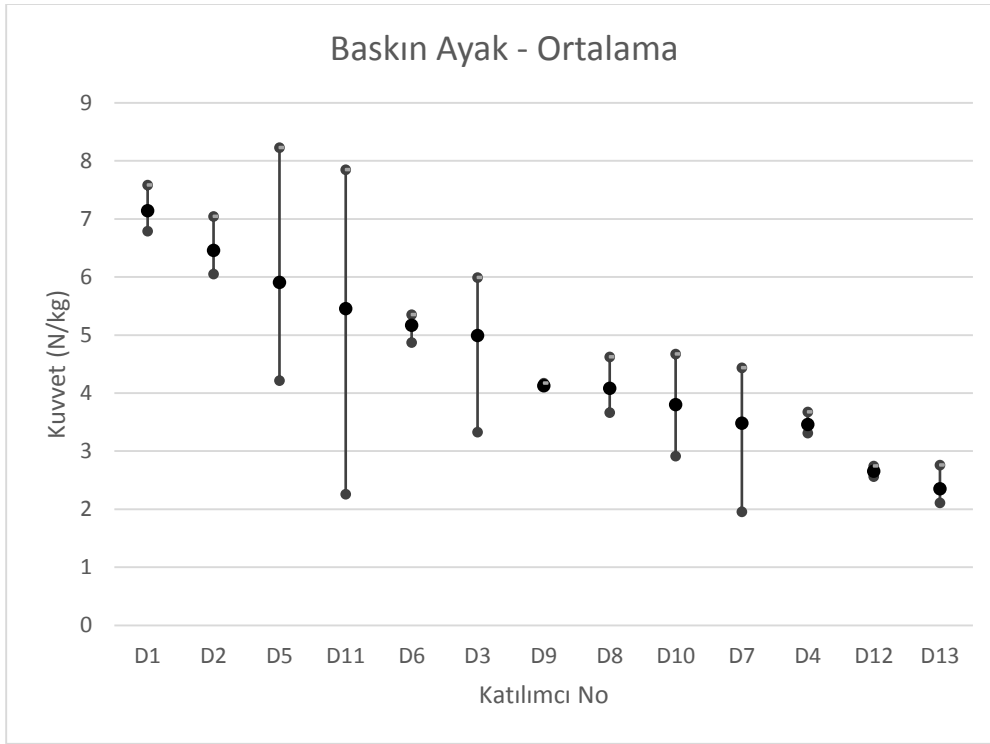
Şekil 4.4. Her katılımcının maksimum kuvvetlere ulaşma sürelerinin ortalaması.



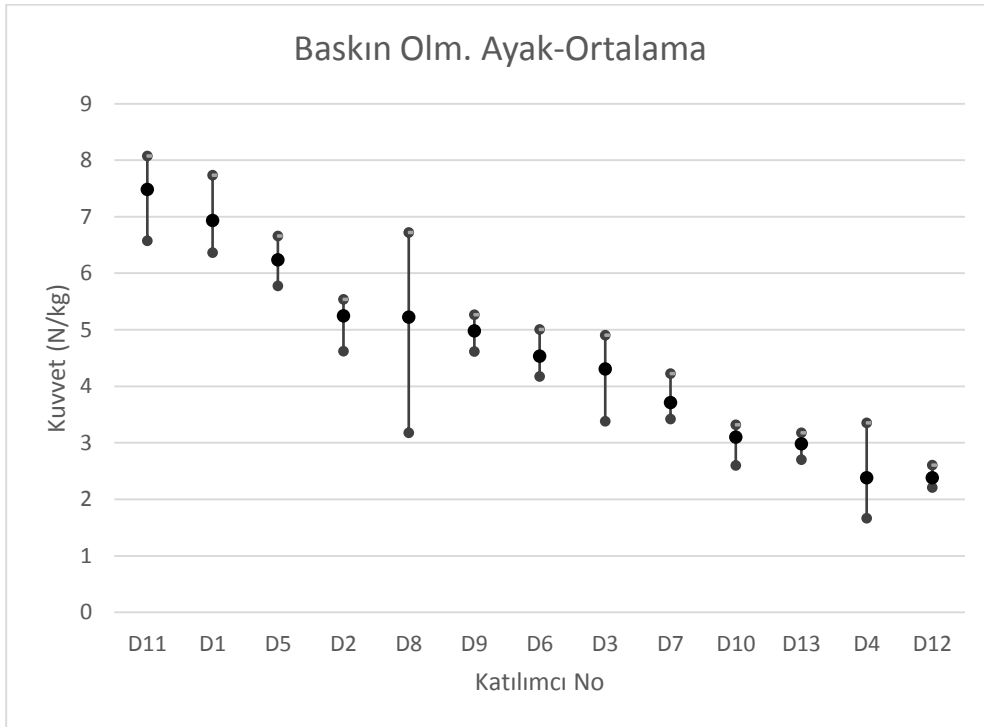
Şekil 4.5. Her katılımcının maksimum kuvvetlere ulaşma sürelerinin ortalaması.

4.4.2. Baskın ve Baskın Olmayan Bacakta Ulaşılan Maksimum Kuvvetler

13 katılımcının ulaştıkları maksimum kuvvet, 5 deneme üzerinden kaydedilip grafik üzerinde gözle tespit edilmiştir. Bu 5 denemenin maksimum, ortalama ve minimum değerleri, her bir katılımcının her iki alt ekstremitesi için şu şekildedir (Şekil 4.6. ve Şekil 4.7.):



Şekil 4.6. Her katılımcının ulaştığı maksimum kuvvetlerin ortalaması.



Şekil 4.7. Her katılımcının ulaştığı maksimum kuvvetlerin ortalaması.

4.5. Ölçüm Tekrarlarının Değerlendirilmesi

4.5.1. Baskın Bacakta 5 Tekrarlı Ölçümler

Yukarıda elde edilen ilk grafiklerde, her katılımcı için alınan 5 ölçümün ortalaması tek ölçüm olarak; bu ölçümlerin de ortalaması son ölçüm olarak kaydedilmişti. Burada yapılan analizde ise 5 ölçümün her biri için 13 kayıt üzerinden ortalaması alınarak aralarında fark olup olmadığı SPSS analiz programı yardımıyla hesaplanmıştır. Bu ölçüm, iki alt ekstremite için ayrı ayrı yapılmıştır.

Baskın bacak için maksimum kuvvete ulaşma süreleriyle ilgili tekrarlı ölçümler arasında sadece 1. ve 5. ölçüm arasında fark olduğu bulunmuştur. ($p=0.044$).

4.5.2. Baskın olmayan bacakta 5 Tekrarlı Ölçümler

Baskın olmayan bacakta; maksimum kuvvete ulaşma süreleriyle ilgili tekrarlı ölçümlerin ikili kıyaslamalarında hiçbir durumda fark yoktur ($p>0.05$).

4.6. Diğer SPSS Analizleri

Kasların ulaştıkları maksimum kuvvet değerleri arasında fark analizine bakılmıştır. Karşılaştırmalar, baskın ve baskın olmayan kasların ortalamaları alındıktan sonra yapılmıştır. Katılımcı sayısı 30'dan daha azdır. Parametrik olmayan teste bakmak daha anlamlıdır. Mann-Whitney U testi sonucunda baskın ve baskın olmayan kasların kuvvet dağılımları ve median kuvvet değerleri arasında anlamlı fark yoktur ($p > 0.05$). Bağımsız 2 örneklem grubu arasında T-testi yapılırsa maksimum kuvvet değerleri arasında fark bulunmaz. ($F=0.433$, $p=0.512$). Son olarak tek yönlü maksimum kuvvet varyans analizi yapıldığında ölçüm ortalamaları arasında fark yoktur ($F=0.032$, $p=0.857$).

Her bir kişiden alınan 5 ölçümün ortalaması, maksimum kuvvet değerleri ve bu değerlere ulaşma süreleri için hesaplanmıştır. Bu ortalamalar, bireyler arasında karşılaştırıldığında oluşturulan grafikler gösterilmiştir (Şekil 4.4.-Şekil 4.7.). Tüm ölçümlerin 13 gönüllünün hepsi için baskın bacaktaki ortalama kuvvet değeri 4.55

N/kg ve standart sapma değeri 1.45 N/kg dır. Maksimum kuvvete ulaşma sũresi için ortalama değer 7462.21 ms ve standart sapma değeri 1505.51 ms dir. Baskın olmayan bacakta ise ortalama kuvvet değeri 4.58 N/kg iken, standart sapma değeri 1.66 N/kg dır. Maksimum kuvvete ulaşma sũresi için ortalama değer 6908.22 ms ve standart sapma değeri 1567.8 ms dir. Mann-Whitney U testi sonucunda, baskın ve baskın olmayan kasların maksimum kuvvet değerleri ve bu değerlere ulaşma sũreleri arasında fark yoktur ($p>0.05$).

5. TARTIŞMA

5.1. Yüzeysel Elektromiyografi

Uygulaması kolay olmasına rağmen, EMG sinyalini etkileyen birden çok faktör vardır ve bu nedenle bu sinyallerin değerlendirilmesi oldukça zordur. Ölçüm alınan kas liflerinin tipi ve çapı, deri altı doku kalınlığı, kan dolaşımı ve yorgunluğun yanı sıra, ölçüm için kullanılan elektrotların kas üzerine doğru yerleştirilmesi de EMG sinyalinin doğru şekilde kaydedilmesi için çok önemlidir (28). Bu çalışmamızda elektrot bağlantıları SENIAM'a göre hassas ölçümlerle yapılmış ve doğru kas lokasyonları üzerine yapıştırılmıştır.

Tip 1 kas lifleri yavaş kasılan, küçük ve az miktarda kuvvet üreten kas lifleridir. Yorgunluğa karşı dirençlidirler. Golgi tendonu gibi organlardan gelen reflekslere duyarlıdırlar. Tip 2 fazık lifler ise, düşük refleks eşikli, hızlı kasılan ve erken yorulan kas lifleridir. Bu lifler, aniden yapılan kasılmalarla büyük miktarlarda kuvvet üretebilirler (29). Vastus kasları, vücudun en güçlü kas grubu olan quadriceps grubundandır, hızlı ve etkili kasılırlar. Ancak çabuk yorulurlar. Kas yorgunluğu, araştırmacıların ölçümlerini etkileyen sonuçlar vermektedir. Çalışmamızda, beklenen şekilde kas yorgunluğu maksimum kuvvet aralığından hemen sonra gözlemlenmektedir ve kuvvetin düşmeye başlamasından itibaren olan zaman aralığındadır.

EMG sinyalinin doğruluğunu etkileyen diğer durum ise, yakın kaslardan gelen sinyallerin sıfıra yakın olmasına bağlıdır. Ayak bileği kasları, çapları küçük olmakla birlikte birbirine çok yakındır. Bu yüzden kaydedilen sinyaller tam anlamıyla izole değildir (28). Çalışmada, ilgilenilen kası çalıştıracak pozisyon ve egzersizler gözetilmiş, yanses etkilerini minimize etmek için, elektrotlar tam olarak kas orta noktalarına bağlanmıştır. EMG sinyali analizlerinde, elektrotların dışarıdan aldıkları gürültüler de düşünülmelidir. Dışarıdan gelen gürültü, bazı filtreleme yöntemleri ile EMG sinyalinden ayrıştırılabilir. Bu çalışmada, test öncesi katılımcıların dinlenme pozisyonunda kasla ilgili sinyalleri incelenerek elektrotların herhangi bir gürültüyü algılayıp algılamadığı da gözlenmiştir. Elektrotlar, alkolle temizlenmiş ve traşlanmış

vücut yüzeyine sıkıca yapıştırılmıştır. Elektrot-krokodil bağlamaları, bantlarla sabitlenerek hareket artefaktlarından gelen gürültü minimize edilmiştir. Kasılmalar sırasında bağlantı kablolarının hareket etmemesine özen gösterilmiştir.

Yorgunluğun EMG sinyalini etkilediği kesinleşmiş gibidir (24,28). Statik submaksimal kasılmalar sırasında, kas yorgunluğuyla ilgili genlik ve frekansa bağlı analizlerde farklılık gözlenmektedir. Motor ünite ateşlenme sayısının artmasıyla birlikte, *toplam güç spektrumu*'nun median frekansında düşüşler görülür (28). Bu çalışmada, egzersizler yapılırken, her tekrarda katılımcılara iki dakika dinlenme süresi verilmiştir. Bununla birlikte, her gönüllü için farklı taraftaki bacaklardan kayıt alınmaya başlanmıştır. 6 kişi için önce sağdan kayıt alınırken, 7 kişi için önce sol taraftan kayıt alınmıştır. Diğer bir açıdan 6 kişide önce baskın ayaktan, 7 kişide önce baskın olmayan ayaktan ölçüm alınmıştır. Bu kayıt dağılımı, yorgunluğun etkisini ve yanlılığı en aza indirmiştir(16,38).

Kasın kasılması boyunca kaydedilen kuvvet ve EMG sinyali arasındaki ilişki, çoğu çalışmanın konusu olmuştur fakat hala ortak bir çalışma yöntemi belirlenememiştir. Bunun önemli bir sebebi şöyle açıklanabilir: bazı kaslarda izometrik kasılma sırasında oluşan kuvvet, EMG sinyali ile lineer ilişki gösterirken; bazı kaslarda lineer olmayan bir çizgi gösterir. Bu yüzden kaslar üzerinde ortak bir kuvvet-EMG sinyal yorumu yapılamaz (31).

yEMG genliği-kuvvet ilişkisi; kas boyutu, eklem açısı, sıcaklık ve yorgunluktan etkilenir (28). EMG sinyal büyüklüğü kas yorgunluğu sırasında daha büyük kaydedilir(11,28,29). EMG genliğine bakılarak kuvvet değerlendirmesi yapılacaksa kasılmanın izometrik olması gerekmektedir. Çalışmamızda zincir kullanılarak hem elektrodun hareketiyle ilgili endişeler ortadan kalkmıştır hem de kasılma izometrik olmuştur. Böylece sinyal elektrotun bulunduğu kas orta noktasından kaydedilir.

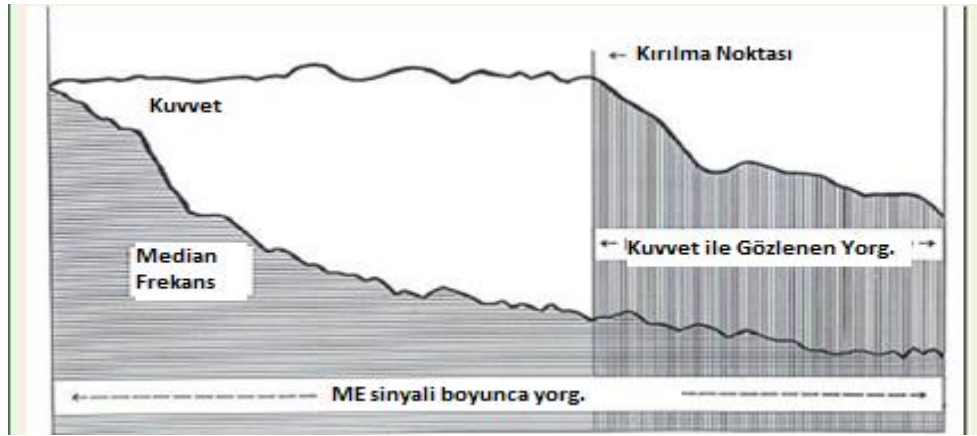
Dinamik egzersizlerde, kas lifleri hareketi ile deri üzerinde elektrotun hareket miktarları aynı olmayacaktır. Elektrodun aldığı sinyal de farklı noktadan gelecektir.

Bu yüzden, dinamik egzersizlerde alınan EMG sinyal kayıt güvenilirliği oldukça düşüktür (16-19, 44).

5.2. Kasların Lineer Değerli MVC ile Kasılması

Çalışmalar (Matt S. Stock ve ark.), EMG genliği vs. submaksimal izometrik kuvvet ilişkisinin lineer olduğunu göstermiştir. Mutlak EMG genliği ve izometrik kuvvet ilişkisinin vastus medialis ve vastus lateralis kasları için lineeritesi, araştırmacıların yüksek kuvvet küçülmelerini göz ardı edebileceklerini gösterir. Bu iki kas için de 10%-90% MVC ilişkisinin lineer olduğu düşünülebilir: ilgili determinasyon katsayıları da genel olarak 0.900 den büyüktür (45). Tüm bu bulgular ışığında; vastus medialis ve vastus lateralis kaslarında MVC-yEMG ilişkisinin incelenmesinde, önemli ve hatasız veriler elde edilebileceği öngörülmektedir. Bu çalışmamızda da bu iki kas incelenmiştir.

5.3. Kas Yorulması ve Kuvvet Aralığı



Şekil 5.1. yEMG yorgunluk göstergesi neden kullanılmalıdır (42) (Carlo J De Luca izniyle).

Slayt, gönüllü sabit-güçlü kasılmanın belli bir kırılma noktasına kadar sürmüş şeklini göstermektedir. Bu noktada, istenen kuvvet daha fazla sürdürülememiş ve düşmektedir. Normal fizyoloji geleneğinde bu, yorulma noktası olarak geçer. Bu gelenek, fizik ve mühendislik dallarında kullanılan deyimle uyuşmaz. Bu dallarda

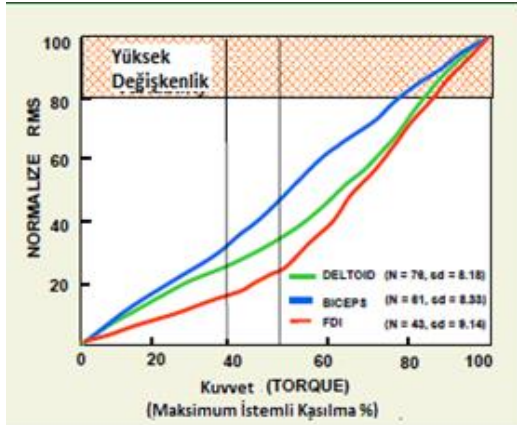
yorgunluk, zamanla bağlı olan ve en sonunda bir kırılma noktasına götüren bir işlemdir. Mesela köprülerin İ-kirişlerinde kullanılan çelik bir alaşımın kristal yapısını düşünelim. Zaman geçtikçe kristal yapı değişir ve bağlama gücünü kaybeder. Bir noktada, İ-kirişi dağılır ve kopar (42).

Bu çalışmamızda yukarıdaki slaytın ilk zamanlarındaki kuvvet gösteriminin yanlış olduğu açığa çıkmaktadır. Çünkü doğru olan senaryoda, kasılması gereken kas ilk andan itibaren en yüksek kasılmayı gösteremeyecektir.

Kas yorulmasının - kaslar belli bir zaman aralığından sonra maksimum güç seviyelerini koruyamadığından- başladığı kabul edilebilir. Bu sonuç; kas yorulmasından en az etkilenen ve MVC hesaplaması için en güvenli aralığın, EMG aktivitesinin başladığı noktadan maksimum kuvvete ulaşma zamanına kadar geçen zaman aralığı olduğunu gösterir (8). Çalışmamızda da bu bulguyu destekleyen sonuçlara ulaşılmıştır.

Soylu-Arpınar, 2010'da yapmış olduğu çalışmada MVC-yEMG'nin maksimum genliğini daha doğru hesaplamak için, kuvvet ve yEMG sinyallerinin aynı anda kaydedilmesi gerektiğini göstermiştir (8). Bu çalışmada da kuvvet-yEMG aynı anda kaydedilmiş ve MVC hesaplamasında, vastus medialis ve vastus lateralis kasları için en doğru zaman aralığı gösterilmiştir.

5.4. Kuvvetin Aynı Anda Kaydedilmesinin Avantajı



Şekil 5.2. İzometrik kasılmalarda yEMG nin RMS değeri- kuvvet ilişkisi (42) (Carlo J De Luca izniyle).

De Luca'ya göre, izometrik kasılmalarda yEMG nin RMS değeri- Kuvvet ilişkisi şu şekildedir: %80 MVC üzeri kasılma düzeylerinde, yüksek eşikli motor ünite ateşlemeleri stabil değildir. Yüksek eşikli motor ünite aksiyon potansiyelleri, göreceli olarak yüksek genliğe ve daha yavaş ateşlemeye sahiptir (Şekil 5.2.). Bir de bunlar, kuvvet seviyesi dalgalandıkça bir araya gelip dağılırlar. Buna ters olarak, düşük eşikli motor üniteler, daha düşük genlikli aksiyon potansiyellerine ve daha yüksek frekanslı ateşlemelere sahiptir (42). Görüldüğü gibi MVC değeri, kuvvet sinyali ile sürekli lineer değildir ve tespiti oldukça karmaşıktır. Kayıtlar sırasında yEMG-Kuvvet değerlerinin aynı anda ölçülmesi, bu açıdan da avantaj sağlamaktadır.

5.5. Normalize EMG Çalışmalarından Bağımsızlığı

Meldrum ve ark.'na göre MVIC (*maximum istemli izometrik kasılma*), manuel kas testlerine oranla daha objektif kuvvet verileri (genellikle kilogram veya Newton birimlerinde) oluşturur ve kas gücünü ölçmede kullanılan güvenilir ve basit bir metoddur. MVIC ile ölçülen kasın, tam-performansta veya daha altında olup olmadığı referans değerler olmadan bilinemez. Hasta bireylerde; kas uzunluğuyla ilgili çalışmalar kuvvetin, zamanla ve tedaviyle oluşan değişimlerini ölçebilir; yine de referans değerler olmadan değişimin anlamlı olup olmadığını anlamak güçtür. Mesela

- Lineer ilişki:
0-40% MVC,
50-100% MVC
- Lineer olmayan ilişki:
MU (motor ünite) toplamları karakteristiği sonucu
- EMG sinyalinin kontrol özellikleri stabil değil:
80-100% MVC

MVIC güç değerleri bir müdahaleyle %50 artıyorsa, kişinin normal performans değer aralıklarında olup olmadığı hala sorgulanabilir (39). Bu çalışmada, kas gücünü değerlendirmek için EMG sinyalini normalize etmeye veya okumaya gerek kalmamaktadır. Referans değerlere ihtiyaç duymadan EMG değerlerinin değerlendirme için anlamlı olup olmadığı kararlaştırılabilmektedir.

Elektromiyografi (EMG) sinyalleri, ölçümler arası karşılaştırmalar için normalize edilmelidir. Omuz EMG verilerini normalize edebilmek için, kas aktivasyon seviyeleri referans değerleri üretilmelidir. Bunun en basit yolu, *maksimum istemli izometrik kasılmanın* (MVIC) kullanımıyla olmuştur. Şimdiye kadar omuz için standardize edilmiş bir MVIC tekniği yoktur. Bu yüzden 1944'den beri yapılmış omuz EMG çalışma sonuçlarının karşılaştırılması zordur. Buna bağlı olarak normal ve anormal omuz kasları fonksiyonlarının anlaşılması için yapılan ilerlemeler, oldukça yetersizdir (41). Kelly ve ark. (46) ve Ekstrom ve ark. (47), omuz EMG normalizasyonu için standart MVIC testleri oluşturmaya başlamışlardır. Yine de hiçbir EMG çalışması, MVIC kasılmaları sırasında *rotator cuff*, *aksio/skapulohumeral* ve *skapulotorasik* kaslarını aynı anda incelememiştir (41).

Yukarıdaki durumlar diğer kaslar için farklı değildir. Standart testlerin tespiti meşakkatlidir, uzun süre gerektirir ve her kas için ayrı ayrı çalışmalar gerektirir. Önerilen yöntem, kas sinyalleri ve kuvvet sinyallerinin aynı anda ölçülmesidir.

5.6. Literatürde Devam Eden Ölçüm Teknikleri Üzerine

Analizin hareketin ilk 10 saniyelik kısmını kapsamasının sebebi, günümüzdeki MVC ölçümleri için kabul edilen aralığın maksimum kasılmayı kapsamadığını göstermektir (Tablo 5.1). Günümüzde bu aralık ilk 3 sn, ilk 5 sn olarak düşünülmesine rağmen maksimum EMG değeri her saniyede saklı olabilir. Bu çalışmada özellikle kuvvetin maksimum olduğu yerde emg değerlerinin maksimum bulunması dikkat çekicidir (Tablo 5.1).

Tablo 5.1. İlk saniyelerdeki ve maksimum kuvvet aralıklarındaki bazı değerler.

Kuvvet(kg başına)			
	Kas kuvveti maks. değeri	400 N	393 N
	Kas kuvveti maks. değere ulaştığı süre	8800 ms	6400 ms
Vast. Lat.		mV	mV
	İlk 3000 ms'deki maks. emg değeri(mV)	0.1351	0.1351
	İlk 4000 ms'deki maks. emg değeri	0.1379	0.1635
	İlk 5000 ms'deki maks. emg değeri	0.1564	0.1786
	Kuvvetin maks. değerindeki emg değeri	0.1622	0.1941
Vast. Med.			
	İlk 3000 ms'deki maks. emg değeri(mV)	0.1724	0.2017
	İlk 4000 ms'deki maks. emg değeri	0.1774	0.2305
	İlk 5000 ms'deki maks. emg değeri	0.1938	0.2459
	Kuvvetin maks. değerindeki emg değeri	0.2049	0.2657

Maksimum kuvvete ulaşıldıktan sonraki 5 sn lik zaman aralığında, kas yorgunluğunun EMG'yi bozucu etkisi görülmektedir. Denelerimizde kuvvetin maksimum değerde 5 sn tutulmasını istediğimiz için, bu sürenin sonlarında kas yorgunluğu etkisinden dolayı kuvvet değerinin düşmeye başladığı, buna rağmen emg değerlerinin aynı oranda düşmediği görülmektedir. Hatta grafikler ilk kasılmanın görüldüğü yere göre karşılaştırılınca, Emg değerlerinin ilk 5000 ms den sonra hala arttığı görülmektedir (Bkz. Şekil 4.1.- Şekil 4.3.). Tüm değerler için standart sapma grafiklerinde, baskın ve baskın olmayan ayaklar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Ölçüm tekrarları kıyaslandığında, anlamlılık düzeyi (*significance*) $p < 0.05$ kabul edildiğinden (güven aralığı %95), ölçümlerin ikişer kıyaslamaları sonucu elde edilen p değerleri anlamsızdır. Bu durumun istisnası olarak, sadece baskın bacak

kaslarının 1. ve 5. ölçümlerinin maksimum kuvvete ulaşma süreleri arasında anlamlı fark görülmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızda tamamı sağlıklı erkek katılımcılar değerlendirilmiştir. İki bacak kas grubuna da bakılmıştır. Vastus medialis ve vastus lateralis kasları, baskın ve baskın olmayan ekstremitelerde karşılaştırılmıştır. Aynı anda kas kuvveti ölçülmüş ve kuvvetin EMG ile lineeritesine bakılmıştır:

- Gönüllü katılımcılar sedanter yaşam sürdürdüğünden ilk anlarda kas, maksimum gücüne ulaşmamıştır.
- Ayak bilekleri etrafına sarılan sünger yapı sayesinde, zincirlerin verebileceği ağrı ortadan kaldırılarak katılımcıların tüm gücüyle kasılma testlerini gerçekleştirmesi sağlanmıştır.
- Kullanılan zincirler, kesinlikle esnemediğinden kasılmalar izometriktir.
- Bir bacedan alınan ölçüm sırasında, diğer bacak sandalye önündeki sehpa da dinlenme halinde bırakılmıştır. Platform, ölçüm alınan bacak uzunluğuna göre ayarlanabildiğinden ayak tabanı rahat bir şekilde sabitlenmiş ve bacaklar tam diz ekstansiyon egzersizi gerçekleştirebilmiştir (Bkz. Şekil 3.3.).
- Vastus medialis kasında, vastus lateralse göre daha yüksek EMG değerleri kaydedilmiştir (özellikle baskın olmayan ayakta) (Bkz. Şekil 4.1. ve Şekil 4.2.).
- Burada MVC-normalizasyonu yapılmamıştır. Kayıtlara bakılarak kişiler arasında karşılaştırma yapılamaz.

Çalışmalar sonucunda önerilerimiz şu şekildedir:

- Günümüzde, fizyoterapistlerin baskın veya baskın olmayan bacedan ölçüm almada fark gözetmemesinin, kasın EMG değerini kaydederken isabetli olduğudur.
- Klinik çalışmalarda, kas egzersizlerinin birden çok tekrar edilmesinin doğru bir metod olduğu görülmektedir (13,16-19).

- Spor yapmayan sağlıklı bireyler, daha fazla kas gücüne 4. tekrardan sonra ulaşmaktadır.
- Baskın ve baskın olmayan ayakların ulaştıkları maksimum güçler arasında fark olmasa da baskın ayak, ölçümün tekrarlanması ile daha fazla güce ulaşabilir.
- Emg değerleri ölçümünde maksimum EMG değerinin bulunması %MVC hesaplamaları için kritik öneme sahip olduğundan; Emg kayıtlarının kas kuvveti kayıtlarıyla aynı anda yapılması, doğruluk açısından çok önemli bir avantajdır.
- Bir bireyin maksimum MVC-yEMG değerini doğru bir şekilde ölçmek, aynı anda kuvvet sinyallerini de ölçmeden imkansızdır. Çünkü araştırmacı, kas yorgunluğunun ne zaman başladığını gözlemleyemez. (8)
- Kas yorgunluğu aralığından gelen hatayı MVC tespiti için elimine etmek isteyen araştırmacı, ölçümün ilk saniyelerini değerlendirmeye kalkabilir. Ancak bu, daha sonra maksimuma ulaşacak kaslar için gerçek değer in altında bir MVC değeri verecektir (8).
- Kuvvet-yEMG sinyallerinin aynı anda ölçülmesi EMG sinyallerinin değerlendirilmesiyle ilgili daha doğru bilgiler verecektir. Her kas için ayrı standart sürelerin bilinmesine gerek duyulmayacaktır.
- Yapılan ölçümler, sadece sağlıklı kişilerin iki alt ekstremitte kasları arasında kıyaslanmıştır. Daha ileriki çalışmalarda, kaslardan operasyon geçirmiş hasta kişiler ve sağlıklı kişiler kıyaslanmalıdır. yEMG-Kuvvet aynı anda ölçülmeli ve hasta kişilerin maksimum değerlere ulaşma süreleri kıyaslanmalıdır. Bu şekilde, ameliyat öncesi ve sonrası değerler kıyaslanarak tedavi sürecinin etkisi hesaplanabilir.

KAYNAKLAR

1. Berger LL, Regueme SC, Forestier N. (2010) Unilateral lower limb muscle fatigue induces bilateral effects on undisturbed stance and muscle EMG activities. *J Electromyogr Kinesiol*, 20 (5), 947-952.
2. Kondrad P. (2005) ABC of EMG-A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. *Erişim :31 Mart 2018. Ağ sitesi: <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>*
3. Grey MJ, Mazzaro N, Nielsen JB, Sinkjaer T. (2004) Ankle extensor proprioceptors contribute to the enhancement of the soleus EMG during the stance phase of human walking. *Can J Physiol Pharmacol*, 82 (8-9), 610-616.
4. Sinkjaer T, Toft E, Larsen K, Andreassen S. (1993) EMG-torque dynamics at different contraction levels in human ankle muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, 3(2): 67-77.
5. Olney SJ, Winter DA. (1985) Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. *J Biomech*, 18 (1), 9-20.
6. Merletti R, Parker P. (2004) Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications. Wiley-Interscience:2004.
7. Dimitrova NA, Dimitrov GV. (2003) Interception of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol* 13. 13-36.
8. Soylu AR, Arpinar-Avsar P (2010) Detection of surface electromyography recording time interval without muscle fatigue effect for biceps brachii muscle during maximum voluntary contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 20 (4), 773-776
9. Vastus lateralis muscle (t.y.) *Erişim: 20 Nisan 2018, Ağ sitesi: https://en.wikipedia.org/wiki/Vastus_lateralis_muscle*
10. Soylu A. (2010) Spor Bilimleri için Yüzey Elektromyografi: Olası Hata Kaynakları ve Bazı Teknik Detaylar. *Erişim: 31 Mart 2018, http://yunus.hacettepe.edu.tr/~arsoylu/Soylu_2010_Yuzey_Elektromyografi.pdf*
11. Kasman G. (2001) Using surface electromyography. *Rehab Manag*, 14 (9), 56-59, 76.
12. Harput G, Soylu AR, Ertan H, Ergun N. (2013) Activation of Selected Ankle Muscles During Exercises Performed on Rigid and Compliant Balance Platforms. *J Orthop Sports Phys Ther* 43:8, 555-559

- 13.Cerrah AO, Bayram I, Yildizer G, Ugurlu O, Simsek D, Ertan H. (2016) Effects of Functional Balance Training on Static and Dynamic Balance Performance of Adolescent Soccer Players. *Int J Sports Exerc & Train Sci* 2:2, 73-81 DOI: 10.18826/ijsets.3889
- 14.Harput G, Ergun N, Ertan H, Soylu AR. (2012) Evaluation of Ankle Muscular Activation During Selected Balance Exercises on Different Balance Platforms. *Erişim :31 Mayıs 2018. Ağ sitesi: <http://www.asbweb.org/conferences/2012/abstracts/42.pdf>*
- 15.Harput G, Soylu A, Ertan H, Ergun N, Mattacola CG. (2012) Effect of Gender on the Quadriceps-to-Hamstrings Coactivation Ratio During Different Exercises. *J Sport Rehabil* 23:1, 36-43
- 16.Simsek D, Kirkaya I, Gungor EO, Soylu AR. (2016) Relationships among Vertical Jumping Performance, EMG Activation, and Knee Extensor and Flexor Muscle Strength in Turkish Elite Male Volleyball Players. *Turkiye Klinikleri J Sports Sci* 2016;8(2):46-56
- 17.Ozsu I, Simsek D, Ertan H. (2014) Electromyography Activities of Upper and Lower Extremities in Table Tennis During Forehand Topspin and No Spin Stroke: A Case Study. *32 International Conference of Biomechanics in Sports (2014), Ozsu. Erişim :31 Mayıs 2018. Ağ sitesi: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/6070/5550>*
- 18.Simsek D, Cerrah AO, Ertan H, Soylu AR. (2014) Kinetic and Kinematic Analysis of Recurve Archery Shooting Technique. *32 International Conference of Biomechanics in Sports (2014), Simsek. Erişim :31 Mayıs 2018. Ağ sitesi: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/6086/5566>*
- 19.Cerrah AO, Simsek D, Soylu AR, Ertan H, Nunome H. (2015) Developmental Differences of Kinematic and Muscular Activation Patterns in Instep Soccer Kick. *33 International Conference of Biomechanics in Sports (2015), Cerrah. Erişim :31 Mayıs 2018. Ağ sitesi: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/6529/5893>*
- 20.Bogey RA, Gitter AJ, Barnes LA. (2010) Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG-to-force processing approach. *J Electromyogr Kinesiol*, 20 (1), 46-54.
- 21.Garner JC, Blackburn T, Weimar W, Campbell B. (2008) Comparison of electromyographic activity during eccentrically versus concentrically loaded isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 18 (3), 466-471.
- 22.Ertan H. (2009) Muscular activation patterns of the bow arm in recurve archery. *J Sci Med Sport*, 12 (3), 357-360.

23. Henning D. (1976) Some clinical applications of biofeedback EMG training. *Am Correct Ther J*, 30 (5), 145-149.
24. Moritani T, Yoshitake Y. (1998) 1998 ISEK Congress Keynote Lecture: The use of electromyography in applied physiology. *J Electromyogr Kinesiol*, 8 (6), 363-381.
25. Wilson EL, Madigan ML. (2007) Effects of fatigue and gender on peroneal reflexes elicited by sudden ankle inversion. *J Electromyogr Kinesiol*, 17 (2), 160-166.
26. Menacho M.d.O, Pereira HM, Oliveira B.I.R.d, Chagas L.M.P.M, Toyohara M.T, Cardoso JR. (2010) The peroneus reaction time during sudden inversion test: Systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*, 20 (4), 559-565.
27. Harput G. (2012) Ayak Bileğinin stabilizatörlerinin stabil olmayan denge platformları üzerindeki aktivasyonlarının araştırılması. *Yüksek Lisans tezi*, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
28. De Luca CJ, (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13 (2), 135-163.
29. Cram JR. (2003) The history of surface electromyography. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 28 (2), 81-91.
30. Gabriel RC, Abrantes J, Granata K, Bulas-Cruz J, Melo-Pinto P, Filipe V. (2008) Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. *Physical therapy in sport*, 9 (1), 16-24.
31. Merletti R, Rainoldi A, Farina D. (2001) Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exerc Sport Sci Rev*, 29 (1), 20-25.
32. Bolek J. The role of surface electromyography in the restoration of motor function. *biofeedback*, 35 (1), 23-26.
33. Blanc Y, Dimanico U. (2010) Electrode placement in surface electro-myography (sEMG) "Minimal Cross-talk Area" (MCA). *Open Rehabil J* (3), 110-126.
34. Stegeman DFH, Hermens HJ. (2011) Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)". Erişim: 21 Nisan 2017 Ağ sitesi: <https://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>
35. Mesin L, Merletti R, Rainoldi A. (2009) Surface EMG: the issue of electrode location. *J Electromyogr Kinesiol*, 19 (5), 719-726.

- 36.Soylu AR, Ertan H, Korkusuz F. (2006) Archery performance level and repeatability of event-related EMG. *Hum Mov Sci*, 25 (6), 767-774.
- 37.Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, De Luca CJ (1995) Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of applied physiology*, 79 (1), 23-32.
38. Simsek D (2017) Different fatigue-resistant leg muscles and EMG response during whole-body vibration. *J Electromyogr Kinesiol* 37: 147-154
- 39.Meldrum D, Cahalane E, Conroy R, Fitzgerald D, Hardiman O. (2007) Maximum voluntary isometric contraction: Reference values and clinical application. *Amyotrophic Lateral Sclerosis*, 8:1, 47-55, DOI: 10.1080/17482960601012491
- 40.Bernard TE. (2006) Static Work. University of South Florida College of Public Health. Erişim 24 Şubat 2018 Ağ sitesi: <http://personal.health.usf.edu/tbernard/HollowHills/SMWDesignM20.pdf>.
- 41.Boettcher CE, Ginn KA, Cathers I. (2008) Standard Maximum Isometric Voluntary Contraction Tests for Normalizing Shoulder Muscle EMG *Wiley InterScience* (www.interscience.wiley.com). DOI 10.1002/jor.20675
- 42.De Luca CJ. (2008) A practicum on the use of sEMG signals in Movement Sciences, p.77 copyright © 2008 Delsys Inc. ISBN: 978-0-9798644-0-7
43. Halaki M, Ginn K. (2012) Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? Erişim: 26 Feb 2018 Ağ sitesi: <http://dx.doi.org/10.5772/49957>
- 44.Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, Rau G. (2009) Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clin Biomech* 24 (3), 225-235.
- 45.Stock MS, Drusch AS, Thompson BJ (2014) The minimum number of contractions required to examine the EMG amplitude versus isometric force relationship for the vastus lateralis and vastus medialis. *J Electromyogr Kinesiol* 24(6), 827-834
- 46.Kelly BT, Kadrmas WR, Kirkendall DT, et al. (1996) Optimal normalization tests for shoulder muscle activation: an electromyographic study. *J Orthop Res* 14:647–653.
- 47.Ekstrom RA, Soderberg GL, Donatelli RA. (2005) Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 15:418–428.



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 - 165



ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 04.02.2015 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2015/03
Proje No : GO 15/100 (Değerlendirme Tarihi: 04.02.2015)
Karar No : GO 15/100 - 26

Üniversitemiz Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Doç.Dr. Abdullah Ruhi SOYLU'nun sorumlu araştırmacısı olduğu, Arş.Gör. Cihan ESER ile birlikte çalışacakları GO 15/100 kayıt numaralı ve "EMG Kayıtlarında Kullanılan Elektrodların Ağırlıklarının Ölçümlere Etkisi ve Ölçüm Sırasında Kaydedilen MVC (Maximum Voluntary Contraction) ile Kuvvet İlişkisinin İncelenmesi" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | |
|---|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan) | 9 Prof. Dr. Rahime Nohutçu (Üye) |
| 2. Prof. Dr. Nüket Ornek Buken (Üye) | 10. Prof. Dr. R. Köksal Özgül (Üye) |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım Sara (Üye) | 11. Prof. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye) |
| İZİNLI | 12. Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye) |
| 4. Prof. Dr. Sevdâ F. Müftüoğlu (Üye) | İZİNLI |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmensüer (Üye) | 13 Prof. Dr Leyla Dinç (Üye) |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | İZİNLI |
| 7. Prof. Dr. Ali Düzova (Üye) | 14. Prof. Dr. Hatice Doğan Buzoğlu (Üye) |
| 8. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) | 15. Av. Meltem Onurlu (Üye) |

EK-2

Tarih:

Gönüllü Kayıt Formu

Adı Soyadı :

Yaş :

Boy :

Kilo :

Baskın Ayak-Topa Vurduğu Ayak:

Fiziksel aktivite sıklığı :

(varsa ayakla ilgili) Ameliyat tarihi:

(varsa) Takribi düzelme tarihi :

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

TIBBİ, CERRAHİ ve İLAÇ ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

Sayın Katılımcı,

‘EMG Kayıtlarında Kullanılan Elektrodların Ağırlıklarının Ölçümlere Etkisi ve Ölçüm Sırasında Kaydedilen MVC(Maximum Voluntary Contraction) ile Kuvvet İlişkisinin İncelenmesi’ isimli bu çalışmanın amacı, birçok alanda yaygın olarak kullanılan Elektromiyografi cihazı için yapılan ölçümleri daha hassas ve doğru hale getirmek için sonuçlara etki edebilecek cihaz ağırlıklarının ve sonuç kayıtlarının optimize edilmesi ve daha doğru veriler elde edilmesidir. Bu araştırma Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Biyofizik Anabilim dalında yapılacaktır ve bu araştırmanın yapılmasında bir sakınca görülmemiş ve gerekli izin verilmiştir.

Sizin de bu araştırmaya katılmanızı öneriyoruz. Ancak hemen söyleyelim ki bu araştırmaya katılıp katılmamakta serbestsiniz. Çalışmaya katılım gönüllülük esasına dayanır. Kararınızdan önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz.

Eğer araştırmaya katılmayı kabul ederseniz Doc. Dr. Abdullah Ruhi Soylu tarafından mevcut fiziksel durumunuz değerlendirildikten sonra, emg cihazı ve aparatlarını belirlediğimiz kas bölgelerine bağlayacağız ve sizden belirli kas hareketlerini yapmanızı isteyeceğiz. Bu işlemler sırasında hiç bir şekilde canınız yanmayacak. Bu araştırmanın sonuçları ile kas hareketleri incelenen deneylerde daha doğru bilgiler sağlanacaktır. Bu araştırmanın sonuçlarını ulusal ve uluslararası akademik iletişimde kullanacağız, sonuçları bildireceğiz ama sizin adınızı söylemeyeceğiz.

Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size ek bir ödeme de yapılmayacaktır.

Değerlendirmeler sırasında oluşabilecek riskler: Çalışma kapsamında yapılacak olan değerlendirmeler herhangi bir risk içermemektedir. Değerlendirmelerinizin sayısal sonuçları araştırma dışında kullanılmayacaktır.

Yapılacak çalışmanın getireceği olası yararlar: EMG cihazı kullanılabilir tüm laboratuvar ortamlarında ve istatistik verilerde yararlı bilgiler sağlayacak ve belki de sonraki kas hareketi ölçüm yöntemlerinde de dikkate alınabilecektir. Ayrıca çalışmamız daha sonraki çalışmalara da ışık tutabilir. Ayrıca bu çalışmanın sonuçlarını okuyacak olan fizyolojistler ve tıp alanındaki bilim insanları belkide ileride tedavi programlarına yeni yöntemler de ekleyebileceklerdir.

Bu çalışmaya katılmayı reddedebilirsiniz. Bu araştırmaya katılmak tamamen isteğe bağlıdır. Yine çalışmanın herhangi bir aşamasında onayınızı çekmek hakkına da sahipsiniz. Tabiki bu durum uzmanımızın ve araştırmacıların size olan tutum ve davranışlarını değiştirmeyecektir.

Ad-Soyad:

Adres:

Telefon:

İmza:

Katılımcı İle Görüşen Uzman

Adı Soyadı: Cihan ESER

Adres:H.Ü.T.F. Biyofizik A.D

06500 Ankara

Telefon: 0537 830 2034

İmza:

9.ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Cihan ESER

Diyarbakır 19.10.1984

T.C.

Hacettepe Üniversitesi Sıhhiye Kampüsü, Tıp Fakültesi, Biyofizik Anabilim Dalı

0537 830 2034

II- Eğitimi

2013- Hacettepe Üniversitesi Biyofizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans

2003-2009 Ortadoğu Teknik Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü

2000-2003 Özel Samanyolu Fen Lisesi

III- Mesleki Deneyimi

2014-2016 Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı

Araştırma Görevlisi