

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ TEZLİ YÜKSEK LİSANS
PROGRAMI**

**DİNAMİK HAREKET SIRASINDA ÖN KOL BÜKME HAREKETİNİN
BENZETİMİYLE BİCEPS BRACHII KASINDA OLUŞAN KUVVETİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

MERVE CANSU AKARCA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANKARA - 2024

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ TEZLİ YÜKSEK LİSANS
PROGRAMI**

**DİNAMİK HAREKET SIRASINDA ÖN KOL BÜKME HAREKETİNİN
BENZETİMİYLE BİCEPS BRACHII KASINDA OLUŞAN KUVVETİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

MERVE CANSU AKARCA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. ULVİYE BUNYATOVA

ANKARA - 2024

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı Biyomedikal Mühendisliği Tezli Yüksek Lisans Programı Çerçevesinde Merve Cansu AKARCA tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 15 / 04 / 2024

Tez Adı: Dinamik Hareket Sırasında Ön Kol Bükme Hareketinin Benzetimiyle Biceps Brachii Kasında Oluşan Kuvvetin Değerlendirilmesi

Tez Jüri Üyeleri (Unvan, Adı-Soyadı, Kurumu)

İmza

Doç. Dr. Derya YILMAZ, Gazi Üniversitesi

.....

Dr. Öğr. Üyesi Onur KOÇAK, Başkent Üniversitesi

.....

Prof. Dr. Ulviye BUNYATOVA, Başkent Üniversitesi

.....

ONAY

Prof. Dr. Ömer Faruk ELALDI

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Tarih: / /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 07 / 05 / 2024

Öğrencinin Adı, Soyadı: Merve Cansu AKARCA

Öğrencinin Numarası: 22220400

Anabilim Dalı: Biyomedikal Mühendisliği

Programı: Biyomedikal Mühendisliği Tezli Yüksek Lisans

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: Prof. Dr. Ulviye BUNYATOVA

Tez Başlığı: Dinamik Hareket Sırasında Ön Kol Bükme Hareketinin Benzetimiyle Biceps Brachii Kasında Oluşan Kuvvetin Değerlendirilmesi

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan toplam 49 sayfalık kısmına ilişkin, 07/05/2024 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin aslı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 4'dür. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:.....

ONAY

Tarih: / /

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyadı, İmza:

Prof. Dr. Ulviye BUNYATOVA

.....

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitim sürecim boyunca bilgi ve tecrübeleriyle beni destekleyen, anlayış gösteren, değerli katkı ve eleştirileriyle yol gösteren, farklı bakış açıları kazanmamı sağlayan, tez çalışmasının yürütülmesi sırasında desteğini benden hiçbir şekilde esirgemeyen tez danışmanım Prof. Dr. Ulviye BUNYATOVA'ya içten teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmama kattıkları değerli yorumları için aynı zamanda bana çok değerli bilgiler kattıkları için değerli hocalarım Doç. Dr. Derya YILMAZ'a ve Dr. Öğr. Üyesi Onur KOÇAK'a çok teşekkür ederim.

Tez çalışmalarımnda yardımlarını esirgemeyen, ölçüm çalışmalarında yanımda olan, destek veren Araş. Gör. Zeynep Büşra Ayhan'a ve Araş. Gör. Beyza Nur Çakar'a teşekkürlerimi sunarım.

Yoğun çalışmalarım sırasında sabır gösterdiği ve bana katlandığı için aynı zamanda motivasyon desteği için abim Çağatay'a, doğduğum günden bugüne beni karşılıksız sevgi, emek ve destekleri ile büyüten, sonsuz sabırla beni her zaman çalışmaya teşvik eden, motivasyonumu her daim arttırmaya çalışan biricik annem Sevgi ve babam Ahmet Akarca'ya, ve çalışmam sırasında küçük veya büyük yardımını esirgemeyen herkese çok teşekkür ederim.

ÖZET

Merve Cansu AKARCA

DİNAMİK HAREKET SIRASINDA ÖN KOL BÜKME HAREKETİNİN BENZETİMİYLE BİCEPS BRACHII KASINDA OLUŞAN KUVVETİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

2024

Kavrama, günlük yaşam aktivitelerinin başarılı bir şekilde olabilmesi için gerekli olan önemli el fonksiyonudur. Kavrama kuvveti ölçümleri bölgesel kuvvet değerlendirme yöntemlerinden biridir ve kol fonksiyonunun değerlendirilmesinde temel öge olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmanın kapsamı, bireylerden noninvaziv olarak alınan kas kuvveti ölçümlerinin yapılarak biceps brachii kas kuvveti düzeylerinin analizinin yapılmasıdır. Biceps brachii kası, üst vücut hareketleri için önemli rol oynar. Literatürde Biceps Brachii kasının bilek güreşi hareketi sırasında elektromiyografi (EMG) sinyalinin ve kas kuvvetinin ölçülmesine dair çeşitli çalışmalar bulunmaktadır ancak el dinometresi ile bilek güreşi hareketine benzer bir hareket esnasında diğer bir deyişle dinamik hareket sırasında biceps kas kuvvetinin ölçülmesine dair herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu yüksek lisans tezinin amacı, dinamik hareket sırasında Biceps kasının kasılması sırasında üretilen elektrik akımlarını Elektromiyografi (EMG) cihazıyla ölçmek ve kas kuvveti ile orantılı bir ilişki bulmaktır. Çalışmanın sonunda yapılan analizler doğrultusunda EMG sinyalinden elde edilen söz konusu kuvvet değerleri dikkate alınarak, bireylerin kümülatif travma bozukluklarını (CTD) ve çeşitli kas hastalıklarını (felç, multiple skleroz, vs.) biceps brachii kası açısından riskli bir durum olup olmadığının belirlenmesi mümkün kılınmıştır. Bu çerçevede, protez ve ortez tasarımında, rehabilitasyon süreçlerinin değerlendirilmesinde, çalışılan kas üzerinde hareket ve koordinasyon bozukluklarıyla mücadele eden bireylerin yaşam kalitesinin iyileştirilmesinde umut verici bir potansiyel ortaya koymaktadır.

ANAHTAR KELİMELELER: Biyomekanik, Kas Kuvveti, Biceps Brachii, Kümülatif Travma Bozuklukları (CTD), Elektromiyografi (EMG), Kas Hastalıkları

ABSTRACT

Merve Cansu AKARCA

EVALUATION OF THE FORCE CREATED IN THE BICEPS BRACHII MUSCLE BY SIMULATING THE FOREARM BENDING MOVEMENT DURING DYNAMIC MOVEMENT

Başkent University Institute of Science and Engineering

Department of Biomedical Engineering

2024

Gripping is an important hand function required for successful daily living activities. Grip strength measurements are one of the regional strength assessment methods and are used as the basic element in the evaluation of arm function. The scope of this study is to analyze biceps brachii muscle strength levels by taking noninvasive muscle strength measurements from individuals. The biceps brachii muscle plays an important role in upper body movements. There are various studies in the literature on measuring the electromyography (EMG) signal and muscle strength of the Biceps Brachii muscle during arm wrestling movement, but no study has been found on measuring biceps muscle strength during a movement similar to arm wrestling movement, in other words, during dynamic movement, with a hand dynamometer. The aim of this master's thesis is to measure the electrical currents produced during the contraction of the Biceps muscle during dynamic movement with the Electromyography (EMG) device and to find a proportional relationship with muscle strength. By taking into account the force values obtained from the EMG signal in line with the analyzes performed at the end of the study, it was possible to determine whether individuals' cumulative trauma disorders (CTD) and various muscle diseases (paralysis, multiple sclerosis, etc.) are a risky situation for the biceps brachii muscle. This framework reveals a promising potential in the design of prosthetics and orthoses, in the evaluation of rehabilitation processes, and in improving the quality of life of individuals struggling with movement and coordination disorders in the studied muscle.

KEYWORDS: Biomechanics, Muscle Strength, Biceps Brachii, Cumulative Trauma Disorders (CTD), Electromyography (EMG), Muscle Diseases

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında günlük işlerinde rutin olarak tutarlı kas kuvveti uygulayan bireylerde sürekli tekrarlanan görevlerden kaynaklanan kümülatif travma bozuklukları ve çeşitli kas hastalıkları açısından (Felç, Multiple Skleroz, vs.) risk potansiyellerinin tespiti hedeflenmiştir. Buna bağlı olarak biceps brachii kasının kuvvet düzeyleri ölçülerek, kuvvet düzeylerine göre bir analiz yapılmıştır. Çalışmamın başta Türkiye daha sonra diğer ülkelerde yararlı bir kaynak olmasını diliyor, yüksek lisans öğrenciliğimden bu yana çalışmamı planlama ve oluşturma sürecinde bana rehberlik eden ve yardımını esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Ulviye BUNYATOVA'ya teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iii
TABLolar LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Tezin Güncelliği.....	3
1.2. Amaç ve Hedef.....	3
1.3. Tezin Bilimsel Yeniliği.....	3
1.4. Araştırma Yöntemleri.....	4
1.5. Tez Çalışmasının Pratik Önemi.....	4
1.6. Tez Savunması İçin Hükümler.....	4
1.7. Araştırmacının Kişisel Katkısı.....	4
1.8. Çalışmanın Onaylanması.....	5
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1. Kasların Fizyolojik Yapısı.....	6
2.2. Kasların Çeşitleri.....	6
2.2.1. Çizgili kasların yapısı ve işlevleri.....	7
2.3. İnsan Kolunun Anatomik Anatomisi.....	8
2.3.1. Biceps brachii kasının tanımı.....	9
2.3.2. Biceps brachii kasının işlevi.....	10
2.4. Kasların Elektriksel Stimülasyonu.....	10
2.5. Kasların Kasılmasının Mekanizması.....	11
2.6. Kas Kuvvetinin Tanımı ve Özellikleri.....	12
2.6.1. El kavrama kuvvetinin tanımı.....	12
2.6.2. Kavrama kuvvetinin değerlendirilme amaçları.....	12
2.7. Elektromiyografi (EMG).....	13

2.7.1. EMG'nin tanımı.....	13
2.7.2. EMG sinyali.....	14
2.7.3. Integrated EMG sinyalinin tanımı.....	16
2.7.4. EMG'nin kullanım alanları ve avantajları.....	16
2.7.5. Kas gücü ve EMG ilişkisi.....	17
2.8. Kümülatif Travma Bozuklukları.....	18
3. MATERYAL VE METHOD.....	19
3.1. Kullanılan Cihazlar ve Sarf Malzemeler.....	19
3.1.2. BioPAC ölçüm cihazı.....	19
3.1.3. Tek kullanımlık elektrodlar.....	20
3.1.4. Ara kablolar.....	22
3.1.5. Clench force (El dinometresi).....	24
3.1.6. PC cihazı ve BioPac student lab uygulaması.....	24
3.2. Ölçüm Grubu.....	26
3.3. Kavrama Kuvvetinin Ölçülmesi İçin Hazırlıklar ve Yapılan Ölçümler.....	26
4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	31
4.1. Başlangıç, Ara ve Son Konumlar.....	32
4.2. Kavrama Kuvvetlerinin BioPac Cihazı İle Ölçülmesi.....	33
4.2.1. Birey 1 için baskın koldan alınan ölçümler.....	33
4.2.2. Birey 2 için baskın koldan alınan ölçümler.....	35
4.2.3. Birey 3 için baskın koldan alınan ölçümler.....	37
4.2.4. Birey 4 için baskın koldan alınan ölçümler.....	39
4.2.5. Birey 5 için baskın koldan alınan ölçümler.....	41
4.3. Kavrama Kuvvetlerinin Ortalama Değerleri ve Analizi.....	43
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	48
KAYNAKLAR.....	50

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Bireylere ait antropometrik ölçümler.....	26
Tablo 4.1. Üç farklı ölçüm için ölçülen maksimum ve ortalama değerler.....	34
Tablo 4.2. Üç farklı ölçüm için ölçülen maksimum ve ortalama değerler.....	36
Tablo 4.3. Üç farklı ölçüm için ölçülen maksimum ve ortalama değerler.....	38
Tablo 4.4. Üç farklı ölçüm için ölçülen maksimum ve ortalama değerler.....	40
Tablo 4.5. Üç farklı ölçüm için ölçülen maksimum ve ortalama değerler.....	42
Tablo 4.6. Bireyler için hesaplanan maksimum ve ortalama kuvvetlerin ortalama değerleri.....	43

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1. Tez çalışmasının onaylandığına dair belgenin resmi.....	5
Şekil 2.1. Makro kasın makro yapısının görseli [18].....	7
Şekil 2.2. İskelet kasın bant yapısı.....	8
Şekil 2.3. Biceps Brachii kasının anatomisi [22].....	10
Şekil 2.4. Kasların elektriksel bir uyarımdaki elektriksel cevabı [25].....	11
Şekil 2.5. EMG sinyalinin zamansal özellikleri [32].....	15
Şekil 2.6. Miyoelektrik sinyalin ayrıştırılmasının şematik gösterimi [32].....	15
Şekil 2.7. EMG'nin kullanım alanları.....	16
Şekil 2.8. Kümülatif travma bozukluklarının (CTD'nin) şematik gösterimi.....	18
Şekil 3.1. BioPac ölçüm cihazı.....	19
Şekil 3.2. Tek kullanımlık elektrodlar.....	20
Şekil 3.3. Biceps brachii kası üzerine elektrodların yerleştirilmesi a) kasın üst kısmı, b) kasın ortası, c) kasın alt kısmı, d) referans elektrodu (alıntıdır [11]).....	21
Şekil 3.4. Gönüllü kol hareketi için elektrot yerleştirme şeması ve fotoğrafı (alıntıdır [38]).....	21
Şekil 3.5. Bireylere yerleştirilen elektrodların biceps brachii üzerinde ki doğru konumları.....	22
Şekil 3.6. Ölçüm esnasında kullanılan ara kablolar.....	23
Şekil 3.7. CH2 ara kablosuna bağlı olan clench force.....	23
Şekil 3.8. Ölçüm sırasında kullanılan clench force... ..	24
Şekil 3.9. BioPac uygulaması arayüzü.....	25
Şekil 3.10. EMG ölçümlerinin yapıldığı arayüz.....	25

Şekil 3.11. EMG verilerinin toplanması için tam deney düzeni: a) biceps brachii kasındaki aktif elektrotlar; b) referans elektrotları; c) kablosuz EMG sensörü ek panoya eklenmiştir; d) El tipi kuvvet dinometresi (alıntıdır [11]).....	27
Şekil 3.12. Ölçümler sırasında kullanılan iletke resmi.....	28
Şekil 3.13. Ölçüm sırasında dirsek açısının 80°'lik konumunun gösterimi.....	28
Şekil 3.14. Dirsek açısının şematik gösterimi.....	29
Şekil 3.15. Ön kolun 90° pozisyonunda ki fotoğrafı (Başlangıç konumu).....	29
Şekil 3.16. Ön kolun 45° pozisyonunda ki fotoğrafı (Ara konum).....	30
Şekil 3.17. Ön kolun 0° pozisyonunda ki fotoğrafı (Son konum).....	30
Şekil 4.1. Başlangıç konumunun yandan gösterimi.....	31
Şekil 4.2. Başlangıç konumunun karşıdan gösterimi	31
Şekil 4.3. Ara konumunun yandan gösterimi.....	32
Şekil 4.4. Ara konumunun karşıdan gösterimi.....	32
Şekil 4.5. Son konumunun yandan gösterimi.....	32
Şekil 4.6. Son konumunun karşıdan gösterimi.....	32
Şekil 4.7. Ölçüm 1 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	33
Şekil 4.8. Ölçüm 2 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	33
Şekil 4.9. Ölçüm 3 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	34
Şekil 4.10. Ölçüm 1 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	35
Şekil 4.11. Ölçüm 2 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	36
Şekil 4.12. Ölçüm 3 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	36
Şekil 4.13. Ölçüm 1 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	37
Şekil 4.14. Ölçüm 2 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	37
Şekil 4.15. Ölçüm 3 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	38
Şekil 4.16. Ölçüm 1 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	39

Şekil 4.17. Ölçüm 2 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	39
Şekil 4.18. Ölçüm 3 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	40
Şekil 4.19. Ölçüm 1 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	41
Şekil 4.20. Ölçüm 2 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	41
Şekil 4.21. Ölçüm 3 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları.....	42
Şekil 4.22. Bireyler için maksimum kuvvetlerin ortalama değerleri.....	44
Şekil 4.23. Bireyler için ortalama kuvvetlerin ortalama değerleri	44

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

ATP	Adenozin Trifosfat
BB	Biceps Brachii
CH1	Channel 1
CH2	Channel 2
CO ₂	Karbondioksit
CTD	Kümülatif Travma Bozuklukları
EMG	Elektromiyografi
ECM	Hücre Dışı Matris
EHW	Geliştirilebilir Donanım Çipi
GND	Ground
H ₂ O	Su
lb	Pound
KİS	Kas İskelet Sistemi
Kg	Kilogram
MS	Multiple Skleroz
Mv	Milivolt
MU	Motor Birim
MUAP	Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri
RMS	Root Mean Square
Vin ⁺	Pozitif Elektrod
Vin ⁻	Negatif Elektrod

1. GİRİŞ

Kaslar, vücuttaki kimyasal enerjiyi mekanik enerjiye dönüştürerek hareket sağlarlar ve iskelet sistemiyle birlikte çalışarak vücut parçalarının hareketini desteklerler. Ayrıca, iskelet sistemi üzerinde gelen darbelerin emiliminde önemli rol oynarlar [1]. Kaslardaki kasılma, aktin ve miyozin liflerinin hareket etmesiyle gerçekleşir ve bu süreçte kuvvet üretilir [2]. Kas mekaniğinin anlaşılması, yapay kas geliştirme [3], protez ve ortez tasarımları [4], egzersiz planlaması ve rehabilitasyon süreçleri gibi alanlar için büyük önem taşır.

Kas iskelet sistemi (KİS), kemikler, eklemler ve kaslardan oluşur. Eklemler, bir veya daha fazla kemiğin bir araya gelmesiyle oluşan yapılar olup, kıkırdak eklem yüzeyleri, iç ve dış bağlar ile bazı eklem içi oluşumları içerirler. Hareketi sağlayan kaslar, kemiğe tutundukları başlangıç ve sonlanma bölgelerinde bağ doku olarak bulunurlar ve kiriş veya tendon olarak adlandırılırlar [5].

Üst ekstremiteler, omuzdan ele kadar olan vücut bölümünü, alt ekstremiteler ise kalçadan ayağa kadar olan bölümü ifade eder. Üst ekstremitelerde, omuz, kol, dirsek ve el gibi bölgeler, klinik açıdan önemli patolojilere ve fonksiyonel kayıplara neden olan alanlardır [5].

Biyomekanik, kas-iskelet sistemi tarafından deneyimlenen kinetik (yani yükler) ve kinematik (yani hareketler) analizi için mühendislik araçlarını kullanan bir alandır. Bu analizler, günlük yaşam aktiviteleri, hastalık koşulları veya yaralanma olayları sırasında ortaya çıkan farklı yükler ve hareketler üzerinde odaklanır. Biyomekanik, spor, taşımacılık, rehabilitasyon ve ortopedik biyomekanik gibi beş veya daha fazla alt alana ayrılabilir [6].

Bu alt alanlar, kemiklerin, eklemlerin, kasların ve yumuşak dokuların mekanik özelliklerini anlamak ve yapay eklem değişimi, kas ve yumuşak doku onarımı için yeni implantlar ve biyomateryaller geliştirmek, kemik kırığı tespiti gibi alanlarda mühendislik analiz araçlarını kullanır [7].

Biyomekanik açıdan vücut bağlantılarının hareketi, iskelet kasları, sinir sistemi, kemikler ve eklemlerin karmaşık etkileşimiyle düzenlenir. Bu etkileşimde, iskelet kaslarının hareket sırasında ürettikleri kuvvetler önemlidir. Kuvvet üretimi, kas yapısındaki aktin ve miyozin liflerinin etkileşimi ile kontrol edilen kasılmaların sonucunda gerçekleşir. Kavrama kuvveti, bölgesel kuvvet değerlendirme yöntemlerinden biri olup, kol fonksiyonunun değerlendirilmesinde temel bir ölçümdür [7].

Yapılan literatür araştırmalarında bilek güreşi hareketi sırasında Biceps Brachii kası ile yapılan birçok çalışma mevcuttur [[8], [9], [10], [11]]. Daniela ve ark. tarafından yapılan çalışmada bilek güreşi hareketi sırasında hem dinamik testler hem de statik testler yapılarak biceps brachii kasında oluşan emg sinyalleri ve kas kuvveti verileri ölçülmüştür [8]. Zixiang ve ark. tarafından yapılan başka bir çalışmada ise bilek güreşi hareketi sırasında en uygun önkol açısını analiz etmek için biceps brachii kasında oluşan kasılma kuvveti ve buna bağlı olarak biceps tarafından sağlanan moment belirlenmiştir [9]. Yapılan başka bir çalışma da ise yine bilek güreşi hareketi esnasında biceps brachii kasının üç farklı noktasından emg sinyallerinin ölçümleri yapılıp analiz edilmiştir [10]. Bu üç çalışmanın hiçbirinde el dinomometresi kullanılmamıştır [[8], [9], [10]]. Nizam ve ark. tarafından yapılan çalışmada ise izometrik kasılma sırasında başka bir ifade ile eklem hareketinin oluşmadığı kasılma sırasında biceps brachii kasının üç farklı noktasına elektrot yerleşimleri yapılarak biceps brachii (BB) kasının, el dinomometresi kullanılarak EMG sinyalleri (ortalama genlik - ortalama EMG sinyali) ve kas aktivitesi ölçülüp analiz yapılmıştır [11]. Araştırılan literatür çalışmalarına bakıldığında biceps brachii kasının bilek güreşi hareketi sırasında emg sinyalinin ve kas kuvvetinin llmesine dair çeşitli çalışmalar bulunmaktadır ancak el dinomometresi ile bilek güreşi hareketine benzer bir hareket esnasında diğer bir deyişle dinamik hareket sırasında biceps kas kuvvetinin llmesine dair herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Tez alışması sürecinde ölçümler, 2022-2023 gz ve bahar döneminde Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından açılan BME517 ve BME509 ders kapsamında alınmıştır. Derse katılanlar mühendis olup gün boyu masa başı işlerde çalışan toplam 22-28 yaş arası 5 kadın öğrenciden (bu tezde bundan sonra ‘Birey’ olarak geçmektedir) alınmıştır.

Bireyler üzerinde noninvaziv şekilde ölçümler yapılmıştır ve biceps brachii kas kuvveti düzeylerinin analizi yapılmıştır. Bireylerin st kol bölgeleri için EMG lmleri belirlenen ölçüm prosedürüne göre gerçekleştirilmiştir [11] ve sonuçlar yorumlanmıştır. Ölçümler sırasında, bireylerin bilek güreşi hareketine benzer bir hareketi yapmaları sağlanmıştır. Buna göre, bireylerin biceps brachii kas kuvvetleri düzeyinin elektromiyografi (EMG) cihazı ile llrek, kümülatif travma bozukluklarını (CTD) ve felç, multiple skleroz (MS) gibi çeşitli kas hastalıkları açısından ve biceps brachii kası açısından riskli bir durum olup olmadığının belirlenmesi planlanmıştır. Bu amaca ulaşmak için lmler EMG cihazı üzerinden toplanmıştır ve Biopac uygulaması kullanılarak analiz edilmiştir. Çalışmanın sonunda yapılan analizler doğrultusunda EMG

sinyalinden elde edilen söz konusu kuvvet değerleri dikkate alınarak, bireylerin ilgili kas açısından kümülatif travma bozukluğu ve kas hastalığı riski taşıyıp taşımadığının anlaşılması mümkün olabilecektir.

Bu çerçeve, protez ve orteز tasarımında, rehabilitasyon süreçlerinin değerlendirilmesinde, çalışılan kas üzerinde hareket ve koordinasyon bozukluklarıyla mücadele eden bireylerin yaşam kalitesinin iyileştirilmesinde umut verici bir potansiyel ortaya koymaktadır.

1.1. Tezin Güncelliği

Tez alışması; günlük işlerini düzenli olarak yapan bireylerde, parkinson gibi çeşitli kas hastalıklarına sahip bireylerde ve geçmiş günlerde ve bugünlerde şahit olduğumuz depremler ile savaşlar sırasında kas ezilmeleri ve kas yaralanması yaşayan insanlarda kümülatif travma bozuklukları'nın (CTD) ve çeşitli kas hastalıklarının (felç, multiple skleroz, vs.) biceps brachii kası açısından riskli bir durum olup olmadığının belirlenmesi planlanmıştır. Bu riskler de genellikle, tekrarlayan hareket bozuklukları, mesleki, sportif faaliyetlerdeki ve ortopedik yükler altındaki sürekli tekrarlanan görevlerden kaynaklanır.

1.2. Amaç ve Hedef

- Biopac cihazını kullanarak bireylerden aynı ortamda ve aynı koşullar altında baskın kollarından dinamik hareket sırasında ön kol bükme hareketinin benzetimiyle biceps brachii kasından en az 3 kez kuvvet ölçümü alarak bu 3 ölçümün ortalamalarını hesaplamak ve bu ölçümleri en az 5 kişi üzerinden toplamak.
- Daha sonra bireylerin biceps brachii kasından alınan kuvvet değerlerine göre belirli bir analiz yapmak.
- Kümülatif travma bozuklukları (CTD) ve felç, multiple skleroz (MS) gibi çeşitli kas hastalıkları açısından bireylerde biceps brachii kası açısından riskli bir durum olup olmadığını belirlemek.

1.3. Tezin Bilimsel Yeniliği

Araştırdığımız literatüre göre üst vücut hareketleri için önemli bir rol oynayan Biceps brachii kasının, bilek güreşine benzer bir hareket sırasında diğer bir deyişle dinamik hareket sırasında el dinometresi ile kas kuvvetinin ölçülmesine dair bir çalışma

bulunamamıştır. Bu yüzden bu tez çalışması literatürde ki bu eksikliği tamamlamış olacaktır.

1.4. Araştırma Yöntemleri

- BioPac Cihazı
- Clench Force (El dinomometresi)
- Elektrodlar
- PC cihazı

1.5. Tez Çalışmasının Pratik Önemi

Çalışma; günlük işlerinde sürekli olarak aynı kas gücünü kullanan bireylerin kaslarında kas-iskelet sistemi kümülatif travma bozuklukları (CTD) ve çeşitli kas hastalıkları (felç, multiple skleroz, vs.) açısından ve biceps brachii kası açısından risk potansiyelinin tahmin edilmesini sağlar. EMG sinyalinden elde edilen söz konusu kas için kuvvet değerleri dikkate alınarak, ilgili kasdaki potansiyel risk belirlenerek, bireylerin CTD ve çeşitli kas hastalıkları açısından riskli bir durum olup olmadığı belirlenecektir. Bu çerçevede, protez ve ortez tasarımında, rehabilitasyon süreçlerinin değerlendirilmesinde, çalışılan kas üzerinde hareket ve koordinasyon bozukluklarıyla mücadele eden bireylerin yaşam kalitesinin iyileştirilmesinde umut verici bir potansiyel ortaya koymaktadır.

1.6. Tez Savunması İçin Hükümler

- Kuvvet ölçümleri ilgili kas için başarılı bir şekilde alındı.
- Söz konusu kuvvet değerlerinin analizi yapıldı.
- Bireylerin kümülatif travma bozukluklarını (CTD) ve çeşitli kas hastalıklarını (felç, multiple skleroz, vs.) biceps brachii kası açısından riskli bir durum olup olmadığı belirlendi.

1.7. Araştırmacının Kişisel Katkısı

- Bireyler üzerinden biceps brachii kası için kuvvet ölçümlerinin alınması.
- Bireylerin baskın kollarından ölçülen kuvvet değerlerine göre ilgili kas için maksimum ve ortalama kuvvet grafiklerinin çizdirilmesi, analiz edilmesi ve yorumlanması.

- Ölçüm alırken kuvvet sinyallerinde sinüs sinyalinin optimizasyonunun sağlanması.

1.8. Çalışmanın Onaylanması

Yapılan tez çalışması Sensor & Transducers OA dergisinde ‘Evaluation of the Force Generated in the Biceps Brachii Muscle by Simulating the Forearm Bending Movement During Dynamic Movement’ adıyla makale olarak yayınlanmak üzere kabul almıştır.



Şekil 1.1. Tez çalışmasının onaylandığına dair belgenin resmi

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kasların Fizyolojik Yapısı

Kas kasılmasının fizyolojik kavramı, uzunluk ve gerginlik gibi iki değişkene dayanır. Kaslar, uzunlukları ve gerginlikleri değiştiğinde kasılma meydana gelir. Ancak, kas kısılması ve kas kasılması tam olarak eşanlamlı değildir. Kas kasılmasının sona ermesinden sonra, kas liflerinin düşük gerilim durumuna dönmesi anlamına gelen kas gevşemesi meydana gelir. Bu, kas liflerinin tekrar esnekliklerini kazanmaları ve uzunluklarına geri dönmeleri sürecidir. Kas gevşemesi, kasın istirahat durumuna geçmesini sağlar ve kas liflerinin tekrar kontraksiyon için hazır hale gelmesini sağlar. Bu süreç, kas fonksiyonu ve hareket kabiliyetinin korunmasında kritik bir rol oynar [12].

2.2. Kasların Çeşitleri

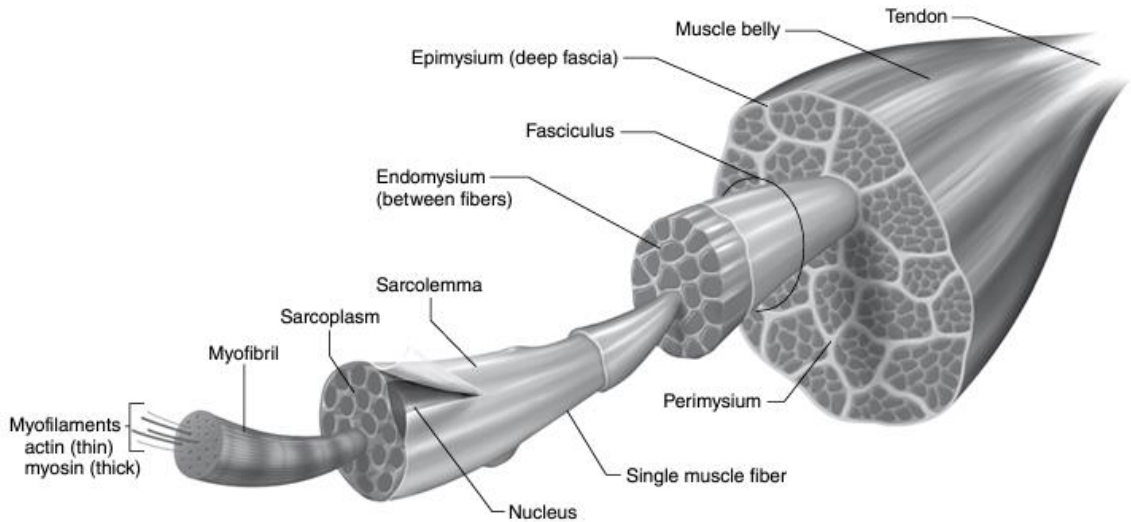
İnsan vücudunda üç ana kas türü bulunur: iskelet, kalp ve düz kas. Her kas tipinin kendine özgü hücresel bileşenleri, fizyolojisi, spesifik fonksiyonları ve patolojisi vardır. İskelet kası öncelikle hareketi ve duruşu kontrol eden bir organdır. Kalp kası, insan vücudunun hayatta kalmasını sağlayan kalbi kapsar. Düz kaslar gastrointestinal, üreme, idrar, damar ve solunum sistemlerinde bulunur.

İskelet kası, toplam insan vücut ağırlığının yaklaşık %40'ını oluşturur. Bileşimi, bir kas iğciği oluşturacak şekilde bir araya toplanmış birçok ayrı liften oluşur; bu, iskelet kasına çizgili bir görünüm kazandırır. Tek bir kas lifi çoğunlukla bir hücre zarı (sarkolemma) ile kaplanmış aktin ve miyozin liflerinden oluşur. Bu lifler organın fonksiyonel birimidir ve kasılma ve gevşemeye yol açar. İskelet kasının iki ana sınıflandırması vardır: Tip I (yavaş oksidatif) ve Tip II (hızlı kasılan). İskelet kasının yapısındaki büyük çeşitlilik, farklı kas gruplarının spesifik işlevlerine bağlı olarak kasılma hızlarında ve uzunluklarında farklılıklara yol açar [13]. Kalp kası veya miyokard, kalbin odalarını çevreleyen istemsiz, çizgili bir kastır. Yapısı iskelet kasına benzeyen bireysel kardiyomiyositlerden oluşur. Her kardiyomiyosit, hepsi interkale diskler aracılığıyla bağlanan hücre iskeleti ve kasılma elemanları içerir. Bunlar, kalp kası hücrelerinin hızlı elektrik iletimi almasını ve tek bir birim olarak kasılmasını sağlayan oldukça yapışkan komplekslerdir [14]. Kalp kası ayrıca miyokardın içinde yer alan özel kalp pili hücrelerini de içerir. Bu hücreler içsel olarak kalp dokusunun dış uyarılara gerek kalmadan depolarize olmasını sağlar [15]. Düz kas hücreleri de aktin ve miyozin liflerinden oluşur;

ancak bunlar, bu tür kaslara pürüzsüz bir görünüm veren iç yerine tabakalar halinde düzenlenmiştir. Bu hücreler akciğerler, mide-bağırsak sistemi, üreme organları, kan damarları ve hatta deri gibi birçok organın duvarlarında bulunur [16].

2.2.1. Çizgili kasların yapısı ve işlevleri

Çizgili kaslar, vücutta bulunan oldukça organize dokulardır. Kimyasal enerjiyi fiziksel işe dönüştürerek işlev görürler. Çizgili kasların temel işlevleri arasında solunumu, hareketi ve duruşu desteklemek (iskelet kası olarak) ve kanı tüm vücuda pompalamak için kuvvet ve kasılma oluşturmak (kalp kası olarak) bulunur. Bu kaslar, vücuttaki kasılmalar ve hareketler için gerekli olan enerjiyi sağlarlar ve bu sayede yaşamsal fonksiyonların gerçekleştirilmesine olanak tanır [17]. Şekil 2.1.'de çizgili kasların makro yapısı görülmektedir.

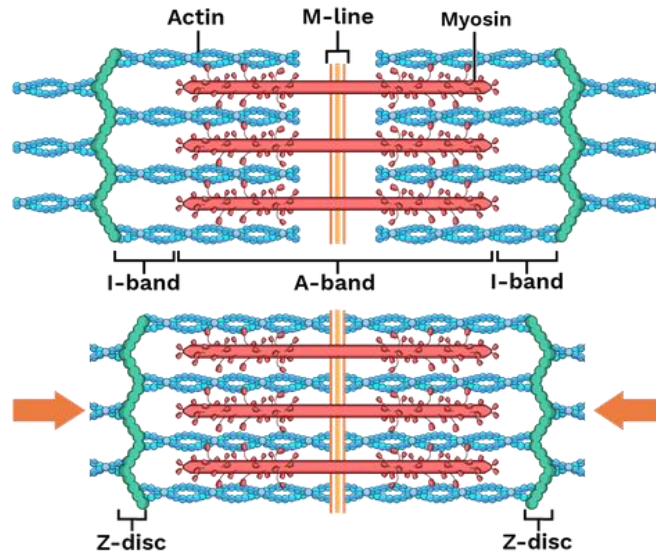


Şekil 2.1. Çizgili kasın makro yapısının görseli [18]

İskelet kasının anizotropik bandı, protein miyozin ve ilişkili miyozin olmayan bileşenlerin karmaşık bir yapısal birleşimidir. Bu band, kas lifinin çizgili görünümündeki A bandının merkezinde bulunur ve miyozin proteininin yoğun olarak bulunduğu bölgedir. Miyozin, kas kasılmasının temelini oluşturan bir motor proteindir ve kas liflerinde kasılmayı sağlayan kilit bir rol oynar [19].

Kasın kasılmasından sorumlu olan temel tekrar birimi sarkomerdir. Sarkomer, aktin içeren ince filament demetleriyle çevrelenmiş ve birbirine geçmiş miyozin içeren kalın filamentlerden oluşan bir demetten oluşur. Kasın çizgili görünümü, kalın filament içeren

(A-Band) ve ince filament içeren (I-band) bölgelerin değişmesinden kaynaklanır. Her A bandının merkezi özel bir bölgeden (M çizgisi) oluşur (Şekil 2.2.). Omurgalı kasından farklı olarak, nematod çizgili kas hücreleri çok çekirdekli bir miyotüp oluşturacak şekilde kaynaşmaz. Bunun yerine, bu tek çekirdekli hücreler, bir kadran içindeki bitişik kas hücrelerine ve ayrıca altta yatan hücre dışı matrise ve hipodermise sıkı bir şekilde yapışır. Vücut duvarı kas hücresinde, miyofilament kafesi hücre yüzeyinin hemen altında yer alır ve bir dizi yanal bağlantı yoluyla membrana sabitlenir. Sağlam kasın görülebildiği en erken aşamada, bireysel kas hücreleri iki "A bandı" genişliğindedir. Yetişkinlik döneminde tek bir kas on A bandı kadar geniş olabilir [19].



Şekil 2.2. İskelet kasının bant yapısı

2.3. İnsan Kolunun Anatomik Yapısı

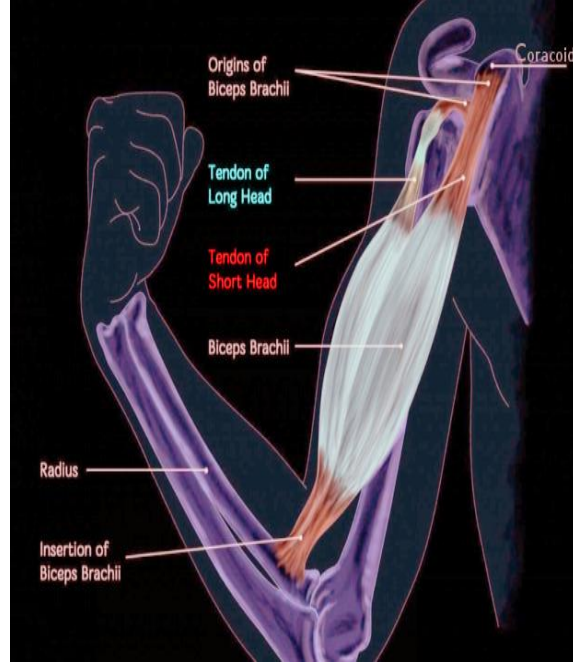
Üst ekstremité veya kol, üst gövdenin fonksiyonel bir birimidir. Üst kol, önkol ve el olmak üzere üç bölümden oluşur. Omuz ekleminde parmaklara kadar uzanır ve toplamda 30 kemik içerir. Aynı zamanda birçok sinir, kan damarı (arterler ve damarlar) ve kaslardan oluşur. Kolun kasları da hareketi sağlayan ve stabilizeyi sağlayan birçok farklı kas içerir. Bu kaslar, omuz, kol ve el hareketlerini gerçekleştirmek için bir araya gelir ve kolun çeşitli hareketlerini mümkün kılar [20].

Üst ekstremitenin kas yapısı, alt ekstremiteden daha karmaşıktır. Üst kolun ön bölgesinde üç ana kas bulunur. Biceps brachii'nin uzun ve kısa başları üstte yer alırken, coracobrachialis ve brachialis biceps'in daha derinindedir. Arka bölgede ise yalnızca bir kas

bulunur, o da triceps brachii'dir. Önkol, beş bölme ve toplamda 20 kas içerir. Yüzeysel grup dört kasta oluşur: fleksör karpi radialis, fleksör karpi ulnaris, palmaris longus ve pronator teres. Orta bölmedeki tek kas fleksör rakamsal yüzeysel kastır. Derin tabaka üç kas içerir: fleksör rakamsal profundus, fleksör pollicis longus ve pronator quadratus. Bu kaslar esas olarak fleksör ve pronator kaslardan oluşur ve yüzeysel kasların çoğu humerusun medial epikondilinden kaynaklanır. Önkolun arka kısmı, yedi ve beş kasla sırasıyla yüzeysel ve derin olmak üzere iki bölmeye ayrılır. Yüzeysel kompartmanda anconeus, brachioradialis, extensor carpi radialis longus ve brevis, extensor carpi ulnaris, extensor digitorum ve extensor digiti minimi bulunurken, derin bölmede abductor pollicis longus, extensor indicis, extensor pollicis longus ve brevis ve supinator yer alır. Önkolun arka kısmındaki kasların ana hareketleri ekstansiyon ve supinasyondur. Yüzeysel ekstansör kaslar, lateral epikondilden kaynaklanan ortak bir ekstansör tendondan çıkarak bu hareketleri gerçekleştirir [20].

2.3.1. Biceps brachii kasının tanımı

Bu tez çalışmasında incelenen Biceps brachii (BB) kası, üst kolda yer alan, skapuladan köken alan ve radius kemiğine tutunan uzun ve kısa başlardan oluşan bir iskelet kasıdır (Şekil 2.3). Biceps kası dirsek ekleminin fleksiyonundan ve ön kolun supinasyonundan sorumludur ve muskulokutanöz sinir tarafından innerve edilir. Bu kas, hem hızlı kasılan hem de yavaş kasılan kas liflerinden oluşur ve hem patlayıcı güce hem de sürekli kasılmaya izin verir. Ayrıca, dirsek fleksiyonunda yer alan diğer kaslar olan brachialis ve brachioradialis gibi kaslar için de bir sinerjist görevi gördüğü düşünülmektedir. Genel olarak BB kası, üst vücut hareketleri için çeşitli önemli roller üstlenir ve atletik performansın yanı sıra günlük aktiviteler için de kritik bir öneme sahiptir [21].



Şekil 2.3. Biceps Brachii kasının anatomisi [22]

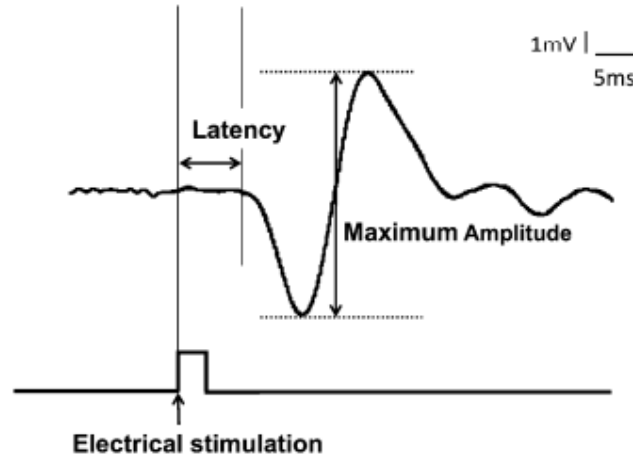
2.3.2. Biceps brachii kasının işlevi

Biceps brachii kası, özellikle hızlı veya dirençli hareketlerde güçlü bir supinatördür. Biceps brachii'nin ana hareketleri ön kolun supinasyonu ve dirsek ekleminin fleksiyonudur. Dirsek eklemini en etkili şekilde ön kol supinasyundayken esnetir. Bununla birlikte, anatomisine bağlı olarak biceps brachii, omuz ekleminin fleksör ve abdükörü olarak işlev görür [23].

2.4. Kasların Elektriksel Stimülasyonu

Kas stimülasyonu, dinlenme halindeki kas dokusunun nörofizyolojik bir uyarıya verdiği yanıttır ve kasları istemsiz olarak kasılmaya teşvik etmek için elektrik akımlarının kullanılmasıdır. Bu uyarı, sinir sistemi boyunca taşınan ve aksiyon potansiyeli olarak adlandırılan biyolojik olarak kendiliğinden üretilen bir elektriksel sinyal tarafından tetiklenir. Daha spesifik olarak, aksiyon potansiyeli, iskelet kası liflerini innerve eden periferik motor sinirler aracılığıyla (özellikle motor nöronlar yoluyla), aksonal dallanmalar boyunca taşınır ve motor birimleri (MU'lar) oluşturur. Dışarıdan uygulanan bu elektriksel sinyaller ve kasların bu sinyallere verdiği tepki, Şekil 2.4'de gösterilmiştir. Şekilden görüldüğü gibi, uyarı verildiği anda kasta hemen tepki oluşmaz. Buna bağlı olarak uyarı ve kasın tepkisi arasında zaman gecikmesi meydana gelir. Bu gecikmede oluşan süreye

"Latent periyot" denir. Latent periyodun ardından, kasılma ve gevşeme süreçleri meydana gelir [24].



Şekil 2.4. Kasların elektriksel bir uyarıdaki elektriksel cevabı [25]

2.5. Kasların Kasılmasının Mekanizması

Kas kasılması, ince filamentlerin kalın filamentlerden kaymasını içerir, bu da sarkomerin ve dolayısıyla tüm miyositin kışalmasına neden olur. Bu süreç, kas liflerindeki birim yapı olan sarkomerlerin kışalmasını sağlar. Oluşan uzunlamasına kuvvet, hücre dışı matris (ECM) aracılığıyla tendonlar vasıtasıyla kemiklere iletilir. Bireysel miyositlerin genellikle kasın tam uzunluğu boyunca ilerlemediği ve birbirlerine sıkıca bağlanmadığı göz önüne alındığında, miyofilamentlerden ECM'ye etkili bir şekilde kuvvet aktarımı, tüm kasın işlevi için hayati öneme sahiptir. Ayrıca, çapraz köprüler kasılma sırasında miyofilament kafesini sıkıştıran radyal kuvvetler üretebilirler. Bu, kasın güçlü ve koordineli bir şekilde kasılmasını sağlar [26].

Sinir sistemi sinyal ürettikçe, kas kasılmaları tetiklenir. Bu sinyal, motor nöronlar olarak adlandırılan sinir hücrelerinden geçer. Kas hücrelerine ulaşan noktaya nöromusküler kavşak denir. İskelet kası dokusu, kas lifleri olarak adlandırılan hücrelerden oluşur. Sinir sistemi sinyali nöromusküler kavşağa ulaştığında, motor nöronlar tarafından kas hücrelerine kimyasal bir mesaj iletilir. Bu kimyasal mesaj, kas lifinin dışındaki reseptörlere bağlanan bir nörotransmitter olan asetilkolin tarafından taşınır. Bu bağlantı, kas içinde bir kimyasal reaksiyon başlatır. Asetilkolinin kas lifi zarındaki reseptörlere bağlanması, kas lifinde çok adımlı bir moleküler süreci başlatır. Kas lifleri içindeki proteinler, birbirleriyle etkileşime girebilen, kısalma ve gevşeme için yeniden düzenlenebilen uzun zincirler halinde düzenlenir. Asetilkolin, kas liflerinin zarlarındaki reseptörlere ulaştığında, zar

kanalları açılır ve gevşemiş kas liflerinin kasılması başlar. Motor nöron tarafından sağlanan uyarı sona erdiğinde, kas liflerindeki proteinlerin yeniden düzenlenmesini sağlayan kimyasal reaksiyon da durdurulur. Bu, kas liflerindeki kimyasal süreçleri tersine çevirir ve kaslar gevşer [26].

2.6. Kas Kuvvetinin Tanımı ve Özellikleri

Kas hastalıklarını değerlendirmek için kullanılan temel klinik ölçüm, bir kasın veya kas grubunun belirli koşullar altında maksimum kapasiteyle kuvvet uygulama yeteneği olan kas gücüdür [27]. Kas gücü, belirli bir süre içinde hız veya büyük kuvvetler üretme yeteneğidir ve işlevsel performansın hayati bir bileşenidir. Daha fazla kas gücü gerektiren fonksiyonel aktiviteler arasında atlama, koparmada kaldırma ve sürat koşusu gibi örnekler verilebilir. Kas gücüne yönelik egzersizler genellikle daha yüksek hızda gerçekleştirilir ve hareketin hem başlatılmasını hem de durdurulmasını içerebilir. Genellikle, daha yüksek glikolitik lif yüzdesine sahip olan büyük küresel hareket ettiriciler, hızlı hareketlerde daha büyük kuvvetler üretme ve anaerobik enerji üretme kapasitesine sahiptir [28].

2.6.1. El kavrama kuvvetinin tanımı

Elin kavrama kuvveti, günlük aktivitelerin gerçekleştirilmesi için önemli bir faktördür. Normal biyokinetik koşullar altında, elin tüm parmaklarının maksimum güçte istemli olarak esnemesiyle belirlenen bu kuvvet, beslenme durumu, fiziksel güç ve genel sağlık hakkında genel bir fikir vermenin yanı sıra üst ekstremitenin objektif bir ölçüsü olarak kabul edilir. Elin kavrama kuvveti, yaş, cinsiyet ve vücut boyutları gibi faktörlerden etkilenen fizyolojik bir değişkendir. Üst ekstremitate yaralanması geçiren veya el rehabilitasyonu alan hastalarda elin fonksiyonel yapısı ve kavrama kuvvetinin bilinmesi, cerrahi yaklaşımlar, cerrahi sonrası performans değerlendirmeleri ve klinik takip açısından önemlidir. El kavrama kuvveti, sadece bir tedavi prosedürünün etkinliğini ve el bozukluklarının rehabilitasyon sürecini değerlendirmekle kalmaz, aynı zamanda nöromüsküler ve kronik metabolik hastalıklar için de önemli bir belirleyicidir. Ayrıca, el kavrama kuvveti, tenis, basketbol, voleybol, atletizm ve güreş gibi çeşitli spor dallarında performansın değerlendirilmesinde önemli ve gerekli bir parametredir [29].

2.6.2. Kavrama kuvvetinin değerlendirilme amaçları

Kavrama kuvveti, hastalığı olanlarının yanı sıra sağlıklı bireylerde de geçerli ve güvenilir bir değerlendirme aracı olarak kanıtlanmıştır. Bu parametre, çeşitli sağlık koşullarında önemli klinik sonuçların belirleyicisi olarak kabul edilir. Büyük ve çok uluslu çalışmalar, kavrama kuvveti ile tüm nedenlere bağlı kardiyovasküler ve kardiyovasküler olmayan (örneğin solunum veya kanserle ilişkili) ölümler arasında güçlü ilişkiler olduğunu göstermektedir. Mortaliteye ek olarak, el kavrama kuvvetinin çeşitli popülasyon gruplarında başka klinik kullanımları da vardır. Yaşlı hastalarda kavrama kuvveti, düşme riskini ve günlük yaşam aktivitelerindeki kısıtlamaları öngörebilir. Kronik obstrüktif akciğer hastalığı (KOAH), ameliyat sonrası veya hastanede yatan hastalar gibi diğer çeşitli popülasyonlarda kavrama gücü, beslenme durumunun, hastanede kalış süresinin, alevlenme sıklığının, hastaneye kaldırılmanın, kırılmanın ve sağlıkla ilgili kötü durumların bir göstergesi olarak kullanılabilir. Bu nedenle, el kavrama kuvveti, daha fazla hastalık riski taşıyan bireyleri tarama potansiyeline sahiptir. Risk altındaki bu bireylerin belirlenmesi, uygun rehabilitasyon müdahalelerinin hızlandırılmasına ve daha erken uygulanmasına yardımcı olabilir [30].

- Belirli bölgelerdeki zayıflık veya hasarın tespitinde,
- El yaralanmalarının ardından işlevsellik değerlendirmesinde,
- Kas yetersizliği veya felç gibi sakatlıkların değerlendirilmesinde,
- Farklı yetersizlikleri olan insanlarda tedavi yöntemlerinin etkinliğinin değerlendirilmesinde,
- Belirli bir aktivitenin gerçekleştirilmesi sırasında kullanılan kuvvet seviyelerinin değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

2.7. Elektromiyografi (EMG)

2.7.1. EMG'nin tanımı

EMG, elektromiyografi'nin kısaltmasıdır ve kas elektrik sinyallerinin incelenmesini ifade eder. Bazı durumlarda miyoelektrik aktivite olarak da adlandırılan kas dokusu, sinirlerin ilettiği şekilde elektriksel potansiyelleri iletir ve bu elektriksel sinyale kasın aksiyon potansiyeli denir. Yüzeysel EMG, kas aksiyon potansiyellerinin kaydedilmesi için kullanılan bir yöntemdir. EMG sinyalini tespit etme ve kaydetme sürecinde iki ana konu sinyal-gürültü oranı ve sinyal bozulmasıdır. Sinyal-gürültü oranı, EMG sinyallerindeki

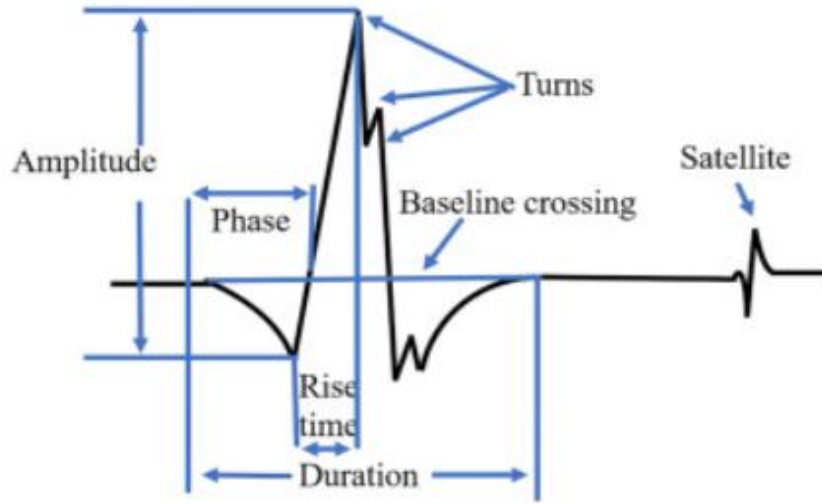
enerjinin gürültü sinyalindeki enerjiye oranını ifade eder. Genel olarak, gürültü istenen EMG sinyalinin parçası olmayan elektrik sinyalleri olarak tanımlanır. Diğer bir sorun ise sinyal bozulmasıdır, yani EMG sinyalindeki herhangi bir frekans bileşeninin göreceli katkısının değiştirilmemesi gerekir. EMG sinyalini elde etmek için iki tür elektrot kullanılır: invaziv elektrotlar ve invaziv olmayan elektrotlar. Yüzeye yerleştirilen EMG elektrotları doğrudan cilde monte edildiğinde, sinyal derinin altındaki kaslarda meydana gelen tüm kas lifi aksiyon potansiyellerinin bir birleşimidir. Aksiyon potansiyelleri rastgele aralıklarla oluşur, bu yüzden herhangi bir anda EMG sinyali pozitif veya negatif voltajda olabilir. Bireysel kas lifi aksiyon potansiyelleri, bazen kasın içine doğrudan yerleştirilen tel veya iğne elektrotlar kullanılarak elde edilir [31]. Elektromiyografi (EMG) aynı zamanda, nöromüsküler aktiviteden kaynaklanan biyomedikal elektrik sinyallerini kaydetmek için kullanılan bir tekniktir. Bu sinyaller, tıbbi anormallikleri ve aktivasyon seviyelerini izlemek için kullanılabilir. EMG, miyoelektrik sinyalleri okumak için elektriksel ölçümler yoluyla kullanılır. Ayrıca, herhangi bir canlı hareketinin biyomekaniğini analiz etmek amacıyla da kullanılabilir [32].

2.7.2. EMG sinyali

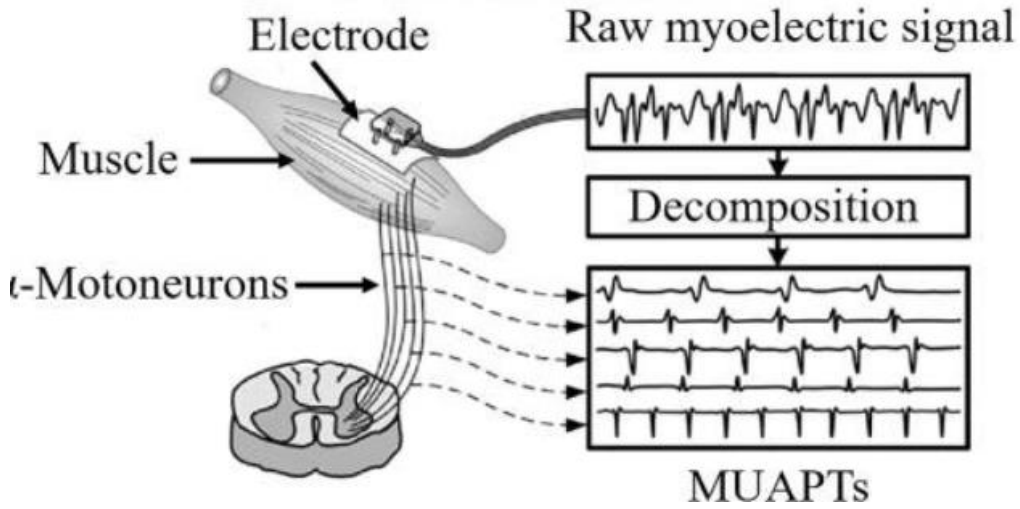
İskelet kasları tarafından üretilen elektriksel aktiviteler, EMG sinyalini temsil eder. Bu miyoelektrik sinyalleri, merkezi sinir sisteminin bir parçası olan motor nöronlardan gelir. EMG sinyalleri nöromüsküler aktiviteye bağlı olduğundan, kas yaralanması, sinir hasarı ve kas fonksiyon bozukluklarının teşhisinde kullanılabilir. EMG sinyalleri, basit istatistikler toplamak için kullanılabileceği gibi, karmaşık robotik uygulamaları kontrol etmek için gelişmiş derin öğrenme ile de kullanılabilir. Ayrıca, yürüyüş analizi ve kas hareketlerinin yakalanması gibi durumlarda da EMG sinyallerinden faydalanılabilir. EMG sinyalinin temel zamansal özelliklerini gösteren Şekil 2.5.'e bakılırsa, genlik pozitif tepeden negatif tepeye kadar olan voltaj aralığını ifade eder [32].

EMG sinyali, kasların kasılması sırasında üretilen elektrik akımlarını ölçen biyomedikal bir sinyaldir, dolayısıyla nöromüsküler aktiviteleri temsil eder. Bu sinyal, sinir sistemi tarafından kontrol edilen kas aktivitesini yansıtır ve kasın anatomik veya fizyolojik özelliklerine bağlı olarak karmaşık bir yapıya sahiptir. Ancak EMG sinyalleri, çeşitli dokulardan geçerken gürültüye maruz kalabilir ve bu da sinyalin doğru yorumlanmasını zorlaştırabilir. Özellikle deri yüzeyindeyken, EMG detektörü farklı motor ünitelerinden gelen sinyallerin aynı anda toplanmasıyla oluşabilecek etkileşimleri yakalayabilir. EMG

sinyallerindeki Motor ünitenin aksiyon potansiyellerinin (MUAP) şekilleri ve ateşlenme hızları, nöromüsküler bozuklukların tanısı için önemli bilgiler sağlar (Şekil 2.6). Uygun algoritmalar ve yöntemlerin mevcut olması, EMG sinyal analizi için sinyalin doğası ve özelliklerinin daha iyi anlaşılmasını sağlar ve çeşitli uygulamalar için donanım uygulamaları geliştirmeyi mümkün kılar [31].



Şekil 2.5. EMG sinyalinin zamansal özellikleri [32]



Şekil 2.6. Miyoelektrik sinyalin ayrıştırılmasının şematik gösterimi [32]

2.7.3. İntegrated EMG sinyalinin tanımı

Entegre EMG (iEMG), kas aktivitesinin modelini açıkça gösteren EMG sinyalinin alternatif bir görünümüdür ve düzeltilmiş EMG sinyalinin eğrisinin altındaki alan olarak tanımlanır; yani ham EMG sinyalinin mutlak değerinin matematiksel integrali. Sinyalin mutlak değeri alındığında gürültü matematiksel integralin sürekli artmasına neden olacaktır. Entegre EMG, sinyali sabit genişlikli zaman dilimlerine böler ve her zaman diliminin başlangıcında integrali sıfırlar. Entegre EMG, EMG çıkış seviyesinin daha doğru bir göstergesini sağlamak için ham EMG verilerindeki gürültü artışlarının 'ortalamasını alır'. Entegre EMG, önce örnek aralığındaki önbellek noktasını düzelterek (tüm negatif değerleri tersine çevirerek) ve ardından ortalamayı hesaplayarak EMG verilerinin hareketli ortalamasını hesaplar [33].

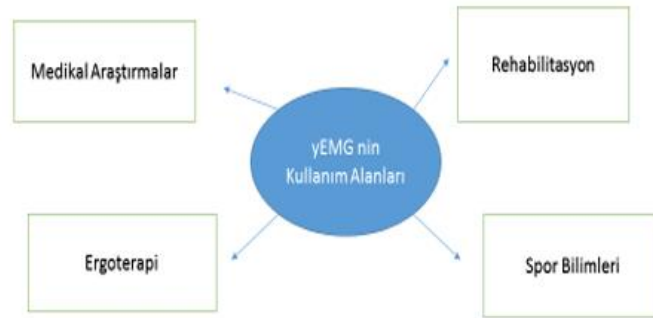
IEMG, 2.1’de ki formülde gösterildiği gibi temsil edilebilir [34]:

$$IEMGi = \sum_{n=0}^{N-1} |EMG_n| \quad (2.1)$$

Burada; i segment sayısını, N ise segmentin uzunluğunu temsil eder.

2.7.4. EMG’nin kullanım alanları ve avantajları

Son yıllarda yüzeysel kaslardan kayıt almak için yüzey elektromiyografisi, kas içi elektrotların yalnızca derin kaslar için kullanıldığı klinik protokollerde giderek daha fazla kullanılmaktadır. EMG'nin kullanım alanları oldukça geniştir (Şekil 2.7.).



Şekil 2.7. EMG’nin kullanım alanları

Klinik olarak, EMG nörolojik ve nöromüsküler sorunların teşhisinde kullanılır. Ayrıca yürüyüş laboratuvarlarında, ergonomik değerlendirme veya biyogeribildirim alanında eğitim almış klinisyenler tarafından teşhis amacıyla kullanılmaktadır. Bununla birlikte, EMG hareket bozuklukları, nöromüsküler fizyoloji, biyomekanik, postüral

kontrol, motor kontrol aynı zamanda fizik tedavi gibi birçok araştırma laboratuvarında önemli bir araç olarak kullanılmaktadır. Elektromiyografi (EMG) aynı zamanda, klinik ve biyomedikal uygulamalarda olduğu gibi, Geliştirilebilir Donanım Çipi (EHW) geliştirme ve modern insan-bilgisayar etkileşimi için de kullanılabilir [31].

Elektromiyografi (EMG), ortopedi, cerrahi prosedürler, sinir sistemi çalışmaları, yürüyüş ve postüral değerlendirme gibi çeşitli tıbbi araştırmalarda kullanılmaktadır. Ayrıca, risk önleme ve ergonomik tasarımlarda da uygulanmaktadır. Spora özel EMG'ler, hasta başı teşhis testi ve spor performansını iyileştirmeye yönelik bir araç olarak kullanılabilir. Sporcular, performans değerlendirmeleri sırasında kas hasarını önlemek için EMG'yi kullanmaktadırlar. Ameliyat öncesi ve sonrası izleme ve rehabilitasyonda kas yorgunluğu ölçümlerini geliştirmek için de EMG kullanılabilir. Son yıllarda EMG'nin fiziksel rehabilitasyonda önemi artmıştır; kasın miyoelektrik çıktısı hakkında niceliksel bilgi sağlar ve nörorehabilitasyon araştırmalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Yüzey elektromiyografisi, birkaç kas grubundan gelen tüm kas biyopotansiyel sinyallerinin kaydedilmesine olanak tanır ve tek bir motor ünitesi yerine kas bölgesinin fonksiyonel durumunu değerlendirir. Bu yaklaşım, invaziv olmayan elektrotların kullanımına olanak sağlayarak ağrıyı ve izleme riskini azaltır. EMG, kas aktivasyonu, tonusu ve tükenme gibi verileri içerir ve innerve edilen kaslardaki elektriksel olayların daha güvenilir bir şekilde yorumlanmasına olanak sağlar. Yüzey elektromiyografisi, nörolojik veya elektrokimyasal bir uyarı kas liflerini tetiklediğinde oluşan biyopotansiyelleri tespit eder ve izler. EMG ekipmanında hızlı bir teknik büyüme gözlenmiş ve bu teknolojinin rehabilitasyon ve tıbbın çeşitli alanlarında kullanılmasına yönelik yeni fırsatlar doğmuştur. sEMG'nin rehabilitasyon ve fizyoterapide, araştırma alanında ve klinik ortamda artan kullanımı, özellikle sEMG'nin yaygın olarak tanı ve tedavi aracı olarak kullanıldığı fizyoterapide uygulamalarının sunulması ihtiyacını ortaya koymaktadır [35].

2.7.5. Kas gücü ve EMG ilişkisi

Elektromiyogramın (EMG) yorumlanması için bazı önemli kurallar bulunmaktadır. Statik izometrik kasılmalar sırasında kas kuvveti ile doğrultulmuş EMG (SRE) arasında genellikle doğrusal bir ilişki bulunur. Ancak, bir eklem etrafında genellikle birden fazla kasın aynı anda aktif olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Bu durum, tek bir kasın SRE'si ile toplam eklem momenti arasındaki ilişkinin her zaman doğrusal olmayabileceği anlamına gelir. Hareketler sırasında, kuvvet-uzunluk-hız ilişkisi ve kasın elastik özellikleri

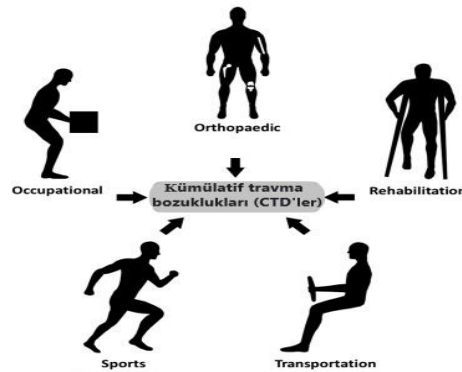
dikkate alınmalıdır. Ayrıca, eşmerkezli hareketler sırasında ölçülen EMG'ler, izometrik hareketler sırasında ölçülenlerden daha büyük olabilir. Kuvvetin EMG ile ilişkilendirilmesinde bir diğer önemli husus, kuvvet sinyalinin düzeltilmiş EMG'den daha düşük bir frekans içeriğine sahip olmasıdır. Son olarak, aktivasyon ve deaktivasyon sürecinin sınırlı hızı, EMG'ye göre kas kuvvetinde 50 ila 200 ms'lik bir gecikmeye neden olabilir [36].

2.8. Kümülatif Travma Bozuklukları

Kümülatif travma hastalıkları (CTD'ler) sinir, kas, tendon ve kemikler üzerinde oluşan, vücudun tekrarlayıcı hareketlerinin sebep olduğu, ortaya çıkardığı bozukluklardır. Kümülatif travma bozuklukları (Şekil 2.8.); tekrarlayan hareket bozuklukları, aşırı kullanım sendromu, ortopedik yükler altındaki hareketler işle ilgili (mesleki) ve sportif faaliyetlerdeki kas-iskelet sistemi bozuklukları olarak da bilinir. CTD'ler eklemleri, kasları, tendonları, bağları, sinirleri ve kan damarlarını içeren kas-iskelet sistemi yaralanmalarıdır. CTD'lere genellikle aşağıdaki risk faktörlerinin birleşimi neden olur [37]:

- Tekrarlayan hareketler
- Kuvvetli eforlar (Çekme, itme, kaldırma ve kavrama)
- Garip duruşlar (Doğal dinlenme pozisyonu olmayan vücut pozisyonları)
- Statik duruşlar (Hareket etmeden tutulan vücut pozisyonları)
- Eldeki yumuşak dokuların kenarlara veya çıkıntılara karşı mekanik olarak sıkıştırılması (Örneğin avuç içine baskı yapan alet veya nesnelerin kullanılması)
- Vücut bölümlerinin hızlı hareketi
- Yeterli iyileşme süresinin olmaması (dinlenme molaları, izin günleri)

Yukarıdaki faktörlerden herhangi biri nedeniyle yaralanma riski yani CTD artacaktır [37].



Şekil 2.8. Kümülatif travma bozukluklarının (CTD'nin) şematik gösterimi

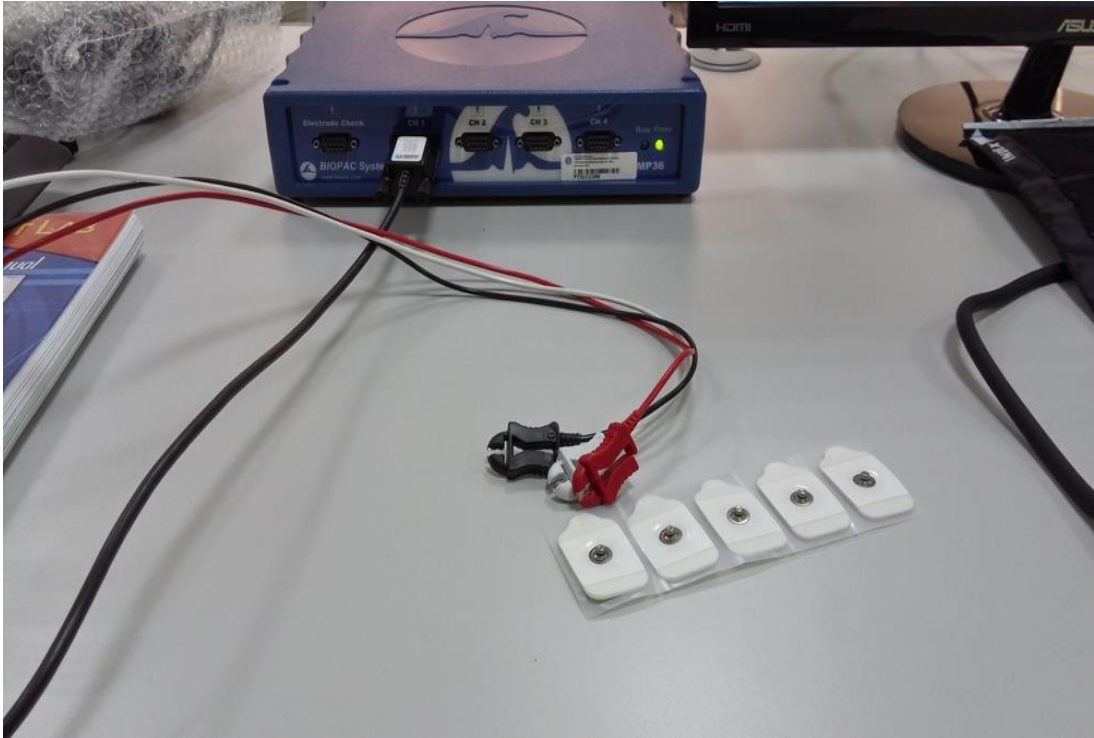
3. MATERYAL VE METHOD

3.1. Kullanılan Cihazlar ve Sarf Malzemeler

Tez çalışmasında ölçümler alınırken temel olarak BioPac ölçüm cihazı, tek kullanımlık elektrodlar, ara kablolar ve el dinometresi (Clench force) kullanıldı.

3.1.2. BioPac ölçüm cihazı

Biopac cihazı, biyolojik sinyalleri ölçmek, kaydetmek ve analiz etmek için kullanılan bir tür veri toplama sistemidir. Biyolojik sinyaller, insan vücudu veya diğer canlı organizmalar tarafından üretilen elektriksel aktivite, fizyolojik değişiklikler veya diğer biyolojik süreçlerden kaynaklanabilir. Biopac sistemleri, araştırmacıların sinirbilim, psikofizyoloji, tıp, spor bilimi ve diğer birçok alanda biyolojik sinyalleri incelemelerine olanak tanır. Bu tez çalışmasında bireyler üzerinden kas kuvvetlerinin alınıp, ölçüm yapılabilmesi için Şekil 3.1.'de görüldüğü gibi BioPac cihazı kullanıldı.



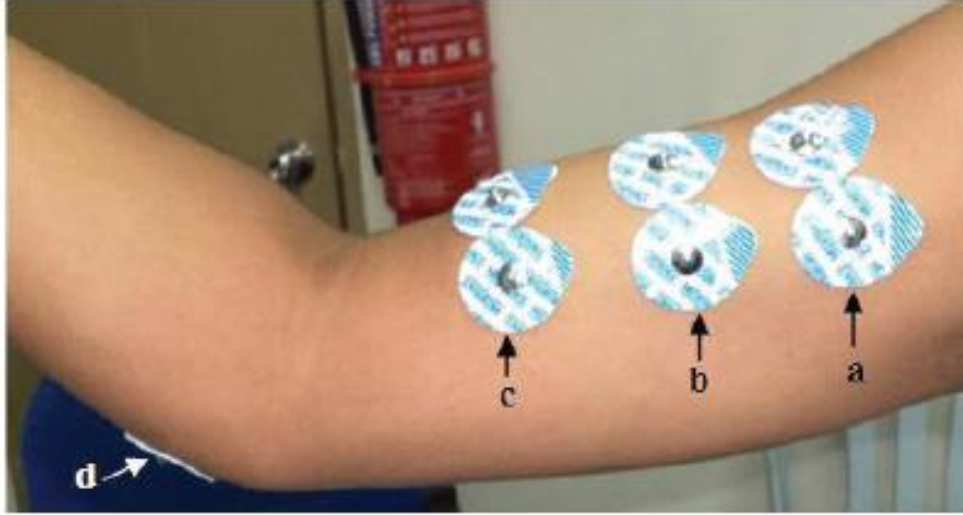
Şekil 3.1. BioPac ölçüm cihazı

3.1.3. Tek kullanımlık elektrodlar

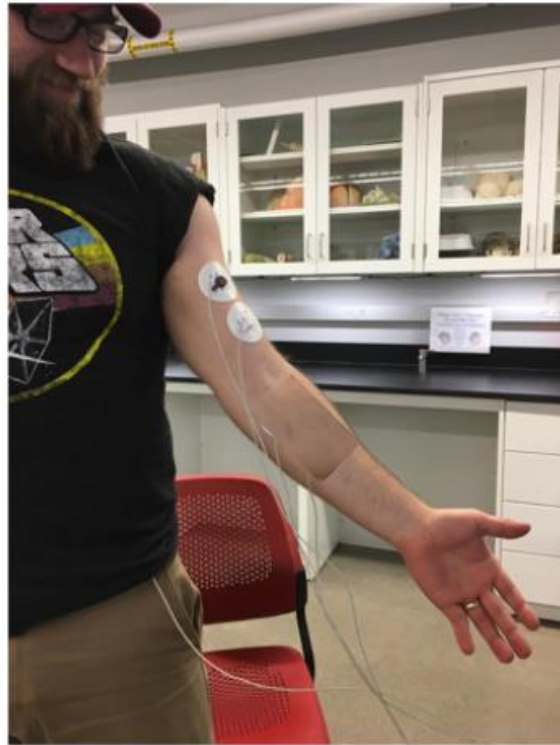
Elektrotlar, kas gruplarından elektriksel sinyallerin alınması sırasında kas ile ölçme düzeni arasında iletişimi sağlayan ara birim elemanlarıdır. Bu elemanlar, iyon akımlarını elektron akımlarına veya tam tersi olacak şekilde elektron akımlarını iyon akımlarına dönüştürerek işlemi gerçekleştirirler [38]. Ölçüm yapacak cihazlar ne kadar iyi veya gelişmiş olursa olsun, kastan alacağı sinyali elektrotlar aracılığı ile elde eder. Ancak, elektrot kaynaklı bozulma veya sinyallerin yanlış alınması, doğru olmayan ve yetersiz ölçümlere neden olabilir. Bu nedenle, ölçümler sırasında kullanılacak elektrotların türleri, fiziksel boyutları, bağlanacakları konum ve kullanılan jel gibi faktörler titizlikle seçilmelidir [[38], [39]]. EMG ölçümlerinde kullanılan elektrotlar; Vin+, Vin- ve GND olmak üzere 3 çeşittir. Vin+ pozitif elektrodu, Vin- negatif elektrodu, GND ise topraklama elektrodunu temsil eder. Literatürde gösterildiği gibi [11]; Vin+ yani kırmızı elektrot biceps brachii kasının üst kısmına, Vin- yani beyaz elektrot kasın alt kısmına ve son olarak GND yani siyah elektrod ise dirsek kemiğine yerleştirilmiştir. Ölçüm yapılacak kas grubuna göre düzgün ölçüm alabilmek için elektrotların doğru pozisyonda yerleştirilmeleri gerekir. Tez çalışması sırasında ölçümlerin kol kası üzerinden alınabilmesi için Şekil 3.2.'de gösterildiği gibi tek kullanımlık elektrodlar kullanıldı. Şekil 3.3. ve Şekil 3.4.'de, elektrotların belirlenen hareket için benzer literatür çalışmalarında ki doğru pozisyon görselleri yer almaktadır. Şekil 3.5.'de ise, yapılan benzer literatür çalışmalarına göre tez çalışmasında EMG ölçümü yapılırken bireylere yerleştirilen elektrotların biceps brachii kası üzerinde ki doğru konumları gösterilmektedir.



Şekil 3.2. Tek kullanımlık elektrodlar



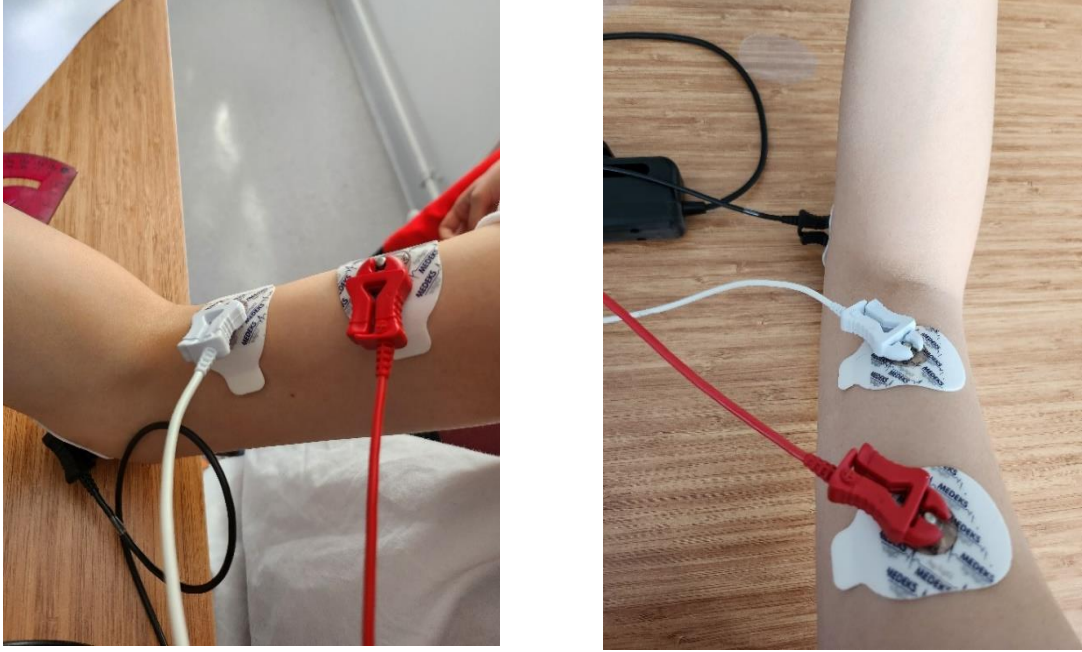
Şekil 3.3. Biceps brachii kası üzerine elektrotların yerleştirilmesi. a) kasın üst kısmı, b) kasın ortası, c) kasın alt kısmı, d) referans elektrodu (alıntıdır [11])



Şekil 3.4. Gönüllü kol hareketi için elektrot yerleştirme şeması ve fotoğrafı (alıntıdır [40])

Üst koldaki Biceps brachii'nin üzerine bir çift elektrot yerleştirilmiştir. Bu çiftteki ilk elektrot dirseğin yaklaşık 4 santimetre yukarısına yerleştirilmiştir. Bu çiftteki ikinci elektrot, birincinin yaklaşık 2-4 santimetre yukarısına, omuza doğru yerleştirilmiştir [40].

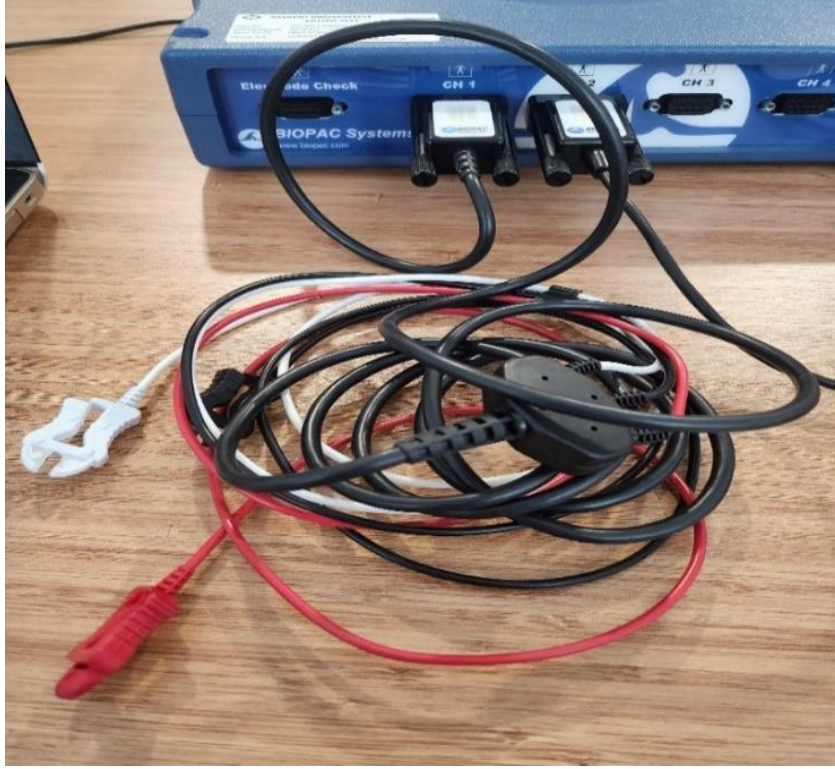
BEYAZ “+2” kablo üst kolun ön kısmında, dirseğe yakın Biceps brachii'de bulunan elektrota bağlanır. KAHVERENGİ “-2” uç Biceps brachii'nin ön üst kolunda +2 elektrodunun üzerindeki elektroda bağlanır [40].



Şekil 3.5. Bireylere yerleştirilen elektrotların biceps brachii üzerinde ki doğru konumları

3.1.4. Ara kablolar

Ölçüm yapılacağı zaman, ölçüm yapılacak bireylerden EMG sinyallerini alabilmek için BIOPAC ölçüm cihazına ve PC'ye ara kabloların bağlantısının yapılması gerekir. Yanlış bağlantı söz konusu olduğunda ölçümler doğru bir şekilde alınamaz ve EMG sinyalleri yanlış olur. Şekil 3.6.'da ölçüm esnasında kullanılan ara kablolar gösterilmiştir. CH1'e bağlanan ara kablolar biceps brachii kası üzerine yerleştirilen elektrodla bağlanırken, CH2'ye bağlanan kablo ise ölçüm sırasında bireylerin sıktığı clench force'a bağlanmaktadır (Şekil 3.7.).



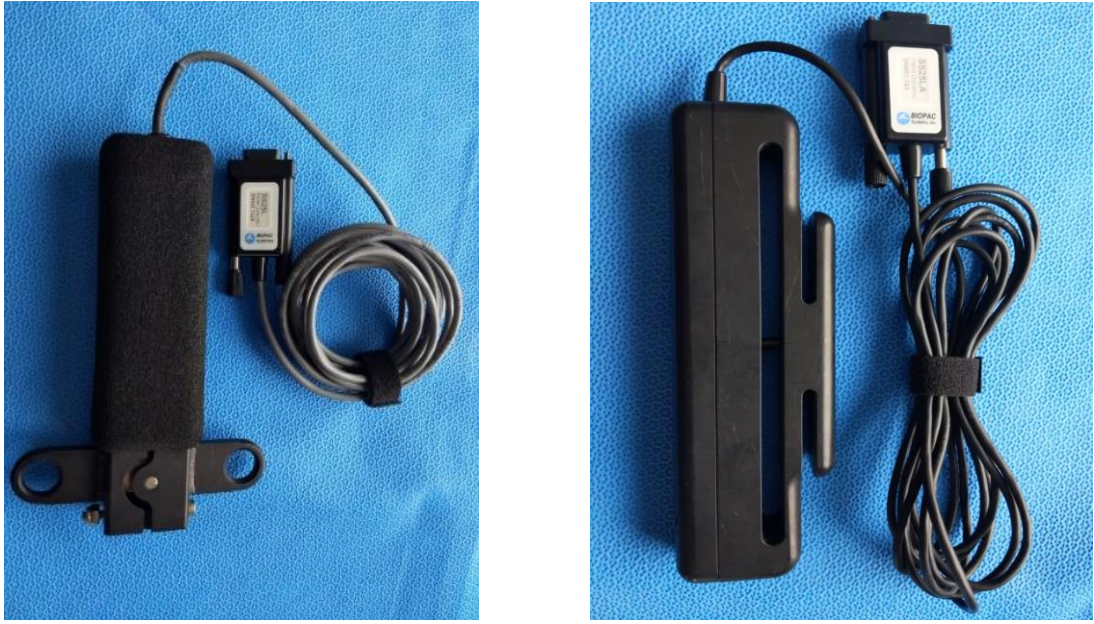
Şekil 3.6. Ölçüm esnasında kullanılan ara kablolar



Şekil 3.7. CH2 ara kablosuna bağlı olan clench force

3.1.5. Clench force (El dinomometresi)

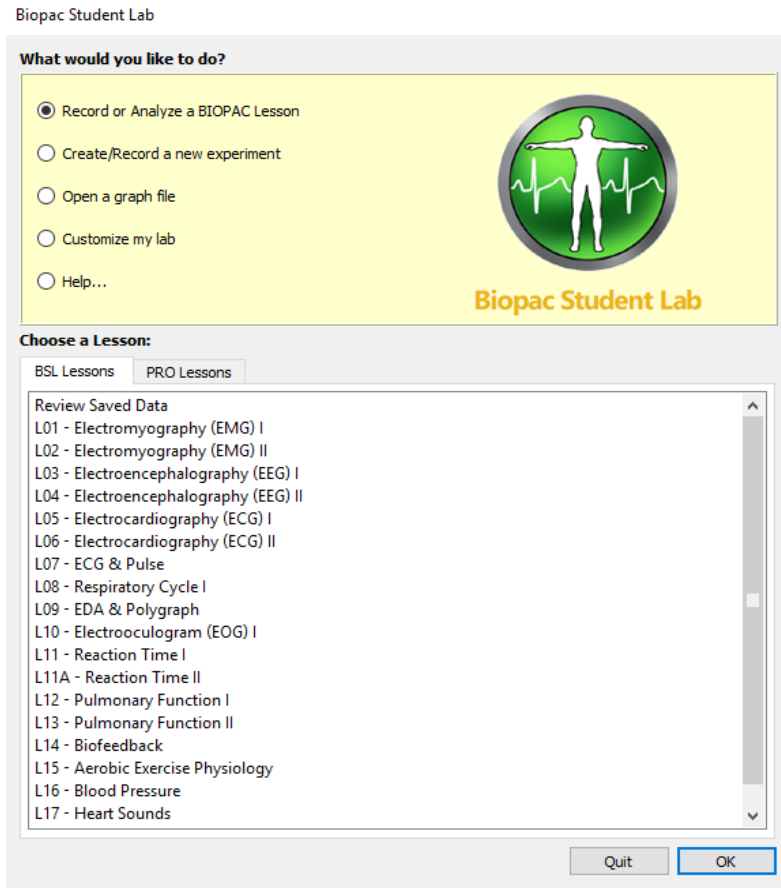
Ölçüm alınan bireylerde, kas çalışması, kas kuvveti ve buna bağlı olarak kas deformasyon seviyelerinin ve yorgunluğun derinlemesine incelenmesi için el dinomometresi kullanıldı. El dinomometresi, ham ve entegre EMG verilerinin yanı sıra kuvvet ölçümlerini de (kilogram olarak) gösterir. El dinomometresi, ölçüm esnasında art arda sıkılır ve bırakılır. Şekil 3.8.'de ölçüm esnasında kullanılan el dinomometresi görülmektedir.



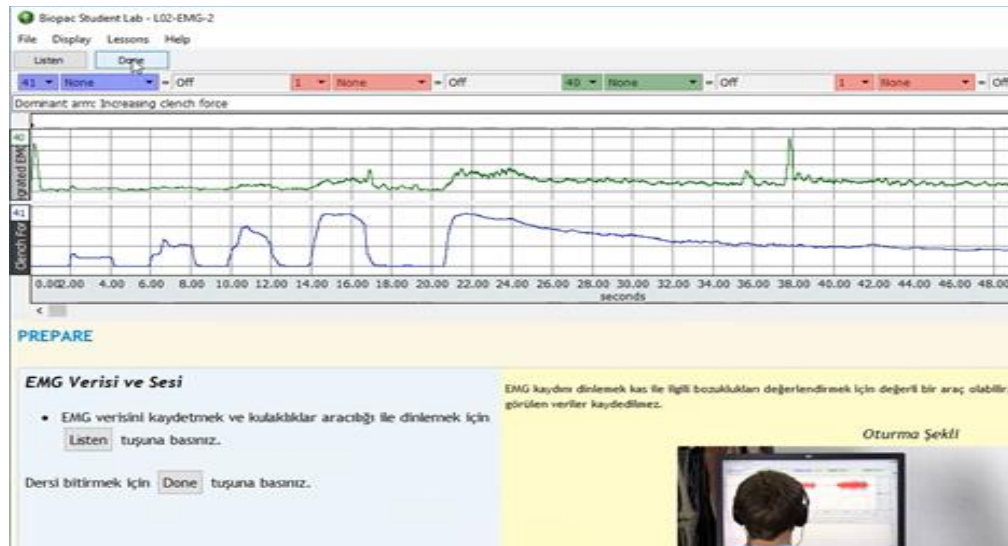
Şekil 3.8. Ölçüm sırasında kullanılan clench force

3.1.6. PC cihazı ve BioPac student lab uygulaması

Tez çalışması kapsamında bireylerden EMG sinyalleri alırken kullandığımız program BioPac Student Lab uygulamasıdır. BIOPAC cihazı üzerinden alınan verilerin analizini yapmak ve yorumlamak için BIOPAC uygulamasını çalıştırabilecek bir bilgisayara ihtiyaç vardır. Bilgisayara indirilen BIOPAC Student Lab uygulaması sayesinde, ölçülen EMG sinyalleri hakkında detaylı analizler yapılmıştır. Bu analiz işlemleri doğru olarak yapıldığında ilgili hastalıkların teşhisi ve tespitine olanak sağlar. Şekil 3.9.'da, BIOPAC Student Lab uygulamasının arayüzü gösterilmektedir. Ölçüm almak için açılan arayüzdeki lessonlar içinde L02 - Electromyography seçeneği seçilir. Şekil 3.10.'da ise ölçümlerin yapıldığı arayüzün ekran görüntüsü yer almaktadır.



Şekil 3.9. BioPac uygulaması arayüzü



Şekil 3.10. EMG ölçümlerinin yapıldığı arayüz

3.2. Ölçüm Grubu

Tez çalışması sürecinde ölçümler, 2022-2023 güz ve bahar döneminde Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından açılan BME517 ve BME509 ders kapsamında alınmıştır. Derse katılanlar mühendis olup gün boyu masa başı işlerde çalışan toplam 22-28 yaş arası 5 kadın öğrenciden alınmıştır. Ölçümler hafta içi aynı günde saat 18.00 dan sonra alınmıştır.

Bireyler hemen hemen benzer fiziki özelliklerde (boy, yaş, kilo, cinsiyet) seçilmiştir. Bireylerin beyanı üzerine bireyler sağlıklı olarak kabul edilmiştir. Bireylerde de herhangi bir kas hastalığı yada kaslarını etkileyecek patolojik durum söz konusu değildir ve biceps brachii kasını etkileyen herhangi bir spor geçmişi bulunmamaktadır. Bireylere ait antropometrik ölçümler Tablo 3.1.'de görülmektedir.

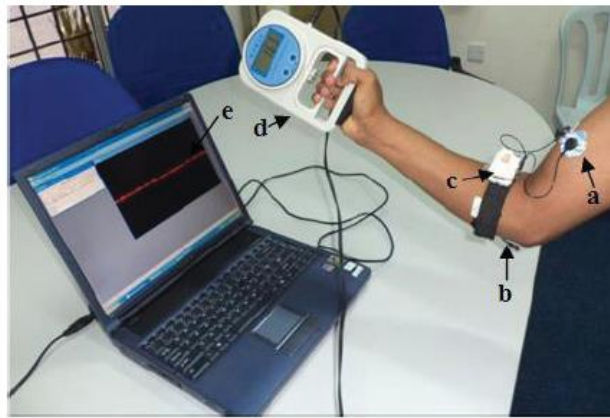
Tablo 3.1. Bireylere ait antropometrik ölçümler

BİREYLER				
No	Yaş	Cinsiyet	Baskın Kol	Kilo(KG) / Boy (cm)
1	25	Kadın	Sağ	48/170
2	25	Kadın	Sol	54/160
3	25	Kadın	Sağ	56/167
4	25	Kadın	Sağ	56/160
5	24	Kadın	Sağ	50/168

3.3. Kavrama Kuvvetinin Ölçülmesi İçin Hazırlıklar ve Yapılan Ölçümler

Çalışmaya katılan bireylerin ölçüm esnasında bilek güreşi hareketine benzer bir hareketi yapmaları istenmiştir. Veriler, biceps kası üzerinden yaklaşık 10 saniye boyunca her bir birey için art arda üç kez kaydedilmiş ve kas yorgunluğunu önlemek için her bir yeni ölçüm arasında beş dakikalık bir ara verilmiştir [11]. Hareket sırasında ki kavrama kuvvetinin ölçülmesinde taşınabilir el dinometresi (clench force) kullanılmıştır. Bilek

güreşi hareketine benzer bir hareket sırasında biceps brachii kasının EMG sinyallerinin ölçümü için literatürde verilen elektrot yerleşimleri çalışmamızda referans olarak alınmıştır [[11], [40]]. Bu çalışmada ölçüm için kasılma sırasında ön kol havaya kaldırılmış ve dirsek açısının konumu 80° olarak belirlenmiştir (Şekil 3.11.) [11]. Ölçümler için bireylerin sadece dirsekleri masaya tam değecek şekilde yerleştirilmiştir. Ön ve üst kol arasında dirsek açısını ölçmek için 180 derecelik iletke kullanılmıştır (Şekil 3.12.). Sadece dirsek masaya tam değecek şekilde konulduktan sonra iletke kullanılarak masa yüzeyi ile ön kol ve masa yüzeyi ile üst kol arasında açılar ölçülerek dirsek açısı tüm deney boyunca 80° olacak şekilde sabit tutulmuştur (Şekil 3.13.). Dirsek açısının şematik gösterimi Şekil 3.14.'de gösterilmiştir. Üst kol pozisyonu korunarak ön kolun masa ile yaptığı açı sırasıyla 90° (Şekil 3.15.), 45° (Şekil 3.16.), ve 0° (Şekil 3.17.) pozisyonlarına getirilerek bu pozisyonlar döngü şeklinde devam etmiştir. BioPac cihazı ile alınan ölçümler her bir açıda (90° , 45° , 0°) durarak değil belirtilen açıları geçerek durmaksızın alınmıştır. Ölçümlere 90° (Şekil 3.15.) pozisyonu ile başlanmıştır. Her bir pozisyonda bireylerin el dinometresini baskın koluyla ve tüm kuvvetiyle 2-3 sn aralıklı olarak sıkması ve hemen ardından serbest bırakması sağlanmıştır ve bu sık bırak döngüsü ortalama 10-20 defa arka arkaya tekrar etmiştir. Her bir birey için aynı ölçüm prosedürü uygulanmıştır. Tüm ölçümler bireyler sandalyede rahat ve dik bir pozisyonda otururken alınmıştır. Ölçümler esnasında bireylerin el dinometresinin pozisyonun doğruluğu takip edilmiş ve gerektiğinde bireyler uyarılıp doğru pozisyonu almaları sağlanmıştır. Ölçümlere başlamadan el dinometresinin nasıl ve hangi aralıklarla sıkılacağı her bir bireye anlatılmış ve asıl ölçümlere geçilmeden önce deneme ölçümleri yapılmıştır.



Şekil 3.11. EMG verilerinin toplanması için tam deney düzeni: a) biceps brachii kasındaki aktif elektrotlar; b) referans elektrotları; c) kablosuz EMG sensörü ek panoya eklenmiştir; d) El tipi kuvvet dinamometresi; e) EMG sinyali 2 saniye içinde kaydetmek için Bluetooth özellikli dizüstü bilgisayarlar metre aralığı (alıntıdır [11])

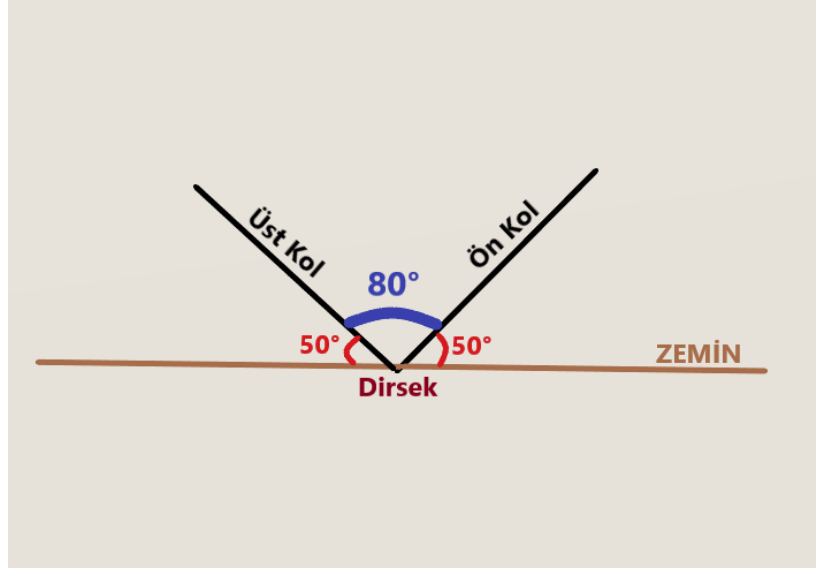


Şekil 3.12. Ölçümler sırasında kullanılan iletke resmi

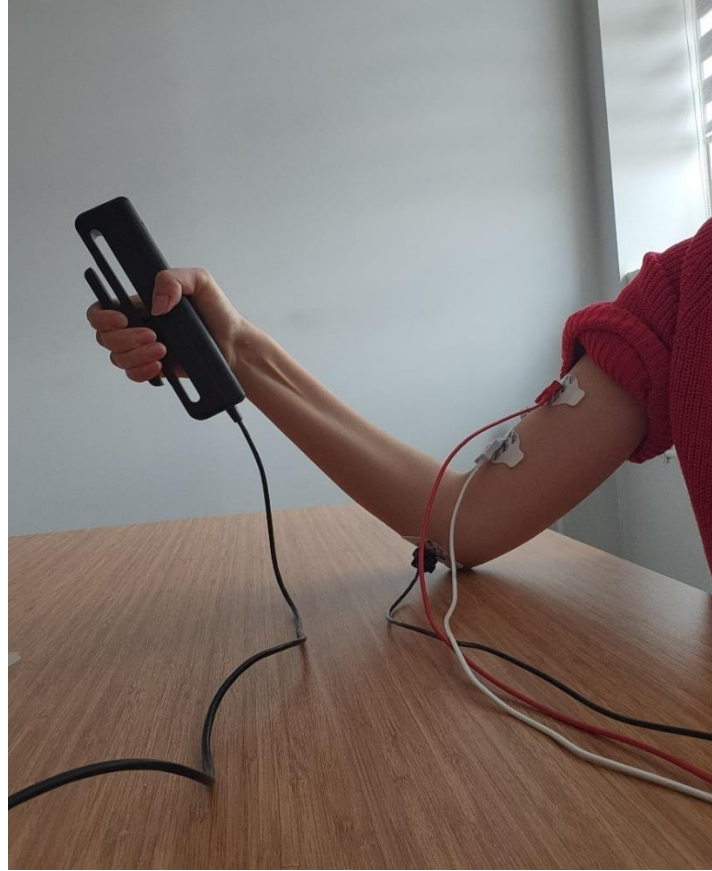


Şekil 3.13. Ölçüm sırasında dirsek açısının 80°'lik konumunun gösterimi

Dirsek açısının şematik gösterimi Şekil 3.14. gösterilmiştir ve ön kolun deney sırasında masa ile yaptığı açısı (90°) ise Şekil 3.15’de gösterilmiştir.



Şekil 3.14. Dirsek açısının şematik gösterimi



Şekil 3.15. Ön kolun 90° pozisyonunda ki fotoğrafı (Başlangıç konumu)

Üst kol pozisyonu sabit kalırken ön kolun masa ile yaptığı açı sırası ile (45°) Şekil 3.16.'da gösterilirken, (0°) ise Şekil 3.17.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.16. Ön kolun 45° pozisyonunda ki fotoğrafı (Ara konum)



Şekil 3.17. Ön kolun 0° pozisyonunda ki fotoğrafı (Son konum)

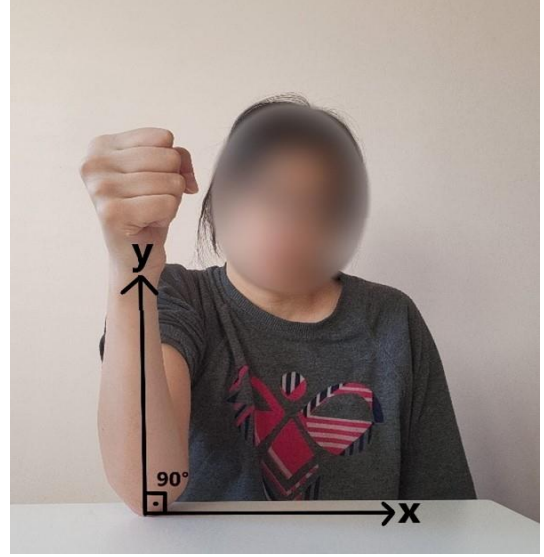
4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

4.1. Başlangıç, Ara ve Son Konumlar

Başlangıç durumunda masanın yüzeyi 'x' eksenini, dirsek'ten radius ve ulna kemiklerini de kapsayan ön kol ise 'y' eksenini olarak kabul edilerek ön kol, masa yüzeyine dik olarak yönlendirilmiştir. Şekil 4.1. ve 4.2.'de gösterildiği gibi bu pozisyon 90° olarak kabul edilmiştir. Başlangıç konumu için anatomik olarak sadece dirsek eklemi yüzeyle temas edecek şekilde yerleştirilip radius ve ulna kemikleri, humerus kemiği ile 80°'lik açı yapacak şekilde konumlandırılmıştır.



Şekil 4.1. Başlangıç konumunun yandan gösterimi



Şekil 4.2. Başlangıç konumunun karşıdan gösterimi

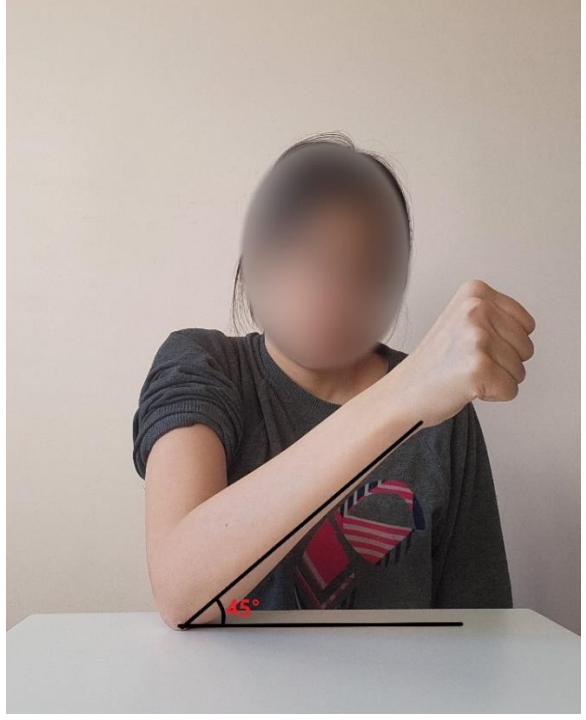
Bireylere, Şekil 4.1. ve Şekil 4.2.'de gösterilen pozisyonun yanı sıra, Şekil 4.3. ve Şekil 4.5.'de gösterilen ara ve son konumlarına ilişkin pozisyonları yapmaları talimatı verilmiştir. Burada amaç hareketin çeşitli aşamalarında ortaya çıkan farklı duruşlardan oluşan açıları ayırt etmektir. Şekil 4.2., Şekil 4.4. ve Şekil 4.6.'da ki fotoğraflar benzer bir bilek güreşi hareketi literatür çalışmasından uyarlanmıştır [8]. Şekil 4.1. - Şekil 4.6. arası resimlerde gösterilen pozisyonlarda ölçümler durmaksızın dinamik hareket sırasında ölçülmüştür.

Şekil 4.2.'de başlangıçta açı 90°, daha sonra Şekil 4.4.'de hareket sırasında 45° olup en son Şekil 4.6.'da 0°'de durmaktadır. Bu durum hareket boyunca oluşan açının 0° ile 90° arasında değiştiği anlamına gelir.

$$(0^\circ < \phi < 90^\circ)$$



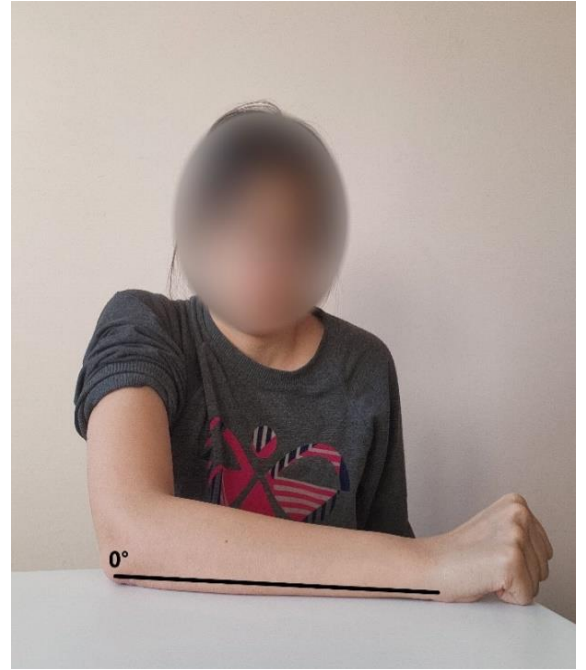
Şekil 4.3. Ara konumunun yandan gösterimi



Şekil 4.4. Ara konumunun karşıdan gösterimi



Şekil 4.5. Son konumunun yandan gösterimi

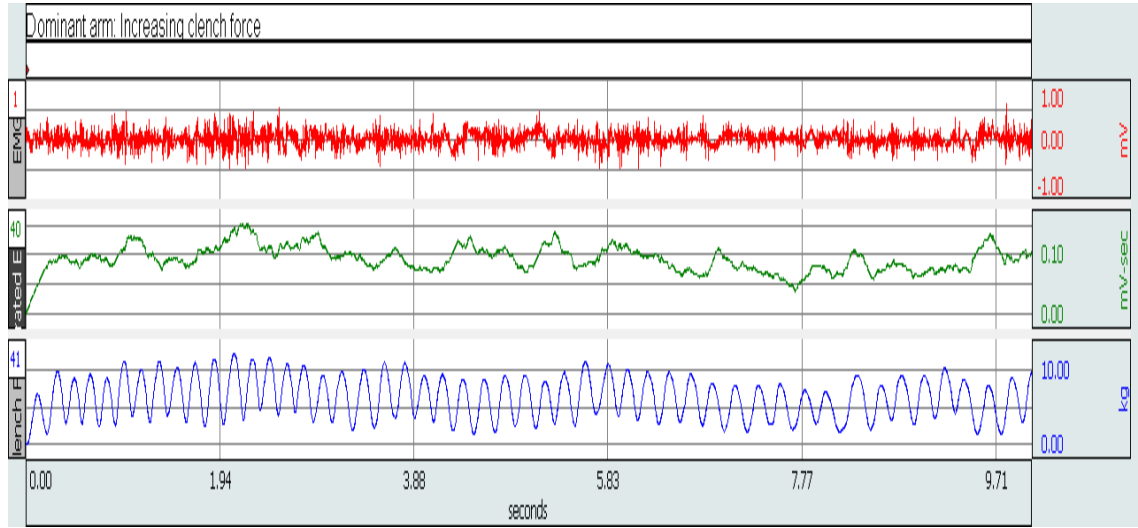


Şekil 4.6. Son konumunun karşıdan gösterimi

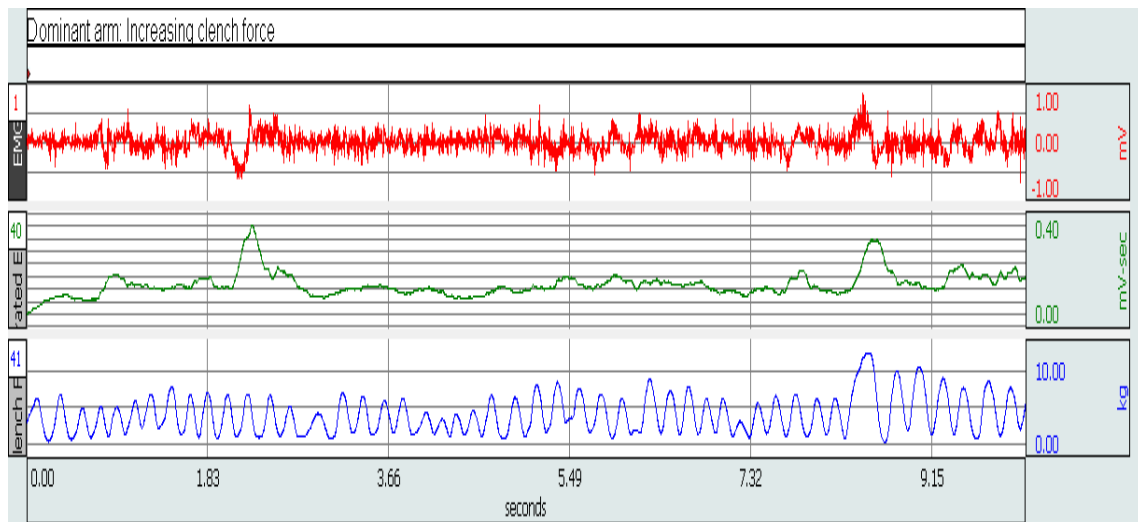
4.2. Kavrama Kuvvetlerinin BioPac Cihazı İle Ölçülmesi

Bireylerin baskın kollarıyla el dinometresini sıkarken ölçülen kavrama kuvvetleri BioPac cihazıyla kaydedilmiştir. Sonrasında ise BioPac uygulaması üzerinden maksimum, ve ortalama kuvvet değerleri kg biriminden ölçülürken, maksimum, ve ortalama EMG sinyalleri ise mV cinsinden ölçülmüştür. Son olarak toplam 3 kere arka arkaya ölçülen maksimum ve ortalama kuvvet değerleri ile maksimum ve ortalama EMG sinyallerinin değerleri her bir birey için ayrı ayrı tablo haline getirilmiştir.

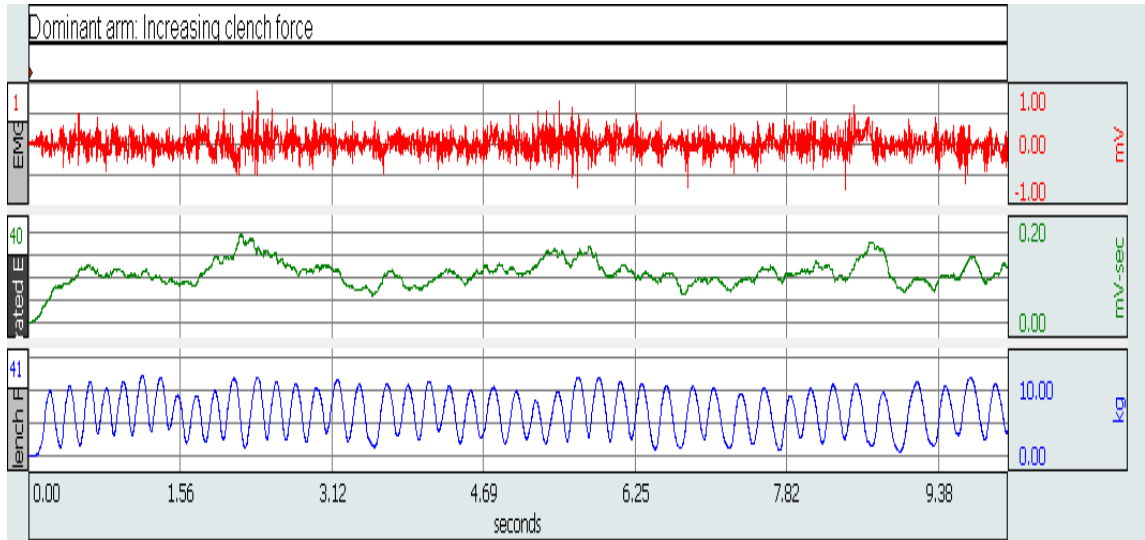
4.2.1. Birey 1 için baskın koldan alınan ölçümler



Şekil 4.7. Ölçüm 1 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları



Şekil 4.8. Ölçüm 2 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları



Şekil 4.9. Ölçüm 3 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları

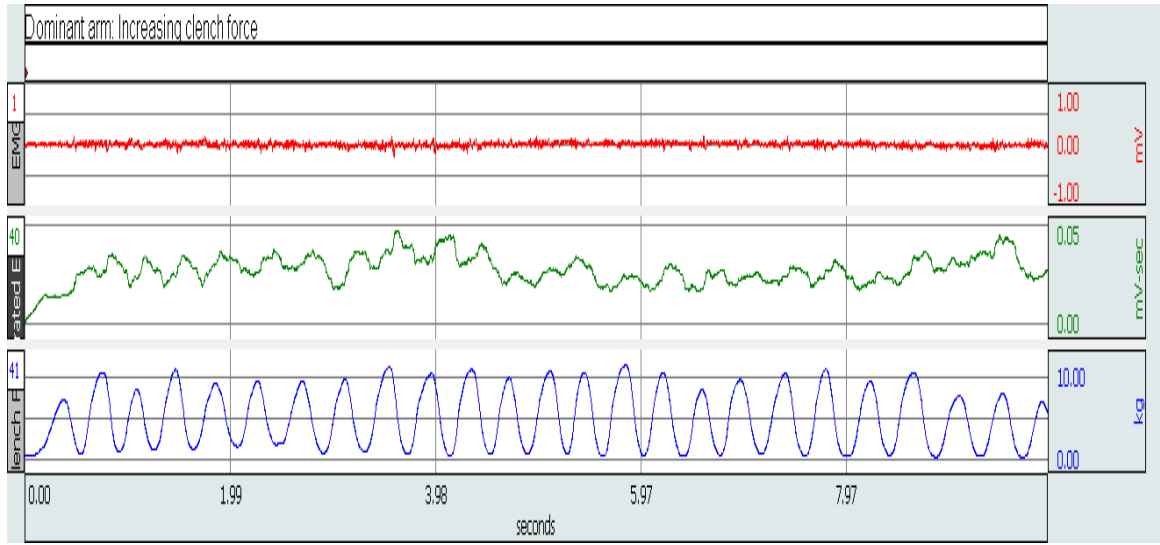
Şekil 4.7. – Şekil 4.9. arası bütün grafiklerde kırmızı kayıtlar ham EMG sinyalinin (mV birimi üzerinden); yeşil kayıtlar integrated EMG sinyalinin (mV-sec), mavi kayıtlar ise kuvvetin zamanla değişimini (kg birimi üzerinden) göstermektedir. Söz konusu ölçümler 0. saniyede 90° ile başlayıp, 10. saniyede ise 0°'ye gelecek şekilde durmaksızın alınmıştır.

Tablo 4.1. Üç farklı ölçüm için ölçülen maksimum ve ortalama değerler

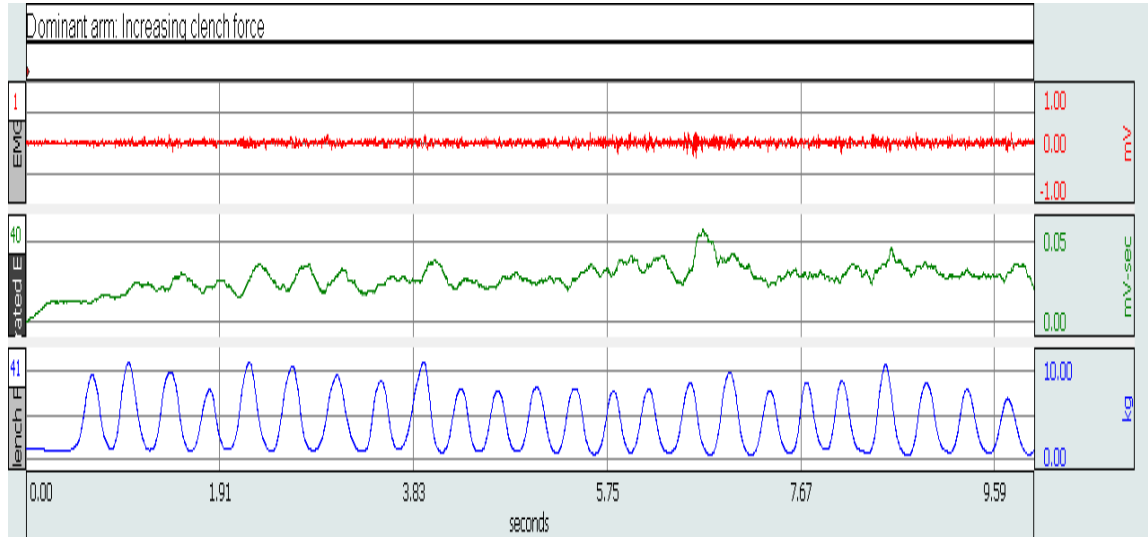
	Maksimum Kuvvet Değeri (kg)	Ortalama Kuvvet Değeri (kg)	Maksimum İntegrated EMG Sinyali (mV-sec)	Ortalama İntegrated EMG Sinyali (mV-sec)
ÖLÇÜM 1	12.957154	6.392436	0.162843	0.093525
ÖLÇÜM 2	13.672568	4.453621	0.451288	0.127583
ÖLÇÜM 3	12.086533	6.798265	0.185169	0.128626

4.2.2. Birey 2 için baskın koldan alınan ölçümler

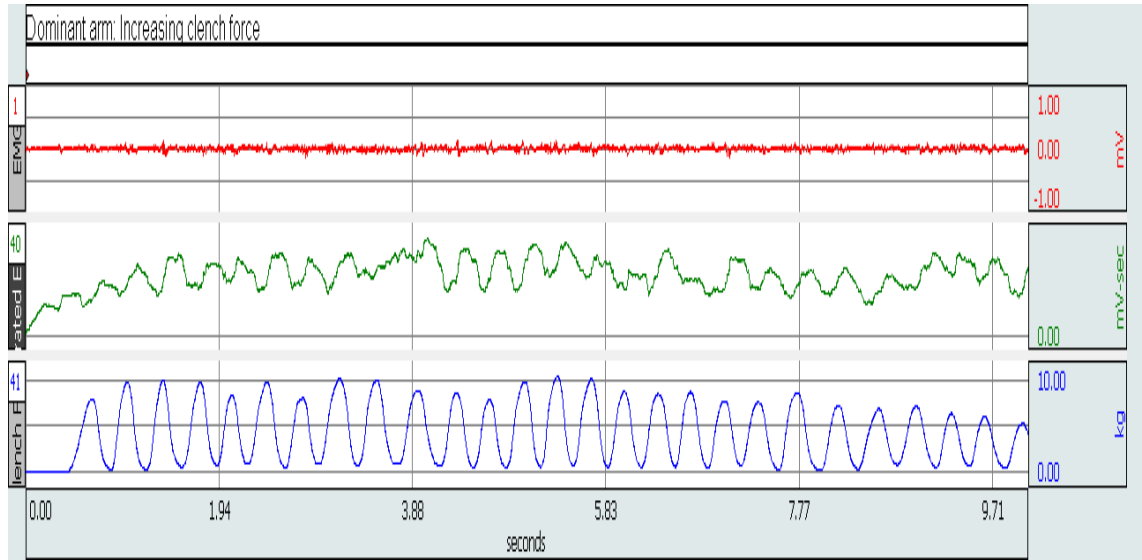
Birey 2 için baskın koldan alınan 1. ölçümün emg kayıtları Şekil 4.10.'da, 2. ölçümün kayıtları Şekil 4.11.'de gösterilirken 3. ölçümün kayıtlar ise Şekil 4.12.'de gösterilmiştir. Birey 2 için ölçülen maksimum ve ortalama kuvvetler için Tablo 4.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.10. Ölçüm 1 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları



Şekil 4.11. Ölçüm 2 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları



Şekil 4.12. Ölçüm 3 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları

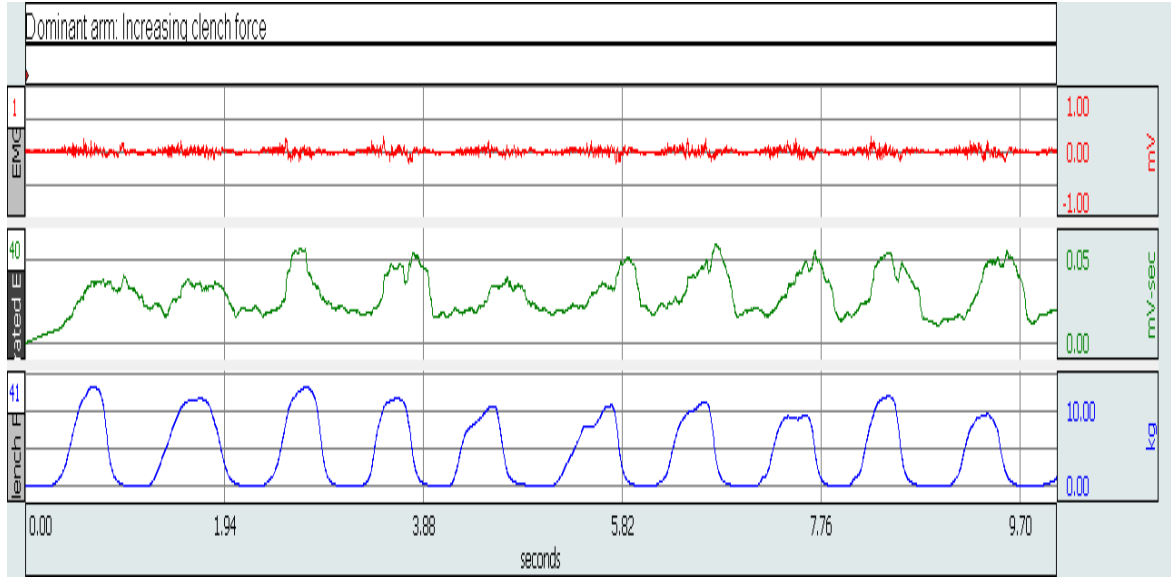
Şekil 4.10. – Şekil 4.12. arası bütün grafiklerde kırmızı kayıtlar ham EMG sinyalini (mV birimi üzerinden); yeşil kayıtlar integrated EMG sinyalini (mV-sec), mavi kayıtlar ise kuvvetin zamanla değişimini (kg birimi üzerinden) göstermektedir. Söz konusu ölçümler 0. saniyede 90° ile başlayıp, 10. saniyede ise 0°'ye gelecek şekilde durmaksızın alınmıştır.

Tablo 4.2. Üç farklı ölçüm için ölçülen maksimum ve ortalama değerler

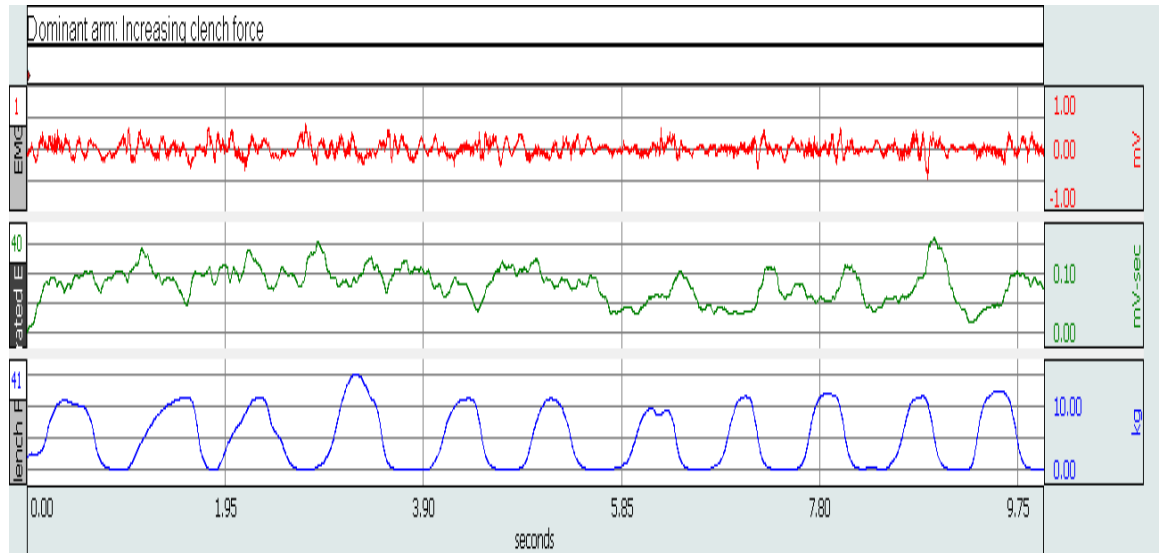
	Maksimum Kuvvet Değeri (kg)	Ortalama Kuvvet Değeri (kg)	Maksimum İntegrated EMG Sinyali (mV-sec)	Ortalama İntegrated EMG Sinyali (mV-sec)
ÖLÇÜM 1	11.492392	5.098335	0.047125	0.027332
ÖLÇÜM 2	11.143554	4.563885	0.065342	0.035524
ÖLÇÜM 3	10.433117	4.212444	0.037884	0.023444

4.2.3. Birey 3 için baskın koldan alınan ölçümler

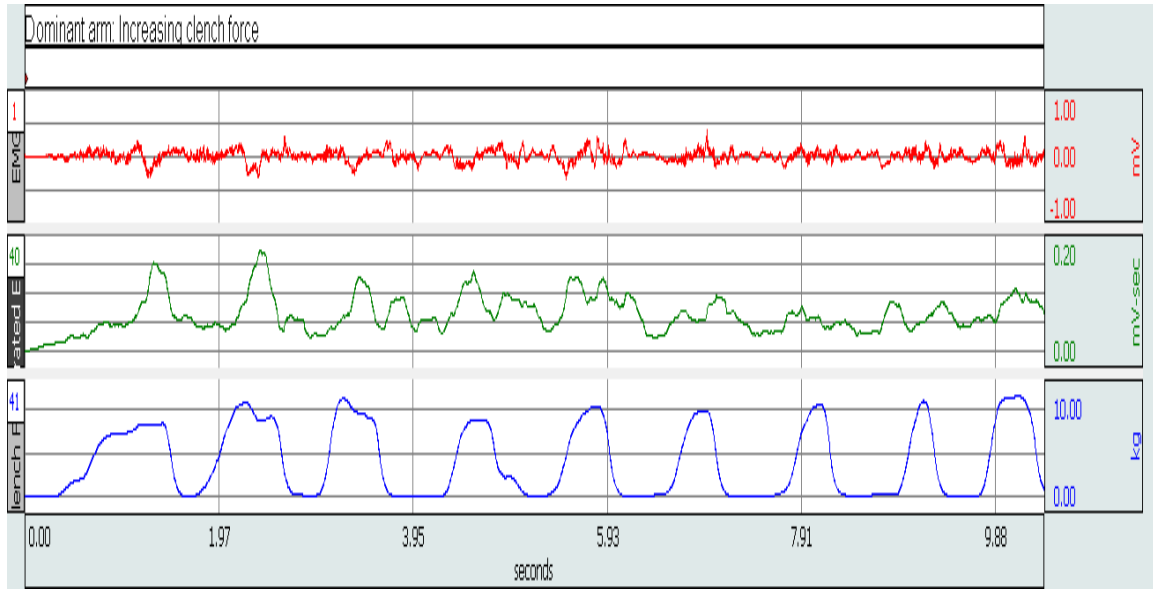
Birey 3 için baskın koldan alınan 1. ölçümün emg kayıtları Şekil 4.13.'de, 2. ölçümün kayıtları Şekil 4.14.'de gösterilirken 3. ölçümün kayıtlar ise Şekil 4.15.'de gösterilmiştir. Birey 2 için ölçülen maksimum ve ortalama kuvvetler için Tablo 4.3.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Ölçüm 1 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları



Şekil 4.14. Ölçüm 2 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları



Şekil 4.15. Ölçüm 3 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları

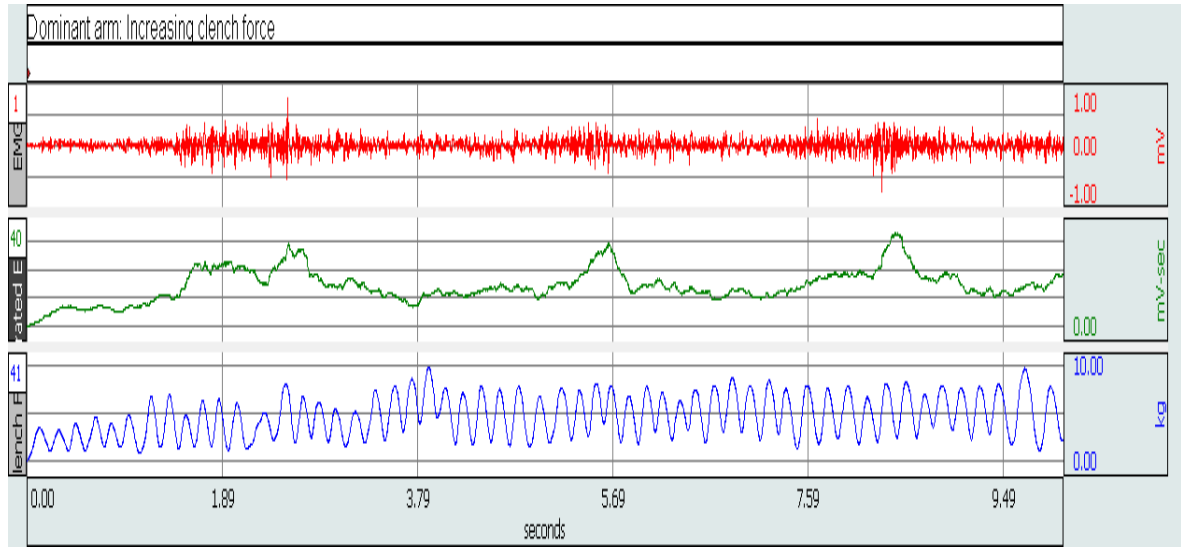
Şekil 4.13. – Şekil 4.15. arası bütün grafiklerde kırmızı kayıtlar ham EMG sinyalinin (mV birimi üzerinden); yeşil kayıtlar integrated EMG sinyalinin (mV-sec), mavi kayıtlar ise kuvvetin zamanla değişimini (kg birimi üzerinden) göstermektedir. Söz konusu ölçümler 0. saniyede 90° ile başlayıp, 10. saniyede ise 0°'ye gelecek şekilde durmaksızın alınmıştır.

Tablo 4.3. Üç farklı ölçüm için ölçülen maksimum ve ortalama değerler

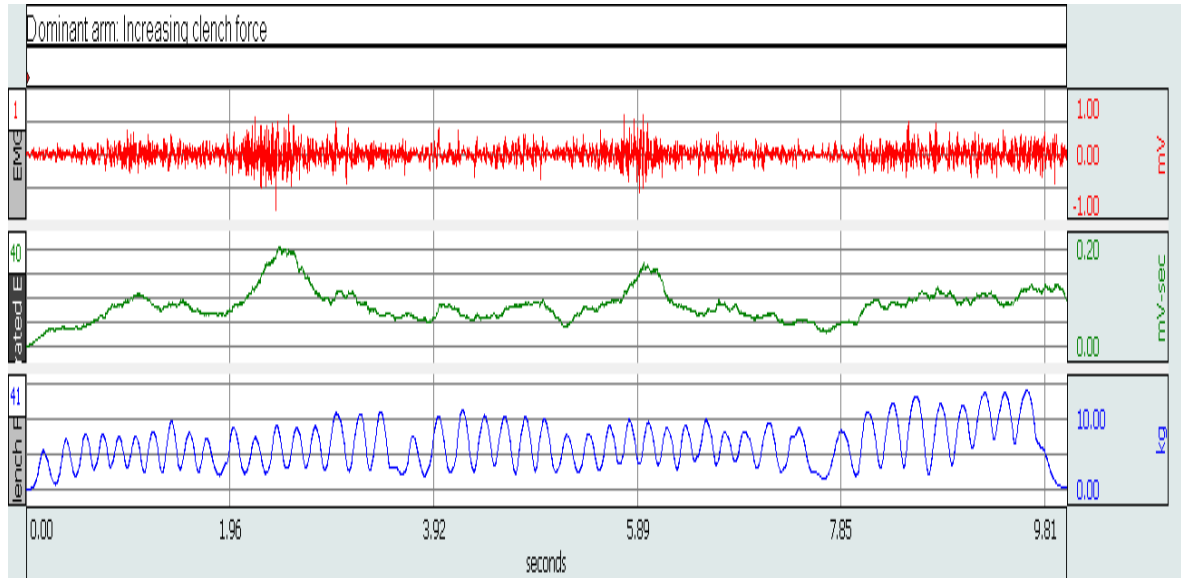
	Maksimum Kuvvet Değeri (kg)	Ortalama Kuvvet Değeri (kg)	Maksimum İntegrated EMG Sinyali (mV-sec)	Ortalama İntegrated EMG Sinyali (mV-sec)
ÖLÇÜM 1	13.130252	4.859294	0.058679	0.076937
ÖLÇÜM 2	15.216823	4.962984	0.168546	0.071863
ÖLÇÜM 3	11.965286	5.127832	0.184664	0.066785

4.2.4. Birey 4 için baskın koldan alınan ölçümler

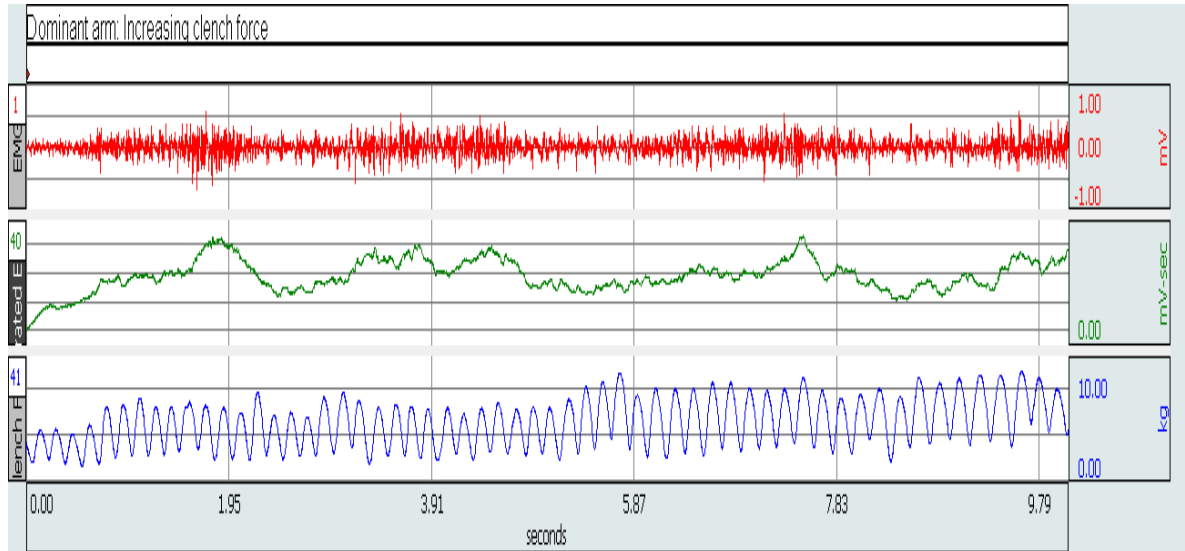
Birey 4 için baskın koldan alınan 1. ölçümün emg kayıtları Şekil 4.16.'da, 2. ölçümün kayıtları Şekil 4.17.'de gösterilirken 3. ölçümün kayıtları ise Şekil 4.18.'de gösterilmiştir. Birey 2 için ölçülen maksimum ve ortalama kuvvetler için Tablo 4.4.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.16. Ölçüm 1 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları



Şekil 4.17. Ölçüm 2 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları



Şekil 4.18. Ölçüm 3 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları

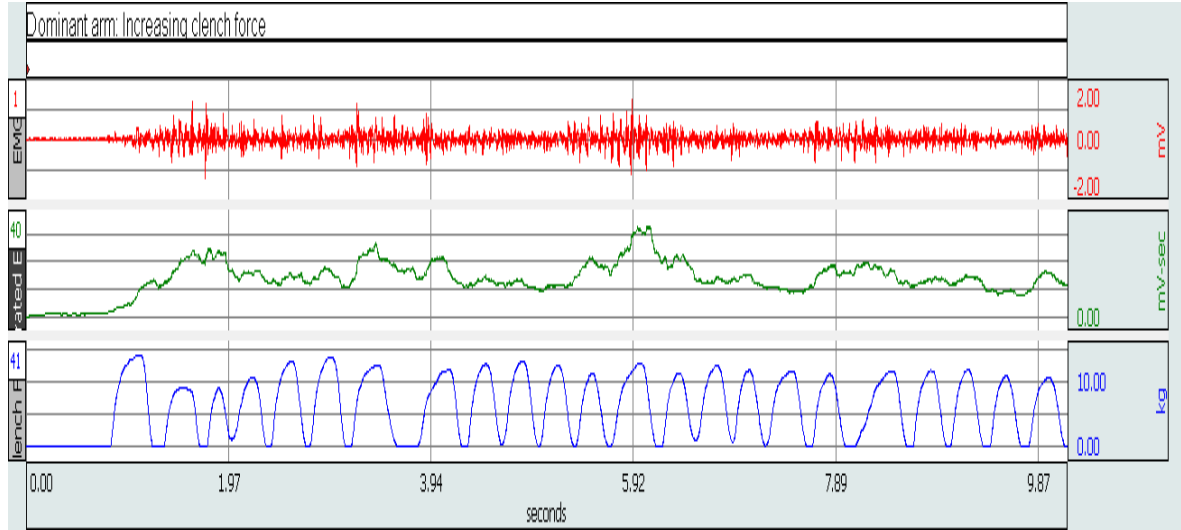
Şekil 4.16. – Şekil 4.18. arası bütün grafiklerde kırmızı kayıtlar ham EMG sinyalinin (mV birimi üzerinden); yeşil kayıtlar integrated EMG sinyalinin (mV-sec), mavi kayıtlar ise kuvvetin zamanla değişimini (kg birimi üzerinden) göstermektedir. Söz konusu ölçümler 0. saniyede 90° ile başlayıp, 10. saniyede ise 0°'ye gelecek şekilde durmaksızın alınmıştır.

Tablo 4.4. Üç farklı ölçüm için ölçülen maksimum ve ortalama değerler

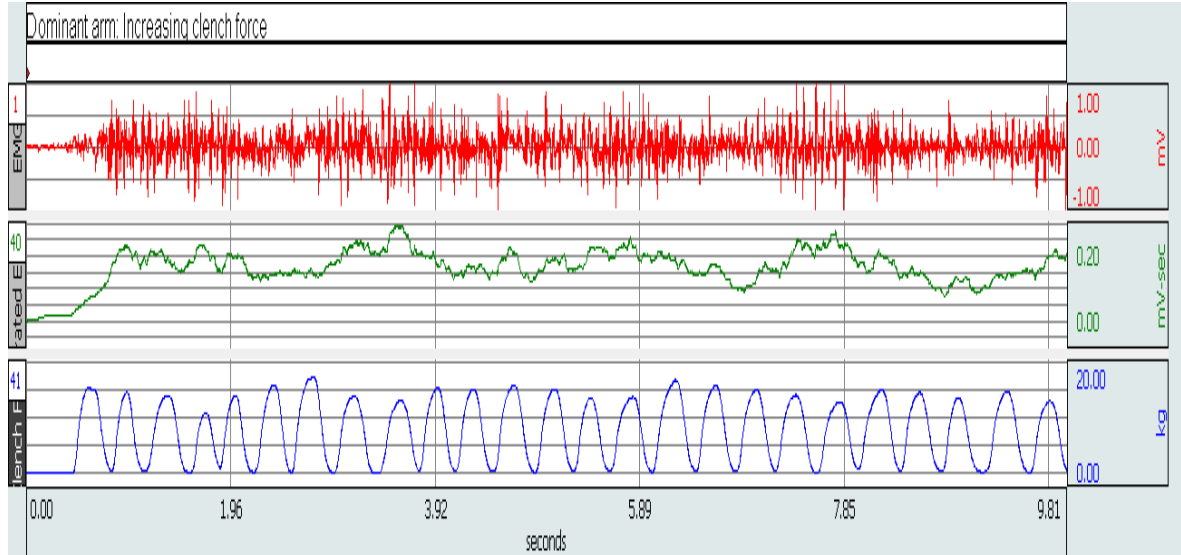
	Maksimum Kuvvet Değeri (kg)	Ortalama Kuvvet Değeri (kg)	Maksimum İntegrated EMG Sinyali (mV-sec)	Ortalama İntegrated EMG Sinyali (mV-sec)
ÖLÇÜM 1	10.152757	5.382846	0.164832	0.072415
ÖLÇÜM 2	14.286638	7.257388	0.213768	0.086167
ÖLÇÜM 3	12.923699	6.192253	0.175359	0.076669

4.2.5. Birey 5 için baskın koldan alınan ölçümler

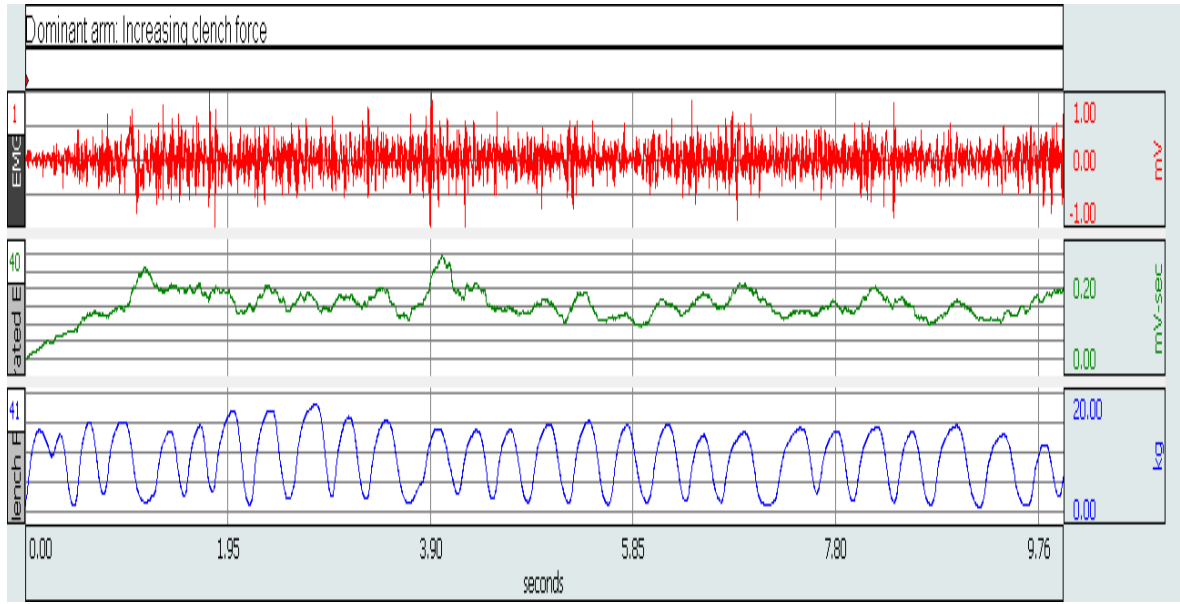
Birey 5 için baskın koldan alınan 1. ölçümün emg kayıtları Şekil 4.19.'da, 2. ölçümün kayıtları Şekil 4.20.'de gösterilirken 3. ölçümün kayıtları ise Şekil 4.21.'de gösterilmiştir. Birey 2 için ölçülen maksimum ve ortalama kuvvetler için Tablo 4.5.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.19. Ölçüm 1 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları



Şekil 4.20. Ölçüm 2 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları



Şekil 4.21. Ölçüm 3 için EMG, integrated EMG ve kuvvet kayıtları

Şekil 4.19. – Şekil 4.21. arası bütün grafiklerde kırmızı kayıtlar ham EMG sinyalini (mV birimi üzerinden); yeşil kayıtlar integrated EMG sinyalini (mV-sec), mavi kayıtlar ise kuvvetin zamanla değişimini (kg birimi üzerinden) göstermektedir. Söz konusu ölçümler 0. saniyede 90° ile başlayıp, 10. saniyede ise 0°'ye gelecek şekilde durmaksızın alınmıştır.

Tablo 4.5. Üç farklı ölçüm için ölçülen maksimum ve ortalama değerler

	Maksimum Kuvvet Değeri (kg)	Ortalama Kuvvet Değeri (kg)	Maksimum İntegrated EMG Sinyali (mV-sec)	Ortalama İntegrated EMG Sinyali (mV-sec)
ÖLÇÜM 1	14.212849	6.017598	0.321556	0.159852
ÖLÇÜM 2	16.541326	7.237866	0.284532	0.158457
ÖLÇÜM 3	17.435645	7.586532	0.282943	0.153246

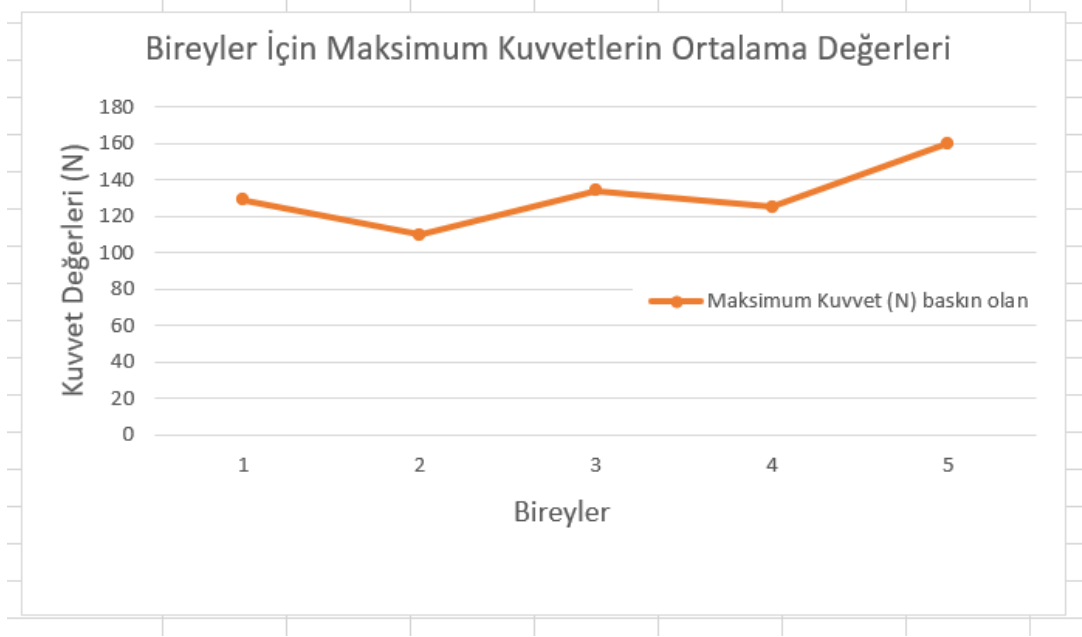
4.3. Kavrama Kuvvetlerinin Ortalama Değerleri ve Analizi

Aşağıda ki tabloda sırasıyla bireylerin baskın kolları için art arda 3 kere ölçülen maksimum ve ortalama kuvvet değerlerinin hesaplanan ortalamaları için özet tablosu, Tablo 4.6.'da yer almaktadır. Kilogram (kg) cinsinden ortalama kuvvetler Newton (N) birimine dönüştürülürken yer çekimi ivmesi yaklaşık olarak 10 m/s^2 olarak kabul edilmiştir.

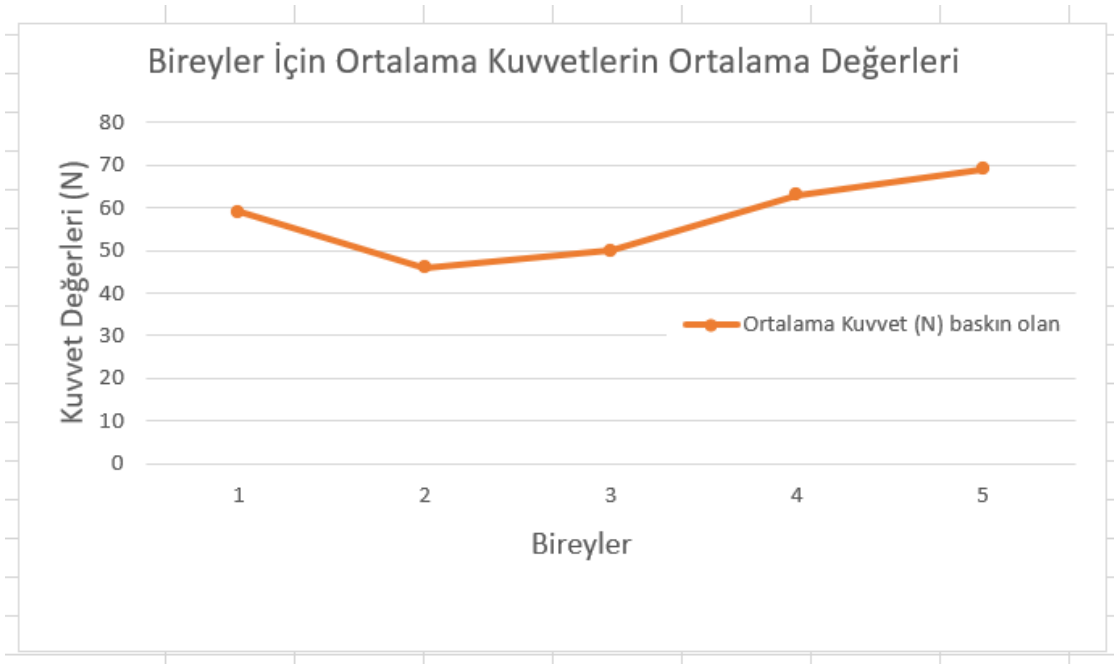
Tablo 4.6. Bireyler için hesaplanan maksimum ve ortalama kuvvetlerin ortalama değerleri

Baskın Kol	Maksimum Kuvvet Değerlerinin Ortalaması (kg) / (N)	Ortalama Kuvvet Değerlerinin Ortalaması (kg) / (N)
Birey 1	12.9 / 129	5.9 / 59
Birey 2	11.0 / 110	4.6 / 46
Birey 3	13.4 / 134	5.0 / 50
Birey 4	12.5 / 125	6.3 / 63
Birey 5	16.0 / 160	6.9 / 69

Aşağıdaki verilen grafikler bireyler için maksimum kuvvetlerin ortalama değerleri (Şekil 4.22.) ve bireyler için ortalama kuvvetlerin ortalama değerlerini (Şekil 4.23.) göstermektedir. Yatay ekseninde ki 1’den 5’e kadar numaralar sırasıyla her bir bireyi temsil ederken dikey eksen ise yine her bir birey için sırasıyla biceps brachii kası için maksimum ve ortalama kuvvetlerin ortalama değerlerini temsil etmektedir.



Şekil 4.22. Bireyler için maksimum kuvvetlerin ortalama değerleri



Şekil 4.23. Bireyler için ortalama kuvvetlerin ortalama değerleri

Ortalama kuvvet değerlerinde yaklaşık 10 saniyelik periyotda oluşan sinyallerin ortalaması alındığı için ortalama kuvvet değerleri maksimum kuvvet değerlerine göre daha düşük çıkmıştır.

Grafikler aynı ortamda ve aynı koşullar altında çalışan ve benzer fiziki özelliklere (boy, yaş, kilo,), sahip olan kadın bireylerden alınmış olup ve kuvvet sinyallerinin yakın seviyelerde olduğunu göstermektedir.

Toplam 5 bireyin maksimum kuvvetlerinin ortalaması yaklaşık olarak 132 N ve ortalama kuvvetlerinin ortalaması ise yaklaşık olarak 58 N'dir.

Ortalama kuvvet değerleri 4.1'de ki formülle hesaplanmıştır:

$$\bar{x} = (x_1 + x_2 + x_3 + x_4 + x_5) / 5. \quad (4.1)$$

Toplam 5 birey için ortalama sapma ise maksimum kuvvetler için yaklaşık 12 N ve ortalama kuvvetler için ise yaklaşık 7 N'dir.

Ortalama sapma değerleri sırasıyla 4.2'de ki formüllerle hesaplanmıştır:

$$|di| = |xi - \bar{x}| \text{ ve } \bar{d} = (|d_1| + |d_2| + |d_3| + |d_4| + |d_5|) / 5. \quad (4.2)$$

Buna göre hesaplanan değerler, toplam maksimum kuvvetlerin ortalaması için 132 ± 12 N ve toplam ortalama kuvvetlerin ortalaması için 58 ± 7 N şeklinde ifade edilir.

4.3'de ki formülle hesaplanmıştır:

$$x = \bar{x} \pm |d|. \quad (4.3)$$

Yapılan literatür araştırmalarında, María ve ark. yaptığı bir çalışmada ortalama yaşları 47 ± 12 olan 15 erkekten 36 kadından oluşan multiple sklerozlu hastalarda hem sağ hem de sol kolda ki biceps brachii kasından dinometre ile ölçülmüştür. Ve ölçülen ortalama kuvvet değerleri Newton (N) biriminden;

- Erkeklerde; sağ kolda ki biceps kasından alınan ortalama kuvvet değeri (Din BB-R (N)); 6.99 ± 1.5 ölçülürken,
- Erkeklerde; sol kolda ki biceps kasından alınan ortalama kuvvet değeri (Din BB-L (N)); 8.54 ± 2.35 olarak ölçülmüştür.
- Kadınlarda; sağ kolda ki biceps kasından alınan ortalama kuvvet değeri (Din BB-R (N)); 7.28 ± 2.44 ,
- Kadınlarda; sol kolda ki biceps kasından alınan ortalama kuvvet değeri ise (Din BB-L (N)); 8.05 ± 2.7 olarak ölçülmüştür [41].

Nolan ve ark. tarafından yapılan başka bir çalışmada ise ortalama yaşları 55.7-73.6 olan felç sonrası 384 hastada biceps kuvveti belirli aralıklarla ölçülmüştür. Çalışma mevcut literatürde inme sonrası biceps fonksiyonunun zamanla iyileşmesini değerlendiren ilk sistematik derleme olarak literatüre geçmiştir. İnmeyi takiben başlangıç biceps gücü aralığı 12,1-91,23 N idi. 4 haftada güç 16,3-85,8 N arasında değişiyordu ve bu aralık, 5 ve 8 haftada sırasıyla 85,31-97,38 N ve 29-125,04 N' ye yükseldi [42].

Chenlan ve ark. tarafından yapılan başka bir çalışmada ilk felç geçiren 127 hasta çalışmaya alındı ve rastgele bir şekilde 63 hasta (ortalama yaşları 64.56 ± 7.08) deneme grubuna alınırken 64 tanesi (ortalama yaşları 65.72 ± 5.95) kontrol grubuna ayrıldı.

- Paretik (kısmi felçli) uzuvdaki ortalama biceps kas gücü deneme grubundaki hastaların 5.90 ± 4.29 N olarak ölçülürken, kontrol grubundaki hastalarda ise 6.36 ± 4.06 N olarak ölçülmüştür.
- Paretik olmayan (kısmi felçli olmayan) uzuvdaki ortalama biceps kas gücü deneme grubundaki hastalarda 38.46 ± 9.27 N olarak ölçülürken, kontrol grubundaki hastalarda ise 37.13 ± 11.12 N olarak ölçülmüştür [43].

Alexandre ve ark. yaptığı çalışmada ise Biceps uzun başında artroskopik tenotomi nedeniyle belirgin klinik deformitesi olan ve olmayan hastalar arasında biceps gücünde herhangi bir farklılık olup olmadığı belirlendi. Çalışma 120 hastayı değerlendirdi ve bunlardan 31'i dışlama kriterlerine göre hariç tutuldu, böylece toplam 89 hastadan oluştu. Ölçümler ameliyattan 18 ay sonra, dijital dinamometre kullanılarak Newton cinsinden ölçüldü. Ardışık üç ölçüm yapıldı ve ortalaması kullanıldı. Örneklemin ortalama yaşı 60.2 ± 9.7 yıldır. Cinsiyet açısından bakıldığında hastaların 28'i erkek, 61'i (%68,5) kadındır. Erkek hastaların ortalama yaşı 59.8 ± 10.4 yıl, kadınların ise ortalaması 60.4 ± 9.4 yıldır [44].

Belirgin klinik deformitesi (CD) olan hasta grubu, yaş ortalaması 59.3 ± 9.8 yıl olan 44 kişiden oluşturuldu. Belirgin klinik deformitesi (ND) olmayan hasta grubu, yaş ortalaması 61.1 ± 9.6 yıl olan 45 kişiden oluşturuldu.

- CD grubunda ameliyat edilen üst ekstremité (baskın) ve ameliyat edilmeyen (baskın olmayan) ekstremité arasındaki ölçüm dağılımları karşılaştırıldı. Baskın kol için ortalama 17,7 N; ve baskın olmayan kol için ortalama 20,8 N idi.
- ND grubunda ameliyat edilen üst ekstremité (baskın) ve ameliyat edilmeyen (baskın olmayan) ekstremité arasındaki ölçüm dağılımları karşılaştırıldı. Baskın kol için ortalama 16,7 N; ve baskın olmayan kol için ortalama 19,8 N idi.

- Ameliyat edilen koldaki ortalama biceps kas gücü 17,2 N iken, ameliyat edilmeyen koldaki ortalama 20 N idi [44].

Literatür çalışmalarında ki değerlere istinaden yukarıda hesaplanan kuvvet değerleri göz önüne alındığında ve bütün kuvvet değerleri incelendiğinde bireylerin biceps brachii kası için kümülatif travma bozukluğu ve çeşitli kas hastalıkları açısından herhangi bir risk taşıdığından söz edilemez. Çünkü hesaplanan ortalama ve maksimum kuvvet değerlerine göre bireylerin biceps brachii kası kuvvet değerlerinde kümülatif travma bozukluğunu ve çeşitli kas hastalıklarını işaret edecek kadar literatür çalışmasında ki kuvvetlerden [[41], [42], [43], [44]] düşük kuvvet değerleri gözlemlenmemiştir.

Bununla birlikte, bu çalışmada Biceps Brachii kasından dinamik hareket sırasında yapılan ölçümler sonucunda alınan ortalama kuvvet değeri (58 ± 7 N), 22-28 yaş arası kadın bireyler için kümülatif travma bozukluğu ve çeşitli kas hastalıkları açısından herhangi bir risk taşımadığını göstermektedir ve bu değer, kabul edilebilir göstergelerden biri olarak değerlendirilebilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Biyomekanik çalışmalarında kas kuvvetlerinin doğru bir şekilde tespit edilebilmesi büyük önem taşır.

Sonuç olarak, bireylerin üst kol bölgesinde ki biceps brachii kası için kuvvet ölçümleri belirlenen ölçüm prosedürüne göre gerçekleştirilmiştir. Buna göre elektrodlar literatürde ki benzer çalışmalara göre biceps kasına yerleştirilmiştir. Üst kol ve ön kolun masa ile yaptığı açılar ölçülerek dirsek açısı hesaplanmıştır ve ön kol bükme egzersizinin benzetimi yapılmıştır. Kas kuvveti ölçümleri yapılırken dirsek açısı korunarak ölçümler bu şekilde yapılmıştır. Daha sonra, günlük işlerini düzenli olarak yapan bireylerde kümülatif travma bozuklukları'nın ve çeşitli kas hastalıklarının risk potansiyellerinin tespiti amaçlanarak, bireyler üzerinde deneysel ölçümler yapılmıştır. Ölçümler sırasında bireylerin bilek güreşi hareketine benzer bir hareketi yapmaları sağlanmıştır. Diğer bir ifade ile dinamik hareket sırasında Biceps brachii kasında oluşan maksimum ve ortalama kuvvetler ölçülmüştür. Ölçümler Biopac cihazı üzerinden toplanmıştır. Ölçüm esnasında bireylerin biceps brachii kasında oluşan maksimum ve ortalama kuvvet değerleri ölçülmüştür. Çalışmanın sonunda yapılan analizler doğrultusunda EMG sinyalinden elde edilen söz konusu maksimum ve ortalama kuvvet değerleri dikkate alınarak analizler yapılmıştır ve bireylerin biceps brachii kasının kümülatif travma bozuklukları ve çeşitli kas hastalıkları (felç, multiple skleroz, vs.) açısından risk taşıyıp taşımadığının anlaşılması mümkün olmuştur. Aynı zamanda herhangi bir kas hastalığına sahip olmayan sağlıklı kadın bireylerin biceps brachii kası için ölçülen maksimum ve ortalama kuvvet değerleri de literatüre kazandırılmıştır.

Literatür araştırmalarının sonucunda herhangi bir kas hastalığına sahip olmayan sağlıklı kadın bireylerin biceps kasının kuvvet düzeylerinin ölçülmesine dair herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çeşitli kas hastalıklarına (parkinson, MS, felç, vb.) sahip hasta bireyler üzerinde biceps kasının kuvvet düzeylerinin ölçülmesine dair ise çeşitli çalışmalar yapılmıştır [[41], [42], [43], [44]].

İleriye dönük çalışmalarda ise şu boşluklarının tamamlanabileceği düşünülmektedir;

- **Kas Kuvveti ve Cinsiyet İlişkisi:** Baskın kolların biceps kasındaki kas kuvveti üzerine odaklanan çalışmalarda cinsiyet farklılıklarının incelenmesi. Kadınların biceps kası gücünün erkeklerinkine kıyasla nasıl değiştiğini ve bu farklılıkların ne tür faktörlere bağlı olduğunu araştırmak.

- **Farklı Yaş Grupları ve Aktivite Seviyelerinin Etkisi:** Farklı yaş gruplarındaki kadınların ve belki de farklı aktivite seviyelerindeki kadınların biceps kası güçlerinin karşılaştırılması. Bu, yaşlanma sürecinin veya fiziksel aktivitenin kas kuvveti üzerindeki etkilerini anlamak için önemli olabilir.
- **Baskın Olmayan Kol ve Baskın Olan Kol Arasındaki İlişki:** Baskın kolların biceps kas kuvveti ve baskın olmayan kollardaki biceps kas kuvvetlerinin karşılaştırılması. Ve iki kol arasında kas kuvvetinin nasıl değiştiğinin karşılaştırılması.
- **Ölçüm Yapılan Kişi Sayısının Arttırılması:** Deneysel ölçümler yapılırken kişi sayısının fazla olması, istatistiksel güvenilirliği artırır. İstatistiksel güvenilirlik, verilerin gerçek durumu yansıtmaya olasılığını ifade eder. Daha geniş bir katılımcı grubu, farklı demografik özelliklere sahip kişileri içerecektir. Bu da elde edilen sonuçların daha genelgeçerli olmasını sağlar. Bu nedenle, deneysel çalışmalarda ve gözlemlerde daha geniş bir katılımcı grubuna sahip olmak, sonuçların daha geçerli ve güvenilir olmasını sağlar.
- **Kas Hastalığına Sahip Kişiler ve Sağlıklı Olan Kişiler Arasındaki İlişki:** Kas hastalığına sahip bireyler ile sağlıklı bireyler için biceps kas kuvvet düzeyleri ölçülerek iki grubun karşılaştırılması. Ve iki grup arasında kas kuvvetinin nasıl değiştiğinin incelenmesi.

KAYNAKLAR

- [1] K. Serbest, "Structure and biomechanics of skeletal muscle," *Academic Platform Journal of Engineering and Science*, vol. 2, no. 3, pp. 41–51, 2014, doi: 10.5505/apjes.2014.70299.
- [2] A. F. Huxley, "With 1 plate and 12 text-figure8 REVIEW LECTURE MUSCULAR CONTRACTION GIVEN AT THE MEETING OF THE PHYSIOLOGICAL SOCIETY AT LEEDS UNIVERSITY," 1974.
- [3] S. M. Mirvakili and I. W. Hunter, "Artificial Muscles: Mechanisms, Applications, and Challenges," *Advanced Materials*, vol. 30, no. 6. Wiley-VCH Verlag, Feb. 08, 2018. doi: 10.1002/adma.201704407.
- [4] T. Yan, M. Cempini, C. M. Oddo, and N. Vitiello, "Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons," *Rob Auton Syst*, vol. 64, pp. 120–136, Feb. 2015, doi: 10.1016/j.robot.2014.09.032.
- [5] "Berk M., Önal B., Güven R., (2011) Meslek Hastalıkları Rehberi Çalışma ve Sosyal Güvenlik Bakanlığı, İş Sağlığı ve Güvenliği Genel Müdürlüğü (İSGGM)."
- [6] "Zdero R. Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics, 2017 Oct, 21-26, Chapter 2 - Quasi-static Stiffness and Strength Testing of Whole Bones and Implants."
- [7] H. A. Dereshgi, K. Serbest, S. N. Sahin, and B. Balik, "Skeletal Muscle Mechanics from Hill-Based Muscle Model to Computer Applications: State of the Art Review."
- [8] D. C. de O. Silva *et al.*, "Electromyographic evaluation of upper limb muscles involved in armwrestling sport simulation during dynamic and static conditions," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, no. 6, Dec. 2009, doi: 10.1016/j.jelekin.2008.09.014.

- [9] Z. Tong, X. Shao, Z. Chen, and X. He, "Optimization of the forearm angle for arm wrestling using multi-camera stereo digital image correlation: A preliminary study," *Theoretical and Applied Mechanics Letters*, vol. 11, no. 6, Nov. 2021, doi: 10.1016/j.taml.2021.100287.
- [10] N. Uddin Ahamed, K. Sundaraj, R. Badlisha Ahmad, M. Rahman, M. Anamul Islam, and M. Asraf Ali, "Coherence in muscle activity of the biceps brachii at middle, proximal and distal tendon region among the arm wrestling contestants," 2013.
- [11] N. U. Ahamed, K. Sundaraj, R. B. Ahmad, M. Rahman, and M. A. Islam, "Analysis of right arm biceps brachii muscle activity with varying the electrode placement on three male age groups during isometric contractions using a wireless EMG sensor," in *Procedia Engineering*, Elsevier Ltd, 2012, pp. 61–67. doi: 10.1016/j.proeng.2012.07.143.
- [12] "Gash MC, Kandle PF, Murray IV, et al. Physiology, Muscle Contraction, 2024 Jan.".
- [13] W. R. Frontera and J. Ochala, "Skeletal Muscle: A Brief Review of Structure and Function," *Behavior Genetics*, vol. 45, no. 2. Springer New York LLC, pp. 183–195, Mar. 04, 2015. doi: 10.1007/s00223-014-9915-y.
- [14] G. M. Roth, D. M. Bader, D. M. Bader, and E. R. Pfaltzgraff, "Isolation and physiological analysis of mouse cardiomyocytes," *Journal of Visualized Experiments*, no. 91, Jul. 2014, doi: 10.3791/51109.
- [15] S. Burkhard, V. van Eif, L. Garric, V. M. Christoffels, and J. Bakkens, "On the evolution of the cardiac pacemaker," *Journal of Cardiovascular Development and Disease*, vol. 4, no. 2. MDPI, Jun. 01, 2017. doi: 10.3390/jcdd4020004.
- [16] R. C. Webb, "Smooth muscle contraction and relaxation," in *American Journal of Physiology - Advances in Physiology Education*, American Physiological Society, 2003, pp. 201–206. doi: 10.1152/advan.00025.2003.

- [17] I. Y. Shadrin, A. Khodabukus, and N. Bursac, "Striated muscle function, regeneration, and repair," *Cellular and Molecular Life Sciences*, vol. 73, no. 22. Birkhauser Verlag AG, pp. 4175–4202, Jun. 06, 2016. doi: 10.1007/s00018-016-2285-z.
- [18] "McGinnis P., Biomechanics of Sport and Exercise, 3rd ed., Human Kinetics, Illinois, 2013."
- [19] "Riddle DL, Blumenthal T, Meyer BJ, et al., editors. *C. elegans* II. 2nd edition. Cold Spring Harbor (NY), Cold Spring Harbor Laboratory Press; 1997. Section II, The Organization, Structure, and Function of Muscle."
- [20] "Forro SD, Munjal A, Lowe JB. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Arm Structure and Function, July 25, 2023."
- [21] H. ASADI DERESHGI, "Investigating the biomechanics of the biceps brachii muscle during dumbbell curl exercise: A comprehensive approach," *European Mechanical Science*, vol. 7, no. 4, pp. 209–219, Dec. 2023, doi: 10.26701/ems.1348070.
- [22] "Tiwana MS, Charlick M, Varacallo M. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Biceps Muscle. Treasure Island (FL), StatPearls Publishing; 2024 Jan."
- [23] S. Katsuki *et al.*, "Morphological change in the biceps brachii muscles during shoulder rotation: A cadaver study," *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 11, no. 19, Oct. 2021, doi: 10.3390/app11199262.
- [24] M. M. Nishida, T. Tsuboyama, T. Moritani, and H. Arai, "Review of the evidence on the use of electrical muscle stimulation to treat sarcopenia," *Eur Geriatr Med*, vol. 7, no. 3, pp. 267–271, Jun. 2016, doi: 10.1016/j.eurger.2015.11.010.
- [25] K. Kouzaki, K. Nosaka, E. Ochi, and K. Nakazato, "Increases in M-wave latency of biceps brachii after elbow flexor eccentric contractions in women," *Eur J Appl Physiol*, vol. 116, no. 5, pp. 939–946, May 2016, doi: 10.1007/s00421-016-3358-2.

- [26] D. W. Maughan and R. E. Godt, "Radial Forces within Muscle Fibers in Rigor."
- [27] "Quartier P, Gherardi RK. Chapter 149 - Juvenile dermatomyositis, Handbook of Clinical Neurology Volume 113, 2013, Pages 1457-1463".
- [28] "Dunleavy K, Lulofs-MacPherson K, Slowik AK. Relationship Between Impairments and Function, Therapeutic Exercise Prescription 2019, Pages 60-81."
- [29] H. Öktem *et al.*, "The association between hand dimensions and handgrip strength: a preliminary study," *Eurasian Journal of Anthropology Euras J Anthropol*, vol. 8, no. 2, pp. 35–44, 2017.
- [30] A. Lupton-Smith, K. Fourie, A. Mazinyo, M. Mokone, S. Nxaba, and B. Morrow, "Measurement of hand grip strength: A cross-sectional study of two dynamometry devices," *South African Journal of Physiotherapy*, vol. 78, no. 1, 2022, doi: 10.4102/sajp.v78i1.1768.
- [31] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: Detection, processing, classification and applications," *Biol Proced Online*, vol. 8, no. 1, pp. 11–35, Mar. 2006, doi: 10.1251/bpo115.
- [32] V. Gohel and N. Mehendale, "Review on electromyography signal acquisition and processing," *Biophysical Reviews*, vol. 12, no. 6. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH, pp. 1361–1367, Dec. 01, 2020. doi: 10.1007/s12551-020-00770-w.
- [33] "Pflanzer R, McMullen W. Biopac Student Lab Lesson 2, ELECTROMYOGRAPHY (EMG) II Introduction."
- [34] H. M. Qassim, W. Z. W. Hasan, H. R. Ramli, H. H. Harith, L. N. I. Mat, and L. I. Ismail, "Proposed Fatigue Index for the Objective Detection of Muscle Fatigue Using Surface Electromyography and a Double-Step Binary Classifier," *Sensors (Basel)*, vol. 22, no. 5, Feb. 2022, doi: 10.3390/s22051900.

- [35] M. Al-Ayyad, H. A. Owida, R. De Fazio, B. Al-Naami, and P. Visconti, “Electromyography Monitoring Systems in Rehabilitation: A Review of Clinical Applications, Wearable Devices and Signal Acquisition Methodologies,” *Electronics (Switzerland)*, vol. 12, no. 7. MDPI, Apr. 01, 2023. doi: 10.3390/electronics12071520.
- [36] A. L. Hof, “The relationship between electromyogram and muscle force,” *Sportverletzung-Sportschaden*, vol. 11, no. 3, pp. 79–86, 1997, doi: 10.1055/s-2007-993372.
- [37] M. J. Rell and J. R. Galvin, “What are Cumulative Trauma Disorders? CUMULATIVE TRAUMA DISORDERS.”.
- [38] R. Merletti and L. R. Lo Conte, “Advances in processing of surface myoelectric signals: Part I,” 1995.
- [39] D. F. Stegeman, J. H. Blok, H. J. Hermens, and K. Roeleveld, “Surface EMG models: properties and applications,” 2000.
- [40] K. H. Whitmer, “A MIXED COURSE BASED RESEARCH APPROACH TO HUMAN PHYSIOLOGY.”.
- [41] M. Cuerda-Ballester *et al.*, “Influence of sex on functional capacity, and muscle strength and fine motor skills of upper limbs in patients with multiple sclerosis PALABRAS CLAVE,” 2022.
- [42] A. Aguirre, “Assessing Biceps Brachii Functional Recovery after Stroke: A Comprehensive Analysis of Two Decades of Patient Data.”.
- [43] C. Shao, Y. Wang, H. Gou, H. Xiao, and T. Chen, “Strength Training of the Nonhemiplegic Side Promotes Motor Function Recovery in Patients With Stroke: A Randomized Controlled Trial,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 104, no. 2, pp. 188–194, Feb. 2023, doi: 10.1016/j.apmr.2022.09.012.

- [44] A. Almeida, M. R. Valin, N. C. de Almeida, G. Roveda, and A. P. Agostini, “COMPARATIVE ANALYSIS ON MUSCLE STRENGTH AMONG PATIENTS WHO UNDERWENT ARTHROSCOPIC TENOTOMY OF THE LONG HEAD OF THE BICEPS IN RELATION TO ESTHETIC DEFORMITY,” *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, vol. 47, no. 5, pp. 593–597, Sep. 2012, doi: 10.1016/s2255-4971(15)30009-4.

