



**T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ADAPTE EDİLEBİLİR İZOMETRİK KUVVET ANALİZ VE
ANTRENMAN GELİŞTİRME SİSTEMİ TASARIMI**

Dr. Murat FİDAN

**ANTRENÖRLÜK EĞİTİMİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Ocak 2020
BOLU**



**T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Dr. Murat FİDAN

**ANTRENÖRLÜK EĞİTİMİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Ümid KARLI**

**Ocak 2020
BOLU**

Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Antrenörlük Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi ERBİL MURAT AYDIN *

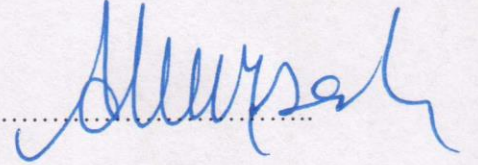
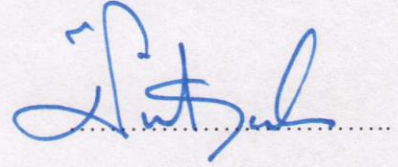
Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı,
Hitit Üniversitesi

Prof. Dr. Ümid KARLI **

Antrenörlük Eğitimi Anabilim Dalı,
Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Alper BAYRAK

Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı,
Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi



Tarih: 22 / 01 / 2020

Bu tez ile Bolu AİBÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu **Murat FİDAN**'nın Yüksek Lisans derecesini onaylamıştır.

Prof. Dr. Erol AYZAZ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

* Jüri Başkanı

** Tez danışmanı

ÖZET

ADAPTE EDİLEBİLİR İZOMETRİK KUVVET ANALİZ VE ANTRENMAN GELİŞTİRME SİSTEMİ TASARIMI

Spor ve sağlık alanlarında kas kasılmalarına bağlı olarak üretilen kuvvet ve güç büyüklüklerinin ölçülmesine sıklıkla ihtiyaç duyulmaktadır. Spor alanında yetenek seçimi, antrenman etkilerinin gözlemi, fiziksel uygunluk gibi süreçlerin takibi için, sağlık alanında ise hastalıkların teşhisi, tedavi yöntemlerinin belirlenmesi, rehabilitasyon süreçlerinin kontrolü için kas kuvveti ölçülmektedir. Kas kuvvetinin ve gücünün değerlendirilmesi için alan testleri, izometrik testler, izotonik testler, izokinetik testlerden faydalanılmaktadır. Literatürde kas kuvvetinin ve gücünün değerlendirilmesi için en sık tercih edilen yöntemlerin başında izometrik ve izokinetik kuvvet ölçüm yöntemleri gelmektedir. İzometrik ve izokinetik kuvvet ölçümleri kas veya kas grupları hakkında değerli bilgiler üretebilmektedir. İzometrik kuvvet ölçümleri için en sık tercih edilen yöntemler izometrik dinamometre ve izokinetik dinamometre kullanımıdır. İzometrik dinamometreler, izokinetik dinamometrelere göre oldukça uygun maliyetli ve basit yapıdadır. İzokinetik dinamometreler ile kas kuvveti ve gücüne ilişkin çok çeşitli ve detaylı bilgiler elde edilebilmektedir. Fakat izokinetik dinamometrelerin en büyük dezavantajları yüksek maliyetleri ve mobilize olamayan yapılarıdır. Bu nedenle tez çalışması kapsamında düşük maliyetli adapte edilebilir bir izometrik kuvvet ölçme ve antrenman geliştirme sistemi tasarlanmıştır. Tasarlanan sistem mekanik yapı, kuvvet ölçme sensörü, elektronik devre ve bilgisayar yazılımından oluşmaktadır. Sistem ile izometrik-izotonik kuvvet analizleri yapılabilmekte ve antrenman programları uygulanabilmektedir. Geliştirilen sistem literatürdeki, emsallerine göre daha düşük maliyete sahiptir. Farklı makinelere ve ölçme yöntemlerine adapte edilebilir bir yapıya sahiptir. Geliştirilen izometrik kuvvet ölçme ve antrenman geliştirme sisteminin işlerliği ve güvenilirliği, kalibrasyon testleri ile ispatlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Kas kuvveti, Kas kasılması, Bilgisayar destekli ölçme

ABSTRACT

ADAPTABLE ISOMETRIC STRENGTH ANALYSIS AND EXERCISE DEVELOPMENT SYSTEM DESIGN

It is often needed to measure the strengths and power produced by muscle contraction in sports and health fields. In the field of sports, muscle strength is measured for the selection of skills, monitoring of training effects, monitoring of physical fitness. Diagnosis of diseases, determination of treatment methods and control of rehabilitation processes is determined with muscle strength measuring in medicine. For the evaluation of muscle strength and power, field tests, isometric tests, isotonic tests and isokinetic tests are used. The isometric and isokinetic strength measurement methods are the most commonly used methods for evaluating muscle strength and power in literature. Isometric and isokinetic strength measurements can produce valuable information about muscle and muscle groups. Isometric dynamometers and isokinetic dynamometers are the most commonly used methods for isometric force measurements. Isometric dynamometers are relatively cost effective and simple compared with isokinetic dynamometers. Isokinetic dynamometers provide a wide range of detailed information about the muscle strength and power. However, the major disadvantages of isokinetic dynamometers are their high cost and non-mobilization. For this reason, a low cost adaptable isometric strength measurement and training development system was designed within the scope of the thesis. The designed system consists of mechanical structure, strength measurement sensor, electronic circuit and computer software. Isometric-isotonic strength analysis can be performed and training programs can be applied with the system. The developed system has a lower cost than its equivalents in the literature. It is adaptable to different machines and measuring methods. The functionality and reliability of the developed isometric strength measurement and training system has been proved by calibration tests.

Keywords: Muscle strength, Muscle contraction, Computer aided measurement

TEŞEKKÜR

Antrenörlük Anabilim Dalında lisansüstü eğitimim için önümü açan bana yol gösteren değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Ümid KARLI'ya, çalışmalarımnda çok büyük desteğini gördüğüm değerli dostum ve mesai arkadaşım Sayın Dr. Öğretim Üyesi Alper BAYRAK'a uygulamalı çalışmalarımızda büyük kolaylıklar sağlayan Mühendislik Fakültesi makine atölyesini kuran Mühendislik Fakültesi Eski Dekanı Sayın Prof.Dr. Ömer ZORBA'ya, sistemin tanıtılmasında fotoğrafları ile yardımcı olan kardeşim Arif Fırat FİDAN'a, ayrıca emeği geçen herkese sonsuz teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Tez çalışmalarım sırasında bana destek olarak sabır gösteren biricik hayat arkadaşım, vakitlerinden çaldığım, Efe'ye, Defne'ye ve Ali'ye ayrıca teşekkür ederim. Sayesinde bugünlere geldiğim anneme ve babama şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
ŞEKİLLER	vii
FOTOGRAFLAR ve MALZEMELER DİZİNİ	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Kas Kuvvetinin ve Gücünün Değerlendirilmesi.....	4
1.1.1. Alan testleri.....	4
1.1.2. İzometrik testler.....	5
1.1.3. İzotonik testler.....	6
1.1.4. İzokinetik testler.....	7
1.2. Kas Kuvveti Ölçümüne İlişkin Bilimsel Çalışma Örnekleri.....	7
1.3. Tez Çalışmasının Köken Aldığı Hipotezler ve Amaçlar.....	23
2. ADAPTE EDİLEBİLİR İZOMETRİK KUVVET ANALİZ VE ANTRENMAN GELİŞTİRME SİSTEMİ	25
2.1. İzometrik Kuvvet Analiz ve Antrenman Sisteminin Bileşenleri.....	25
2.1.1. Ayarlanabilir kızak.....	26
2.1.2. 180° dönebilen makara sistemi.....	27
2.1.3. Kuvvet uygulama aparatları.....	28
2.1.4. Kuvvet sensörü.....	29
2.1.5. Elektronik kart.....	32
2.1.6. Bilgisayar yazılımı.....	35
2.2. İzometrik Kuvvet Analiz ve Antrenman Sisteminin Kalibrasyonu.....	41
3. SONUÇLAR	44
KAYNAKLAR	51
EK 1 : KUVVET ÖLÇME VE ANTRENMAN ÖRNEKLERİ	59
ÖZGEÇMİŞ	64

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
1.1. Prototip Cybex 2 gövde testi dinamometresi dengeleme sistemi - Davies ve Gould (68)'den alınmıştır.	8
1.2. Mannerfelt-Ulrich el içi ölçü aleti - Brorson ve ark. (65)'den alınmıştır.	9
1.3. KINCOM dinamometresinde quadriseps ve hamstring test pozisyonları - Worrell ve ark. (27)'den alınmıştır.	9
1.4. Ağız içi basınç ölçümü için ampul sensörler ve dönüştürücü - Nicosia ve ark. (71)'den alınmıştır.	11
1.5. Citec el tipi dinamometre kullanarak izometrik kas kuvveti ölçümü - Koblbauer ve ark.(36)'den alınmıştır.	16
1.6. Üç eksenli gövde dinamometresi - Azghani ve ark. (77)'den alınmıştır.	18
1.7. Dil kuvveti ölçme sistemi - Sommer ve ark. (78)'den alınmıştır.	19
1.8. Boyun kas kuvveti ölçme sistemi - Popovich ve ark.(35)'den alınmıştır.	20
1.9. Hottinger sensör ile diz eklemi izometrik kuvvet ölçümü - Walaszek ve ark. (105)'den alınmıştır.	21
1.10. Kiio ve Cybex sensörlerin karşılaştırılması - Grabowski ve ark. (79)'den alınmıştır.	22
1.11. Parmak ve bilek kuvvetlerini değerlendirme platformu - Malešević ve ark. (106)'den alınmıştır.	23
2.1. Kuvvet analiz ve antrenman sistemi temel kısımları.	26
2.2. Ayarlanabilir kızak.	27
2.3. 180° dönebilen makara sistemi.	28
2.4. Kuvvet uygulama aparatları.	29
2.5. Kuvvet Sensörü.	30
2.6. Kuvvet sensörü 3 boyutlu teknik çizimi.	31
2.7. Sensör alt ve üst kapaklarının frezede işlenmesi.	31
2.8. Yük hücrelerinin kuvvet sensörünün alt kapağına yerleştirilmesi.	32
2.9. Elektronik kart.	33
2.10. Yük hücrelerinin bağlantısı.	33
2.11. Veri işleme kartı blok şeması.	34
2.12. Veri işleme kartı baskı devre çizimi.	34
2.13. Veri işleme kartı elektronik devre şeması.	35
2.14. Bilgisayar yazılımı exe dosyası.	36

2.15. Kuvvet analiz ve antrenman sistemi kayıtlı antrenman kullanıcı arabirimi.	36
2.16. Bilgisayar yazılımı sporcu bilgileri.	37
2.17. Dosya kaydetme işlemi.	37
2.18. Dosya yolu uyarısı.	38
2.19. Alt sınır, üst sınır ve süre değerlerinin girilmesi.	38
2.20. Veri dosyası kaydı başlatma ve geri çağırma sekmesi.	39
2.21. Kayıt dosyası açma iletişim kutusu.	39
2.22. Veri kayıt dosyası örneği.	40
2.23. Kuvvet analiz ve antrenman sistemi serbest antrenman kullanıcı arabirimi.	40
2.24. Bilgisayar yazılımı ölçüm ve iletişim ayarları.	41
2.25. Ölü ağırlık kalibrasyon eğrisi.	42
2.26. Çekme dayanımı cihazı karşılaştırma yöntemi.	42
2.27. Çekme dayanımı test cihazı karşılaştırma eğrisi.	43
3.1. Bilek güreşi bileşke izometrik kuvvet ölçümü.	47
3.2. Yumuşak dirençli yay ile izotonik bilek kuvveti antrenmanı yapılışı.	48
3.3. Bazı judo çekişleri sırasında üretilen bileşke izometrik kuvvet ölçüm örnekleri.	48
3.4. İzometrik kuvvet ölçümü: A) Biceps curl; B) Lat pull down.	49
3.5. İstatistiksel değerlerin belirlenmesi	50

FOTOGRAF ve MALZEMELER DİZİNİ

Resim	Sayfa
1. Farklı dirençlere sahip yayların kullanım örneği: A) Sert; B) Orta; C) Yumuşak.	59
2. İzometrik boyun kuvveti ölçümü: A) Fleksiyon; B) Sol lateral fleksiyon; C)Ekstansiyon.	59
3. Yay direnç ile sagittal düzlemde boyun egzersizi: A) Fleksiyon; B) Nötr pozisyon.	60
4. İzometrik kalça kuvveti ölçüm örneği: A) Abdüksiyon; B) Ekstansiyon.	60
5. Alt uzuv için izometrik kuvvet ölçüm örneği: A) Diz ekstansiyonu; B) Plantar fleksiyon.	61
6. Dirsek ekstansiyonu izometrik kuvvet ölçümü: A) Z bar ayakta B) Z bar oturarak C) Düz bar oturarak.	61
7. Fonksiyonel hareketler izometrik kuvvet ölçüm örneği: A)Bench press; B)Seated rows.	62
8. Fonksiyonel çekme izometrik kuvvet ölçüm örneği A) Geniş tutuş B) Dar tutuş.	62
9. Bazı judo teknikleri için izometrik kuvvet ölçüm örnekleri A) Uchi mata B) Ippon seoi nage C) De ashi harai.	63
10. Yay direnç ile judo çekiş izotonik egzersiz örneği.	63

SİMGELER ve KISALTMALAR

EMG	Elektromiyografi
kg	Kilogram
kgf	Kilogramforce – Kilogramkuvvet
LCD	Liquid Crystal Display – Sıvı Kristal Ekran
m	Metre
mm	Milimetre
mV	mili Volt
N	Newton
Nm	Newton Metre
Smps	Switched Mode Power Supply – Anahtarlama Güç Kaynağı
sn	Saniye
USART	Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter – Evrensel Senkron/Asenkron Alıcı/Verici
V	Volt

1. GİRİŞ

Kas kuvveti ve gücü insan bedeni için önemli bir yere sahiptir. Gerek günlük hayatın idame ettirilmesinde gerekse yaşamın içindeki bedensel aktivitelerin gerçekleştirilebilmesinde, her insanın belirli oranda kas kuvvetine ve gücüne ihtiyacı bulunmaktadır.

Kas gücü, kas kuvveti ile ilişkili ancak birbirinden farklı iki özelliktir (1). Wilson ve Murphy (2)'nin belirttiğine göre Atha, kuvveti basit olarak, sabit bir dirence karşı tek bir kasılmada, zorlama (*force*) geliştirme yeteneği, şeklinde tanımlamaktadır. Abernethy ve arkadaşları (1)'nin belirttiğine göre, Sale tarafından kuvvet, belirli koşullar altında maksimum istemli bir kasılma sırasında üretilen tepe (pik) zorlama (N) veya tork (N.m), olarak tanımlanmıştır. Devamında Abernethy ve arkadaşları (1), Harman'ın, kuvveti, belirli koşullar altında uygulanan zorlama olarak, gücü ise mekanik bir işin belirli koşullar altında gerçekleştirilme hızı ($Watt=Joule/sn$), olarak tanımladığını, bildirmişlerdir. Bu bağlamda kuvvet, bir harekete teşebbüs ederken ya da hareketi yaparken, üretilen zorlama (direnc) olarak tanımlanırken, güç ise birim zamanda yapılan işin ($güç=iş/zaman$) bir ölçüsü olarak tanımlanabilir. Daha basit bir ifadeyle, eğer kuvvet, zorlama (direnc) uygulama yeteneği olarak kabul edilirse, güç hızlı biçimde zorlama uygulama yeteneği olarak kabul edilebilir. Kas gücü literatürde kuvvet ile hızın çarpımı ($güç=kuvvet*hız$) (3–8), ile belirlenmektedir. Bu açıdan gücün, kuvvet üretme yeteneğinin yanı sıra ekstremite/uzuv hızına da bağlı olduğu söylenebilir.

Kas kuvveti ve gücü insanoğlunun doğumuyla birlikte artma eğiliminde olup genel olarak 20-30 yaş aralığında zirveye ulaştığı 40-50'li yaşlara kadar göreceli olarak stabil kalabildiği ve daha sonra azaldığı bildirilmiştir. Kas kuvvetinin ve gücünün zirvelenme ve azalma dönemleri, cinsiyete göre farklılıklar gösterebilmektedir (3,8–10).

Çok çeşitli biyolojik fonksiyonlarda genel bir azalma ile ilişkili olan yaşlanma sürecine (9) bağlı olarak kas hacminde, kuvvetinde ve gücünde de azalmalar görülür (4,5,11). Kas hacminde, kas kuvvetinde ve gücünde meydana gelen bu azalmalar, insan bedeninin fizyolojik ve fiziksel fonksiyonlarının da gerilemesine ve/veya bozulmasına neden olabilmektedir (6,7,12–15). Kas kuvvetinde görülen değişiklikler

yaşın yanı sıra cinsiyete de bağlılık göstermektedir (10,16–19). Genellikle kadınlar, erkeklerden daha düşük kas kuvvetine ve gücüne sahip olmalarına rağmen, yaşa bağlı olarak kuvvet ve güç değişimleri erkeklere oranla farklılıklar gösterebilmektedir (3,8–10).

Fiziksel işlevsellik kas kuvvetinden ziyade kas gücü ile daha çok ilişkilidir ve bu ilişki doğrusaldır. Bu nedenle yaşlılık gibi fiziksel işlevsellik kayıplarının değerlendirildiği bilimsel çalışmalarda güç ölçümlerinin de dikkate alınması önemlidir. Literatürde yaşlanma sürecinde kas gücünün, kas kuvvetine oranla daha fazla azaldığı rapor edilmektedir. Kas gücünün yaşa bağlı olarak azalması nöromusküler (sinir kas) sistemdeki değişikliklerin sebep olduğu, daha yavaş hareket ve reaksiyon zamanı (tepki süresi) ile ilişkilidir (3,5,6,9,12).

İnsanlardaki güç ve kuvvet artışları, iskelet kas sisteminde meydana gelen gelişmelerle ilişkilendirilebilir. Kas hacminin artması ve kasın gelişmesi, kuvvette bir artışa, dolaylı olarak da kontrol ve becerilerde ilerlemelere neden olabilmektedir. Özellikle sporcularda görülen ileri seviye kontrol ve beceri özelliklerini, tabii tutuldukları özel spor eğitimlerinde elde ettikleri kuvvet ve güç artışı ile ilişkilendirmek mümkündür. Buradan yola çıkılarak çoğu spor dalının temelinde kuvvet ve güce ihtiyaç duyulabileceği (20–23) söylenebilir. Brown ve Weir'e (24) göre güç ve kuvvetin değerlendirilmesi sporcular ve insan performansı için esastır. Bireyin mevcut kas kuvveti seviyesine ilişkin doğru bilgi, hem mesleki işlevsel kapasite değerlendirmesi (25) hem de uygun atletik ve rehabilitasyon egzersiz reçetesi için önemlidir (24). Bu açıdan bakıldığında sporcuların kuvvet ve güç değişimlerinin gözlemlenmesi, elit sporcuların yetiştirilmesinde, yarışma hazırlıklarının ve antrenman programlarının düzenlenmesinde(20–22,25,26), sakatlık dönemi (27) ve sonrasındaki spora geri dönüş aşamalarında (10,28) önemli rol oynayabilmektedir.

Spor alanında yapılan kuvvet ve güç ölçüm çalışmalarına (21,22,29) ek olarak nörolojik/nöromusküler (30–33) ve ortopedik rahatsızlığı (34–37) olan hastalarda, fizik tedavi ve rehabilitasyon hastalarında (38–41) , yaşlılarda (7,42,43), çocuklarda (44–46) ve çeşitli özel gruplarda da (47–49) kuvvet ve güç değişimlerinin gözlemlenmesine ihtiyaç duyulabilmektedir. Kuvvet ve güç ölçümleri tüm bu gruplarda, kimi zaman gelişim amaçlı, kimi zaman kontrol amaçlı (34,35,50), kimi zamanda hastalıkların teşhis edilmesi (16,29,51) veya geri beslemeler alınarak

tedavilerin planlaması veyahut norm verilerin oluşturulması (16,19,46) vb. amaçlarla yapılabilmektedir.

İnsan bedeninin kuvvet üretmesi iskelet kaslarının kasılmasına bağlıdır. Kas için *kasılma* fiili *gerginlik* veya *büzülüp toplanmak*, *kısalma* anlamlarına gelirken, kuvvette bir artışa maruz kalmak manasında da kullanılmaktadır. Bir kasın kuvvet üretmesi için harekete geçmesi (aktive olması) gerekmektedir. Harekete geçen bir kas, her koşul altında, kuvvet üretir fakat harekete geçip kuvvet üreten bir kasın her zaman kısaldığı söylenemez (52).

Faulkner (52)'ın belirttiğine göre, 1920'lerde ve 1930'larda araştırmacılar, kasın ürettiği kuvvet ile kas üzerinde bulunan yük arasındaki etkileşimin, kasın kısılması, uzunluğunun değişmemesi (izometrik) veya uzaması ile sonuçlandığını fark etmişlerdir. Kasların üç farklı tipte kasılma gerçekleştirdiğinin anlaşılması, kasılmanın harekete geçme ve güç üretme şeklinde yeniden tanımlanmasını gerektirmiştir. Daha sonra kasılma şekillerinin hareketin olmayışı veya hareketin yönlülüğü şeklinde netleştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Hareketin olmayışı çelişiklere rağmen, izometrik kasılma olarak adlandırılmıştır. Hareketin yönlülüğü daha sonra kısılma ve uzama sıfatlarıyla en iyi şekilde tanımlanmıştır. Hubbard ve Stetson, kasların üç farklı koşul sırasında kasılma geçirdiğini kabul etmiştir. Bu üç koşul, ölçüler veya ölçümlerle ilişkili olan metrik isminin önüne, *daha kısa* anlamında *mio* veya *aynı* anlamında olan *iso* ya da *daha uzun* anlamına gelen *plio*, Yunanca örnekleri bağlanarak, miometrik, izometrik ve pliometrik olarak adlandırılmıştır. Fakat bu üç koşulun isimlendirilmesi literatürde fazla kullanım alanı bulamamıştır. Bunun nedeni *mio*, *iso* ve *plio* Yunanca ön eklerinin anlamlarının fazla bilinmemesidir. Ek olarak pliometrik, büyük kas gruplarını yüksek güçlü zıplamalar ile koşullandırmak için kullanılan bir antrenman terimi olarak kullanılmaktadır. Pliometrik antrenmanlar, büyük kas gruplarının maksimum aktivasyonu sırasında tekrarlanan, hızlı ve şiddetli kısılma ve uzama eylemlerini içermektedir. Bu nedenle literatürde pliometrik kelimesi antrenman türü anlamında da kullanılabildiği için karışıklığa neden olabilmektedir (52).

Faulkner (52)'ın belirttiğine göre kasılmayı nitelendirmek için uygun olmayan konsantrik kasılma ve eksantrik kasılma terimleri, ilk defa 1950'lerde ders kitaplarında ve daha sonra egzersiz bilimleri literatüründe görülmüştür. Sözlükte *konsantrik* kelimesi *eş merkezli*, *eksantrik* kelimesi *farklı merkezli* ya da *dış merkezli* olarak

tanımlanmaktadır. Konsantrik ve eksantrik kasılma türleri kalp kaslarının kasılma biçimlerini ifade eden fizyolojik terimlerdir. Bu nedenle konsantrik ve eksantrik terimlerinin kas fizyolojisi, biyomekanik, spor hekimliği ve spor bilimleri literatüründe uygunsuz kullanımı, ortak diyalogları zorlaştırabilmektedir. İzometrik terimi halen evrensel olarak kabul edilmektedir, fakat fizyolojide, biyomekanikte spor hekimliği ve spor bilimleri literatüründe *kısalma* ve *uzama*, *miometrik* ve *pliometrik*, *konsantrik* ve *eksantrik* terimlerinin hepsi kullanılmaktadır. Uygun olmamasına rağmen, koşullandırma ve spor egzersizi makalelerinde en sık kullanılan ifadeler *konsantrik* ve *eksantrik* kasılmalardır (52).

1.1. Kas Kuvvetinin ve Gücünün Değerlendirilmesi

Kas kasılmalarının sonucu olarak ortaya çıkan kuvvet ve kuvvetin bir fonksiyonu olan güç, sağlık ve spor alanlarında belirli durum ve zamanlarda değerlendirilmektedir. Abernethy ve arkadaşları (1) kuvvet ve gücün 4 ana amaç için değerlendirildiğini rapor etmişlerdir. Bu amaçlar (a) çeşitli atletik etkinlik ve görevler için kuvvet ve gücün bağlı öneminin belirlenmesi, (b) bireysel eksikliklerin iyileştirilmesi için kas fonksiyonundaki belirli eksikliklerin saptanması, (c) belirli atletik alanlara uygun olabilecek kişilerin belirlenmesi (yetenek seçimi) (d) çeşitli antrenman ve rehabilitasyon müdahalelerinin etkilerinin izlenmesidir (1).

Kas kuvvetinin ve gücünün değerlendirilmesinde kullanılan yöntemleri 4 temel başlık altında incelemek mümkündür. Bu yöntemler kas kasılması, kullanılan direnç, yük, malzemeler, ölçme aleti, ölçme tekniği vs. ile birbirinden ayrılmaktadır. Söz konusu değerlendirme yöntemlerini alan testleri, izometrik testler, izotonik testler, izokinetik testler şeklinde sınıflandırmak mümkündür (24,50,51).

1.1.1. Alan testleri

Alan testleri genellikle dinamik olarak, kas gücünü değerlendirmeye yönelik olarak uygulanan performans testleridir. Alan testlerinde, değerlendirilme yapılan vücut bölgesine ilişkin, teste özgü cihazlar kullanılmaktadır. Alan testlerine örnek olarak bacak kas gücünü değerlendirmek için kullanılan dikey sıçrama testleri ve sıçrama platformları (8,9,23,53,54), alt ekstremitte gücünü ölçmek için yapılan Wingate anaerobik ergometre testleri (54–56) verilebilir.

1.1.2. İzometrik testler

İzometrik kasılmalar, kas uzunluğunun kasılma sırasında sabit kabul edildiği kasılma türleridir (50,51). Fakat gerçekte, izometrik kasılmalar kas lifi uzunluğunda küçük değişiklikler ve kasın elastik bileşenlerinin gerilmesi ile sonuçlanır (24). İzometrik kasılmalar sırasında herhangi bir uzuv yer değiştirmedeği yani hiçbir hareket meydana gelmediği, için fiziksel anlamda bir iş yapılmadığı veya herhangi güç çıkışı oluşmadığı kabul edilebilir ve bu nedenle izometrik testler, statik testler olarak da bilinmektedir (1,2,57,58). İzometrik kuvvet ölçme testlerinin birincil üstünlüğü, uygun donanım ile büyük grupların test edilebilmesi, nispeten hızlı ve kolay bir şekilde uygulanabilmesidir. Bu nedenle kas fonksiyonunun izometrik değerlendirmesi, yaygın olarak kullanılan bir test yöntemidir. İzometrik değerlendirmeler tipik olarak, sabit bir dirence karşı, belirli bir eklem açısında gerçekleştirilen maksimum istemli kasılmaları içermektedir (1,2,32,59–61). Wilson ve Murphy (2)'nin belirttiğine göre, Enoka izometrik açıdan kas kuvvetini, bir kasın veya kasların tek bir maksimum izometrik kasılma sırasında uyguladığı tork büyüklüğü olarak tanımlamıştır.

İzometrik kuvveti ölçmek için çok çeşitli cihazlar kullanılabilir. Bunlar arasında, gerilme ölçerler (*strain gauges, tensiometers*) (2,5,10,21,29,44,62,63), izometrik dinamometreler (5,36,64–67), hızı sıfıra ayarlanmış izokinetik dinamometreler (12,14,25,68,69), dönüştürücüler (70–74), yük hücreleri (37,73), özel olarak geliştirilmiş sistemler (3,72,75–78) ve sensörler (79) bulunmaktadır. İzokinetik cihazlar haricinde bu cihazlar ve diğer test donanımları nispeten ucuzdur. Ayrıca, bilgisayar ara yüzü izometrik kayıt cihazları, kuvvetin yanı sıra, kuvvet geliştirme oranı gibi ilave değişkenlerin hesaplanmasına izin verebilmektedir. Birden fazla eklem açısında yapılan testler, hareket aralığı boyunca kuvvetin belirlenmesini sağlayabilmektedir (24).

İzometrik testlerin en önemli sakıncası, kaydedilen kuvvet değerlerinin, izometrik kasılmanın meydana geldiği hareket aralığındaki noktalara özgü olmasıdır. Diğer bir deyişle belirli bir pozisyon ve açıdaki kuvvet değerinin diğer pozisyon ve açılardaki kuvvet değerleri ile ilişkisi zayıf olabilmektedir. Bu nedenle Murphy ve arkadaşlarına (80) göre izometrik kuvvet testleri sırasındaki eklem açıları çok önemlidir. Farklı eklem açıları, test performanslarını etkileyebilmektedir. Bu durumun

muhtemel sebebi ise değişen eklem aıalarında, motor ünite devreye alım modellerindeki değişiklikler ve farklı kas mekanikleridir (80).

İzometrik testler ile ilgili bir diğer sakınca, fiziksel aktivitelerin çoğu dinamik olduğu için, statik güç ölçümlerinin ilgilenilen aktivitelere özgü kuvvet bilgisi sağlayıp sağlamadığıdır. Literatürde izometrik testin dinamik performansın öngörüsü olup olmadığı konusunda çelişkilili sonuçlar vardır (1,2). Bununla birlikte, izometrik kuvvet testlerinin dinamik eylemler ile ilişkili mesleki (25), sportif yaralanmaları (81) öngören bilgiler sağladığı da gösterilmiştir. İzometrik protokollerden elde edilen sonuçlar işlevsel performansın (2,11,53,80) ve atletik kuvvetin (1) bir göstergesi olarak kullanılabilir.

1.1.3. İzotonik testler

İzotonik terimi, sabit (izo) gerilme (tonik) (57,58) anlamına gelen kelimelerden türemiş olup, kas boyunun uzaması (konsantrik) ve kısılması (eksantrik) ile sonuçlanan kasılmaların birlikte görüldüğü kasılma türleri için kullanılmaktadır (2,50,51). İzotonik kasılmalar, sabit kütleli bir cismin yer çekimine karşı kaldırılması sırasında görülen (24), yani yükün sabit tutulduğu ancak hızın değişebildiği kasılmaları ifade etmektedir (53,82). İzotonik kas kasılmaları günlük yaşam aktivitelerinde çok sık görülmektedir (83). Bu nedenle makineler veya serbest ağırlıklarla yapılan ağırlık antrenmanlarının çoğu izotonik antrenmanlardır. İzotonik kas kasılmaları izoinertial kas kasılmalarıyla benzer anlamda kullanılmaktadır (1,2).

İzotonik testler tipik olarak, direnç oluşturmak için ayarlanabilir ağırlık yığınlarının kullanıldığı makineler veya serbest ağırlıkların kullanımı ile yapılır. Bir tekrarda kaldırılabilir maksimum ağırlık miktarına 1 tekrar maksimum denir ve izotonik gücün en yaygın ölçüsüdür. Tipik izotonik testlerin en önemli üstünlüğü, gerekli ekipmanın kolaylıkla elde edilebilmesi ve serbest ağırlıkların nispeten ucuz olmasıdır. Ek olarak, çoğu direnç antrenmanı programı izotonik antrenmanla örtüştüğünden dolayı izotonik testler, tipik olarak yapılan çalışmaya özgüdür. Maksimum izotonik kuvvet genellikle atletik profil için bir kuvvet ölçüsü olarak kullanılmaktadır. İzotonik testlerin, izometrik prosedürlerin aksine dinamik olduğu ve daha fazla dış geçerliliğe sahip olduğu ve güvenilirliği rapor edilmiştir (1).

1.1.4. İzokinetik testler

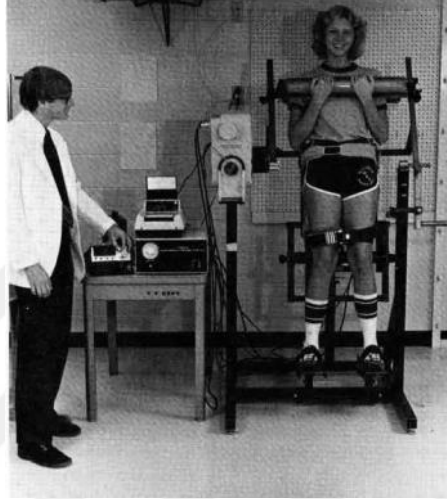
İzokinetik değerlendirmeler, test edilen uzvun sabit açısal bir hızda hareket etmiş olduğu ve hareket sırasında üretilen tork, iş, güç gibi büyüklüklerin ölçüldüğü değerlendirmelerdir (84,85). İzokinetik egzersizler tanım gereği sabit hızlıdır (50,51) ve mekanik olarak uygulanan hız ile denek hareketi arasında bir eşleşme vardır (24). İzokinetik değerlendirmeler, genellikle ticari olarak temin edilebilen izokinetik dinamometreler ile yapılmaktadır. Uzun yıllardır bilimsel çalışmalarda kullanılan izokinetik dinamometreler arasında Cybex (19,25,53,68,85), Kin-Com (27,86–88), Lido (85,89,90), Biodex (31,33,85,91,92), Merac (12,14,93), Myoret (4,94,95) ve Technogym (96–98) gibi markalar bulunmaktadır. Literatürde izokinetik dinamometreler ile yapılan testlerin güvenilirliğinin yüksek olduğu yönünde veriler bulunmaktadır (84,92,96,99,100). İzokinetik dinamometreler ile düşük ve yüksek hız testleri, dayanıklılık testleri gibi dinamik ölçümlerin yanı sıra dinamometre hızı sıfıra ayarlanarak statik ölçümlerde gerçekleştirilebilmektedir (50). İzokinetik dinamometreler yardımı ile tork-hız, güç-hız ve tork-açı gibi grafikleri oluşturmak, kuvvetin tepe değerleri, zamana dayalı ölçümler gerçekleştirmek, agonist-antagonist ve kontralateral kaslar arasında karşılaştırma yapmak mümkündür (1,51). İzokinetik dinamometrelerin en önemli dezavantajı, maliyetlerinin çok yüksek sistemler olması nedeni ile ulaşılabilme zorluğudur. İzokinetik dinamometrelerin fiyatları 50.000 \$'kadar çıkabilmektedir (79).

Kas gücü ve kuvvetinin gelişimine ve değerlendirilmesine birçok sporcu, antrenör ve hekim tarafından yüksek öncelik verilmektedir. Güç ve kuvvetin geliştirilmesinin altında yatan mekanizmaların daha iyi anlaşılması, güç ve kuvvetin artırılması için tekniklerin geliştirilmesi, güç ve kuvvetin doğru ve güvenilir olarak ölçülmesiyle ilişkilidir (1). Kas kuvveti ölçümüne ilişkin yapılan bilimsel çalışma örneklerinden bazıları kronolojik olarak aşağıda özetlenmiştir.

1.2. Kas Kuvveti Ölçümüne İlişkin Bilimsel Çalışma Örnekleri

Aşırı karmaşık bir yapıya sahip olan gövde ve sırt, birçok aktivitede performansa katkıda bulunmaktadır. Bu nedenle, gövdenin kas kuvveti, gücü ve dayanıklılık kapasitesinin daha iyi ve daha nesnel bir şekilde anlaşılmasına bir ihtiyaç vardır (68). Davies ve Gould (68), gövde kaslarını değerlendirmek için yaptıkları

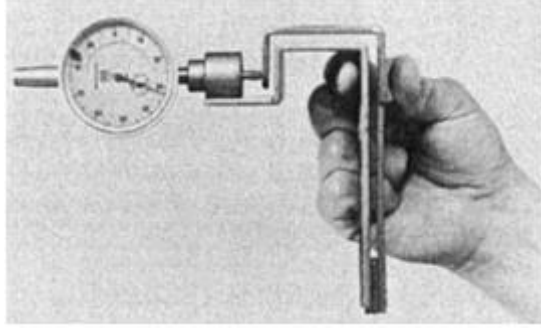
araştırmada Cybex II izokinetik dinamometre (şekil 1.1) ile 160 katılımcı üzerinde izokinetik ve izometrik testler gerçekleştirmişlerdir. Çalışma sonucun vardıkları kanı, gövde kas sistemi hakkında izokinetik testler ile elde edilen normatif verilerin spor taraması, endüstriyel tıp taraması ve gövde disfonksiyonu olan hastaların taburcu edilmesi gibi klinik durumlarda yararlı olabileceği yönündedir.



şekil 1.1. Prototip Cybex 2 gövde testi dinamometresi dengeleme sistemi - Davies ve Gould (68)'dan alınmıştır.

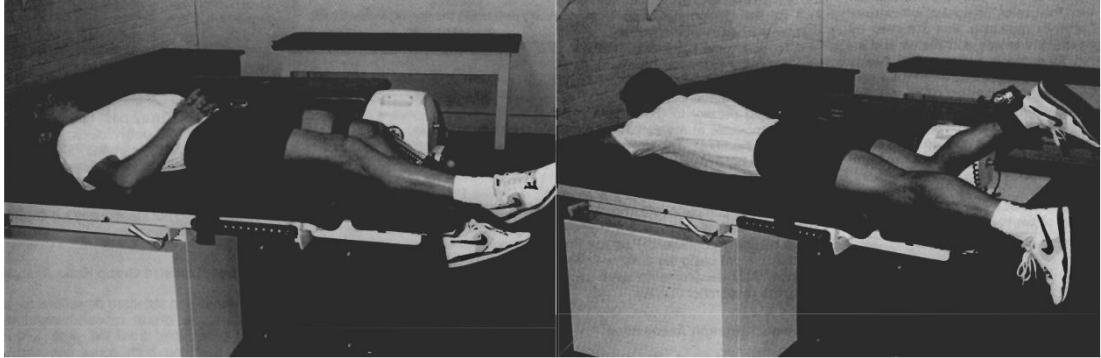
KINCOM (Kinetik Communicator) insan eklem fonksiyonlarının testi, ölümü ve rehabilitasyonu için geliştirilmiş mikrobilgisayar kontrollü hidrolik sürücülü bir cihazdır (100). Farrell ve Richards (100), yaptıkları bilimsel çalışmada KINCOM'un, işletim sisteminin güvenilirlik ve geçerliliğini incelemişler ve yaptıkları çalışma koşulları altında bu cihazın güvenilir ve geçerli sonuçlar ürettiğini bildirmişlerdir.

Brorson ve ark. (65), yaşları 21-65 arasında değişen 90 katılımcı üzerinde, şekil 1.2'de görülen Mannerfelt-Ulrich el içi ölçü aleti ile yaptıkları çalışma sonucunda normal tutam (imdik) kuvvetinin yaş ile azaldığını belirlemişleridir. Ayrıca imdik kuvvetinde baskın/baskın olmayan el oranının, hem erkek hem de kadınlarda çeşitli yaşlarda çok az farklılık gösteren kararlı bir parametre olduğunu bildirmişler ve patolojik durumların değerlendirilmesinde bu oranın kullanılabilabileceğini aktarmışlardır.



Şekil 1.2. Mannerfelt-Ulrich el içi ölçü aleti - Brorson ve ark. (65)'den alınmıştır.

Worrell ve ark. (27), hamstring sakatlığı olan ve olmayan sporcular arasında izokinetik kuvvet ve esneklik ölçümlerini karşılaştırmak için 32 erkek katılımcı üzerinde KINCOM dinamometre ile Şekil 1.3'deki gibi ölçümler gerçekleştirmişlerdir. Çalışma sonucuna göre hamstring sakatlığının esnekliği önemli ölçüde etkilediğini fakat izokinetik ölçüm sonuçlarına anlamlı bir biçimde etkide bulunmadığını bildirmişlerdir.



Şekil 1.3. KINCOM dinamometresinde quadriseps ve hamstring test pozisyonları - Worrell ve ark. (27)'den alınmıştır.

Skelton ve ark. (5), 65-89 yaş aralığındaki sağlıklı insanların kuvvet, güç ve işlevsel yeteneklerini karşılaştırmak ve karşılıklı ilişkiyi incelemek için bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Araştırmacılar 65-89 yaş aralığındaki 100 katılımcı üzerinde izometrik diz ekstansör kuvveti, izometrik dirsek fleksör kuvveti, el kavrama kuvveti, bacak ekstansör gücü ve diğer farklı büyüklük ölçümleri gerçekleştirmişlerdir. İzometrik kuvvet ölçümleri için gerilme ölçer (strain gauge) ve Takei Kiki Kogyo Handgrip mekanik el dinamometresi kullanmışlardır. Bu kesitsel çalışma sonucunda 65-89 yaş aralığında izometrik kuvvet farkının yıllık %1-2 kayba ve bacak ekstansör gücü farkının yıllık ~ % 3,5 kayba eşdeğer olduğunu rapor etmişlerdir (5).

Amiridis ve ark. (69), 10 adet çok yetenekli ve 10 adet sedanter katılımcının diz ekstansiyonu sırasında, istemli ve elektriksel uyartımlı aktivasyonlar sırasında, ürettikleri izokinetik torkları incelemişlerdir. Ayrıca bu çalışmada antagonist kasın (Semi-Tendineous) ortaya çıkan tork üretimine katkısını incelemişler, eksantrik ve konsantrik maksimal eylemler sırasında agonist kasların (vastus lateralis, ve vastus medialis) aktivasyon seviyelerini karşılaştırmışlardır. Amiridis ve ark. (69) tüm testleri BIODEX izokinetik dinamometre (Biodex Shirley Corporation, NY, USA) kullanarak gerçekleştirmişlerdir.

Crow ve Ship (70), yaşları 21-96 arasında değişen 99 sağlıklı katılımcı üzerinde el ve dilin maksimal kuvvet ve dayanıklılığını ölçmek için gerçekleştirdikleri çalışmada bir basınç dönüştürücüsü (transduseri) olan IOPI (Iowa Oral Performance Instrument) cihazını kullanmışlardır. Araştırmacılar ölçüm sonuçlarına göre dil fonksiyonunun cinsiyete ve yaşa bağlı olduğunu ve el fonksiyonu ile aynı eğilimleri takip ettiğini, dil dayanıklılığı yaş ve cinsiyetten bağımsız iken dil kuvvetinin yaşlı bireylerde ve kadınlarda azaldığını rapor etmişlerdir.

Thelen ve ark. (12), sağlıklı yetişkinlerin hızlı biçimde ayak bileği eklemi torku (dorsi ve plantar fleksiyon) geliştirme becerileri üzerinde yaşın etkilerini ölçmek için yaptıkları çalışmada 24 sağlıklı genç ve 24 sağlıklı yaşlı katılımcı ile çalışmışlardır. Araştırmacılar çalışma için özel olarak üretilmiş olan izokinetik bir dinamometre (MERAC, Universal Gym Equipment, Cedar Rapids, I A) kullanmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre sağlıklı yaşlı yetişkinlerin hızlı ayak bileği eklem torku geliştirme yeteneklerinin yaşla birlikte önemli biçimde azaldığını rapor etmişlerdir.

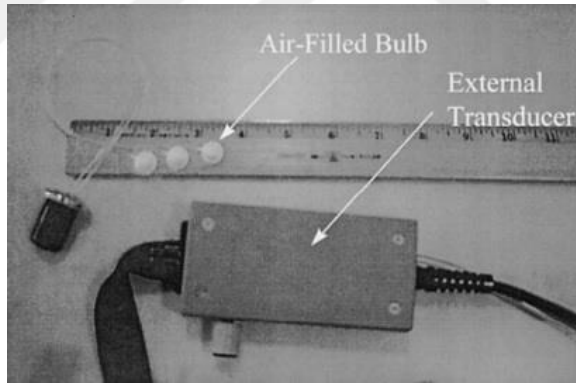
Metter ve ark. (3), erişkin yaşamı boyunca erkek ve kadınların kol kuvveti ve gücündeki bağıl ve mutlak farklılıkları karşılaştırmışlar, yaşın kuvvet ve güce istatistiksel olarak bağımsız katkı sağlayıp sağlamadığını 993 erkek ve 184 kadın katılımcı üzerinde incelemişlerdir. Araştırmacılar bir otomobil şarj dinamosuna güç veren bir bisiklet tahrik mili, volan ve diğer parçalardan oluşan çalışma için özel olarak tasarlanmış bir sistem kullanmışlardır.

De Vito ve ark. (8), yaşları 50 ve 75 arasında olan 52 sedanter sağlıklı kadının, kas gücündeki yaşa bağlı azalmanın asıl etkenlerinin kuvvet veya hız olup olmadığını araştırmak için bir çalışma yapmışlardır. Çalışmanın ana bulgusu, dikey hızın sağlıklı

yaşlı kadınlarda maksimal kas kuvvetindeki yaşa bağlı düşüşün kritik bir göstergesi olduğunu şeklinebilir.

Aagaard ve ark. (101), maksimum istemli konsantrik ve eksantrik quadriseps kasılmalarında sinir kas (nöromüsküler) aktivasyonunun karşılaştırmak için direnç antrenmanı programı uygulayan 15 erkek katılımcıyı Kinetic Communicator izokinetik dinamometre kullanarak değerlendirmişlerdir. Çalışma sonuçlarına bağlı olarak, sinir kas (nöromüsküler) aktivasyonunun baskılanmasının, direnç antrenmanı ile azaldığını rapor etmişlerdir.

Nicosia ve ark. (71), dile ilişkin (lingual) basınç oluşumunun büyüklüğü ve zamanlaması üzerindeki olası yaş etkileri analiz etmek için 10 yaşlı ve 10 genç katılımcının izometrik ve yutma eylemleri sırasında ağız içi basıncını, Şekil 1.4'de görülen, ampul sensörler ve bir dönüştürücü (Kay Elemetrics, Lincoln Park, NJ) yardımıyla ölçmüşlerdir. Çalışma sonuçları dile ilişkin maksimum izometrik basınçların yaşla azaldığı, yutma basıncı için anlamlı yaş farkı bulunmadığı yönündedir.



Şekil 1.4. Ağız içi basınç ölçümü için ampul sensörler ve dönüştürücü - Nicosia ve ark. (71)'den alınmıştır.

Pasquet ve ark. (75), konsantrik ve eksantrik koşullar altında gerçekleştirilen testlerin ayak bileği dosifleksör kaslarında meydana getirdiği yorgunluğa merkezi ve periferik süreçlerin katkısının karşılaştırılmak için 10 sağlıklı birey üzerinde bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Kuvvet ölçümleri için gerilme ölçer dönüştürücü (duyarlılık: 0.018 V/Nm; doğrusal aralık: 0-200 Nm) ile donatılmış motorla (Tip HDX 115C6; Hauser Compax 0260M-E2; Offenburg, Almanya) çalışan, bilgisayar kontrollü bir ergometre sistemi kullanmışlardır. Çalışma sonuçlarına bağlı olarak

konsantrik kasılmaların eksantrik kasılmalarından daha fazla kuvvet kaybı ve farklı bir yorulma süresi oluşturduğunu rapor etmişlerdir.

Nicolas ve ark. (91), 8 erkek katılımcının kuadriseps femoris kasının izometrik, konsantrik ve eksantrik kasılmalarındaki aktivasyonunu incelemek için, Biodex izokinetik dinamometre (Biodex, Shirley, NY) kullanmışlardır. İnsan diz ekstansör kas grubunun istemli aktivasyonunun, gerçekleştirilen kas aksiyonlarının tipine (eksantrik- konsantrik) bağlı olacağını bildirmişlerdir

Hunter, ve Enoke, (102), 14 sağlıklı yetişkinin önkol ve elini, önkolu pronasyon ve supinasyon arasında orta pozisyonda tutan modifiye bir bilek-el başparmak ortezi (Orthomerica, Newport Beach, CA) yerleştirerek bir çalışma gerçekleştirmişleridir. Çalışmada dirsek fleksör kaslarının dikey ve yanlara doğru (medial-lateral) yönlerde uyguladığı kuvvet, özel olarak tasarlanmış, ayarlanabilir bir desteğe monte edilmiş bir kuvvet transdüseri (Force-Moment Sensor, JR-3, Woodland, CA) ile ölçülmüştür. Bu çalışmanın amacı bir submaksimal izometrik kasılma da mutlak hedef kuvvet ile dayanıklılık süresi arasındaki ilişkiyi belirlemek ve dirsek fleksör kasları ile yapılan yorulma kasılması sırasında kadın ve erkeklerin kas aktivasyonlarını karşılaştırmaktır. Araştırmacılar dirsek fleksör kasları ile % 20 maksimum istemli kasılma kuvvetinde izometrik bir kasılmayı sürdürürken kadınların erkeklere göre daha uzun dayanıklılık süreleri olduğunu beyan etmişlerdir.

Kent-Braun ve ark. (76), ayak bileği dorsiflexor kaslarının yorgunluğunu ve mekanizmalarını artımlı izometrik egzersizler yardımıyla karşılaştırmak için 41 katılımcı ile çalışmışlardır. Araştırmacılar katılımcıların dorsifleksiyon sırasında ürettikleri kuvveti çalışma için özel olarak üretilen bir sistem ile değerlendirmişlerdir. Sistem bir lexan tüpünün içine yerleştirilen ayaklığa bağlı bir kuvvet dönüştürücüsünden (transducer) (West Coast Research, Los Angeles, CA) oluşmaktadır. Araştırmacıların elde ettikleri sonuçlar yaşlı katılımcıların, gençlerden daha az yorulduğu ve cinsiyetin yorgunluğa etkisi olmadığı yönündedir.

Hunter ve ark. (72), dirsek fleksör kasları ile yapılan submaksimal yorulma kasılmasının nöral aktivite ve dayanıklılık süresi üzerindeki etkilerini karşılaştırmak için modifiye bir bilek (el) başparmak ortezi (Orthomerica, Newport Beach, CA) kullanmışlardır. El bileği tarafından uygulanan kuvvetin, özel olarak tasarlanan, ayarlanabilir bir desteğe monte edilmiş kuvvet dönüştürücüsü (transducer) (JR-3

Force-Moment Sensor; JR-3 Inc., Woodland, CA) ile ölçüldüğü, dirsek eklemi altındaki kuvvetin ise Entran marka bir dönüştürücü (ELW-D1-200 I, 0.27 mV/N) ile ölçüldüğü çalışmaya 16 gönüllü katılmıştır. Elde edilen sonuçlar, dayanma süresindeki değişimlerin motor nöronlara etkiyen daha fazla uyarıcı ve inhibe edici girdi ile ilişkili olduğu yönündedir.

Baudry ve ark. (86), araştırmalarında hareket başlamadan önce, yüzey elektromiyografi (EMG) ile ölçüldüğü gibi kas aktivasyon sinyalinin, gerçekleştirilecek olan kasılmanın konsantrik mi yoksa eksantrik mi olduğu konusunda farklılık gösterip göstermediği sorusunu ele almıştır. Araştırmacılar 33 katılımcı ile gerçekleştirdikleri çalışmada diz ekstansör kasları üzerinde çalışmışlardır. Sağ diz ekstansör kaslarının maksimum istemli kasılması, Kin-Com izokinetik dinamometre ile gerçekleştirilmiştir (Chattanooga Corporation, Chattanooga, Tenn. , USA). Çalışma sonucunda araştırmacılar merkezi sinir sisteminin maksimum eksantrik ve konsantrik kasılmalar arasında ayırım yaptığı iddiasını destekleyici yönde sonuçlara ulaşmışlardır.

Hunter ve ark. (73), 2003 yılında yaptıkları bir diğer çalışmada dirsek fleksör kaslarının dayanıklılık süresini ve kas aktivasyonunu, pozisyon koruma görevini karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Çalışma sırasında el ve önkol, modifiye bir bilek (el) başparmak ortezi (Orthomerica, Newport Beach, CA) yerleştirilmiştir. Bileğe yukarı doğru dikey yönde uygulanan kuvvet, çelik bir çerçeveye monte edilmiş ve bir bilek kayışına çelik bir kabloyla bağlanmış olan Siebe-Lebow yük hücresi (Eaton, Troy, MI) ile ölçülmüştür. El bileği tarafından dirsek ekstansör kaslarının kasılması nedeniyle aşağı doğru dikey yönde uygulanan kuvvet ise özel olarak tasarlanan, ayarlanabilir bir desteğe monte edilmiş bir kuvvet dönüştürücüsü (transdüseri) (JR-3 Force-Moment Sensor, JR-3, Woodland, CA) ile ölçülmüştür. Çalışmadan elde edilen sonuçlar, dirsek fleksör kasları tarafından desteklenen, yük tipinin yorucu bir kasılma sırasındaki fizyolojik ayarlamaları ve tekrarlama performansına adaptasyonu etkilediğini yönündedir.

Beltman ve ark. (103), kuadriseps kasının uzama, izometrik ve kısılma kasılmaları sırasında istemli aktivasyon seviyelerini ve farklı lif (tip I, IIa ve IIx) topluluklarının aktivasyonunu incelemek için 10 gönüllü üzerinde çalışmışlardır. Araştırmacılar izometrik ve izokinetik diz ekstansiyonu sırasındaki tork ve kuvvet

ölçümlerini özel olarak tasarlanmış bir dinamometre ile gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonuçları, maksimal uzama kasılmaları sırasındaki istemli aktivasyon seviyesinin, izometrik ve kısılma kasılmalarına kıyasla anlamlı derecede düşük olduğunu, istemli aktivasyon derecesinin ise izometrik ve kısılma kasılmaları arasında farklı olmadığını gösterilmiştir.

Hunter ve ark. (74), genç, yaşlı erkek ve kadınların dirsek fleksör kasları ile submaksimal yoğunlukta yaptıkları sürekli izometrik kasılma eylemlerinin (görev başarısızlığı) süresini karşılaştırmak için 27 gönüllü ile çalışmışlardır. Araştırmacılar daha önceki çalışmalarında olduğu gibi yine el ve önkolu, modifiye bir bilek el başparmak orteziye yerleştirilmişlerdir. Çalışmada, dikey ve yatay yönlerde el bileği tarafından uygulanan kuvvetler, özel olarak tasarlanmış ayarlanabilir bir desteğe yerleştirilen bir kuvvet dönüştürücü (Force-Moment Sensor, JR-3, Woodland, CA) ile ölçülmüştür. Araştırma sonuçları yaşlılarda dirsek fleksör kaslarının submaksimal yüklenme (görev başarısızlığı) süresinin genç erişkinlere göre daha uzun olduğu, gençler için performansta cinsiyet farkı görülmesine rağmen yaşlılarda görülmediği yönündedir.

Duclay ve Martin (31), pasif ve maksimal aktif dinamik eylemler sırasında Hoffmann refleksi ve V-dalga yanıtlarının modülasyonlarını araştırmak için tasarladıkları çalışmayı 16 sağlıklı erkek katılımcı üzerinde gerçekleştirmişlerdir. Araştırmacıların Biodex izokinetik dinamometre ile gerçekleştirdikleri çalışma sonuçları, eksantrik maksimal istemli kasılmalar sırasında, spinal döngünün spesifik olarak supraspinal merkezler ve/veya spinal seviyedeki sinir mekanizmaları tarafından modüle edildiğini göstermektedir.

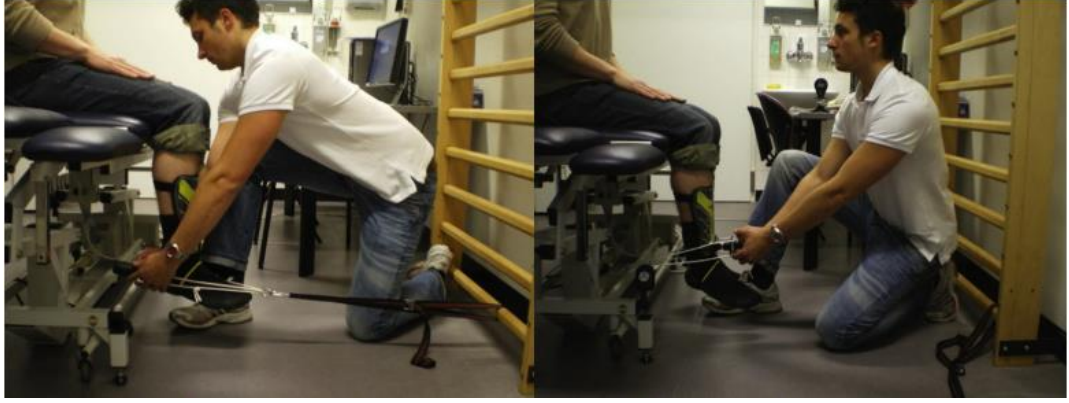
Youmans and Stierwalt (16), yaptıkları çalışmada, yutma ve maksimum izometrik görevler sırasında normal dil fizyolojisi anlayışını geliştirmek, dil fonksiyon değişkenleri ön veri tabanı oluşturmak ve yaş, cinsiyet veya değişik bolus (ilaç) kıvamlarının bir fonksiyonu olan değişkenler arasında farklılıklar olup olmadığını tespit etmeyi amaçlamışlardır. Araştırmacılar ölçümler için IOPI basınç transduseri kullanmışlardır. Araştırma sonuçları, erkeklerin kadınlardan ve gençlerin yaşlılardan anlamlı olarak daha yüksek maksimum izometrik basınçlara sahip olduğu yönündedir.

Pasquet ve ark. (104) sekiz denek üzerinde dorsifleksör kasının oluşturduğu torku ve tibialis anterior kasının yüzeysel ve kas içi elektromiyogramlarını (EMG)

kaydederek bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada tibialis anterior kasının kısılma ve uzama kasılmaları sırasındaki fizyolojik parametre değişimleri incelenmiştir. Statik ve dinamik (izokinetik) koşullar altında dorsiflexor kaslarının ürettiği tork, motor (Type HDX 115C6; Hauser Compax 0260M-E2; Offenburg, Germany) ve bilgisayar kontrollü, çalışma için tasarlanan bir ergometre kullanılarak ölçülmüştür. Kasılmalar sırasında dorsiflexor kasları tarafından üretilen tork bir gerilme ölçer dönüştürücü (hassasiyet, 0.018 V/Nm, doğrusal aralık, 0-200 Nm) ile tespit edilmiştir.

Mahieu ve ark. (25), aşıl tendonu aşırı kullanım yaralanmalarında ölçülebilir gerçek risk faktörlerini belirlemek için, 6 haftalık aynı temel askeri eğitimi görmüş 69 acemi asker üzerinde ölçümler gerçekleştirmişlerdir. Baldır (kalf) kaslarının izokinetik performansı bir Cybex Norm dinamometresi (Lumex Inc, Ronkonkoma, NY) ile ölçülürken, izometrik plantar fleksiyonu sırasındaki tork çıkışını belirlemek için Biodex System 3 dinamometre (Biodex Medical Systems Inc, Shirley, NY) kullanılmıştır. Araştırmacılar çalışma sonuçlarından yola çıkarak düşük plantar fleksör kuvveti ve artmış dorsifleksiyon sapması olan erkek acemi askerlerin aşıl tendonu aşırı kullanım hasarı riski altında olduğunu rapor etmişlerdir.

Koblbauer ve ark. (36), yaptıkları çalışmada total diz artroplastisi bekleyen hastalarda, izometrik diz kuvvetini ölçerken kullanılan el tipi dinamometrenin iç ve dış güvenilirliğini belirlemeyi amaçlamışlardır. Araştırmacılar 32 katılımcıyı değerlendirdikleri çalışmada 0 ila 500 N ölçme aralığına sahip, Citec el tipi dinamometre (tip CT 3001, C.I.T. Technics) kullanarak Şekil 1.5'deki gibi izometrik kas kuvveti ölçümü gerçekleştirmişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre, modifiye el tipi dinamometre kullanımının total diz artroplastisi hasta gruplarında diz kuvveti değişikliklerini değerlendirmek için uygun olduğu, fakat, bireysel kuvvet değişikliklerini ölçmek için uygun olmadığı bu nedenle, modifiye el tipi dinamometrenin, klinik ortamda kullanılmasının tavsiye edilmediğini rapor etmişlerdir.



Şekil 1.5. Cıtec el tipi dinamometre kullanarak izometrik kas kuvveti ölçümü - Koblbauer ve ark.(36)'den alınmıştır.

Baudry ve ark. (63), genç ve yaşlı yetişkinlerde ayak bileği dorsifleksörünün beş set 30 tekrar maksimum konsantrik ve eksantrik kasılması sırasında meydana gelen yorgunluğu karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar çalışmada bir ergometre kullanmışlar ve dorsiflexor kaslarının ürettiği kuvvetleri bir gerilme ölçer dönüştürücü (hassasiyet: 0.018 V/Nm; doğrusal aralık: 0-200 Nm) yardımıyla değerlendirmişlerdir. 32 katılımcıdan elde edilen sonuçlara göre araştırmacılar, ayak bileği dorsiflexor kaslarının her iki kasılma sırasındaki yorgunluğunun, yaşlı bireylerde daha büyük olduğunu ve iki cinsiyet arasında bir fark olmadığını rapor etmişlerdir.

Jayaraman ve ark. (33), yaptıkları araştırmada kronik olarak tamamlanmamış omurilik yaralanmasının ardından yapılan 9 haftalık lokomotor çalışmasından sonra kas kuvvetinde, kas boyutunda ve aktivasyonunda değişikliklerin olup olmadığını incelemişlerdir. Araştırmacılar lokomotor çalışma öncesi ve sonrasında diz ekstansörü ve plantar fleksör kas gruplarının istemli kasılma sırasında ürettikleri kuvvetleri bir Biodex System 3 Dinamometre (Biodex Medical Systems, Inc, Shirley, NY) kullanarak değerlendirmişlerdir. Çalışmadan elde edilen sonuçlar, dokuz haftalık lokomotor çalışmasının, diz ekstansörü ve plantar fleksör kas gruplarında, kas büyüklüğünde artış, istemli aktivasyon ve tork üretme kabiliyetinin artması gibi pozitif gelişmelere neden olduğunu yönündedir.

Arai ve ark. (4), 20 genç ve 113 yaşlı katılımcı ile yaptıkları çalışmada ayak bileği eklemının açılma hızının bir jiroskop kullanılarak ölçülebilirliğini belirlemeyi ve ayak bileği maksimum eklem açılma hızı ile fiziksel performans (yürüme hızı, fonksiyonu gibi) arasında bir ilişki olup olmadığını incelemeyi amaçlamışlardır. Araştırmacılar ayak bileği plantarfleksörünün kas kuvvetini ve

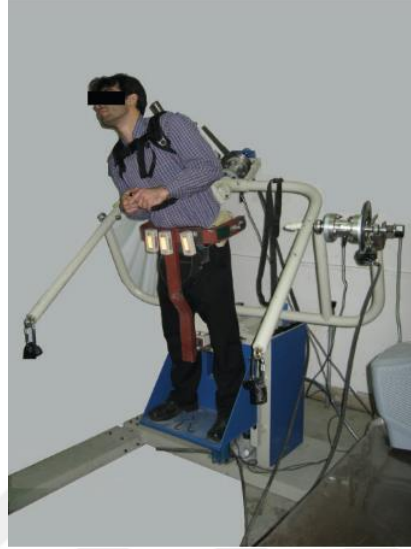
gücünü Myoret izokinetik dinamometre yardımıyla değerlendirmişleridir. Araştırmacılar uyguladıkları çalışma prosedürünün güvenilir olduğunu ve deneklerin açısız hızlarının kas fonksiyonları ile ilişkili olduğunu, yaşlılarda alt ekstremitenin daha fazla kas gücü gerektiren mobil işlevlerin ayak bileği plantar fleksiyonunun açısız hızı ile ilişkili olduğunu rapor etmişlerdir.

Youmans ve ark. (18), normal yutma fizyolojisini araştırmak ve dil kuvveti rezervlerinin yaş veya cinsiyete göre azalıp azalmadığını tespit etmek için 96 katılımcı üzerinde çalışma yapmışlardır. Araştırmacılar dil kuvvetini ölçmek için, el ve dil gücünü ve dayanıklılığını değerlendirmek amacıyla geliştirilmiş bir el tipi basınç dönüştürücüsü olan Iowa Oral Performance Instrument model 2.0 (IOPI) cihazını kullanmışlardır. Elde edilen sonuçlara göre, yaşa bağılı olarak azalan bir güç rezervinin olmadığı fakat kadınların erkeklerle karşılaştırıldığında dil güçlerinde rezervin azaldığı rapor edilmiştir.

Requena ve ark. (53), bir grup profesyonel futbolcunun kas kuvvetini ve güç çıkışı özelliklerini belirlemek ve bunların 2 fonksiyonel performans testi (dikey atlama yüksekliği ve 15 m sürat koşusu) ile ilişkilerini belirlemek için 21 erkek futbol oyuncusu üzerinde çalışma yapmışlardır. Çalışmada diz ekstansiyonu izometrik kuvveti, ayak bileğinin distal kısmının malleolü üzerine yerleştirilmiş metal bir çerçeve içine monte edilmiş 0 ila 2500 N arasında doğrusal çalışan DST 1778 (Rusya) gerilime ölçer ile belirlenmiştir. Plantar fleksör kaslarının izometrik kas kuvveti ölçümü için özel olarak yapılmış 10-1600 N arasında doğrusal olarak çalışan bir başka gerilime ölçer kullanılmıştır. İzokinetik konsantrik diz ekstansiyonu torkunun pik (tepe) değeri bir Cybex II dinamometre (Lumex Inc., Ronkonkoma, NY) kullanılarak ölçülmüştür. Araştırmacılar izometrik ve izokinetik kas kuvvetlerinin, atlama veya sürat koşusu (sprint) gibi daha karmaşık hareketler esnasındaki performansı öngörebilecek kadar harekete özgü olmadığını rapor etmişlerdir.

Azghani ve ark. (77), tasarladıkları ve geliştirdikleri yeni bir üç eksenli izometrik gövde kuvveti ölçme sisteminin güvenilirliğini ve performansı araştırmak için 30 erkek katılımcı ile çalışmışlardır. Araştırmacılar geliştirdikleri Şekil 1.6'daki üç eksenli gövde dinamometresinde, tork bileşenlerini ölçmek için 3 adet tek eksenli TCN-50K tork sensörü (Dacell Co., Chung-buk, Republic of Korea) kullanmışlardır. Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre sistemin kapsamlı yetenekleri ve yüksek

güvenilirliği ile gelecekte gövde biyomekaniği hakkında daha kapsamlı araştırmalar için umut verici olduğu rapor edilmiştir.



şekil 1.6. Üç eksenli gövde dinamometresi - Azghani ve ark. (77)'den alınmıştır.

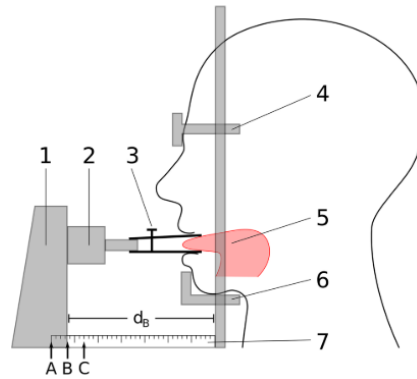
Duclay ve ark. (32), uzama kasılması sırasındaki nöral aktivasyon modülasyonlarıyla ilişkili kortikal ve spinal mekanizmaları araştırmak için 12 sağlıklı erkek gönüllü üzerinde çalışmışlardır. Spinal seviyedeki farklı nöral ayarlara duyarlı iki kas, soleus ve medial gastrocnemius karşılaştırılmıştır. Kuvvet ölçümleri için motorlu ve bilgisayar kontrollü ergometre (Type HDX 115C6; Hauser Compax 0260M-E2; Offenburg, Germany) kullanılmıştır. Plantar fleksör kaslarının maksimum istemli uzama kasılması sırasında tek bir fonksiyonel birim olarak kontrol edilmediğini bu çalışmanın bulguları arasındadır.

Harbo ve ark. (19), sağlıklı 178 katılımcı üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada cinsiyet, yaş, boy ve vücut kitlesine göre ayarlanmış istatistiksel modeller uygulayarak sağlıklı bireylerde tüm ana kas grupları için maksimal konsantrik izokinetik kuvvet ve maksimal izometrik kuvvet için normatif değerler oluşturmayı amaçlamışlardır. Araştırmada diz, ayak bileği, kalça, omuz, dirsek ve el bileği izokinetik ve izometrik kas kuvvetlerini belirlemek için Biodex System 3 PRO dinamometre kullanılarak 18 test protokolü uygulanmıştır. Çalışmadan elde edilen bulgular çoğu büyük kas grubunun kuvvetinin yaş, boy ve vücut kütlesi ile ilişkili olduğu yönünde olup, büyük

kas gruplarının maksimal kuvveti için kestirilmiş tahmin aralığına sahip cinsiyete özgü modellerin oluşturulduğu rapor edilmiştir.

Galen ve ark. (30), akut ve subakut/kronik tam omurilik yaralanması olmayan hastalarda robot destekli yürüyüş eğitimi öncesinde, esnasında ve sonrasında alt ekstremitelerde kaslarının kuvvet oluşturma kapasitesindeki değişiklikleri incelemiştir. Araştırmacılar 18 katılımcının kalça ve diz istemli izometrik tork tepe değer ölçümlerini, çalışma için özel olarak geliştirilmiş robotik sistemde bulunan kuvvet dönüştürücüleri ile gerçekleştirmişlerdir. Çalışma sonucunda izometrik kasılmalar sırasında kaydedilen tepe tork değerinin, robot destekli yürüyüş eğitimi sonrasında kas gücündeki değişiklikleri belirlemek için nesnel bir sonuç ölçütü sağladığını rapor etmişlerdir.

Sommer ve ark. (78), sagittal arka yönde uygulayabilecek maksimum dil kuvvetinin yaş, cinsiyet, vücut kütle indeksi veya diğer hasta karakteristikleri ile ilişkili olup olmadığını belirlemek için yaptıkları çalışmada 49 katımlı üzerinde çalışmışlardır. Araştırmacılar maksimum dil kuvvetini ölçmek için geliştirdikleri Şekil 1.7'deki sistemde piezoelektrik kuvvet sensörü (Kistler Instrument Corp./Amherst, NY, USA) kullanılmışlar ve kuvvet sensöründen çıkan veriler bir veri kaydedici ile toplamışlardır. Çalışma sonuçlarına göre posterior sagittal düzlemde ölçülen maksimum dil kuvvetlerinin 3,2-52,4 N arasında değişmekte olduğu, erkeklerin lehine cinsiyete bağımlılık gösterdiği, vücut kütle indeksi ile pozitif yaş ile negatif bir ilişki içinde bulunduğunu rapor edilmiştir.



Şekil 1.7. Dil kuvveti ölçme sistemi - Sommer ve ark. (78)'den alınmıştır.

Popovich ve ark.(35), baş boyun motor kontrolünü ölçmek için kullanılan pozisyon takibi, pozisyon dengeleme ve kuvvet takip işlemlerinin gün içi ve gün arası

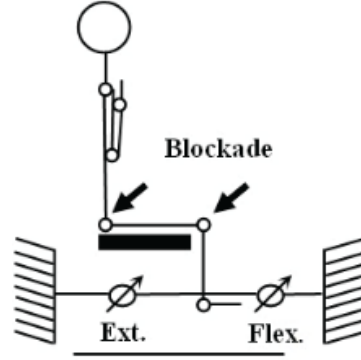
güvenilirliğini belirlemek için 7 sağlıklı bayan katılımcı üzerinde bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Araştırmacılar baş pozisyonu izleme ve dengeleme için robotik bir platformdan (Mikrolar Rotopod R3000, Hampton, NH) oluşan deneysel bir düzenek kullanmışlardır. Boyun kasları tarafından oluşturulan kuvveti ölçmek için kullandıkları Şekil 1.8'deki deney düzeneğinde ise tek eksenli bir yük hücrelerinden (Artech 20210, Riverside, CA) faydalanmışlardır. Çalışmanın sonuçları, pozisyon ve kuvvet izleme ile elde edilen zaman ve frekans domeni ölçülerinin, pozisyon sabitleme ile elde edilenden daha güvenilir olduğu yönündedir.



Şekil 1.8. Boyun kas kuvveti ölçme sistemi - Popovich ve ark.(35)'den alınmıştır.

Hirano ve Katoh (66) el ile manipüle edilen el dinamometresi kullanarak omuz eklemi yatay addüksiyonu sırasındaki izometrik kas kuvveti sınırını tespit etmek için bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışma μ TAS F-1 el tipi dinamometre (Anima Corp., Tokyo, Japan) ile 33 sağlıklı birey değerlendirilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre omuz eklemi yatay addüksiyon kuvvetinin manipülatif-sabitleme yöntemi ile ölçüm sınırı 30 kgf olduğundan bu sınırın üst uzuvların kas gücünü de etkilediği bildirilmiştir.

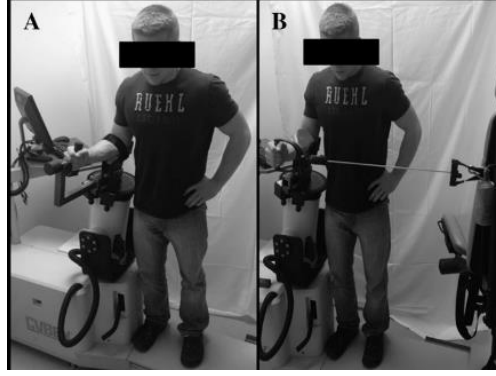
Walaszek ve ark. (105), Y-denge testinin, yapısını ve diz eklemine etki eden kasların kuvvet performansının yanı sıra, 14 yaşındaki erkek çocuklarda esneklik ve dengenin ölçülmesine dayanan, doğruluğunu tespit etmek için bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmaya katılan 14 yaşındaki 43 erkek çocuğunun, diz eklemlerinin izometrik kasılma sırasındaki fleksör ve ekstansör kas kuvvetleri ve yorulmaya karşı dayanıklılıkları, Şekil 1.9'deki gibi bir ölçme standında Hottinger tensometrik sensör (%0,5 doğruluk) kullanılarak yapılmıştır. Çalışma sonucunda Y Dengesi Testinin alt ekstremitte eklem hareketliliği ve diz eklem ekstansörlerinin kuvvet performansı ölçümlerindeki doğruluğu rapor edilmiştir.



Şekil 1.9. Hottinger sensör ile diz eklemi izometrik kuvvet ölçümü - Walaszek ve ark. (105)'den alınmıştır.

Cramer ve arkadaşları (85) 107 sağlıklı yaşlı ve 261 sarkopenik ve yetersiz beslenen yaşlı katılımcı üzerinde diz ekstansiyonu ve fleksiyonu ile yaptıkları çalışmada LIDO Multi-Joint II, Loredan Biomedical, West Sacramento, California), Cybex (Cybex Division of Lumex, Inc., Ronkonkoma, New York), Biodex (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, New York), BTE (BTE Corporate Headquarters, Hanover, Maryland), ve Technogym (Technogym SpA, Cesena, Italy) izokinetik dinamometreler kullanmışlardır. Çalışmada tepe tork değerinde ve ortalama güçte hıza bağlı farklılıkları belirlemek için üç tekrarlı konsantrik diz ekstansiyonu ve fleksiyonunu içeren izokinetik testler yaptırılmıştır.

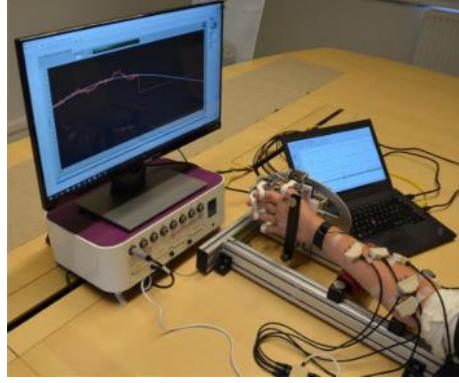
Grabowski ve ark. (79), kapsamlı bir fonksiyonel değerlendirilmenin anahtar bir yönü olan kas gücünün ölçümünde Kiiro sensör (Kiiro, Madison, Wisconsin), kullanımının güvenilirliğini, duyarlılığını ve ölçüt geçerliliğini araştırmak için yaptıkları çalışmada 44 katılımcı üzerinde ölçümler gerçekleştirmişlerdir. Araştırmacılar omuz kaslarını skapular düzlemde 30 derece abduksiyonda izometrik kasılma yaptırarak Kiiro sensör ve Cybex izokinetik sensör ölçümlerini Şekil 1.10'deki gibi birbiri ile karşılaştırmışlardır. Kiiro sensörün, manuel olarak veya el tipi dinamometreler ile yapılan kas testlerinde karşılaşılan sorunları ortadan kaldırarak, etkin ve objektif zamana bağlı kas kuvveti ölçümü sağladığını ayrıca altın standartta bir izokinetik dinamometreyle karşılaştırıldığında mükemmel güvenilirlik, duyarlılık ve geçerlilik gösterdiğini rapor etmişlerdir.



Şekil 1.10. Kiio ve Cybex sensörlerin karşılaştırılması - Grabowski ve ark. (79)'den alınmıştır.

Madhanagopal ve ark. (29) basit elektronik devre ile alternatif, doğru, daha ucuz bir kuvvet ölçme aleti geliştirmek ve el içi kas kuvvetini ölçmeye uygunluğunu test etmek için bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarında özel olarak tasarladıkları ve ürettikleri ketjenblack/deproteinize doğal kauçuk sensörü kullanarak 16 katılımcının ulnar abduktör ve dorsal interossei izometrik kuvvet ölçümünü yapan araştırmacılar, cihaz performansının el içi kas kuvveti ölçümü için uygun olduğunu rapor etmişlerdir.

Malešević ve ark. (106) yaptıkları çalışmada parmak ve bilek kuvvetlerinin değerlendirilmesine yönelik ayarlanabilir bir izometrik kuvvet ölçüm platformu tasarlamışlardır. Tasarladıkları platform nörofizyolojik kayıtlar sırasında, özellikle EMG ile ilgili çalışmalarda kullanılabilen bir sistemdir. Geliştirilen sistemin bilek bölümüne üç adet, başparmak bölümüne iki adet ve kalan her parmağa birer adet olmak üzere, toplamda 9 adet kuvvet sensörü (S215, Strain Measurement Devices, Bury St Edmunds, UK) bağlanmıştır. Şekil 1.11'deki ölçüm platformuna yerleştirilen, kuvvet sensörleri referans bir kuvvet ölçer (Mark-10 Series 5 Digital Force Gauge, Mark-10 Corporation, New York, USA) kullanılarak değerlendirilmiştir. Geliştirilen sistem 40 erkek gönüllü üzerinde test edilmiştir. Araştırmacılar çalışma sonuçlarına bağlı olarak geliştirilen platformun, tüm parmak ekstansiyon ve fleksiyon kuvvetlerini objektif ve tekrarlanabilir bir şekilde ölçebileceğini, her ne kadar sistem esas olarak EMG deneyleri için kullanılmış olsa da, el veya el bileği yaralanmalarından ya da ameliyatlarından sonra veya inmelerden sonraki rehabilitasyonlardaki ilerlemeyi izlemek için kullanılabileceğini rapor etmişlerdir.



Şekil 1.11. Parmak ve bilek kuvvetlerini değerlendirme platformu - Malešević ve ark. (106)'den alınmıştır.

1.3. Tez Çalışmasının Köken Aldığı Hipotezler ve Amaçlar

Kas kuvveti ve gücünün ölçülmesi, spor alanında sporcuların gelişimlerinin değerlendirilmesi (21,22,29), sağlık alanında çeşitli hastaların, hastalıkların ve bunlara uygulanan tedavi süreçlerinin değerlendirilmesi (30–33) için önem arz etmektedir. Özellikle statik kas kuvveti ölçümünün spor ve sağlık alanındaki uygulamalarına sıkça rastlanmaktadır (34,63,66,73,79,106–110).

İzometrik kasılma kuvveti ölçümleri ile değerlendirilmesi yapılan kas ve/veya kasların fizyolojik durumu hakkında somut bilgiler elde edilebilmektedir (107–110). Bu nedenle kas kasılma kuvvetinin doğru olarak ve hedeflere uygun biçimde ölçülmesi önemli bir konudur. Doğru ölçümlerin yanı sıra ölçüm sistemlerinin maliyeti de yapılmak istenen bilimsel çalışmalarda göz önünde bulundurulması gereken bir diğer önemli konudur.

İzometrik kasılma kuvveti ölçümlerinin yanı sıra statik egzersizlerde spor (108) ve sağlık alanında geniş bir uygulama alanı bulmaktadır. Bu uygulamalara, servikal disk herniasyonu olan hastalarda servikal bölge ağrılarını azaltmak için güçlendirme amaçlı (38) kullanım, ağırlı ve kas güçsüzlüğü olan diz osteoartritli hastalarda rehabilitasyon amaçlı (50) kullanım, örnek olarak verilebilir.

Kuvvet ölçme sistemlerine ilişkin yapılan literatür araştırmasında, spor ve sağlık alanlarında çok çeşitli ve bir birinden farklı kuvvet ölçme sistem ve yöntemlerinin kullanıldığı belirlenmiştir. Literatürdeki kas kuvveti ölçümlerinin, ticari izokinetik, izometrik dinamometreler veya bilimsel çalışmalar için özel olarak geliştirilmiş spesifik dinamometre veya sistemler yardımıyla yapıldığı belirlenmiştir.

Söz konusu sistemlerden bazıları mali açıdan çok yüksek bütçeler gerektirmekte bazıları ise sınırlı ve belirli biçimlerdeki hareketlerin yapılması sırasında üretilen izometrik kuvvetleri ölçebilmektedir.

Bu bağlamda düşük maliyetli, eşdeğerleri ile karşılaştırıldığında daha fazla pozisyon ve açıda ölçüm yapılabilen ayrıca adapte edilebilir bir izometrik kuvvet ölçme sisteminin geliştirilmesi durumunda, bilimsel çalışmalara önemli bir katkı sağlanabileceği kanısına varılmıştır. Yukarıda anlatılanlar dikkate alındığında tez çalışması kapsamında, düşük maliyetli, çok çeşitli açı ve pozisyonlardaki hareketler sırasında üretilen izometrik kuvvetleri ölçebilen, grafiklerini kaydedebilen ve değerlendirebilen, aynı zamanda planmış bir izometrik kuvvet geliştirme antrenmanı yaptırabilen bilgisayar programına sahip, bir sistem geliştirilmiştir. Çalışma kapsamında ortaya çıkan son ürünün kuvvet ile ilişkili spor ve sağlık araştırmalarında önemli bir kullanım alanına sahip olacağı düşünülmektedir.

İkinci bölümde tez çalışması kapsamında geliştirilen izometrik kuvvet ölçme ve değerlendirme sisteminin ayrıntıları aktarılmıştır.

2. ADAPTE EDİLEBİLİR İZOMETRİK KUVVET ANALİZ VE ANTRENMAN GELİŞTİRME SİSTEMİ

Tez çalışması kapsamında geliştirilen sistem ile hem izometrik-izotonik kuvvet analizleri yapılabilen hem de izometrik-izotonik antrenman programları geliştirilebilmektedir. Sistemi literatürdeki diğerinden farklı kılan en önemli iki özelliği, emsallerine göre daha uygun fiyata ve adapte edilebilir bir yapıya sahip olmasıdır.

Geliştirilen sistem bütünüyle el yapımı olmasından dolayı benzer işlemi yapan eşdeğerlerine oranla oldukça düşük bir maliyet ile yapımı gerçekleştirilmiştir. Düşük maliyeti ile sistem neredeyse tüm kullanıcıların sahip olabileceği bir özellik taşımaktadır.. Ölçülmek istenilen kuvvet bir çelik kablo ve makara üzerinden sisteme uygulandığı için, sistem her türlü fitness makinesine adapte edilebilmektedir. Böylece leg extension, shoulder press, machine curls, machine shrugs, lying leg curls, standing leg curls, seated leg curls ve diğer makine hareketleri yapılırken, belirli pozisyon ve açılarda üretilen izometrik kuvvetlerin ölçülmesi mümkün olabilmektedir. Sistem herhangi bir makineye adapte edildiğinde makine ağırlıkları devre dışı bırakılmalıdır. Sistemin çelik kablosu uygun makara konumunda makine kaldıraç kolluna bağlanarak ilgili kas izole edilebilir ve belirlenen açıda kasın ürettiği izometrik kuvvet doğrudan sensöre aktarılabilir. Sensöre aktarılan kuvvetler, sistemin bir parçası olarak geliştirilen bilgisayar yazılımı ile analiz edilebilir.

Aşağıdaki bölümlerde tez çalışması kapsamında geliştirilen kuvvet ölçme ve antrenman geliştirme sisteminin yapısı ayrıntılı olarak ele alınmıştır.

2.1. İzometrik Kuvvet Analiz ve Antrenman Sisteminin Bileşenleri

Tez çalışması kapsamında son ürün olarak ortaya çıkartılan kuvvet analiz ve antrenman geliştirme sistemi, tüm yönleriyle eldeki imkânlar ile tasarlanmış ve imal edilmiştir. Tasarımı yapılan sistemin imalatında, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dekanlığı Makine Atölyesi ve Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü Yüksek Gerilim Laboratuvarı ve Kontrol Laboratuvarları imkânlarından yararlanılmıştır.

Çalışma kapsamında geliştirilen kuvvet analiz ve antrenman sisteminin genel yapısı Şekil 2.1’de verilmiştir.



Şekil 2.1. Kuvvet analiz ve antrenman sistemi temel kısımları.

Kuvvet analiz ve antrenman sistemi Şekil 2.1’de görüldüğü gibi temel olarak altı kısımdan oluşmaktadır. Bu temel kısımlar;

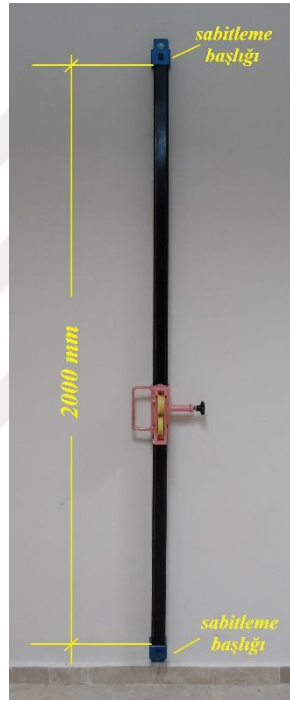
- A- Ayarlanabilir kızak,
- B- 180° dönebilen makara sistemi,
- C- Kuvvet uygulama aparatları,
- D- Kuvvet Sensörü,
- E- Elektronik kart
- F- Bilgisayar yazılımı,

şeklinindedir. Aşağıda kuvvet analiz ve antrenman sistemini oluşturan kısımlar ve yapım aşamaları ayrıntılı olarak aktarılmıştır.

2.1.1. Ayarlanabilir kızak

Kuvvet analiz ve antrenman sisteminin ayarlanabilir kızıağı 2 m boyunda olup Şekil 2.2’deki görüldüğü gibi sistemde dik biçimde durmaktadır. Kızak 50x50 mm

kesitinde ve 2,5 mm kalınlığında, ST 52 çekme dayanımlı, kutu profilden imal edilmiştir. Hareket edebilen makara sisteminin kızakta istenilen konuma sabitlenebilmesi için kızak üzerinde toplam 38 adet ayar deliği ve her bir delik arasında 50 mm mesafe bulunmaktadır. Böylelikle hareketli makaraya 1850 mm net hareket aralığı kazandırılarak, makara konumunun hassas biçimde ayarlanabilmesi sağlanmıştır. Kızak, 5 mm kalınlığında lama demir malzemeden özel olarak yapılmış mavi renkli sabitleme başlıkları ile alt ve üst kısımlardan duvara, M12 çelik dübellere yardımıyla monte edilebilmektedir.

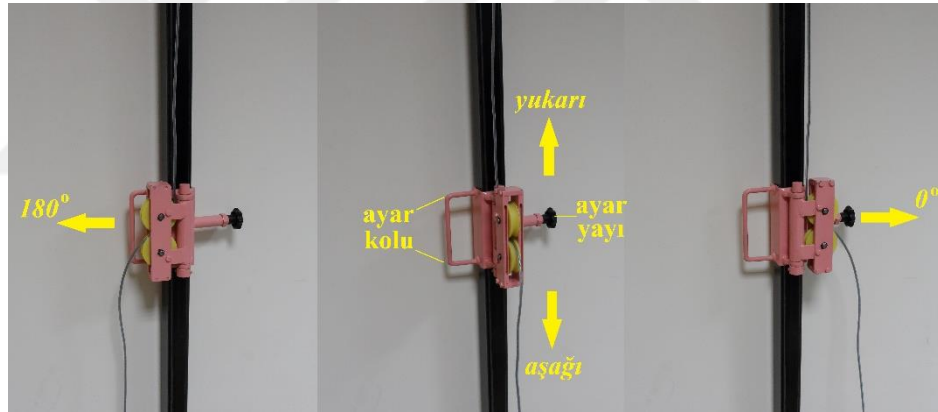


Şekil 2.2. Ayarlanabilir kızak.

2.1.2. 180° dönebilen makara sistemi

Kuvvet analiz ve antrenman sisteminin ayarlanabilir kızak üzerinde hareket edebilen makara sistemi, Şekil 2.3'de görüldüğü gibi, 0-180° arasında dönebilir yapıda tasarlanmıştır. Makara sisteminin sağa-sola 180° dönebilir ve aşağı-yukarı 1850 mm hareket edebilir yapıda olması, birçok konum ve açıda kuvvet ölçümü ve antrenmanı yapılabilmesini mümkün kılmaktadır. Makara sisteminin, yuvasını oluşturan metal gövde, 10mm kalınlığında ST 52 lamalardan imal edilmiştir. Makara yuvası kaynak kullanılmadan yalnızca cıvata ile motajı yapılabilir biçimde özel olarak imal edilmiştir.

Bu yapısı makara sistemine, herhangi bir sıkışma durumunda kızıak üzerinden çıkartılmadan sökülebilmek yeteneği kazandırılmıştır. Sistemde iki adet makara bulunmaktadır ve çapları 70mm olacak şekilde teflon malzemenen tornada işlenmiştir. Sistemde çekme kuvvetini sensöre aktaran çelik kablo her açı ve konumda sadece bir makaraya sarılı durumda çalışmaktadır. Böylece uygulanan kuvvet hiçbir şekilde değişmeden doğrudan kuvvet sensörüne aktarılabilir. İkincil makara çelik kabloyu sadece merkezde kalması için desteklemekte ve üzerine yük almamaktadır. Sürtünmeyi en düşük değere indirmek için makaraların ortasına, ikişer adet 608 ZZ rulman yataklanmıştır. Makaralar rulmanların içinden geçen mil yardımı ile yuvaya bağlanmıştır. Makara millerini yuvalara sabitlemek için de segman kullanılmıştır. Söz konusu bu yapı hiçbir cıvata sökmeden, makaraların ve rulmanlarının sistemden çok kısa sürede ve kolay biçimde çıkartılabilmesine ve değiştirilebilmesine olanak tanımaktadır.

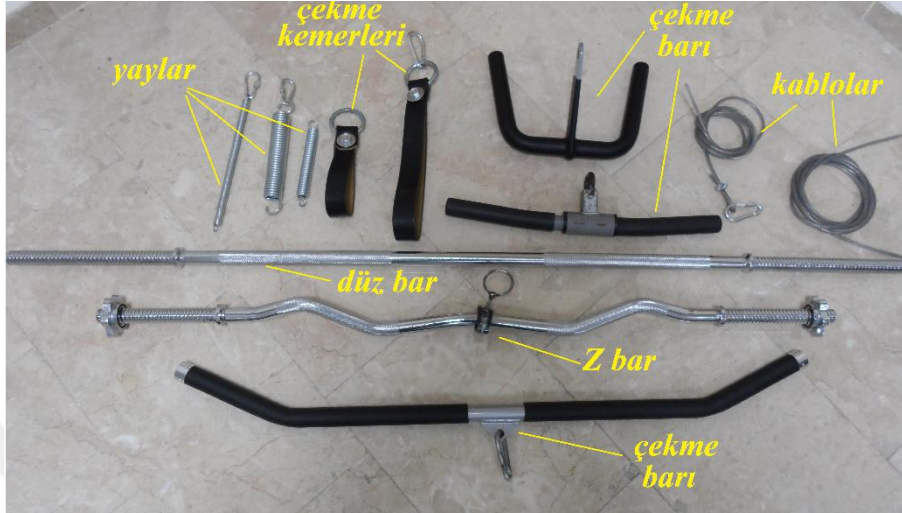


Şekil 2.3. 180° dönebilen makara sistemi.

2.1.3. Kuvvet uygulama aparatları

Kuvvet analiz ve antrenman sistemi insan vücudundaki birçok kasın ürettiği kuvveti ölçülebilir biçimde ve adapte edilebilir (uyarlanabilir) yapıda tasarlanmıştır. Değerlendirmesi yapılan kas grubunun izolasyonu, hareket şekli, açısı vs. değerlendirmeyi yapan kişinin tecrübesine bağlı olarak belirlenebilir. Bu nedenle sistemde leg extension, lat pull down, bench press, triceps extension, biceps curl, seated row vb. çeşitli hareketler için ve değerlendirilen kaslara ilişkin fleksiyon, extansiyon, itme, çekme, diğer statik ve dinamik hareketler sırasında kullanım için

çeşitli kuvvet uygulama aparatları geliştirilmiş ve sisteme adapte edilmiştir. Şekil 2.4’de çalışma kapsamında geliştirilen sistemde kullanım için tasarlanan ve sisteme adapte edilen bazı kuvvet uygulama aparatlarına örnekler verilmiştir.



Şekil 2.4. Kuvvet uygulama aparatları.

Kuvvet analiz ve antrenman sistemi izometrik ve izotonik türdeki antrenmanların da yapılabilmesine olanak sağlamaktadır. İzotonik antrenmanlar için, değerlendirilen kas veya kas grubunun kuvvetine, hareket yönüne ve açısına göre farklı uzama katsayılarına sahip yaylar sisteme bağlanarak direnç oluşturulabilmektedir. Sistem aynı zamanda herhangi bir ağırlık makinesinin kaldıraç koluna bağlanarak, ilgili makinede izole edilen kas grubuna ilişkin izometrik kuvvet ölçümlerinin yapılabilmesine de olanak sağlamaktadır.

2.1.4. Kuvvet sensörü

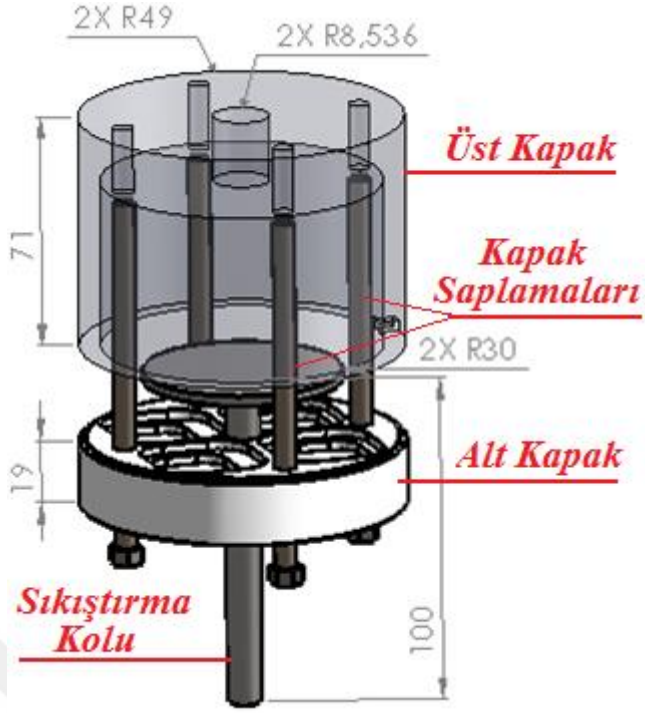
Tez çalışması kapsamında geliştirilen kuvvet analiz ve antrenman sisteminin en önemli parçalarından birisi de kuvvet sensörüdür. Kuvvet sensörü, değerlendirilen kas ve/veya kas gruplarının ürettiği kuvveti, elektrik sinyaline dönüştüren birimdir. İzometrik kuvvet ölçümü için literatürde, farklı sensör yapıları kullanılmıştır. Bu sensör yapıları arasında, gerilme ölçerler (2,5,10,21,29,44,62,63), izometrik dinamometreler (5,36,64–67), dönüştürücüler (70–74), yük hücreleri (37,73) ve özel olarak geliştirilmiş sensörler (79) bulunmaktadır. Çalışma için geliştirilen kuvvet ölçme sensöründe yük hücreleri kullanılmıştır.

Kas kasılması sonucunda üretilen kuvvetler makara sisteminden geçen çelik bir kablunun bağlı olduğu, aybord yardımıyla kuvvet sensörüne aktarılmaktadır. Aybord, sensör içinde bulunan yük hücrelerini sıkıştırmak için tasarlanmış hareketli bir sıkıştırma koluna monte edilmiştir. Kuvvet sensörü, Şekil 2.5'deki gibi L şeklinde bir askı koluna asılmıştır. Askı kolu özel olarak tasarlanmış olup, ST52 çekme dayanımlı mil ve lama kullanılarak imal edilmiştir. Sensörün asıldığı, askı kolu M12 çelik dübeller ile ayarlanabilir kızak üzerine sabitlenmiştir. Sensör, askı kolunun 30 mm çapında ve 250 mm uzunluğundaki ayar mili üzerinde ileri geri hareket edebilmektedir. Böylece makara sistemi ile sensör aynı hizaya ayarlanıp sabitlenebilmektedir. Sensörü mil üzerinde sabitlemek için, özel olarak tasarlanmış bir sabitleme aparatı kullanılmıştır. Sabitleme aparatı, ST52 çekme dayanımlı metal kullanılarak frezede talaşlı imalat tekniği ile yapılmıştır. Sensörü mil üzerinde sabitlemek için 3 adet M10 ayar civatası kullanılmıştır.



Şekil 2.5. Kuvvet Sensörü.

Kuvvet ölçümü için geliştirilen sensörün üç boyutlu teknik çizimi Şekil 2.6'da paylaşılmıştır. Sensör alt kapak, üst kapak, sıkıştırma kolu, kapak saplama civataları olmak üzere yapısal olarak 4 ana kısımdan oluşmaktadır.



Şekil 2.6. Kuvvet sensörü 3 boyutlu teknik çizimi.

Kuvvet ölçme sensörünün dış muhafazası alt ve üst kapaklardan oluşmaktadır. Sensör muhafazası ortası boş silindirik bir kutu şekline sahiptir. Şekil 2.7’de görülen alt ve üst kapaklar mukavemeti artırmak için polioksimetilen (delrin) malzmeden torna ve frezede talaşlı imalat tekniği ile işlenmiştir.



Şekil 2.7. Sensör alt ve üst kapaklarının frezede işlenmesi.

Üretilen kas kuvvetini, elektrik işaretlerine dönüştürmek için her biri maksimum 490 N (50 kg ağırlığa karşılık gelmektedir), kuvvet ölçme kapasitesine sahip 4 adet yük hücresi (*load cell*) kullanılmıştır. Böylece geliştirilen sensörün toplamda 1960 N (200 kg ağırlığa karşılık gelmektedir), kuvvet ölçme kapasitesine sahip olması sağlanmıştır. Yük hücreleri Şekil 2.8'deki görüldüğü gibi sensör alt kapağına yerleştirilmiştir.



Şekil 2.8. Yük hücrelerinin kuvvet sensörünün alt kapağına yerleştirilmesi.

Kuvvet sensörü için delrin malzemedan yapılan dış muhafaza, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümüne ait laboratuvarında çekme dayanımı testine tabi tutulmuştur. Çekme dayanımı testinde sensör dış muhafazası, 1250 N (127,5 kg ağırlığa karşılık gelmektedir), kuvvete kadar rijit kalabilmiştir. 1250 N üzerindeki kuvvetler için malzemede akma başladığı için bu değer üzerinde kullanımı uygun görülmemiştir. Bu nedenle dış muhafaza için % 20 güvenlik payı bırakılarak en fazla 1000 N (102 kg ağırlığa karşılık gelmektedir), kuvvete kadar kullanılmasına karar verilmiştir. Kuvvet sensörü için kullanılan yük hücreleri toplamda 1960 N kuvvet ölçebilme kapasitesine sahip olmasına rağmen sensörün en fazla 1000 N sınırına kadar kullanılması uygun görülmüştür.

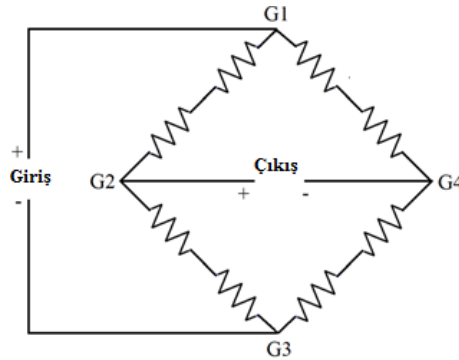
2.1.5. Elektronik kart

Kuvvet analiz ve antrenman sisteminin kuvvet sensöründe üretilen elektriksel işaretlerin işlenerek bilgisayara aktarıldığı bölüm elektronik kart bölümüdür. Elektronik kart Şekil 2.9'da görüldüğü gibi temel olarak anahtarlama güç kaynağı (smcs) katı ve veri işleme katı olmak üzere iki ana kısımdan oluşmaktadır.



Şekil 2.9. Elektronik kart.

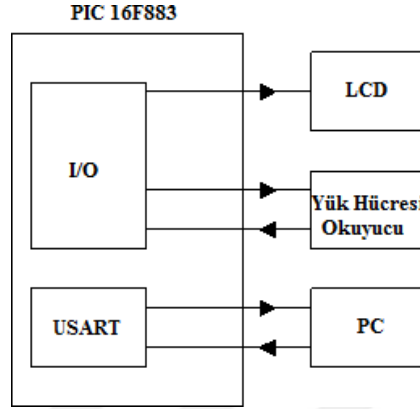
Elektronik kart bölümünde, veri işleme kartının enerjisini sağlamak için hazır bir anahtarlamalı güç kaynağı kullanılmıştır. Kasılan kas ve/veya kas gruplarının ürettiği kuvvet çelik kablo yardımıyla kuvvet sensörüne aktarılmaktadır. Kuvvet sensörü içinde bulunan dört adet yük hücresi, uygulanan kuvveti şiddeti ile orantılı biçimde analog elektriksel işaretlere dönüştürmektedir. Yük hücrelerinin bağlantısı maksimum verim için Şekil 2.10'daki gibi Wien köprüsü biçiminde yapılmıştır.



Şekil 2.10. Yük hücrelerinin bağlantısı.

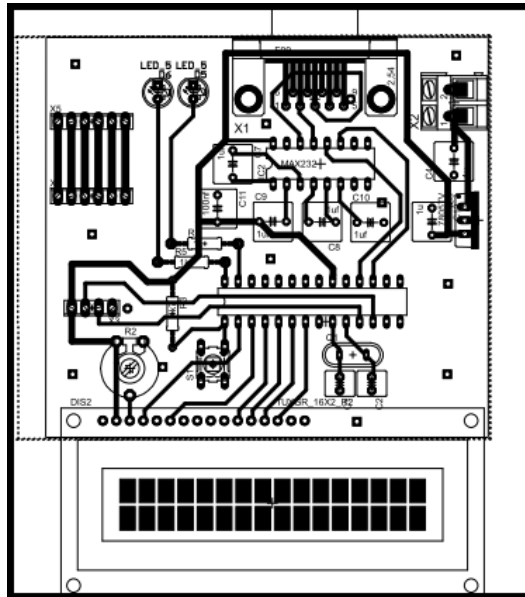
Yük hücrelerinin üzerine uygulanan kuvvet ile doğru orantılı olarak üretilen analog işaretler, veri işleme kartı üzerinde bulunan HX711 yük hücresi okuyucu modül tarafından sayısal (dijital) işaretlere dönüştürülmektedir. HX711 modülü yük hücrelerinden aktarılan analog işaretleri, 24 bit çözünürlük ve 80 Hz örnekleme hızında, sayısallaştırmaktadır. Üretilen sayısal işaretler 8 bit 20 Mhz bir

mikrodenetleyici olan Microchip firmasının ürettiği PIC 16F883 ile işlenmektedir. PIC 16F883 ile işlenen sayısal işaretler bir bilgisayara ve LCD (*liquid crystal display*) ekrana aktarılmaktadır. Veri işleme kartına ait blok şema Şekil 2.11’de aktarılmıştır.



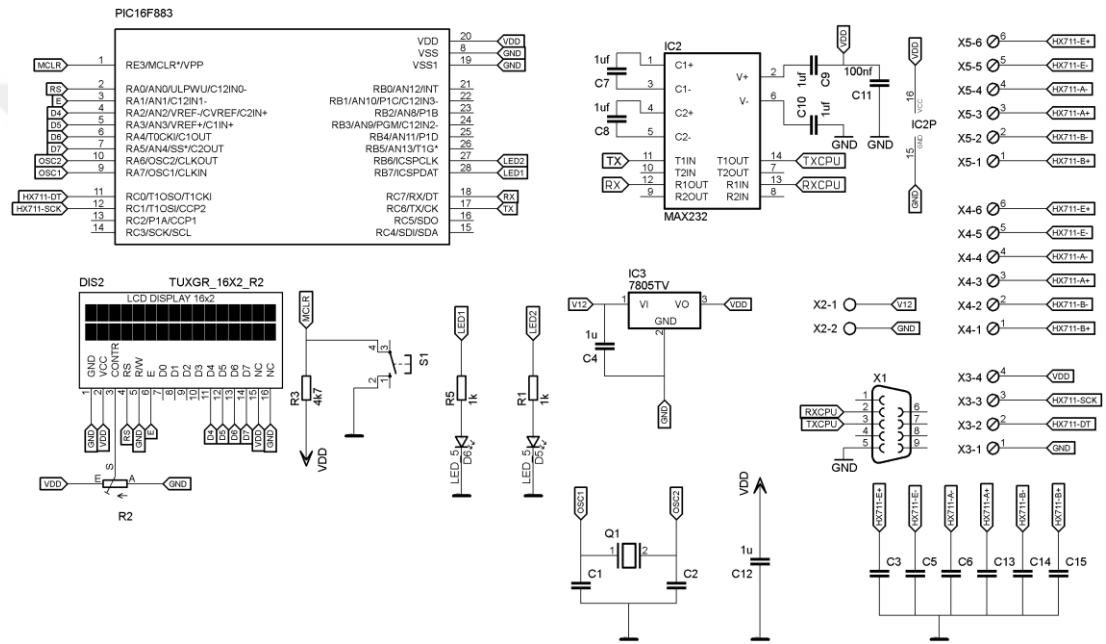
Şekil 2.11. Veri işleme kartı blok şeması.

Veri işleme kartı tarafından işlenen veriler bilgisayar programında analiz edilmek için MAX232 seri iletişim (USART) entegresi aracılığı ile bir seri-USB dönüştürücüye gönderilmektedir. Seri-USB dönüştürücü üzerindeki veri bir bilgisayarın USB portu üzerinden, çalışma için özel olarak geliştirilmiş olan bilgisayar yazılımına aktarılmaktadır. Veri işleme kartına ait baskı devre şeması Şekil 2.12’de paylaşılmıştır.



Şekil 2.12. Veri işleme kartı baskı devre çizimi.

Kuvvet analiz ve antrenman geliştirme sistemi, herhangi bir bilgisayara gereksinim duyulmadan da kullanılabilir biçimde tasarlanmıştır. Bu nedenle sistem tarafından ölçülen kuvvet doğrudan LCD ekran üzerinden okunabilmektedir. Ayrıca sisteme bağlanan çelik kablo, kuvvet uygulama kolu gibi bileşenlerin ağırlıklarının ölçme sırasında hesaba katılmaması istenmesi durumunda, elektronik veri işleme kartı üzerindeki bir buton yardımıyla bu ağırlıkları darası alınabilmektedir. Dara alma işlemi kartın yanı sıra aynı zamanda bilgisayar yazılımı ile de yapılabilir. Veri işleme kartına ait elektronik devre tasarımı Şekil 2.13’de görülmektedir.



Şekil 2.13. Veri işleme kartı elektronik devre şeması.

Kuvvet analiz ve antrenman geliştirme sistemi, uygulanan kuvvet işaretlerini 80 Hz örnekleme hızı ile örneklemede daha sonra istatistiksel ve grafiksel olarak analiz etmek üzere USB port üzerinden bilgisayar yazılımına aktarmaktadır.

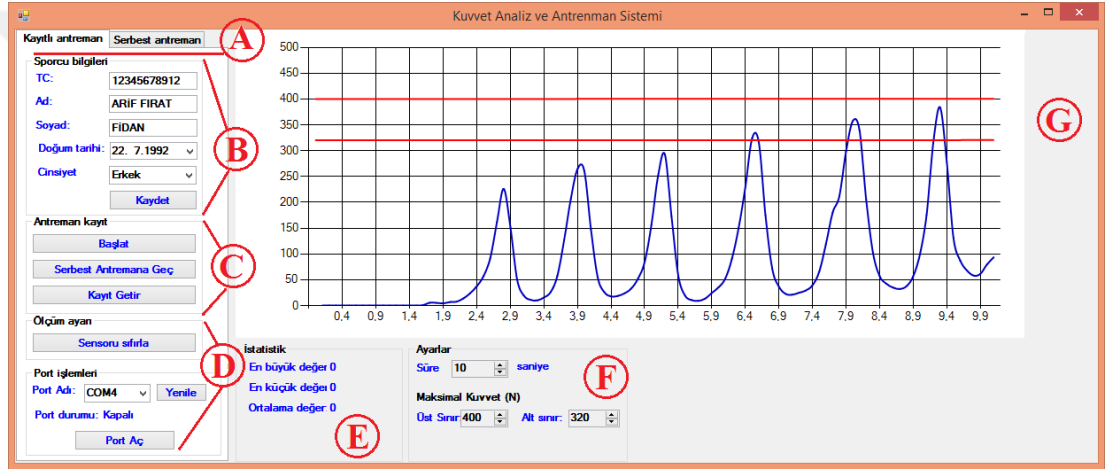
2.1.6. Bilgisayar yazılımı

Tez çalışması kapsamında geliştirilen kuvvet analiz ve antrenman geliştirme sistemi, uygulanan kuvvet verilerini değerlendirmek için geliştirilmiş bir bilgisayar yazılımına sahiptir. Geliştirilen yazılım, Windows tabanlı tüm bilgisayarlarda çalışabilen ve Şekil 2.14’de görülen Kuvvet_Analiz_Sistemi.exe isimli bir dosya şeklindedir.



Şekil 2.14. Bilgisayar yazılımı exe dosyası.

Kuvvet_Analiz_Sistemi.exe isimli dosyaya çift tıklandığında Şekil 2.15’de görülen kullanıcı arabirimi ekrana gelmektedir.



Şekil 2.15. Kuvvet analiz ve antrenman sistemi kayıtlı antrenman kullanıcı arabirimi.

Bilgisayar yazılımı kullanıcı arabirimi Şekil 2.15-A kısmında görüldüğü *Kayıtlı antrenman* ve *Serbest antrenman* olmak üzere iki temel sekmeden meydana gelmektedir. Yazılımın kayıtlı antrenman sekmesi değerlendirilen kişiye ait kuvvet verilerinin daha sonra analiz edilmek üzere .txt uzantılı bir dosyada kaydedilmesine imkân vermektedir. Serbest antrenman sekmesinde ise sporcuların ya da hastaların bilgisayar destekli serbest antrenman yapmalarına olanak verilmektedir. Kullanıcılar bu sekmede ilgili kas veya kas grupları ile ürettikleri izometrik ya da izotonik kuvvet değerlerini uygulama anları ile eşzamanlı olarak gözlemleyebilmektedirler.

Değerlendirilen sporcuya ilişkin kişisel bilgiler bilgisayar yazılımı kullanıcı arabiriminin Şekil 2.15’de görülen B kısmı ile girilmekte ve aynı kısımdan kayıt dosyası oluşturulmaktadır. Sporcuya ait bilgiler Şekil 2.16’da görüldüğü gibi TC kimlik numarası, ad, soyad, doğum tarihi ve cinsiyet bilgileri şeklindedir.

Sporcu bilgileri

TC: 12345678912

Ad: ARIF FIRAT

Soyad: FIDAN

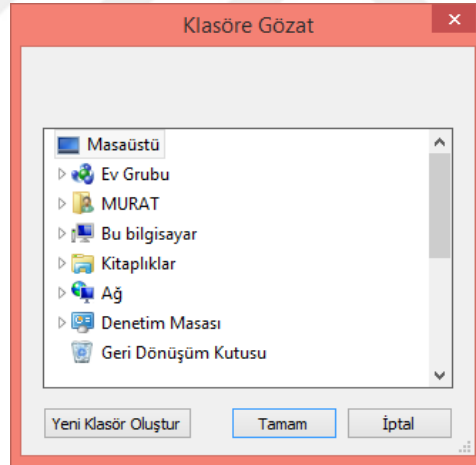
Doğum tarihi: 22. 7.1992

Cinsiyet: Erkek

Kaydet

Şekil 2.16. Bilgisayar yazılımı sporcu bilgileri.

Sporcuya ilişkin kişisel bilgiler girildikten sonra Şekil 2.16'daki *Kaydet* butonuna basıldığında Şekil 2.17'deki dosya kayıt yolu iletişim kutusu açılmaktadır. Kaydı yapılmak istenilen bilgilere ilişkin dosya konumu, iletişim kutusundan seçildikten sonra Şekil 2.17'deki tamam butonu tıklanarak kayıt dosyası otomatik biçimde oluşturulabilir.

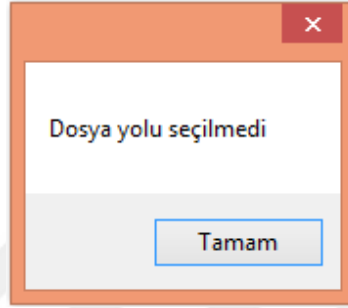


Şekil 2.17. Dosya kaydetme işlemi.

Oluşturulan veri dosyalarının isimlendirilmesi yazılım tarafından otomatik olarak TCNO_KayıtTarihi_Saat_Dakika_Saniye.txt şeklinde yapılmaktadır. Kayıt dosyalarının otomatik biçimde oluşturulması, hem kullanıcıyı sürekli dosya kayıt bilgisi girme zahmetinden kurtarmakta hem de sporcuya ilişkin tüm verilerin değişik isimlerle saklanabilmesine imkân sağlamaktadır. Dosya isminin içinde saat ve tarih

bilgilerinin olması takip edilen bilgilerin güncelliğinin kolay anlaşılmasına yardımcı olmaktadır.

Kayıt dosyası oluşturulduktan sonra Şekil 2.15-C kısmındaki Başlat butonuna basıldığında ekranda 3-2-1 şeklinde görsel bir geri sayım ve sonunda sesli bir uyarı ile kayıt işlemi başlatılmaktadır. Kayıt dosyası oluşturulmadan Başlat butonuna tıklanması durumunda Şekil 2.18'deki dosya yolu uyarısı ile karşılaşmaktadır.



Şekil 2.18. Dosya yolu uyarısı.

Kuvvet verilerinin kaydedilme süresi kayıt işleminden önce Şekil 2.15-F bölümünde bulunan Süre sekmesinden yazılıma girilmelidir. Sürenin varsayılan değeri 10 sn olarak belirlenmiştir, ayrıca süre 5-60 sn arasında 5 sn aralıklar ile artırıp azaltılabilmektedir. Kuvvet ölçme kaydı ya da antrenman geliştirme sırasında sporcuya ilişkin çalışma şiddeti aralığı Maksimal Kuvvet Üst Sınır ve Alt Sınır sekmelerinden Şekil 2.19'daki gibi yazılıma girilebilmektedir. Örneğin maksimal kas kuvveti 400 N olan bir sporcunun %80-%100 (320 N-400 N) aralığında çalışması istenmesi durumunda, üst sınır olarak 400 N, alt sınır olarak 320 N değerleri girilmelidir. Değerler girildiğinde Şekil 2.15-G bölümündeki grafikte alt ve üst sınırları işaretleyen iki adet düz kırmızı çizgi belirlemektedir.



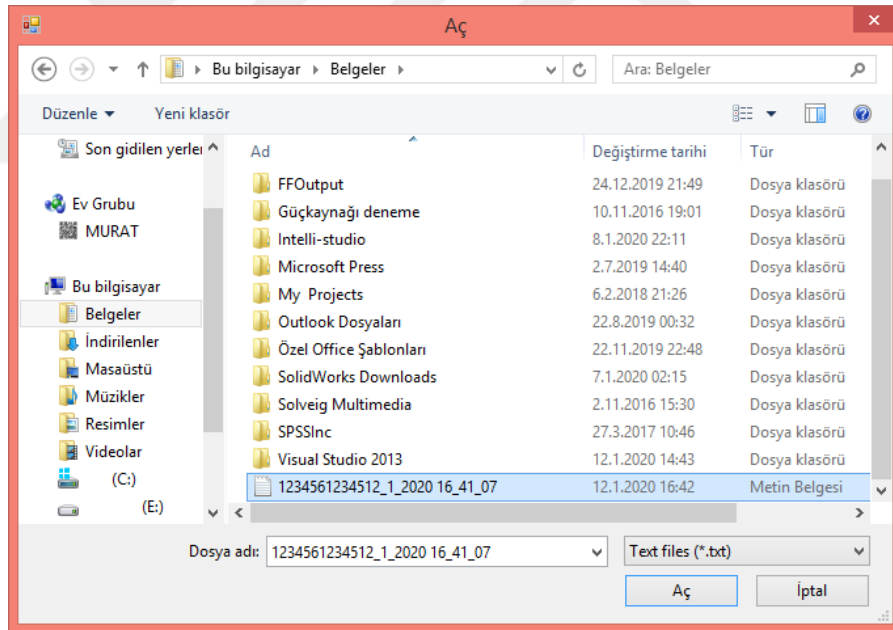
Şekil 2.19. Alt sınır, üst sınır ve süre değerlerinin girilmesi.

Kaydedilen veri dosyaları daha sonra yeniden analiz edilmek için, Şekil 2.20'de görülen *Kayıt Getir* butonuna basılarak yazılıma tekrar geri yüklenebilir.



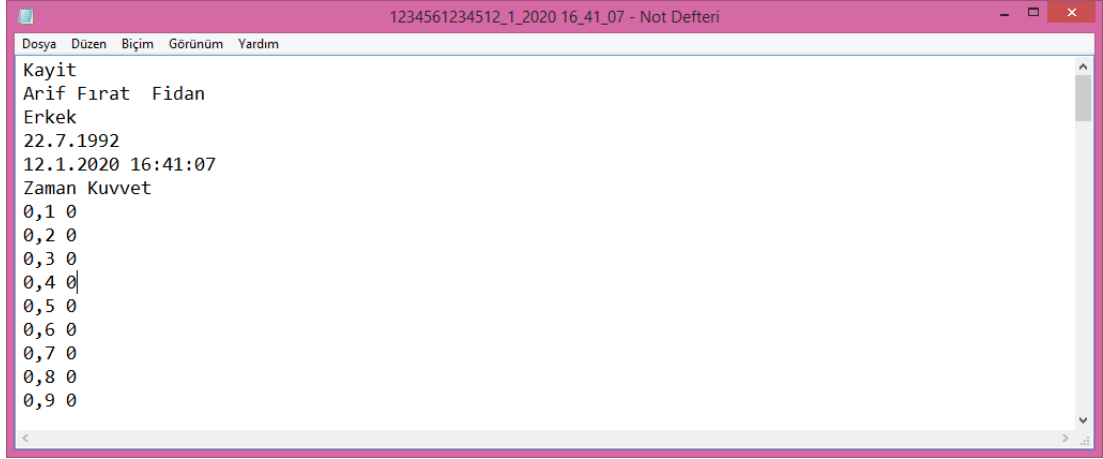
Şekil 2.20. Veri dosyası kaydı başlatma ve geri çağırma sekmesi.

Kayıt Getir butonuna basıldığında Şekil 2.21'de görülen dosya açma iletişim kutusu ortaya çıkmaktadır. Dosya açma iletişim kutusundan TCNO_KayıtTarihi_Saat_Dakika_Saniye.txt isimli bir kayıt dosyası seçildiğinde Şekil 2.22'de bir örneği görülen veri kayıt dosyası, yazılıma geri yüklenir.



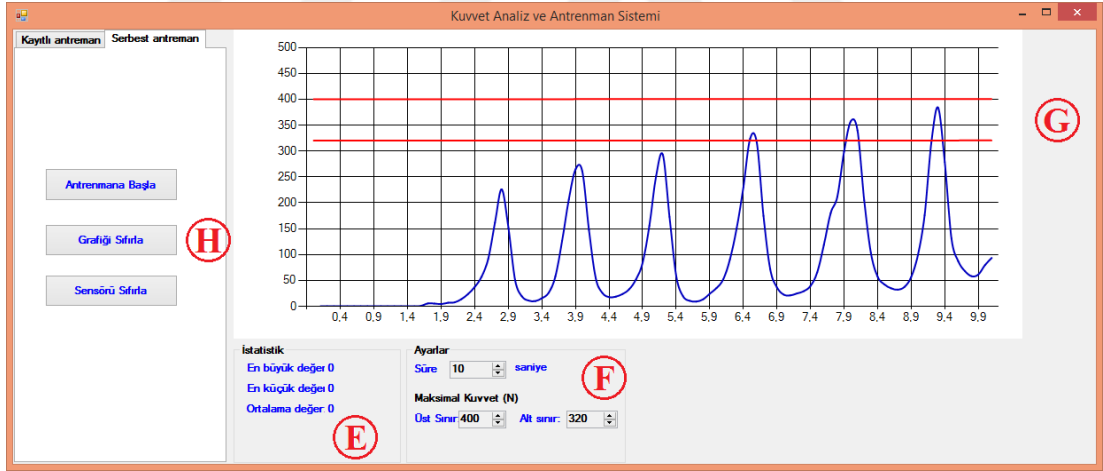
Şekil 2.21. Kayıt dosyası açma iletişim kutusu.

Bir örneği Şekil 2.22'de görülen veri kayıt dosyaları, MS Excell, SPSS, Matlab vb. programlarda da analiz edilmek üzere kullanılabilmesi için açık kodlu biçimde oluşturulmuştur.



Şekil 2.22. Veri kayıt dosyası örneği.

Serbest antrenman moduna geçmek için Şekil 2.20’de görülen Serbest Antrenmana Geç butonuna basılabilir. Diğer taraftan Şekil 2.15’in A bölümündeki Serbest Antrenman sekmesine basıldığında da kuvvet analiz ve antrenman sistemi yazılımının Şekil 2.23’de görülen Serbest antrenman moduna geçmesi sağlanabilir.



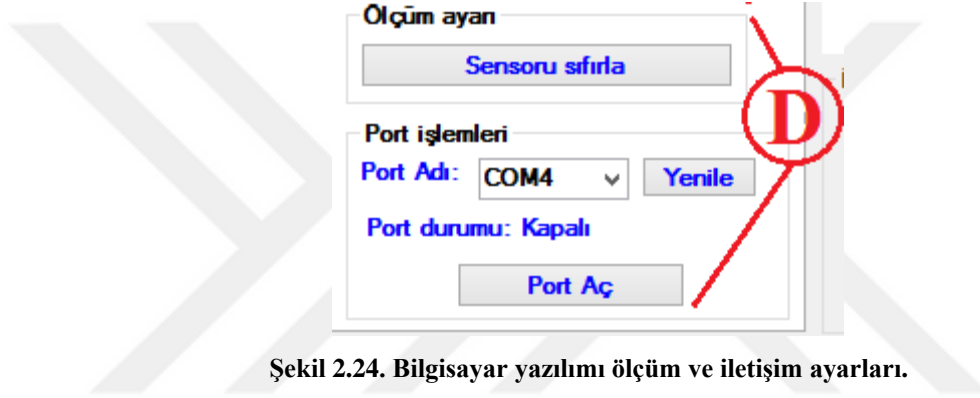
Şekil 2.23. Kuvvet analiz ve antrenman sistemi serbest antrenman kullanıcı arabirimi.

Şekil 2.23’de görülen H bölümündeki Antrenmana Başla butonuna basıldığında, antrenman sırasında üretilen kas kuvvetlerinin değerleri antrenman ile eş zamanlı olarak, G bölümündeki grafikte çizdirilebilmektedir. Grafik üzerindeki değerlerin silinebilmesi, H bölümündeki Grafığı Sıfırla butonu ile gerçekleştirilebilmektedir. H bölümündeki Sensörü Sıfırla butonuna basılarak, kuvvet sensörüne bağlı olan çelik kablo ve kuvvet uygulama aparatlarının yerçekimi

ivmesinden kaynaklanan daraları alınabilir. Dara alma işlemi aynı zamanda Şekil 2.15-D bölümündeki *Sensörü sıfırla* butonu ile de yapılabilir.

Ölçme veya antrenman sırasındaki istatistiksel değerler Şekil 2.23’de görülen E bölümünden okunabilmektedir. İstatistiksel değerler arasında ölçülen en büyük kuvvet değeri, en küçük kuvvet değeri ve uygulanan kuvvetlerin ortalama değerleri bulunmaktadır. İstatistik bölümü özellikle maksimal kuvvetin belirlenmesinde kolaylık sağlamaktadır.

Kuvvet analiz ve antrenman yazılımının kullanılabilmesi için Şekil 2.24’de görülen ölçüm ayarları bölümünden USB port ayarları mutlaka yapılmalıdır.

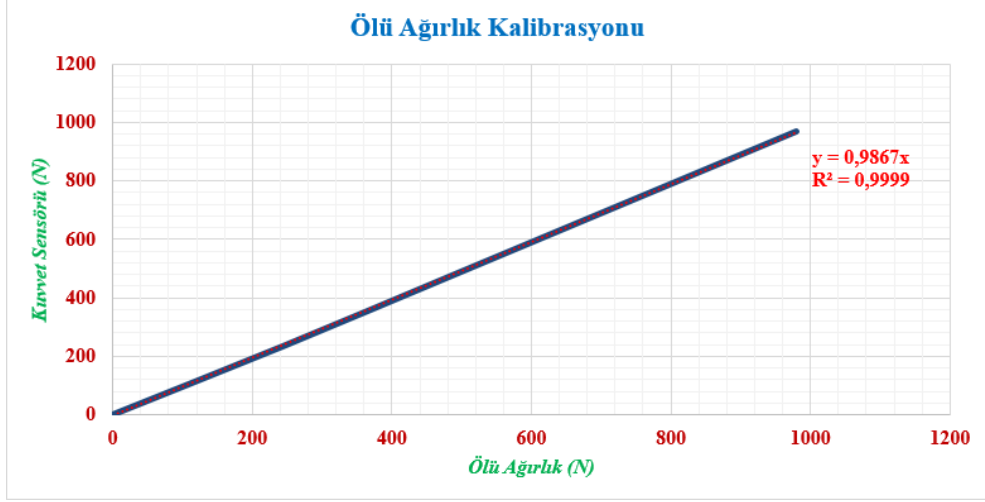


Şekil 2.24. Bilgisayar yazılımı ölçüm ve iletişim ayarları.

2.2. İzometrik Kuvvet Analiz ve Antrenman Sisteminin Kalibrasyonu

Tez çalışması kapsamında geliştirilen izometrik kuvvet analiz ve antrenman sisteminin kalibrasyonu iki farklı yöntem ile gerçekleştirilmiştir.

İlk kalibrasyon işlemi ölü ağırlıklar kullanılarak yapılmıştır (77). Ölü ağırlıklar için Eleiko marka olimpik müsabaka ağırlıkları tercih edilmiştir. 25 kg ağırlığındaki 4 adet ölü ağırlık 25 kg artımlarla kuvvet ölçme sistemine yüklenmiştir. Yükleme işlemi sırasıyla 0-25-50-75-100 kg şeklinde yapılmıştır. Ölü ağırlıklar ile yapılan yükleme işlemi sonucu elde edilen regresyon sabiti $R^2=0,99$ olarak belirlenmiştir ve kalibrasyon eğrisi Şekil 2.25’de verilmiştir.



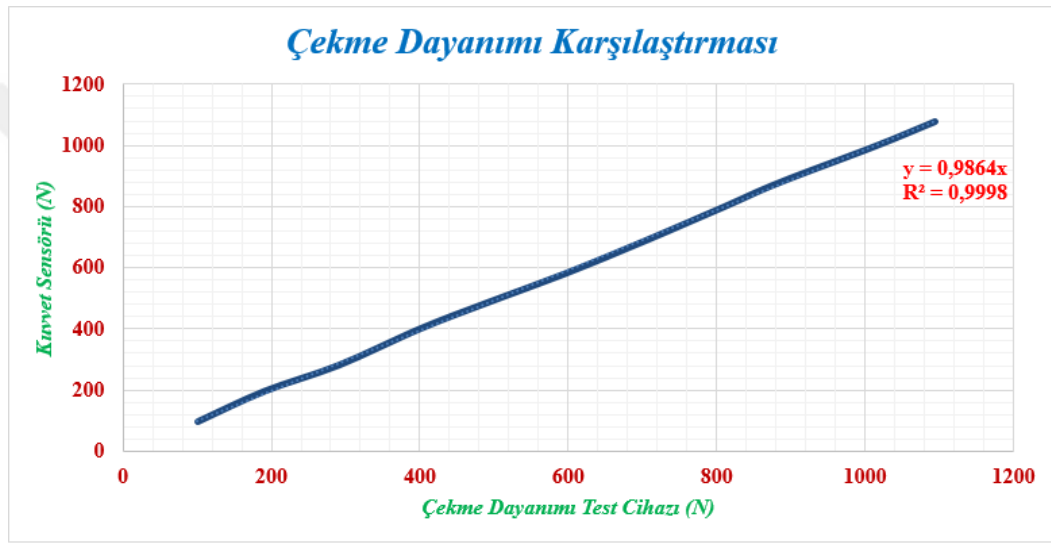
Şekil 2.25. Ölü ağırlık kalibrasyon eğrisi.

İkinci kalibrasyon yöntemi olarak çekme dayanımı test cihazı ile karşılaştırma yapılmıştır. Karşılaştırma yönteminde, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümüne ait laboratuvarda bulunan ve geçerli bir kalibrasyona sahip çekme dayanımı test cihazı kullanılmıştır. Çekme dayanımı test cihazı ile karşılaştırma işlemi için Şekil 2.26'da görülen bağlantı şekli kullanılmıştır.



Şekil 2.26. Çekme dayanımı cihazı karşılaştırma yöntemi.

Geliştirilen kuvvet sensörü, çekme dayanımı test cihazının çeneleri arasına bağlandıktan sonra 100 N artımlar ile 1100 N'a kadar yüklenmiştir. Çekme dayanımı test cihazı ve kuvvet sensöründen eş zamanlı olarak okunan değerler kaydedilmiştir. Çekme dayanımı test cihazı ve kuvvet sensöründen alınan değerlere ilişkin karşılaştırma eğrisi Şekil 2.27'de verilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre çekme dayanımı test cihazı ve kuvvet sensörü arasındaki regresyon sabiti $R^2=0,99$ olarak belirlenmiştir.



Şekil 2.27. Çekme dayanımı test cihazı karşılaştırma eğrisi.

Her iki kalibrasyon yöntemine ilişkin regresyon değerleri dikkate alındığında tez çalışması kapsamında geliştirilen izometrik kuvvet analiz ve antrenman sisteminin mükemmel bir kalibrasyona sahip olduğunu söylemek mümkündür.

3. SONUÇLAR

Her insan günlük yaşam aktivitelerini gerçekleştirebilmek için bedeninde bulunan iskelet kaslarının ürettiği kuvvet ve güce ihtiyaç duymaktadır. Günlük yaşamsal aktivitelerin yanı sıra sportif faaliyetlerdeki başarılarında kas kuvveti ve gücü ile yakından ilişkilidir. Kas kuvveti ve kas gücü birbiri ile ilişkili fakat birbirinden farklı iki özelliktir (1). Kuvvet bir direnç karşısında uygulanan zorlama, güç ise bu zorlamayı hızlı biçimde uygulama yeteneği olarak kabul edilebilir (3–8).

Kas kuvveti ve gücü insan yaşamının çeşitli evrelerinde artma ve azalmalar göstermektedir. Doğumla birlikte artma eğiliminde olan bu özellikler 20-30 yaş aralığında zirveye ulaşabilmekte 40-50'li yaşlara kadar göreceli olarak stabil kalabilmekte ve daha ileri yaşlarda da azalmaktadır. Kas kuvveti ve gücü cinsiyete, genetik ve fiziksel özelliklere göre de farklılıklar gösterebilmektedir (3,8–10).

Kas kasılmalarının bir sonucu olarak ortaya çıkan kas kuvveti ve kas gücünün değerlendirilmesine, spor ve sağlık alanlarında sıklıkla ihtiyaç duyulmaktadır. Spor alanında yetenek seçimi, antrenman etkilerinin gözlemlenmesi, yeni antrenman planlarının yapılabilmesi, fiziksel uygunlukların belirlenebilmesi gibi süreçlere cevaplar aranırken kas kuvvetinin ve gücünün ölçülmesine ihtiyaç duyulabilmektedir (21,22,29). Sağlık alanındaki kuvvet değerlendirmelerine ise sinir kas sistemi ile ilgili hastalıkların ve sakatlıkların teşhisi, tedavi yöntemlerinin belirlenmesi, rehabilitasyon süreçlerinin kontrolü vb. durumlarda gereksinim duyulabilmektedir (30–33,38,50).

Kas kuvvetinin ve gücünün değerlendirilmesi için literatürde farklı yöntemlere başvurulduğu görülmektedir. Bu yöntemleri alan testleri, izometrik testler, izotonik testler, izokinetik testler şeklinde 4 temel başlık altında incelemek mümkündür. Kullanılan yöntemler, iskelet kaslarının kasılma şekli, kullanılan direnç yükü, ölçme aletleri ve teknikleri ile birbirinden ayrılmaktadır (24,50,51). Literatürde kas kuvvetinin ve gücünün değerlendirilmesi için sıklıkla tercih edilen yöntemlerin başında izometrik ve izokinetik kuvvet ölçüm yöntemleri gelmektedir.

İzometrik kuvvet ölçümleri değerlendirilen kas ve kas grupları hakkında değerli bilgiler sağlayabilmektedir. İzometrik kuvvet ölçümleri için gerilme ölçerler (2,5,10,21,29,44,62,63), dönüştürücüler (70–74), yük hücreleri (37,73)

kullanılabilmektedir. Ayrıca izometrik dinamometreler (5,36,64–67) ve izokinetik dinamometreler (12,14,25,68,69) yardımıyla da izometrik kas kasılması kuvvetleri ölçülebilmektedir. Gerilme ölçerler, dönüştürücüler, yük hücreleri ve izometrik dinamometrelerin kullanıldığı yöntemler, izokinetik dinamometrelerin kullanıldığı yöntemlere göre oldukça uygun maliyetlidir.

İzokinetik dinamometreler ile kas kuvvet ve gücüne ilişkin çok çeşitli ve detaylı bilgiler elde edilebilmektedir. İzokinetik dinamometrelerin en büyük dezavantajları yüksek maliyetleri ve mobilize olamayan yapılarıdır (79).

Sakatlık geçirmiş sporcuların (27) veya ortopedik (34–37), nörolojik (30–33) rahatsızlıkları olan sedanter bireylerin tedavileri esnasında ve/veya tedavi sonrası rehabilitasyonlar (39–41) sırasında, eklemlerdeki fonksiyon bozukluklarının neden olduğu hareket kısıtlılıklarından dolayı izometrik egzersizler ve ölçümler ile iskelet kas sistemine faydalar sağlanabilmektedir (50). Benzer olarak izometrik kas kuvveti ölçümleri ile sporcularda ortaya çıkma ihtimali olan sakatlık risklerinin önceden belirlenebilmesi de söz konusudur (25). Diğer taraftan servikal disk herniasyonu (38), diz osteoartriti (50) gibi rahatsızlıklara karşı kas kuvveti artışını destekleyici izometrik egzersizlerin reçete edildiği de sıkça görülmektedir. Ayrıca yaşlı gruplarda gerek eklemlerdeki fonksiyon bozukluklarından kaynaklanan kısıtlamalar, gerekse egzersiz şiddetinin kalp damar sistemi üzerindeki kısıtlayıcı etkileri bu gruplar için özel egzersiz reçetelerinin ve ölçme sistemlerinin (110) kullanımını gerektirebilmektedir. Ek olarak ileri yaş gruplarının dışında kalp damar sistemi hastalarının oluşturduğu popülasyonlarda da kontrollü bir egzersiz şiddetine gereksinim duyulduğu aşikardır. Bu tip gruplarda kas kullanımının maksimal düzeyde olduğu izotonik, izokinetik değerlendirmeler ve egzersizler zararlı olabileceği için (111) izometrik kuvvet ölçümlerinin ve izometrik egzersizlerin kullanımına öncelik verilebilmektedir (50). Fakat izometrik egzersizler, kardiyovasküler sistemde zorlanmalara ve basınç artışlarına neden olabileceği için egzersiz şiddetlerinin belirli düzeylere ayarlanmasında ve ayarlanan düzeylerde devam ettirilmesinde fayda söz konusudur.

Tüm yukarıda anlatılanlar dikkate alındığında izometrik kuvvet ölçümleri için izokinetik dinamometrelerden daha uygun maliyeti olan ve kas kuvvetine ilişkin verileri bilgisayar ortamında ölçebilen, analiz edebilen ve saklayabilen bir sisteme gelecek bilimsel çalışmalarda ihtiyaç duyulduğu kanısına varılmaktadır. Ayrıca

izotonik ve izometrik egzersizlerin belirlenen şiddet aralığında yapılabilmesine olanak sağlayan bir sistemde sporculara ve diğer özel gruplara faydalı olacağı açıktır. Buradan yola çıkılarak tez çalışması kapsamında bir kuvvet ölçme ve antrenman sistemi geliştirilmesi hedeflenmiştir.

Çalışma kapsamında geliştirilen sistem mekanik yapı, kuvvet ölçme sensörü, elektronik kart ve bilgisayar yazılımından oluşmaktadır. Sistem ile izometrik-izotonik kuvvet analizleri yapılabilmekte ve izometrik-izotonik antrenman programları planlanabilmektedir. Sistem, literatürdeki emsallerine göre daha uygun fiyata sahip olup, farklı makinelere ve ölçme yöntemlerine adapte edilebilir bir yapıdadır. Ayrıca izometrik kuvvet ölçme ve antrenman geliştirme sisteminin işlerliği ve güvenilirliği önceki bölümde kalibrasyon testleri ile ispatlanmıştır.

Geliştirilen sistem adapte edilebilir bir yapıya sahip olduğundan herhangi bir spor dalı ya da kas tipi kısıtlaması bulunmamaktadır. Seçilen spor dalına özgü bir kasın izole edilerek değerlendirilmesi veya birden fazla kas grubunun aynı anda kasılarak meydana getirdiği toplam bileşke izometrik kuvvetlerin değerlendirilmesi mümkündür. Sistemin verimli bir biçimde kullanımı üzerinde çalışılan kasın ürettiği kuvvetin doğru biçimde izole edilmesine bağlıdır. Ayrıca birden fazla kas grubunun meydana getirdiği bir hareketin uygulanma pozisyonu ve açısı da sistemin verimi üzerinde etkili olacaktır. Bu bağlamda sistemin verimi ve adapte edilebilirliği kullanıcının tecrübe ve bilgisi ile doğru orantılı olarak değişebilecektir.

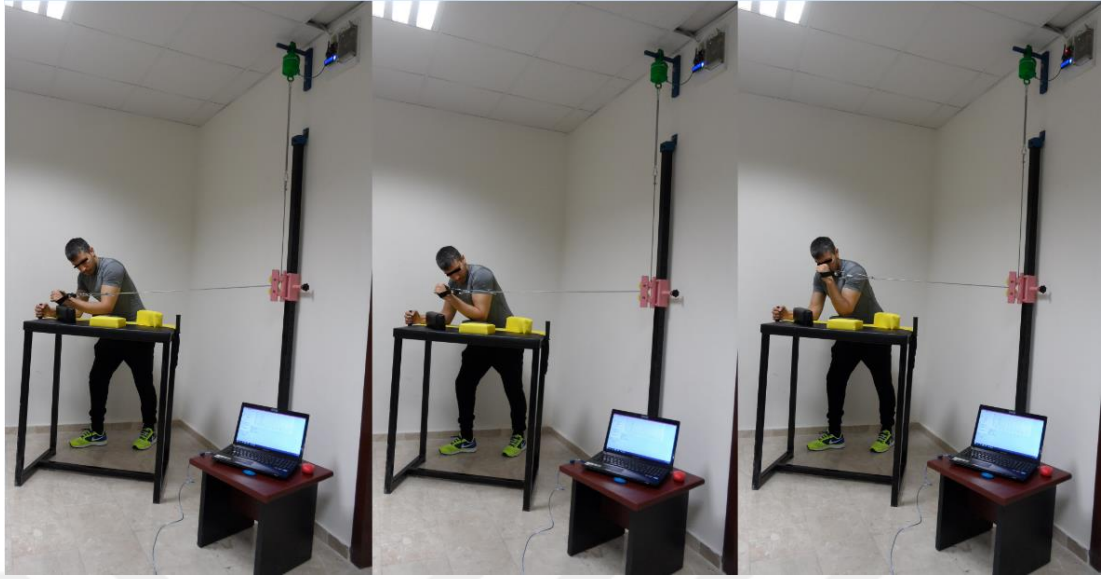
Neredeyse tüm spor dallarında miometrik (konsantrik), izometrik, pliometrik (eksantrik) kas kasılmaları ile üretilen kuvvetler bir arada kullanılmaktadır. Bu kuvvet türlerinin kullanılma yüzdeleri spor dallarına göre değişiklikler gösterebilmektedir. Örneğin bir bilek güreşi müsabakasında sporcular müsabakanın çok büyük bir bölümünde izometrik kas kasılmaları ile kuvvet üretmektedirler. İzometrik kasılma kuvvetini uzun süre ve daha yüksek değerde üreten sporcunun başarıya daha yakın olabileceğini söylemek mümkündür. Bilek güreşinin doğası gereği üretilen toplam bileşke kuvvet biceps, triceps, deltoid, latissimus dorsi, rotator cuff, supinatór, pronator ve diğer derin ve yüzeysel kas gruplarının aynı anda ya da farklı zamanlarda izometrik kasılması ile sağlanmaktadır. Belirli bir antrenman programı uygulayan bilek güreşi sporcusunun, uyguladığı antrenman programına ilişkin değerlendirmenin yapılabilmesi için tez çalışması kapsamında geliştirilen sistem Şekil 3.1'deki gibi

kullanılabilir. Şekil 3.1’de belirli duruş ve kavrama açısında sporcunun ürettiği toplam bileşke izometrik kuvvet ölçümüne örnek verilmiştir. Aynı ölçme yöntemini istenilen çalışma şiddeti aralığı sisteme girilerek belirli şiddetler arasında uygulanan izometrik kasılma antrenmanına dönüştürmekte mümkündür.



Şekil 3.1. Bilek güreşi bileşke izometrik kuvvet ölçümü.

Benzer olarak sistemde bulunan kuvvet sensörünün altına takılan bir yay ile Şekil 3.2’deki gibi izotonik antrenmanlarda yapmak mümkündür. İzotonik ve izometrik antrenmanlar sırasında üretilen kuvvetleri sporcunun veya antrenörünün bilgisayar yazılımı üzerinden takip etmesi veya kaydetmesi mümkündür. Sistemde farklı dirençler oluşturabilmek için farklı uzama katsayılarına sahip yay grupları kullanılmıştır. Sistemde kullanılan bu yay gruplarına ait örnekler EK 1 kısmında verilmiştir.



Şekil 3.2. Yumuşak dirençli yay ile izotonik bilek kuvveti antrenmanı yapılışı.

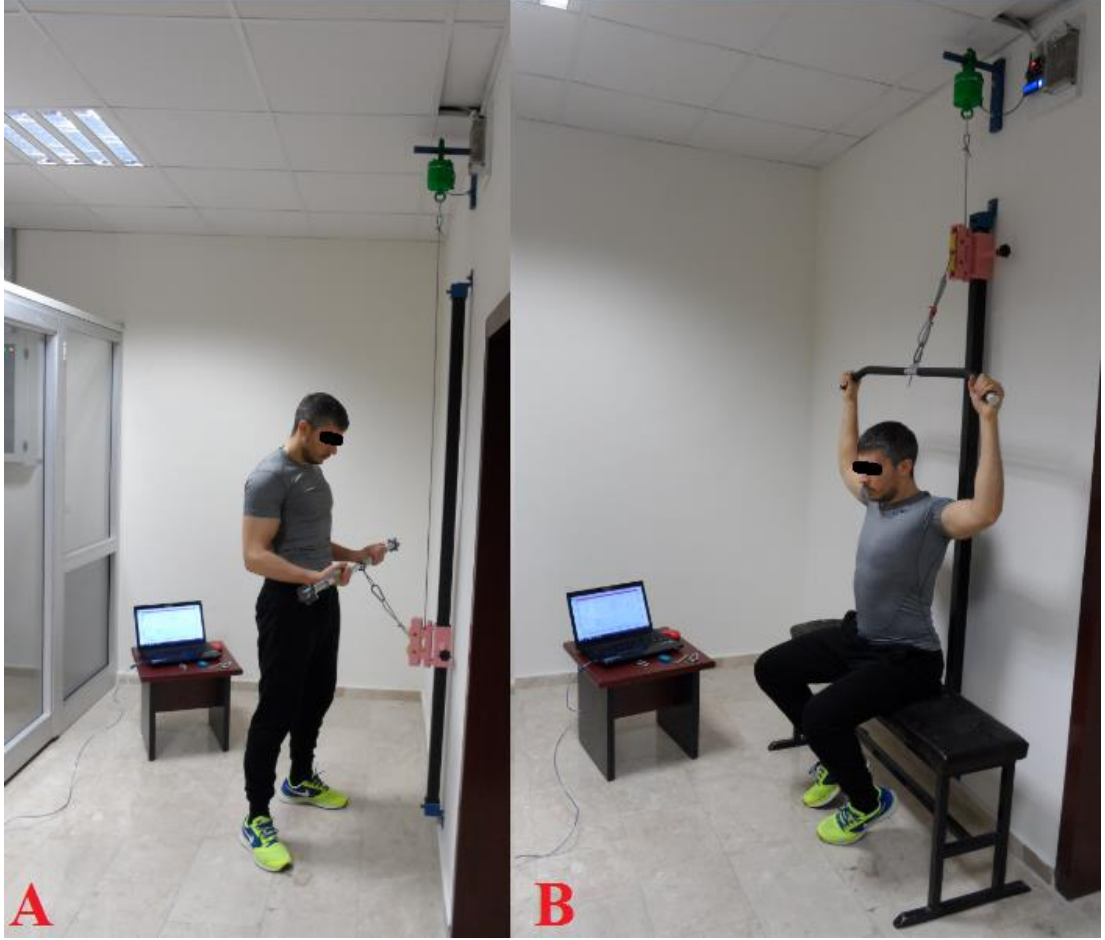
Judo ve güreş izometrik kasılmaların yoğun olarak görüldüğü diğer iki spor dalına örnek olarak verilebilir. Özellikle judo sporcuları kumikata (judo tutuşu) sırasında rakiplerinin direncini kırabilmek için kavradıkları kol ve yakalara yoğun biçimde itme ve çekme yönünde bileşke izometrik kuvvetler uygulamaktadır. Güreş sporunda rakibin elbiseden tutulabilmesi söz konusu olmadığından dolayı, itme ağırlıklı izometrik kasılmalar daha yoğun olarak görülmektedir. Şekil 3.3’de bazı farklı açılardaki judo çekişleri sırasında üretilen bileşke izometrik kuvvetlerin geliştirilen sistem yardımıyla ölçülmesine örnekler verilmiştir.



Şekil 3.3. Bazı judo çekişleri sırasında üretilen bileşke izometrik kuvvet ölçüm örnekleri.

Ayrıca geliştirilen sistem ile bazı judo teknikleri uygulanırken görülmesi muhtemel izometrik kasılmalar sırasında üretilen bileşke kuvvet ölçümlerine örnekler ve bazı izotonik çekiş çalışması örnekleri EK 1’de verilmiştir.

Kol ve sırt kaslarına yönelik izole hareketler uygulanırken üretilen izometrik kuvvetlerin ölçümlerine ilişkin örnekler Şekil 3.4’de verilmiştir.

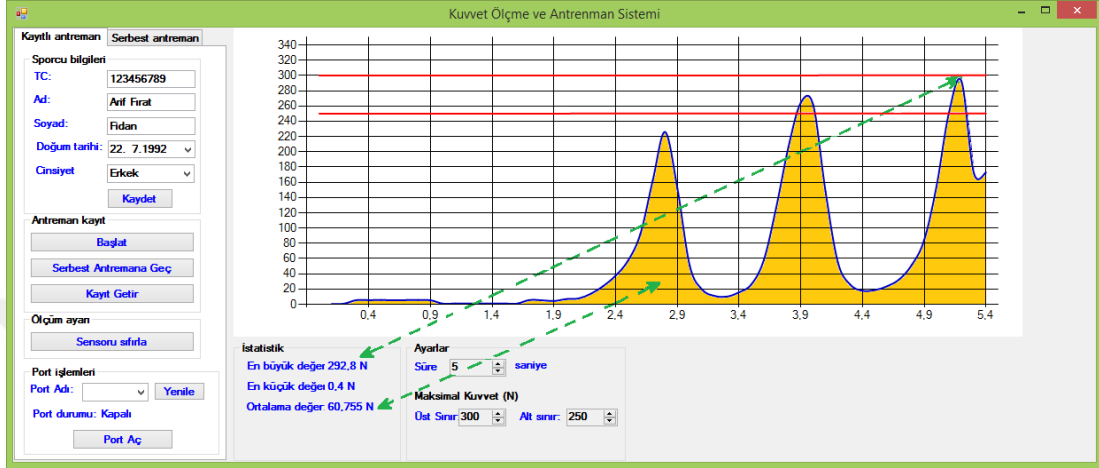


Şekil 3.4. İzometrik kuvvet ölçümü: A) Biceps curl; B) Lat pull down.

EK 1’de ayrıca alt, üst uzuv bölgelerine ve boyun bölgesine ilişkin izometrik kuvvet ölçüm örnekleri ve farklı egzersiz örnekleri verilmiştir. Söz konusu örnekler fikir verme maksatlı olup, uygulanma biçimleri amaca göre yeniden düzenlenerek geliştirilen sistemin farklı çalışmalar için kullanılması sağlanabilir.

Tez çalışması kapsamında geliştirilen bilgisayar yazılımı ile izometrik kasılmalar sırasında üretilen maksimal kuvvet değerleri, minimal kuvvet değerleri ve ölçülen tüm kuvvetlerin ortalama değerleri istatistiksel olarak görüntülenebilmektedir.

Bu işlem ile spor biliminde önemli bir kıstas olan maksimal kuvvet değerinin ve sporcunun sarf ettiği ortalama kuvvet değerinin belirlenmesi kolaylaştırılmıştır. İstatistiksel değerler yardımı ile sporcu gelişim takibinin veya belirli spor dalları için yetenek seçimlerinin daha rahat yapılabilmesi mümkündür.



Şekil 3.5. İstatistiksel değerlerin belirlenmesi

Bilgisayar yazılımına ilişkin kaynak kodlama çalışma kapsamında geliştirildiğinden dolayı ilerleyen süreçlerde ihtiyaç duyulabilecek farklı istatistiksel değerlerin yazılıma eklenebilmesi de mümkündür. Yazılım aracılığı ile oluşturulan kayıt dosyalarının açık kanyaklı olması, ölçümlerden elde edilen verilerin SPSS, MS Excel, Matlab gibi programlarda da kolaylıkla değerlendirilebilmesine olanak sağlamaktadır.

Tez çalışması kapsamında geliştirilen sistemin spor ve sağlık alanında yapılması hedeflenen kuvvet ölçüm çalışmalarında kullanılarak bilime önemli katkılar sağlayacağı düşünülmektedir. Ek olarak sistemin yerli imkan ve kaynaklar ile geliştirilmiş olmasının ülke ekonomisine sağlayacağı önemli katkılar olduğu kanısı taşınmaktadır.

KAYNAKLAR

1. **Abernethy P, Wilson G, Logan P.** Strength and Power Assessment: Issues, Controversies and Challenges. *Sport. Med.*, **1995**; 19(6): 401–417.
2. **Wilson GJ, Murphy AJ.** The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sport. Med.*, **1996**; 22(1): 19–37.
3. **Metter EJ, Conwit R, Tobin J, Fozard JL.** Age-Associated Loss of Power and Strength in the Upper Extremities in Women and Men. *Journals Gerontol. - Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.*, **1997**; 52(5): 267–276.
4. **Arai T, Obuchi S, Shiba Y, Omuro K, Nakano C, Higashi T.** The Feasibility of Measuring Joint Angular Velocity With a Gyro-Sensor. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **2008**; 89(1): 95–99.
5. **Skelton DA, Greig CA, Davies JM, Young A.** Strength, Power and Related Functional Ability of Healthy People Aged 65-89 Years. *Age Ageing*, **1994**; 23(5): 371–377.
6. **Davies CTM, White MJ, Young K.** Electrically Evoked and Voluntary Maximal Isometric Tension in Relation to Dynamic Muscle Performance in Elderly Male Subjects, Aged 69 Years. *Eur. J. Appl. Physiol.*, **1983**; 51(1): 37–43.
7. **Jonathan B, Kiely DK, Seth H, Suzanne L, Kelly M, Walter F vd.** The Relationship Between Leg Power and Physical Performance in Mobility-Limited Older People. *J. Am. Geriatr. Soc.*, **2002**; 50(3): 461–467.
8. **De Vito G, Bernardi M, Forte R, Pulejo C, Macaluso A, Figura F.** Determinants of Maximal Instantaneous Muscle Power in Women Aged 50-75 Years. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, **1998**; 78(1): 59–64.
9. **Bosco C, Komi P V.** Influence of Aging on the Mechanical Behavior of Leg Extensor Muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.*, **1980**; 45(2–3): 209–219.
10. **Hurley BF.** Age, Gender, and Muscular Strength. *Journals Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.*, **1995**; 50A(Special): 41–44.
11. **Toshimi S, Jonathan FB, Roger AF.** Muscle Power of the Ankle Flexors Predicts Functional Performance in Community-Dwelling Older Women Toshimi. *J. Am. Geriatr. Soc.*, **2001**; 49(9): 1161–1167.
12. **Thelen DG, Schultz AB, Alexander NB, Ashton-Miller JA.** Effects of Age on Rapid Ankle Torque Development. *Journals Gerontol. - Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.*, **1996**; 51(5): 226–232.
13. **Foldvari M, Clark M, Laviolette LC, Bernstein MA, Kaliton D, Castaneda C vd.** Association of Muscle Power With Functional Status in Community-Dwelling Elderly Women. *J. Gerontol. Med. Sci.*, **2000**; 55(4): M192–M199.
14. **Thelen DG, Ashton-Miller JA, Schultz AB, Alexander NB.** Do Neural Factors Underlie Age Differences in Rapid Ankle Torque Development? *J. Am. Geriatr. Soc.*, **1996**; 44(7): 804–808.

15. **Fiatarone MA, Marks EC, Ryan ND, Meredith CN, Lipsitz LA, Evans WJ.** High-Intensity Strength Training in Nonagenarians: Effects on Skeletal Muscle. *JAMA J. Am. Med. Assoc.*, **1990**; 263(22): 3029–3034.
16. **Youmans SR, Stierwalt JAG.** Measures of tongue function related to normal swallowing. *Dysphagia*, **2006**; 21(2): 102–111.
17. **Wadsworth CT, Nielsen DH, Corcoran DS, Phillips CE, Sannes TL.** Interrater reliability of hand-held dynamometry: Effects of rater gender, body weight, and grip strength. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **1992**; 16(2): 74–81.
18. **Youmans SR, Youmans GL, Stierwalt JAG.** Differences in tongue strength across age and gender: Is there a diminished strength reserve? *Dysphagia*, **2009**; 24(1): 57–65.
19. **Harbo T, Brincks J, Andersen H.** Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *Eur. J. Appl. Physiol.*, **2012**; 112(1): 267–275.
20. **Blais L, Trilles F.** The Progress Achieved By Judokas After Strength Training With A Judo-Specific Machine. *J. Sport. Sci. Med.*, **2006**; 5(CSS11): 132–135.
21. **Yilmaz S.** Pulling Forces In Different Judo Stances In Laboratory Conditions. *Arch. Budo Sci. Martial Arts Extrem. Sport.*, **2015**; 11(1): 73–80.
22. **Blais L, Trilles F, Lacouture P.** Three-dimensional joint dynamics and energy expenditure during the execution of a judo throwing technique (Morote Seoï Nage). *J. Sports Sci.*, **2007**; 25(11): 1211–1220.
23. **Boguszewska K, Boguszewski D, Busko K.** Special Judo Fitness Test and Biomechanics Measurements As a Way to Control of Physical Fitness In Young Judoists. *Arch. Budo*, **2010**; 6(4): 205–209.
24. **Brown LE, Weir JP.** ASEP procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *J. Exerc. Physiol. Online*, **2001**; 4(3): 1–21.
25. **Mahieu NN, Witvrouw E, Stevens V, Van Tiggelen D, Roget P.** Intrinsic risk factors for the development of Achilles tendon overuse injury: A prospective study. *Am. J. Sports Med.*, **2006**; 34(2): 226–235.
26. **Blais L, Trilles F, Lacouture P.** Validation of A Specific Machine To The Strength Training of Judokas. *J. Strength Cond. Res.*, **2007**; 21(2): 409–412.
27. **Worrell T, Perrin D, Gansneder B, Gieck J, Gansneder BM, Gieck JH.** Comparison of Isokinetic Strength and Flexibility Measures between Hamstring Injured and Noninjured Athletes. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.*, **1991**; 13(3): 118–125.
28. **Angelozzi M, Madama M, Corsica C, Calvisi V, Properzi G, McCaw ST vd.** Rate of force development as an adjunctive outcome measure for return-to-sport decisions after anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **2012**; 42(9): 772–780.

29. **Madhanagopal J, Singh OP, Mohan V, Sathasivam K V., Omar AH, Abdul Kadir MR.** New Device for Intrinsic Hand Muscle Strength Measurement: An Alternative to Strain Gauge Handheld Dynamometer. *Eval. Heal. Prof.*, **2019**; 42(1): 103–113.
30. **Galen SS, Clarke CJ, Mclean AN, Allan DB, Conway BA.** Isometric Hip and Knee Torque measurements as an outcome measure in Robot Assisted Gait Training. *NeuroRehabilitation*, **2014**; 34(2): 287–295.
31. **Duclay J, Martin A, H-reflex AME.** Evoked H-Reflex and V-Wave Responses During Maximal Isometric , Concentric , and Eccentric Muscle Contraction. *J. Neurophysiol.*, **2005**; 94(5): 3555–3562.
32. **Duclay J, Pasquet B, Martin A, Duchateau J.** Specific modulation of corticospinal and spinal excitabilities during maximal voluntary isometric, shortening and lengthening contractions in synergist muscles. *J. Physiol.*, **2011**; 589(11): 2901–2916.
33. **Jayaraman A, Shah P, Gregory C, Bowden M, Stevens J, Bishop M vd.** Locomotor Training and Muscle Function After Incomplete Spinal Cord Injury : Case Series. *J. Spinal Cord Med.*, **2008**; 31(2): 185–193.
34. **Handa N, Yamamoto H, Tani T, Kawakami T, Takemasa R.** The effect of trunk muscle exercises in patients over 40 years of age with chronic low back pain. *J. Orthop. Sci.*, **2000**; 5(3): 210–216.
35. **Popovich JM, Reeves NP, Priess MC, Cholewicki J, Choi J, Radcliffe CJ.** Quantitative Measures Of Sagittal Plane Head – Neck Control : A Test – Retest Reliability Study. *J. Biomech.*, **2015**; 48(3): 549–554.
36. **Koblbauer IF, Lambrecht Y, Van Der Hulst ML, Neeter C, Engelbert RH, Poolman RW vd.** Reliability of maximal isometric knee strength testing with modified hand-held dynamometry in patients awaiting total knee arthroplasty : useful in research and individual patient settings ? A reliability study. *BMC Musculoskelet. Disord.*, **2011**; 12(249): 1–9.
37. **Gagnon D, Nadeau S, Gravel D, Robert J, Bélanger D, Hilsenrath M.** Reliability and validity of static knee strength measurements obtained with a chair-fixed dynamometer in subjects with hip or knee arthroplasty. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **2005**; 86(10): 1998–2008.
38. **Durmuş B.** Servikal Bölge Sorunlarında Egzersiz Reçeteleme. *Turkish J. Phys. Med. Rehabil.*, **2014**; 60(Ozel Sayı 2): 15–24.
39. **Mazzoleni S, Toth A, Munih M, Van Vaerenbergh J, Cavallo G, Micera S vd.** Whole-body isometric force/torque measurements for functional assessment in neuro-rehabilitation: Platform design, development and verification. *J. Neuroeng. Rehabil.*, **2009**; 6(1): 1–15.
40. **Escamilla RF, Yamashiro K, Paulos L, Andrews JR.** Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sport. Med.*, **2009**; 39(8): 663–685.
41. **Toigo M, Flück M, Riener R, Klamroth-Marganska V.** Robot-assisted assessment of muscle strength. *J. Neuroeng. Rehabil.*, **2017**; 14(103): 1–10.
42. **Ford-Smith CD, Wyman JF, Elswick RK, Fernandez T.** Reliability of stationary

- dynamometer muscle strength testing in community-dwelling older adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **2001**; 82(8): 1128–1132.
43. **Evans WJ**. Exercise training guidelines for the elderly. *Med. Sci. Sports Exerc.*, **1999**; 31(1): 12–17.
44. **Edwards RHT, Young A, Hosking GP, Jones DA**. Human skeletal muscle function: description of tests and normal values. *Clin. Sci. Mol. Med.*, **1977**; 52(3): 283–290.
45. **Anliker E, Toigo M**. Functional assessment of the muscle-bone unit in the lower leg. *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.*, **2012**; 12(2): 46–55.
46. **Eek MN, Kroksmark AK, Beckung E**. Isometric Muscle Torque in Children 5 to 15 Years of Age: Normative Data. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **2006**; 87(8): 1091–1099.
47. **Karatas M, Çetin N, Bayramoglu M, Dilek A**. Trunk Muscle Strength in Relation to Balance and Functional Disability in Unihemispheric Stroke Patients. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, **2004**; 83(2): 81–87.
48. **Rooks DS, Kiel DP, Parsons C, Hayes WC**. Self-Paced Resistance Training and Walking Exercise in Community-Dwelling Older Adults: Effects on Neuromotor Performance. *J. Gerontol. Med. Sci.*, **1997**; 52A(3): M161–M168.
49. **Blackwell T, Cawthon PM, Marshall LM, Brand B**. Consistency of Leg Extension Power Assessments in Older Men: The Osteoporotic Fractures in Men (MrOS) Study. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, **2009**; 88(11): 934–940.
50. **Hacıoğlu S**. Osteoartritte İzokinetik Egzersizlerin Kuadriseps Kas Gücüne Etkisinin İzokinetik Dinamometre ve Yüzeysel Emg İle Değerlendirilmesi, Uzmanlık Tezi, T.C. Sağlık Bakanlığı Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği, **2009**:35–49s.
51. **Adaş TR**. İzokinetik Dinamometre ile Yapılan Ölçümlerde Farklı Eklemlere Ait Yük Aralığının Tespiti, Y.Lisans Tezi, Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoloji Anabilim Dalı, **2008**:1925s.
52. **Faulkner JA**. Terminology for contractions of muscles during shortening , while isometric , and during lengthening. *J. Appl. Physiol.*, **2019**; 95(2): 455–459.
53. **Bernardo R, González-Badillo JJ, DE Villareal ESS, Erelina J, García I, Gapeyeva H vd.** Functional Performance, Maximal Strength, and Power Characteristics in Isometric and Dynamic Actions of Lower Extremities in Soccer Players. *J. Strength Cond. Res.*, **2009**; 23(5): 1391–1401.
54. **Almansba R, Boucher V, Parent A-A, Comtois A**. Repeated Linear and Quadrangular Sprint as a Function of Anaerobic Power. *J. Strength Cond. Res.*, **2019**; 33(8): 2177–2184.
55. **Armstrong N, Welsman J, Bloxham S**. Development of 11- to 16-year-olds' short-term power output determined using both treadmill running and cycle ergometry. *Eur. J. Appl. Physiol.*, **2019**; 119(7): 1565–1580.

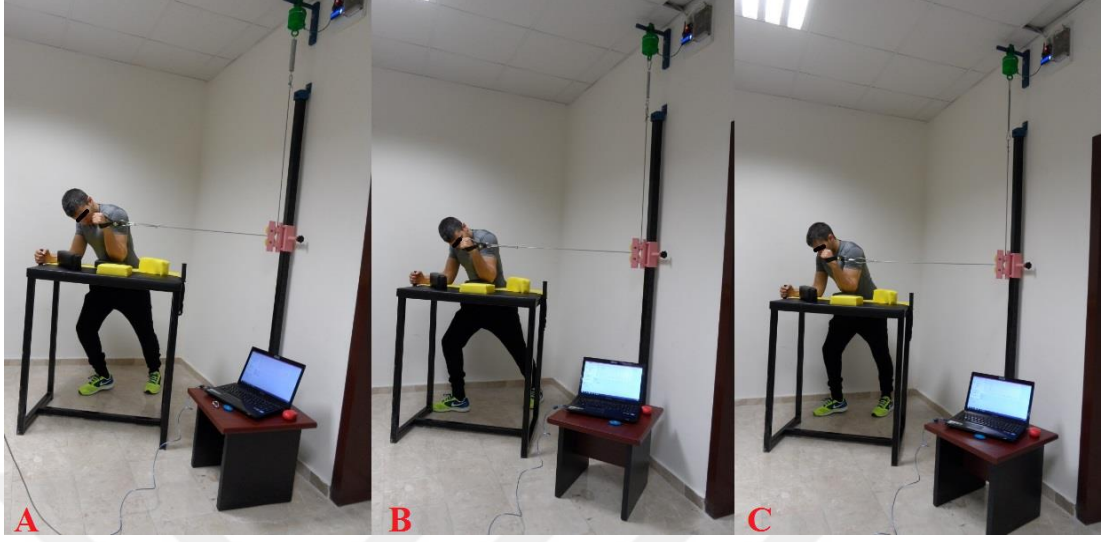
56. **Duncan MJ, Eyre E, Grgic J, Tallis J.** The effect of acute caffeine ingestion on upper and lower body anaerobic exercise performance. *Eur. J. Sport Sci.*, **2019**; 19(10): 1359–1366.
57. **McLaughlin D, Stamford J, White D.** Human Physiology, Çeviri: İnsan Fizyolojisi. 2. Basım, Ankara: Nobel Akademik Yayıncılık, **2014**.
58. **Gelir E, Koz M, Ersöz G.** Fizyoloji Ders Kitabı. 7. Basım, Ankara: Nobel Akademik Yayıncılık, **2016**.
59. **Allman BL, Rice CL.** Incomplete recovery of voluntary isometric force after fatigue is not affected by old age. *Muscle and Nerve*, **2001**; 24(9): 1156–1167.
60. **Duchateau J, Enoka RM.** Neural control of lengthening contractions. *J. Exp. Biol.*, **2016**; 219(2): 197–204.
61. **Wang X, Tao X, So RCH, Shu L, Yang B, Li Y.** Monitoring elbow isometric contraction by novel wearable fabric sensing device. *Smart Mater. Struct.*, **2016**; 25(12): 125022–125038.
62. **Đorđević S, Tomažič S, Narici M, Pišot R, Meglič A.** In-Vivo Measurement of Muscle Tension: Dynamic Properties of the MC Sensor during Isometric Muscle Contraction. *Sensors*, **2014**; 14(9): 17848–17863.
63. **Baudry S, Klass M, Pasquet B, Duchateau J.** Age-related fatigability of the ankle dorsiflexor muscles during concentric and eccentric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, **2007**; 100(5): 515–525.
64. **Constant CR, Gerber C, Emery RJH, Sjøbjerg JO, Gohlke F, Boileau P.** A review of the Constant score: Modifications and guidelines for its use. *J. Shoulder Elb. Surg.*, **2008**; 17(2): 355–361.
65. **Brorson H, Werner C, Thorngren K.** Normal pinch strength. *Acta Orthop. Scand.*, **1989**; 60(1): 66–68.
66. **Masahiro H, Katoh M.** Limits Of The Manipulative-Fixed Method For Measurement Of Shoulder Joint Horizontal Adduction Muscle Strength Using A Handheld Dynamometer. *J. Phys. Ther. Sci.*, **2015**; 27(1): 235–237.
67. **Kolber MJ, Beekhuizen K, Cheng MSS, Fiebert IM.** The reliability of hand-held dynamometry in measuring isometric strength of the shoulder internal and external rotator musculature using a stabilization device. *Physiother. Theory Pract.*, **2007**; 23(2): 119–124.
68. **Davies GJ, Gould JA.** Trunk Testing Using a Prototype Cybex II Isokinetic Dynamometer Stabilization System. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **1982**; 3(4): 164–170.
69. **Amiridis IG, Martin A, Morlon B, Martin L, Cometti G, Pousson M vd.** Co-activation & tension-regulating phenomena during isokinetic knee ext in sedentary & highly skilled humans. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, **1996**; 73(1–2): 149–156.
70. **Crow HC, Ship JA.** Tongue strength and endurance in different aged individuals. *Journals Gerontol. - Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.*, **1996**; 51(5): 247–250.

71. **Nicosia MA, Hind JA, Roecker EB, Carnes M, Doyle J, Dengel GA vd.** Age effects on the temporal evolution of isometric and swallowing pressure. *Journals Gerontol. - Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.*, **2000**; 55(11): M634–M640.
72. **Hunter SK, Ryan DL, Ortega JD, Enoka RM, Sandra K, Ryan DL vd.** Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. *J. Neurophysiol.*, **2002**; 88(6): 3087–3096.
73. **Hunter SK, Lepers R, Macgillis CJ, Enoka RM, Sandra K, Lepers R vd.** Activation among the elbow flexor muscles differs when maintaining arm position during a fatiguing contraction. *J. fo Appl. Physiolgy*, **2019**; 94(6): 2439–2447.
74. **Hunter SK, Critchlow A, Enoka RM.** Influence of aging on sex differences in muscle fatigability. *J. Appl. Physiol.*, **2004**; 97(5): 1723–1732.
75. **Pasquet B, Carpentier A, Duchateau J, Hainaut K.** Muscle fatigue during concentric and eccentric contractions. *Muscle and Nerve*, **2000**; 23(11): 1727–1735.
76. **Kent-Braun JA, Ng A V., Doyle JW, Towse TF.** Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. *J. Appl. Physiol.*, **2002**; 93(5): 1813–1823.
77. **Azghani MR, Farahmand F, Meghdari A, Vossoughi G, Parnianpour M.** Design and Evaluation of A Novel Triaxial Isometric Trunk Muscle Strength Measurement System. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H-Journal Eng. Med.*, **2009**; 223(6): 755–766.
78. **Sommer JU, Birk R, Hörmann K, Stuck BA.** Evaluation of the maximum isometric tongue force of healthy volunteers. **2014**; 3077–3084.
79. **Grabowski P, Narveson M, Siegle S.** Reliability , Responsiveness , and Criterion Validity of the Kiiio Sensor , a New Tool for Assessment of Muscle Function. *Mil. Med.*, **2017**; 182(26): 26–31.
80. **Murphy AJ, Wilson GJ, Pryor JF, Newton RU.** Isometric assessment of muscular function: The effect of joint angle. *J. Appl. Biomech.*, **1995**; 11(2): 205–215.
81. **Tsuyama K, Yamamoto Y, Fujimoto H, Adachi T, Nakazato K, Nakajima H.** Comparison Of The Isometric Cervical Extension Strength And A Cross-Sectional Area Of Neck Extensor Muscles In College Wrestlers And Judo Athletes. *Eur. J. Appl. Physiol.*, **2001**; 84(6): 487–491.
82. **Cheng AJ, Rice CL.** Fatigue and recovery of power and isometric torque following isotonic knee extensions. *J. Appl. Physiol.*, **2005**; 99(4): 1446–1452.
83. **Chialà O, Vellone E, Klompstra L, Ortali GA, Strömberg A, Jaarsma T.** Relationships among measures of physical fitness in adult patients with heart failure. *J. Rehabil. Med.*, **2019**; 51(8): 607–615.
84. **Montgomery LC, Douglass LW, Deuster PA.** Reliability of an isokinetic test of muscle strength and endurance. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **1989**; 10(8): 315–322.

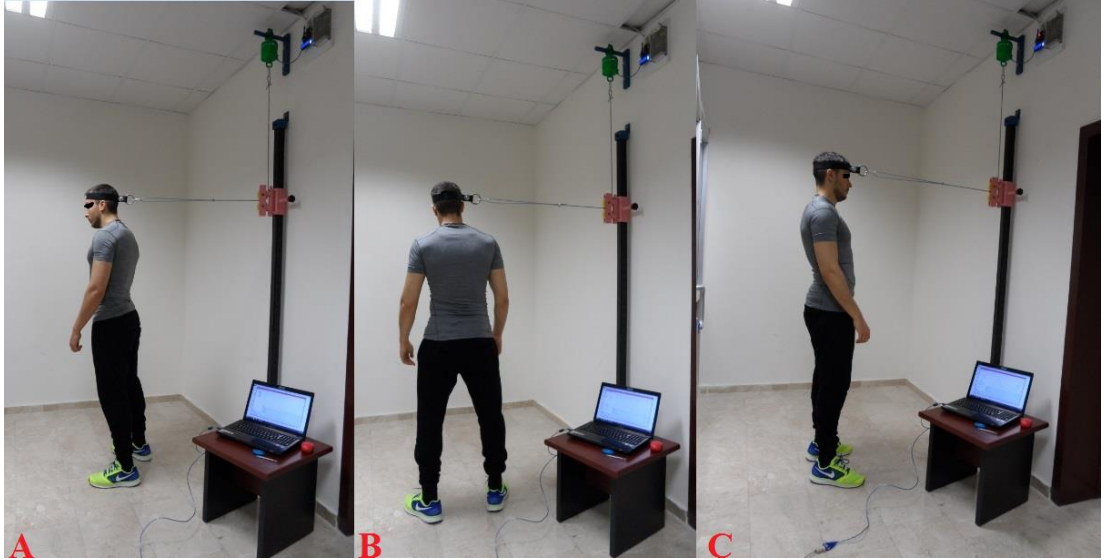
85. **Cramer JT, Jenkins NDM, Mustad VA, Weir JP.** Isokinetic Dynamometry in Healthy Versus Sarcopenic and Malnourished Elderly: Beyond Simple Measurements of Muscle Strength. *J. Appl. Gerontol.*, **2017**; 36(6): 709–732.
86. **Grabiner MD, Owings TM.** EMG differences between concentric and eccentric maximum voluntary contractions are evident prior to movement onset. *Exp. Brain Res.*, **2002**; 145(4): 505–511.
87. **Jones P, Thomas C, Dos'Santos T, McMahon J, Graham-Smith P.** The Role of Eccentric Strength in 180° Turns in Female Soccer Players. *Sports*, **2017**; 5(2): 2–11.
88. **Bailey D, Firth P.** Does kinesiology taping of the ankles affect proprioceptive control in professional football (soccer) players? *Phys. Ther. Sport*, **2017**; 25(May): 94–98.
89. **Nguyen D, Proper SIW, MacDermid JC, King GJW, Faber KJ.** Functional Outcomes of Arthroscopic Capsular Release of the Elbow. *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.*, **2006**; 22(8): 842–849.
90. **Iossifidou A, Baltzopoulos V, Giakas G.** Isokinetic knee extension and vertical jumping: Are they related? *J. Sports Sci.*, **2005**; 23(10): 1121–1127.
91. **Babault N, Pousson M, Ballay Y, Hoecke JVAN, Pousson M, Ballay Y.** Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contractions. *J. Appl. Physiol.*, **2001**; 91(6): 2628–2634.
92. **Taylor NAS, Sanders RH, Howick EI, Stanley SN.** Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, **1991**; 62(3): 180–188.
93. **William B, Timm K.** Relationship between Peak Torque, Work, and Power for Knee Flexion and Extension in Clients with Grade I Medial Compartment Sprains of the Knee. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **1992**; 16(6): 288–292.
94. **Takeda Y, Kashiwaguchi S, Matsuura T, Higashida T, Minato A.** Hamstring muscle function after tendon harvest for anterior cruciate ligament reconstruction: Evaluation with T2 relaxation time of magnetic imaging. *Am. J. Sports Med.*, **2006**; 34(2): 281–288.
95. **Venture G, Nakamura Y, Yamane K, Hirashima M.** Identification of Limbs Joint Passive Viscoelasticity: A Comparison of Two Experimental Methods. *Int. Symp. Ski. Sci.*, **2007**; 1(May): 31–37.
96. **De Carvalho Froufe Andrade ACP, Caserotti P, De Carvalho CMP, De Azevedo Abade EA, Da Eira Sampaio AÓJ.** Reliability of concentric, eccentric and isometric knee extension and flexion when using the REV9000 isokinetic dynamometer. *J. Hum. Kinet.*, **2013**; 37(1): 47–53.
97. **Hadzic V, Ursej E, Kalc M, Dervisevic E.** Reproducibility of shoulder short range of motion isokinetic and isometric strength testing. *J. Exerc. Sci. Fit.*, **2012**; 10(2): 83–89.
98. **Pontaga I.** Hip and knee flexors and extensors balance in dependence on the velocity of movements. *Biol. Sport*, **2004**; 21(3): 261–272.

99. **Brown LE, Whitehurst M, Bryant JR, Buchalter DN.** Reliability of the biodex system 2 isokinetic dynamometer concentric mode. *Isokinet. Exerc. Sci.*, **1993**; 3(3): 160–163.
100. **Farrell M, Richards J.** Analysis of the reliability and validity of the kinetic communicator exercise device. *Med. Sci. Sport. Exerc.*, **1986**; 18(1): 44–49.
101. **Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Halkjaer-Kristensen J, Dyhre-Poulsen P.** Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction : effects of resistance training. *J. Appl. Physiol.*, **2000**; 89(6): 2249–2257.
102. **Hunter SK, Enoka RM.** Sex differences in the fatigability of arm muscles depends on absolute force during isometric contractions. *J. Appl. Physiol.*, **2001**; 91(6): 2686–2694.
103. **Beltman JGM, Sargeant AJ, Mechelen W Van, Haan A De.** Voluntary activation level and muscle fiber recruitment of human quadriceps during lengthening contractions. *J. Appl. Physiol.*, **2004**; 97(2): 619–626.
104. **Pasquet B, Carpentier A, Duchateau J.** Specific modulation of motor unit discharge for a similar change in fascicle length during shortening and lengthening contractions in humans. *J. Physiol.*, **2006**; 577(2): 753–765.
105. **Test Y.** Evaluation of the accuracy of the postural stability measurement with the Y-Balance Test based on the levels of the biomechanical parameters. **2017**; 19(2): 121–128.
106. **Malešević N, Andersson G, Björkman A, Controzzi M, Christian Cipriani, Antfolk C.** Instrumented platform for assessment of isometric hand muscles contractions. *Meas. Sci. Technol.*, **2019**; 30(6): 1–9.
107. **Pinniger GJ, Steele JR, Cresswell AG.** The force – velocity relationship of the human soleus muscle during submaximal voluntary lengthening actions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, **2003**; 90(1–2): 191–198.
108. **Becker S, Berger J, Backfisch M, Ludwig O, Kelm J, Fröhlich M.** Effects of a 6-week strength training of the neck flexors and extensors on the head acceleration during headers in soccer. *J. Sport. Sci. Med.*, **2019**; 18(4): 729–737.
109. **Mende E, Schwirtz A, Paternoster FK.** The relationship between general upper-body strength and pole force measurements, and their predictive power regarding double poling sprint performance. *J. Sport. Sci. Med.*, **2019**; 18(4): 798–804.
110. **Da Silva-Grigoletto ME, Mesquita MMA, Aragão-Santos JC, Santos MS, Resende-Neto AG, de Santana JM vd.** Functional training induces greater variety and magnitude of training improvements than traditional resistance training in elderly women. *J. Sport. Sci. Med.*, **2019**; 18(4): 789–797.
111. **Fındıkoğlu G, Yorgancıoğlu R.** Kas iskelet sistemi ve kardiyovasküler otonom fonksiyonlar. *Fiz. Tıp*, **2004**; 7(3): 151–155.

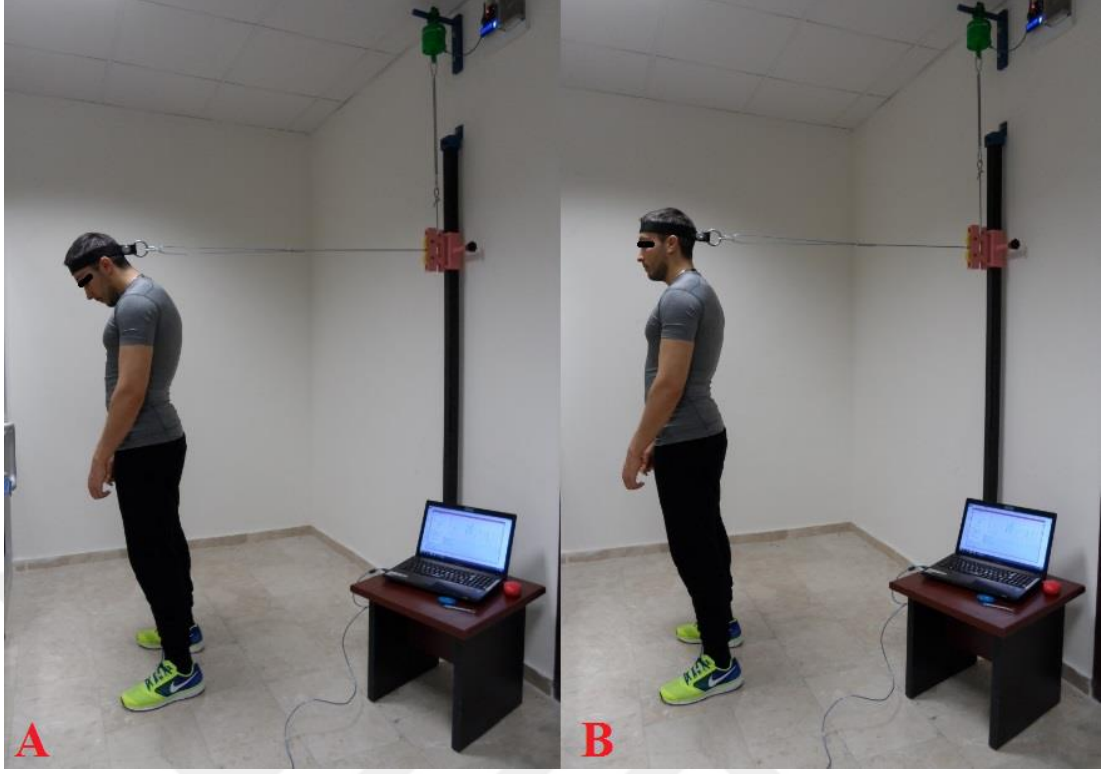
EK 1 : KUVVET ÖLÇME VE EGZERSİZ ÖRNEKLERİ



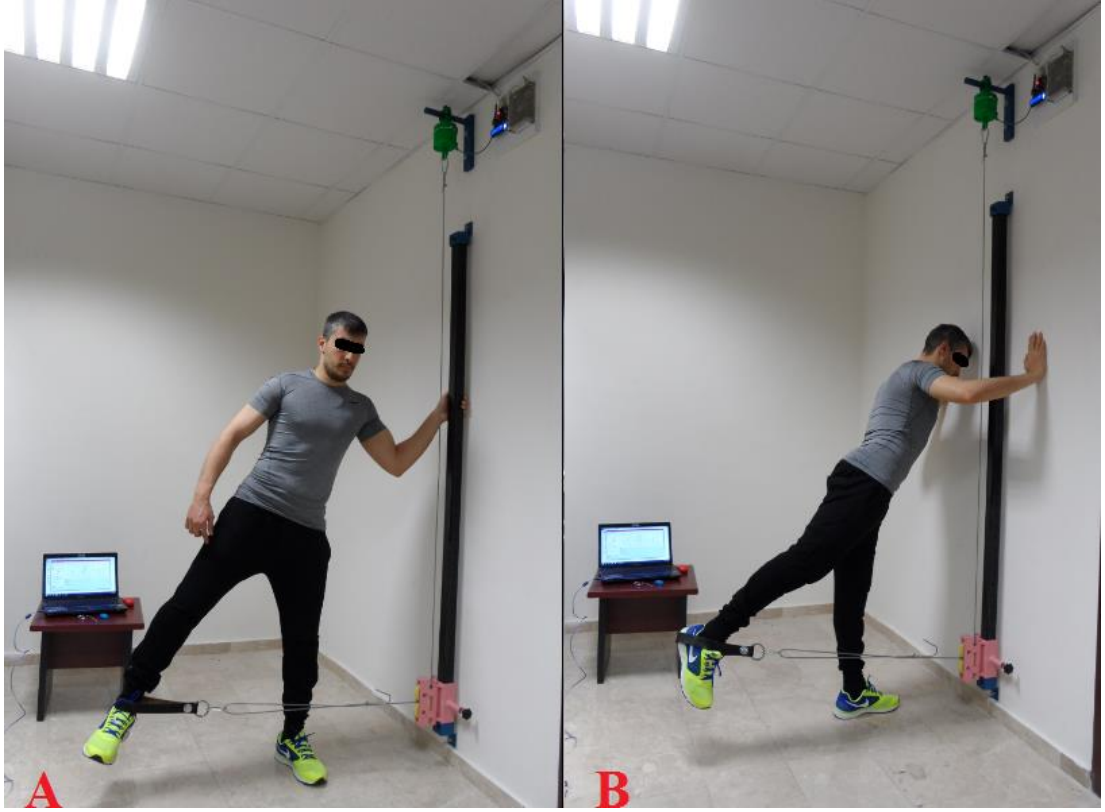
Resim 1. Farklı dirençlere sahip yayların kullanım örneği: A) Sert; B) Orta; C) Yumuşak.



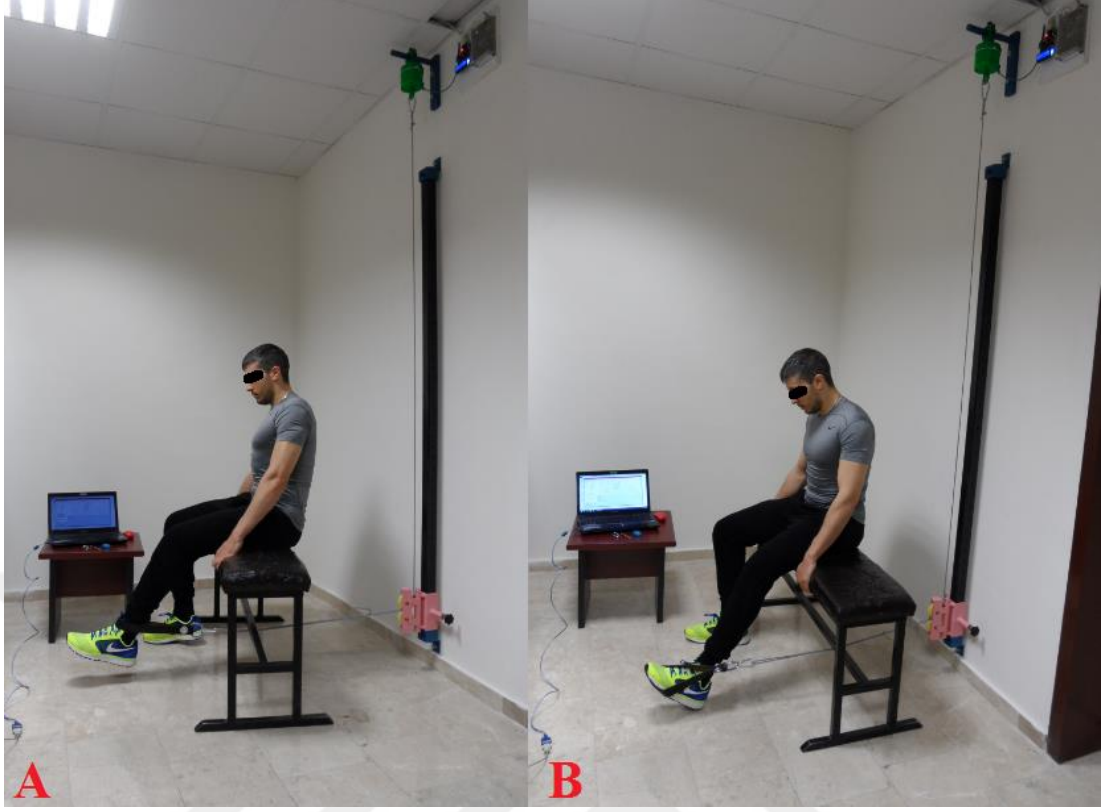
Resim 2. İzometrik boyun kuvveti ölçümü: A)Fleksiyon; B)Sol lateral fleksiyon; C)Ekstansiyon.



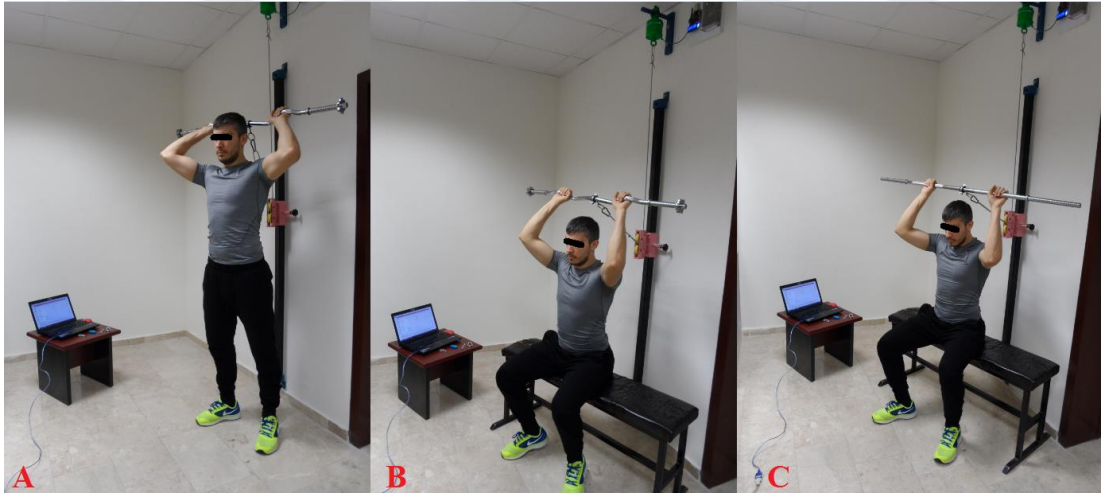
Resim 3. Yay direnç ile sagittal düzlemde boyun egzersizi: A) Fleksiyon; B) Nötr pozisyon.



Resim 4. İzometrik kalça kuvveti ölçüm örneği: A) Abdüksiyon; B) Ekstansiyon.



Resim 5. Alt uzuv için izometrik kuvvet ölçüm örneği: A)Diz ekstansiyonu; B)Plantar fleksiyon.



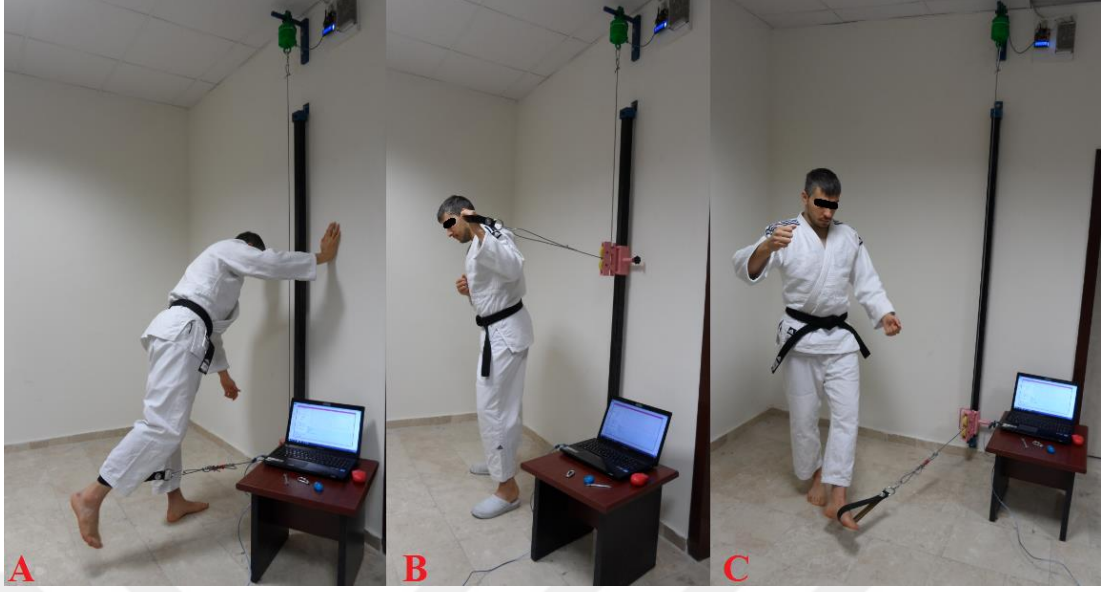
Resim 6. Dirsek ekstansiyonu izometrik kuvvet ölçümü: A) Z bar ayakta B) Z bar oturarak C) Düz bar oturarak.



Resim 7. Fonksiyonel hareketler izometrik kuvvet ölçüm örneği: A) Bench press; B) Seated rows.



Resim 8. Fonksiyonel çekme izometrik kuvvet ölçüm örneği A) Geniş tutuş B) Dar tutuş.



Resim 9. Bazı judo teknikleri için izometrik kuvvet ölçüm örnekleri A) Uchi mata B) Ippon seoi nage C) De ashi harai.



Resim 10. Yay direnç ile judo çekiş izotonik egzersiz örneği.

ÖZGEÇMİŞ

Murat FİDAN 02.03.1978 yılında İstanbul'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini İstanbul ve Kocaeli'de tamamladı. 1997 yılında girdiği Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Mühendisliği Bölümü'nden 2001 yılında Elektrik Mühendisi olarak mezun oldu. 2003 yılında, Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimini, 2011 yılında Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda doktora eğitimini tamamladı. 2001-2012 yılları arasında Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Mühendisliği Bölümü'nde araştırma görevlisi olarak çalıştı. 2012 yılında Abant İzzet Baysal Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümünde Yrd.Doç.Dr olarak görev yapmaya başladı. 1987 yılında başladığı judo sporunda müsabık olarak yarışmayı 1998 yılında bıraktı. 2015 yılında Abant İzzet Baysal Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Antrenörlük Anabilim Dalı'nda tezli yüksek lisans eğitimine, 2018 yılında Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Beden Eğitimi Spor Yüksek Okulu Antrenörlük Eğitimi Bölümü, lisans eğitimine başladı ve halen devam etmektedir. Judo sporunda siyah kuşak 2. Dan derecesine sahip olup 2. kademe judo antrenörü ve il hakemidir. Uluslararası Judo Federasyonu'nun (IJF) düzenlediği Level 1 kursunu tamamlamıştır. Yüksek gerilim, iş sağlığı ve güvenliği, spor bilimleri, sağlık, biyomekanik ve biyoelektromekanik konularında araştırmalar yapmaktadır. Evli ve üç çocuk babası olup, halen çalıştığı Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Mühendislik Fakültesi'nde spor komisyonu başkanlığı ve Bolu Gençlik Hizmetleri Spor İl Müdürlüğü'ne ait olan judo kulübünde fahri antrenörlük yapmaktadır.



T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA / YÜKSEK LİSANS TEZ ÇALIŞMASI
ORIJİNALLIK RAPORU

04.02.2020

AİBÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne

Öğrencinin Adı Soyadı: MURAT FİDAN

Numarası: 56533555142

Anabilim Dalı: ANTRENÖRLÜK EĞİTİMİ

Lisansüstü Eğitim Düzeyi: Yüksek Lisans
Doktora

Tez Başlığı: ADAPTE EDİLEBİLİR İZOMETRİK KUVVET ANALİZ VE ANTRENMAN GELİŞTİRME SİSTEMİ TASARIMI

Yukarıda başlığı yazılı olan tez çalışmasının kapak sayfası, giriş, ana bölümler ve sonuç bölümlerinden oluşan62.....sayfalık kısmına ilişkin 04/02/2020 tarihinde tarafımdan *Turnitin* intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı "alıntılar hariç" yapıldığında % 3, "alıntılar dahil" yapıldığında ise % 3.olarak tespit edilmiştir.

Uygulanan Filtrelemeler:

- 1- Kaynakça Hariç,
- 2- Alıntılar Hariç / Dahil
- 3- 5 kelimededen daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç.

"AİBÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması Ve Kullanılması Uygulama Esasları" nda belirtilen azami benzerlik oranlarına göre tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini, aksinin tespit edileceği durumda her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Bilgilerinize arz ederim.


Murat FİDAN
04/02/2020

EK: 1 adet tezin tam başlığını öğrencinin ad soyad bilgisini ve tezin toplam sayfa sayısını gösterecek şekilde raporlama işlemi bittikten sonra alınmış ekran görüntüsü eklenecektir.

TEZ DANIŞMAN ONAYI


UYGUNDUR
04/02/2020

PROF. DR. ÜMİD KARLI