



**BIYOMEKANİK VE REHABİLİTASYON UYGULAMALARI İÇİN DÜŞÜK
MALİYETLİ KABLOSUZ PEDAL KUVVETİ ÖLÇÜM SİSTEMİNİN
TASARIMI VE VALİDASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Abdulrahman YILDIRIM

Danışman
Doç. Dr. Uğur FİDAN

BIYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

Ocak 2026

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BİYOMEKANİK VE REHABİLİTASYON UYGULAMALARI İÇİN
DÜŞÜK MALİYETLİ KABLOSUZ PEDAL KUVVETİ ÖLÇÜM
SİSTEMİNİN TASARIMI VE VALİDASYONU

Abdulrahman YILDIRIM

Danışman

Doç. Dr. Uğur FİDAN

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

Ocak 2026

TEZ ONAY SAYFASI

Abdulrahman YILDIRIM tarafından hazırlanan “Biyomekanik ve Rehabilitasyon Uygulamaları İçin Düşük Maliyetli Kablosuz Pedal Kuvveti Ölçüm Sisteminin Tasarımı ve Validasyonu” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 09/01/2026 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından **oy birliği** ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Uğur FİDAN

Başkan : Dr. Öğr. Üyesi İsmail ÇALIKUŞU
Nevşehir Hacı Bektaş Veli Üniversitesi,
Meslek Yüksekokulu

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Fatih YURAN
Afyon Kocatepe Üniversitesi,
Mühendislik Fakültesi

Üye : Doç. Dr. Uğur FİDAN
Afyon Kocatepe Üniversitesi,
Mühendislik Fakültesi

Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun
..... /..... /..... tarih ve
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. Bekir YALÇIN
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI
Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

09 / 01 / 2026

Abdulrahman YILDIRIM

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

BİYOMEKANİK VE REHABİLİTASYON UYGULAMALARI İÇİN DÜŞÜK MALİYETLİ KABLOSUZ PEDAL KUVVETİ ÖLÇÜM SİSTEMİNİN TASARIMI VE VALİDASYONU

Abdulrahman YILDIRIM

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği

Danışman: Doç. Dr. Üyesi Uğur FİDAN

Alt ekstremité tarafından üretilen pedal kuvvetinin büyüklüğü, yönü ve zaman içindeki dağılımı; spor performansının değerlendirilmesi, motor kontrolün analizi ve rehabilitasyon süreçlerinde fonksiyonel iyileşmenin izlenmesi açısından kritik bir parametredir. Bununla birlikte mevcut pedal kuvveti ölçüm sistemleri yüksek maliyetli oluşları, sınırlı taşınabilirlikleri ve çoğunlukla laboratuvar koşullarına bağımlı çalışmaları nedeniyle klinik uygulamalarda ve saha çalışmalarında yaygın biçimde kullanılamamaktadır. Bu tez çalışması, söz konusu kısıtları ortadan kaldırmak amacıyla düşük maliyetli, taşınabilir, kablosuz veri aktarımı yapabilen ve çok noktalı kuvvet ölçümü sağlayan bir pedal kuvveti ölçüm sisteminin tasarımını, geliştirilmesini ve validasyonunu kapsamaktadır.

Geliştirilen sistemde her bir pedala iki adet 50 kg kapasiteli yük hücresi entegre edilerek kuvvet bileşenlerinin pedala en yakın noktadan doğrudan ölçülmesi sağlanmıştır. Veri toplama ve kablosuz iletim için ESP32 mikrodenetleyici kullanılmış; gerçek zamanlı veri izleme, kaydetme ve analiz edebilmek amacıyla C# tabanlı bir bilgisayar arayüzü geliştirilmiştir. Sistem performansının değerlendirilmesi için 21,1 kg, 42,3 kg ve 63,7 kg'lık kalibre edilmiş referans ağırlıklarla statik yük testleri gerçekleştirilmiş; ayrıca sensör konumuna bağlı ölçüm değişkenliğini belirlemek amacıyla konumsal duyarlılık analizleri yapılmıştır. Elde edilen bulgular, ölçülen kuvvet değerleri ile referans yükler arasında son derece yüksek doğrusal bir ilişki ($r = 0,9999$) bulunduğunu göstermiştir. Pedallar arasındaki ortalama farkın yalnızca 0,10 kg olması, sistemin yüksek tekrarlanabilirlik düzeyine sahip olduğunu ortaya koymaktadır. Konuma bağlı farkların

değerlendirilmesinde tek yönlü ANOVA sonucunun $p = 0,21$ olarak elde edilmesi, farklı noktalardan uygulanan yüklerin ölçüm doğruluğunu anlamlı düzeyde etkilemediğini göstermiştir. Bu sonuçlar, sistemin ölçüm stabilitesinin yüksek olduğunu ve sensör yerleşiminden bağımsız olarak tutarlı çıktılar üretebildiğini kanıtlamaktadır.

Sonuç olarak bu çalışma, düşük maliyetli donanım bileşenleri ve kablosuz iletişim altyapısını bir araya getiren, taşınabilirliği yüksek, bilimsel geçerliliği desteklenen ve kullanımı kolay bir pedal kuvveti ölçüm sistemi ortaya koymuştur. Geliştirilen sistem; spor bilimlerinde performans takibi, alt ekstremité rehabilitasyonunda simetri ve kuvvet değerlendirmeleri, klinik karar destek süreçleri ve araştırma amaçlı biyomekanik analizlerde uygulanabilir, güvenilir ve ekonomik bir alternatif sunmaktadır.

2026, xii + 118 sayfa

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Alt ekstremité rehabilitasyonu, Pedal kuvveti simetrisi, Gerçek zamanlı izleme, Kinetik değerlendirme.

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

DESIGN AND VALIDATION OF A LOW-COST WIRELESS PEDAL FORCE MEASUREMENT SYSTEM FOR BIOMECHANICS AND REHABILITATION APPLICATIONS

Abdulrahman YILDIRIM

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Biomedical Engineering

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Uğur FİDAN

The magnitude, direction, and temporal distribution of pedal forces generated by the lower limb are critical parameters in the assessment of athletic performance, motor control, and functional recovery during rehabilitation. However, existing pedal force measurement systems are often limited by their high cost, restricted portability, and dependence on laboratory environments, which constrain their clinical and field applicability. This thesis aims to address these limitations by presenting the design, development, and validation of a low-cost, portable, wireless, and multi-point pedal force measurement system suitable for biomechanics and rehabilitation applications.

The proposed system integrates two 50 kg load cells into each pedal, enabling direct measurement of force components at the closest point of application. An ESP32 microcontroller is utilized for data acquisition and wireless transmission, while a custom C#-based software interface is developed to facilitate real-time visualization, recording, and analysis of the collected data. System performance was evaluated through static load tests using calibrated reference weights of 21.1 kg, 42.3 kg, and 63.7 kg, and through positional sensitivity analyses to determine the influence of load application points on measurement accuracy. The findings revealed an exceptionally strong linear relationship ($r = 0.9999$) between the measured forces and reference loads, indicating high measurement accuracy. The mean difference between pedals was only 0.10 kg, demonstrating excellent repeatability and symmetry. Moreover, a one-way ANOVA result of $p = 0.21$ indicated that variations in load application position did not significantly

affect measurement accuracy, confirming the system's robustness and stability across sensor locations.

In conclusion, this study introduces a scientifically validated, cost-effective, portable, and user-friendly pedal force measurement system that integrates low-cost hardware components with wireless communication capabilities. The system offers a reliable and versatile tool for performance monitoring in sports science, symmetry and strength assessments in lower-limb rehabilitation, and advanced biomechanical research.

2026, xii + 118 pages

Keywords: Biomechanics, Lower-limb rehabilitation, Pedal force symmetry, Real-time monitoring, Kinetic assessment

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının fikir aşamasından tamamlanmasına kadar geçen tüm süreçte, bilimsel yaklaşımı, yönlendirici katkıları, sabırlı desteği ve yapıcı eleştirileriyle çalışmamın her aşamasına değer katan tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Uğur Fidan'a en içten teşekkürlerimi sunarım. Akademik bakış açımın gelişmesinde, araştırmanın doğru şekilde yapılandırılmasında ve karşılaşılan sorunların çözümünde göstermiş olduğu özveri ve rehberlik benim için son derece kıymetlidir. Kendisinin bilgi birikimini paylaşmaktan hiçbir zaman çekinmeyen tutumu, destekleyici yaklaşımı ve bu çalışmanın şekillenmesine sağladığı katkılar nedeniyle kendisine saygı ve şükranlarımı sunarım.

Bu tez çalışması süresince başka bir ülkede tek başıma yaşamama rağmen, her zaman yanımda olduklarını hissettiren ve mesafeye rağmen manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen annem, babam ve kardeşlerime en içten teşekkürlerimi sunarım. Zorlu dönemlerde gösterdikleri sabır, anlayış ve moral desteği, bu süreci başarıyla tamamlamamda en önemli güç kaynaklarımdan biri olmuştur. Bana duydukları güven ve her koşulda hissettirdikleri destek sayesinde çalışma sürecindeki zorlukların üstesinden gelebildim. Hayatımın her aşamasında olduğu gibi bu akademik yolculukta da yanımda oldukları için kendilerine gönülden teşekkür ederim.

Abdulrahman YILDIRIM

Afyonkarahisar, 2026

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	Sayfa
ÖZET	i
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	vi
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
RESİMLER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. LİTERATÜR BİLGİLERİ.....	4
2.1. Kas-İskelet Sistemine Genel Bakış	4
2.1.1. İskelet Sistemi ve Fonksiyonları.....	6
2.1.2. Kasların Yapısı ve Fizyolojisi.....	7
2.1.3. Mekanotransdüksiyon ve Yük Adaptasyonu	9
2.2. Kas Kasılma Tipleri	11
2.2.1. İzometrik Kasılma.....	11
2.2.2. İzotonik Kasılma (Konsantrik–Eksantrik)	12
2.2.3. İzokinetik Kasılma	14
2.2.4. Kasılma Tiplerinin Klinik ve Fonksiyonel Önemi	16
2.3. Alt Ekstremitte Biyomekaniği ve Rehabilitasyon	17
2.3.1. Alt Ekstremitte Eklemleri ve Kinematik Zincir	18
2.3.2. Yürüme ve Pedal Çevirme Biyomekaniği	20
2.3.3. Rehabilitasyon Sürecinde Kuvvet, Simetri ve Motor Kontrol.....	22
2.4. Literatür Taraması	23
2.4.1. Ulusal Çalışmalar.....	24
2.4.2. Uluslararası Çalışmalar	27
2.4.3. Literatürün Genel Değerlendirilmesi	29
3. MATERYAL VE METOT.....	31
3.1. Kuvvet Ölçüm Sistemleri	31
3.1.1. Yük Hücreleri ve Gerinim Ölçer Teknolojisi	31
3.1.2. Kuvvet Platformları	33

3.1.3. İzokinetik Sistemler	34
3.1.4. Pedal Kuvveti Ölçüm Sistemleri.....	36
3.1.5. Geçerlilik ve Güvenilirlik	38
3.2. Ticari Pedal Kuvveti Ölçüm Sistemleri ve Değerlendirme.....	40
3.2.1. Ölçüm Prensipleri	41
3.2.2. Tek Eksenli / Çok Eksenli Sistemler	42
3.2.3. Geçerlilik–Güvenilirlik Bulguları.....	43
3.2.4. Sistemlerin Avantaj ve Kısıtları.....	45
3.3. Pedal Dinamiği ve Bisiklet Biyomekaniği.....	47
3.3.1. Pedal Çevriminde Kuvvet Bileşenleri.....	47
3.3.2. Sağ-Sol Simetri ve Etkinlik İndeksi.....	49
3.3.3. Kadans, Tork ve Performans İlişkisi.....	51
3.4. Geliştirilen Sistemin Tasarım Aşamaları ve Bileşenleri	53
3.4.1. Sistemin Tasarımı ve Genel Mimarisi	54
3.4.2. Donanım Bileşenleri	55
3.4.2.1. Pedal Yapısı ve Mekanik Tasarım.....	56
3.4.2.2. Kuvvet Algılama Birimi	58
3.4.2.3. Veri Toplama ve Kontrol Ünitesi	59
3.4.2.4. Kadans Ölçüm Sistemi	60
3.4.3. Yazılım Bileşenleri	61
3.4.3.1. Gömülü Yazılım	62
3.4.3.2. Kullanıcı Arayüzü ve Bilgisayar Uygulaması	63
3.4.4. Deney Tasarımı.....	64
3.4.4.1. Statik Yük Testi Protokolü	65
3.4.4.2. Test Koşulları ve Kontroller	66
3.4.5. Dinamik Test Protokolü.....	67
3.4.5.1. İzokinetik Sabit Test.....	68
3.4.5.2. İzokinetik Değişken Test.....	69
3.4.6. Veri İşleme ve Analiz	70
3.4.6.1. Ham Veri Filtreleme	70
3.4.6.2. Kuvvet Denge Metrikleri.....	71
3.4.6.3. Hız Aralığına Göre Filtreleme	72
4. BULGULAR.....	74

4.1. Statik Yük Altında Sistem Performansı	74
4.1.1. Tanımlayıcı İstatistikler	75
4.1.2. Simetri ve Tekrarlanabilirlik.....	76
4.1.3. Korelasyon ve Doğrusallık Analizi.....	77
4.2. Konuma Duyarlılık Analizi	78
4.2.1. Ölçüm Noktalarına Göre Varyasyon	79
4.2.2. ANOVA ile Konumsal Etki Değerlendirmesi	81
4.2.3. Lokal Korelasyon ve Yapısal İzolasyon	82
4.2.4. Sapma ve Yük Dağılımı İncelemeleri.....	83
4.3. Dinamik Testlerin Koşulları ve Değerlendirilmesi	84
4.3.1. Test Koşulları.....	84
4.3.2. Dinamik Testlerin Değerlendirilmesi	84
4.3.2.1. Kuvvet–Zaman Analizi.....	85
4.3.2.2. Pedal İçi Yük Dağılımı Analizi	86
4.3.2.3. Pedallar Arası Balans ve Simetri İndeksi	89
4.4. Mevcut Sistemlerle Geliştirilen Sistemin Karşılaştırılması	92
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	96
6. KAYNAKLAR	99
ÖZGEÇMİŞ.....	118

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

F_T	Teğetsel pedal kuvveti bileşeni
FR	Radyal (normal) pedal kuvveti bileşeni
Hz	Hertz, frekans birimi
r	Pearson korelasyon katsayısı
R^2	Determinasyon katsayısı
kg	Kilogram
P	Güç
τ	Tork
w	Watt, güç birimi
μ	Ortalama
mAh	Milliampere-hour

Kısaltmalar

3B/3D	Üç boyutlu / Three-dimensional
ACL	Anterior Cruciate Ligament (ön çapraz bağ)
ADC	Analog-Digital Converter (Analog-Dijital Çevirici)
ANN	Artificial Neural Network / Yapay Sinir Ağı
ANOVA	Analysis of Variance (Varyans analizi)
ATP	Adenozin trifosfat
BLE	Bluetooth Low Energy
COP	Center of Pressure
CRC	Cyclic Redundancy Check
CV	Coefficient of Variation (Değişim katsayısı)
EFR	Effective Force Ratio (Etkili kuvvet oranı)
EMG	Elektromiyografi
FES	Fonksiyonel Elektriksel Stimülasyon
GRF	Ground Reaction Force
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
LED	Light Emitting Diode
Li-po	Lityum polimer
MAPK	Mitogen ile aktive olan protein kinaz
mTOR	Rapamisin'in mekanistik hedefi
MVIC	Maximal Voluntary Isometric Contraction
OAKD	Ön-Arka Kuvvet Dengesi
PAKS	Pedallar Arası Kuvvet Simetrisi
RMSE	Root Mean Square Error (Kök ortalama kare hata)
RPM	Revolutions Per Minute (dakikadaki pedal devri, kadans)
SD	Standard Deviation (Standart sapma)
SI/AI	Symmetry Index (Simetri indeksi) /Asymmetry indeksi
SR	Sarkoplazmik retikulum
SRM	Schoberer Rad Messtechnik (ticari krank bazlı güç ölçüm sistemi)
TAZ	PDZ-bağlanma motifine sahip transkripsiyonel ko-aktivatör
TEM	Typical Error of Measurement
YAP	Yes ile ilişkili protein

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1 İnsan kas-iskelet sistemi: genel kas ve iskelet yapısı.....	5
Şekil 2.2 Alt ekstremite kasları ve iskelet yapısı	5
Şekil 2.3 İskelet sisteminin yapısı ve fonksiyonel bileşenleri.....	6
Şekil 2.4 Kas lifi yapısının hiyerarşik organizasyonu.....	7
Şekil 2.5 Sarkomer ve kasılma mekanizmasının temsili şeması.....	8
Şekil 2.6 İzometrik kasılma örnekleri	12
Şekil 2.7 Konsantrik ve eksantrik kasılma tipleri.....	13
Şekil 2.8 İzokinetik kasılma örneği.....	15
Şekil 2.9 Açılar ve fazlarla detaylandırılmış pedal döngüsü kas aktivasyon	21
Şekil 3.1 Yük hücrelerinde kullanılan wheatstone köprüsü ölçüm devre şeması	32
Şekil 3.2 Dört yük hücresinden oluşan tipik bir kuvvet platformu sistemi.....	33
Şekil 3.3 Krank koluna göre teğetsel, radyal (normal) ve medio-lateral kuvvet bileşenleri	48
Şekil 3.4 Pedal çevrimi boyunca kas gruplarının aktivasyon fazları	48
Şekil 3.5 Sistemin genel blok diyagramı.....	55
Şekil 3.6 Pedalın mekanik yapısı	56
Şekil 3.7 SolidWorks ortamında tasarlanan kasa kutusu	57
Şekil 3.8 Hall-Etkisi sensörünün yan devresi.....	61
Şekil 3.9 İzokinetik sabit hız	68
Şekil 3.10 İzokinetik değişken hız	69
Şekil 4.1 Farklı referans yük altında her pedal üzerinde ölçülen toplam yük	78
Şekil 4.2 Pedalların ön, orta ve arka bölgelerinden sistemin ölçüm tepkilerinin karşılaştırılması	80
Şekil 4.3 İzokinetik sabit test süresince sağ pedal kuvvet-zaman grafiği	85
Şekil 4.4 İzokinetik değişken test süresince sol pedal kuvvet-zaman grafiği	86
Şekil 4.5 İzokinetik sabit testte pedal içi (ön-arka) yük dağılımı analizi	87
Şekil 4.6 İzokinetik değişken testte pedal içi (ön-arka) yük dağılımı analizi	88
Şekil 4.7 İzokinetik sabit testte elde edilen asimetri değeri ve denge grafikleri	90
Şekil 4.8 İzokinetik değişken testte elde edilen asimetri değeri ve denge grafikleri	91

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1 Ulusal çalışmaların özeti	26
Çizelge 2.2 Uluslararası çalışmaların özeti	28
Çizelge 3.1 Gerinim ölçer tarafından ölçülen parametreler	32
Çizelge 3.2 Kuvvet platformlarının ölçtüğü parametreler.....	34
Çizelge 3.3 İzokinetik dinamometre tarafından ölçülen parametreler	36
Çizelge 3.4 Pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin ölçebildiği parametreler	37
Çizelge 4.1 Sol pedalın referans yükler ile ölçülen örnek metrikleri	75
Çizelge 4.2 Sağ pedalın referans yükler ile ölçülen örnek metrikleri	75
Çizelge 4.3 Pedal konumlarına göre ANOVA sonuçları	81
Çizelge 4.4 Sensörler arası lokal korelasyon katsayıları ve anlamlılık düzeyleri	82
Çizelge 4.5 Pedal bölgelerinde ortalama mutlak ve yüzdesel sapma değerleri.....	83
Çizelge 4.6 Sistemin tahmini malzeme maliyeti	92
Çizelge 4.7 Geliştirilen sistemin mevcut sistemlerle karşılaştırılması.....	94

RESİMLER DİZİNİ

	Sayfa
Resim 3.1 İzokinetik dinamometre sistemi	35
Resim 3.2 Pedal kuvveti ölçüm sisteminde koordinat eksenlerinin ve pedal çevrimi sırasında oluşan teğetsel (ft) ve radyal (fr) kuvvet bileşenlerinin gösterimi..	37
Resim 3.3 3B yazıcı ile üretilen elektronik sistemin kasası.....	57
Resim 3.4 Kalibrasyon ağırlık seti	59
Resim 3.5 Windows forms kullanıcı arayüzü	64
Resim 3.6 Pedal üzerinde yerel ölçüm konumları	65
Resim 3.7 Referans yük ve referans ölçüm cihazı	66



1. GİRİŞ

Alt ekstremite kas-iskelet sistemi, insan hareketinin temel dinamiklerini oluşturan yapılar arasında yer almakta ve günlük yaşam aktivitelerinden sportif performansın en kritik unsurlarına kadar geniş bir alanda belirleyici rol oynamaktadır. Yürüme, koşma, denge sağlama ve pedal çevirme gibi tekrarlayıcı hareketlerde alt ekstremitenin ürettiği kuvvetin büyüklüğü, yönü ve zaman içindeki değişimi yalnızca biyomekanik performansın değil, aynı zamanda motor kontrol, nöromüsküler kapasite ve rehabilitasyon ilerlemesinin de önemli göstergeleridir (Kunert vd. 2019). Bu nedenle alt ekstremite tarafından üretilen kuvvetlerin doğru, güvenilir ve tekrarlanabilir biçimde ölçülmesi hem klinik rehabilitasyon süreçlerinin hem de spor bilimleri araştırmalarının ayrılmaz bir parçası hâline gelmiştir (Bini ve Hume 2013).

Pedal çevirme hareketi, özellikle rehabilitasyon uygulamalarında yaygın olarak kullanılan etkili bir egzersiz olup, kontrollü ve tekrarlanabilir bir hareket örüntüsü sunarak ortopedik yaralanmalar veya nörolojik disfonksiyonlar sonrasında erken mobilizasyonu desteklemektedir (Lozinski vd. 2023). Bisiklet ergometreleri bu hareketi standart bir formda sunmakla birlikte çoğu sistem pedala etki eden kuvveti doğrudan ölçmemekte; bunun yerine hız ve direnç gibi dolaylı parametrelerden güç çıktısı hesaplamaktadır (Ahmadi vd. 2024). Oysa pedala uygulanan kuvvetin zaman içindeki dağılımı, ön-arka yönlü bileşenleri ve alt ekstremiteler arasındaki kuvvet simetrisi hem fonksiyonel iyileşme sürecinin izlenmesi hem de performans optimizasyonu açısından kritik öneme sahiptir (Menke vd. 2024). Bu tür parametrelerin ölçülebilmesi, klinisyenlere hem hareket kalitesi hem de kas dengesinin değerlendirilmesine ilişkin objektif bilgiler sunarak tedavi programlarının bireyselleştirilmesine katkı sağlamaktadır (Schaer vd. 2021).

Mevcut ticari pedal kuvveti ölçüm sistemleri bu gereksinimleri karşılamayı amaçlasa da yüksek maliyetleri, sınırlı taşınabilirlikleri ve çoğu zaman yalnızca tek eksenli veya tek taraflı ölçüm yapabilmeleri nedeniyle hem klinik ortamda hem de saha uygulamalarında yaygın kullanım imkânı bulamamaktadır (Balbinot vd. 2014). Ayrıca bu sistemlerin bir kısmı pedala doğrudan yerleştirilmemiş sensörlere dayanmakta veya kuvvet bileşenlerini

ayrıştıramadığı için rehabilitasyon ve araştırma amaçlı ayrıntılı analizleri desteklememektedir (Yamashita vd. 2013). Bu durum, özellikle kuvvet simetrisi gibi klinik olarak önemli metriklerin güvenilir bir şekilde elde edilmesini zorlaştırmaktadır. Bu nedenle düşük maliyetli, çok noktalı, taşınabilir ve kablosuz olarak veri iletebilen alternatif sistemlere duyulan ihtiyaç giderek artmaktadır (Proto vd. 2014).

Son yıllarda sensör teknolojilerinin gelişmesi, mikrodenetleyici tabanlı açık kaynak platformların yaygınlaşması ve Bluetooth gibi kablosuz iletişim protokollerinin yüksek hızda veri aktarımını desteklemesi, ekonomik ve aynı zamanda bilimsel olarak kullanılabilecek yeni ölçüm cihazlarının tasarlanmasını mümkün kılmıştır (Triwiyanto vd. 2025). Gerinim ölçer tabanlı yük hücreleri ile ESP32 mikrodenetleyicilerin bir arada kullanılması, çok noktalı kuvvet ölçümlerinin düşük maliyetle ve yüksek doğrulukla yapılabilmesine olanak sağlamaktadır (Karacaoğlu vd. 2022). Bu teknolojik altyapılar hem sporcu performans analizleri hem de klinik rehabilitasyon uygulamalarında kullanılabilecek ölçüm sistemlerinin geliştirilmesine imkân tanımaktadır.

Bu tez çalışması da belirtilen gereksinimlerden hareketle, biyomekanik ve rehabilitasyon uygulamalarında kullanılmak üzere düşük maliyetli, kablosuz veri aktarımı yapabilen ve çok noktalı kuvvet ölçümü sağlayan bir pedal kuvveti ölçüm sistemi tasarlanmasını ve geliştirilmesini amaçlamaktadır. Tasarlanan sistem, her bir pedal üzerine entegre edilen iki yük hücresi aracılığıyla kuvveti pedala en yakın noktadan doğrudan ölçmekte; böylece hem ön-arka kuvvet bileşenlerinin hem de sağ-sol alt ekstremité arasındaki kuvvet simetrisinin ayrıntılı biçimde analiz edilmesine olanak tanımaktadır. Ayrıca ESP32 tabanlı veri toplama birimi ile Bluetooth üzerinden gerçek zamanlı veri aktarımı sağlanarak sistem taşınabilir ve kullanıcı-dostu hâle getirilmiştir. Geliştirilen yazılım arayüzü sayesinde kuvvet-zaman grafikleri anlık olarak izlenebilmekte, ölçümler kayıt altına alınmakta ve ileri analizler için kullanılabilir veri setleri oluşturulmaktadır.

Bu tez çalışmasında geliştirilen pedal kuvveti ölçüm sisteminin mekanik tasarımı, elektronik entegrasyonu ve yazılım bileşenleri ayrıntılı biçimde açıklanmış; statik yük testleri ve konuma duyarlılık analizleri ile sistemin doğruluğu, tekrarlanabilirliği ve ölçüm stabilitesi değerlendirilmiştir. Referans ağırlıklarla yapılan doğrulama testleri,

sistemin kuvveti doğrusal ve yüksek korelasyonla ölçüp ölçmediğini belirlemek için kullanılmış; ardından tekrarlama testleriyle güvenilirlik düzeyi istatistiksel yöntemlerle incelenmiştir. Bunun yanında pedaldaki farklı noktalara uygulanan yüklerin ölçümlere etkisi değerlendirilerek sistemin konumsal duyarlılığı analiz edilmiştir.

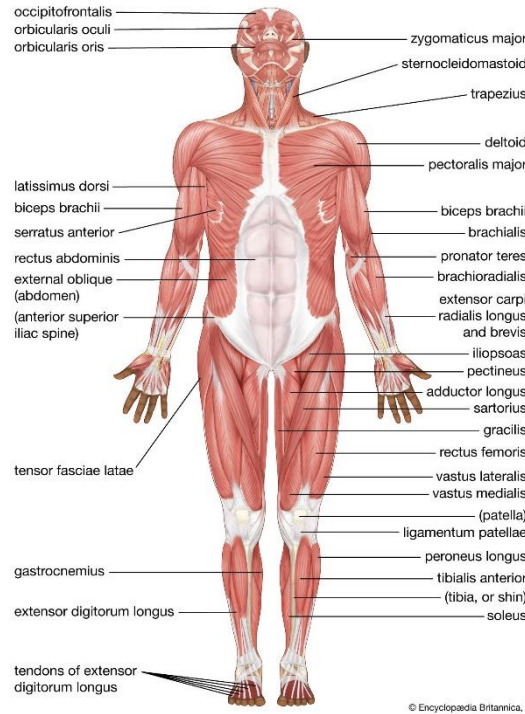
Sonuç olarak bu çalışma, mevcut ticari sistemlerin maliyet ve erişilebilirlik sorunlarına alternatif sunan, geniş bir kullanıcı kitlesi tarafından kullanılacak, ekonomik ve bilimsel açıdan geçerli bir pedal kuvveti ölçüm sistemi ortaya koymayı hedeflemektedir. Böylece hem ulusal literatürdeki sınırlı pedal kuvveti ölçüm sistemi çalışmalarına katkı sağlamak hem de biyomekanik ve rehabilitasyon alanlarında yaygın olarak kullanılacak pratik bir ölçüm aracı geliştirilmesine yönelik önemli bir adım atmaktadır.

2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

Bu bölümde çalışmanın bilimsel temelini oluşturan kas-iskelet sisteminin yapısı, kas kasılma mekanizmaları, alt ekstremité biyomekaniği ve rehabilitasyon süreçlerinde kuvvet üretiminin rolü ayrıntılı biçimde ele alınmaktadır. Pedal çevirme hareketine ilişkin biyomekanik prensipler ile bu hareket sırasında ortaya çıkan kuvvet bileşenlerinin analizi sunulurak, ölçüm sistemlerinin gerekliliği ve kullanım alanları açıklığa kavuşturulmaktadır. Ayrıca yük hücresi tabanlı kuvvet ölçüm teknolojileri, ticari pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin ölçüm prensipleri, avantajları ve sınırlılıkları değerlendirilerek mevcut literatürün güçlü ve eksik yönleri tartışılmaktadır. Bölüm sonunda ulusal ve uluslararası çalışmalar ışığında literatürdeki boşluk ortaya konmakta ve bu tez çalışmasının alana sağladığı özgün katkı temellendirilmektedir.

2.1. Kas-İskelet Sistemine Genel Bakış

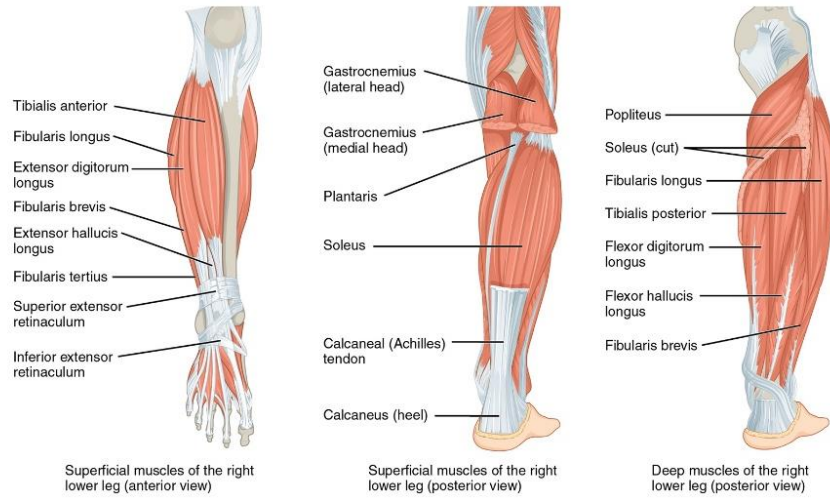
Kas-iskelet sistemi (Şekil 2.1), insan vücudunun hareket kapasitesini belirleyen en temel biyolojik yapılardan biridir. Kemikler, eklemler, ligamentler, tendonlar ve iskelet kaslarının bütünleşik bir şekilde çalışmasıyla fonksiyonlarını yerine getirir (Akhtaruzzaman vd. 2016). Bu sistem, yalnızca lokomasyonun sağlanmasında değil, aynı zamanda postürün korunması, dış kuvvetlerin absorbe edilmesi, metabolik dengeye katkı sağlanması ve vücudun biyomekanik bütünlüğünün korunmasında kritik bir rol üstlenir (Cardona ve Garcia Cena 2019). Kasların ürettiği kuvvetin iskelet yapıları aracılığıyla eklemlere aktarılması, karmaşık nöromüsküler kontrol mekanizmalarının yönettiği bir süreçtir. Bu süreç yürüyüşten pedal çevirme hareketine kadar tüm fonksiyonel aktivitelerin gerçekleşmesini mümkün kılmaktadır (Haghpanah vd. 2023). Özellikle alt ekstremité kas-iskelet sistemi (Şekil 2.2), mekanik yüklerin taşınmasında, denge sağlanmasında ve kuvvet üretiminde birincil rol oynar. Bu nedenle sistemin doğru modellenmesi ve analizi hem performans optimizasyonu hem de rehabilitasyon süreçlerinin değerlendirilmesinde büyük öneme sahiptir (Farhat vd. 2022). Alt ekstremité özelinde değerlendirildiğinde kas-iskelet sistemi gerek günlük yaşam aktivitelerinde gerekse sportif performansta yük taşıma, itme, stabilizasyon ve denge görevlerini aynı anda yerine getirerek hareket verimliliğini ve güvenliğini destekler (Crossley vd. 2024).



© Encyclopædia Britannica, Inc.

Şekil 2.1 İnsan kas-iskelet sistemi: genel kas ve iskelet yapısı (İnt. Kyn. 1)

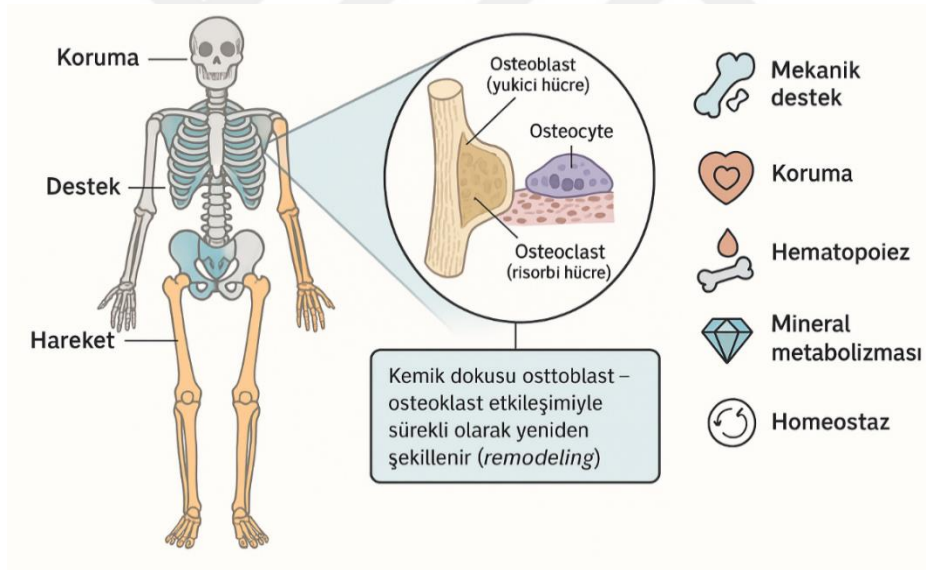
Özellikle bisiklet pedalı çevirme gibi ritmik hareketlerde, kas kuvvetlerinin yönü ve büyüklüğü eklem temas kuvvetleriyle doğrudan ilişkilidir ve bu kuvvetlerin doğru modellenmesi, nöromüsküler kontrol stratejilerinin anlaşılmasına temel teşkil etmektedir (Ahmadi vd. 2024). Alt ekstremitede kas kuvveti dağılımlarının, eklem momentlerinin ve dinamik yük transferlerinin modellenmesi hem sağlıklı hem de patolojik hareket paternlerinin analizini mümkün kılmaktadır (Yao vd. 2019).



Şekil 2.2 Alt ekstremit kasları ve iskelet yapısı (İnt. Kyn. 2)

2.1.1. İskelet Sistemi ve Fonksiyonları

İskelet sistemi (Şekil 2.3), vücudu destekleyen, koruyan ve hareketin oluşmasını sağlayan 206 kemikten oluşan dinamik bir yapıdır. Kemikler; kompakt ve spongiöz dokulardan oluşan kompleks bir mikro mimariye sahiptir ve üzerine uygulanan mekanik yükler doğrultusunda sürekli olarak yeniden şekillenme sürecinden geçer (Marahleh vd. 2023). Bu biyolojik süreçte osteoblastlar, osteoklastlar ve osteositler aktif rol oynayarak kemik dokusunun hem dayanıklılığını hem de metabolik dengesini sürdürür (Long 2022). İskelet sisteminin en temel fonksiyonlarından biri, vücudun yapısal bütünlüğünü sağlamaktır; kemikler bir araya gelerek gövdeyi, ekstremiteleri ve baş bölgesini destekleyen iskelet çatısını oluşturur (Farquharson ve Staines 2011). Bunun yanında kemikler, hayati organların korunmasında da kritik bir role sahiptir. Örneğin kafatası beyni korurken, göğüs kafesi kalp ve akciğerleri dış etkilere karşı güvence altına almaktadır (Su vd. 2019).

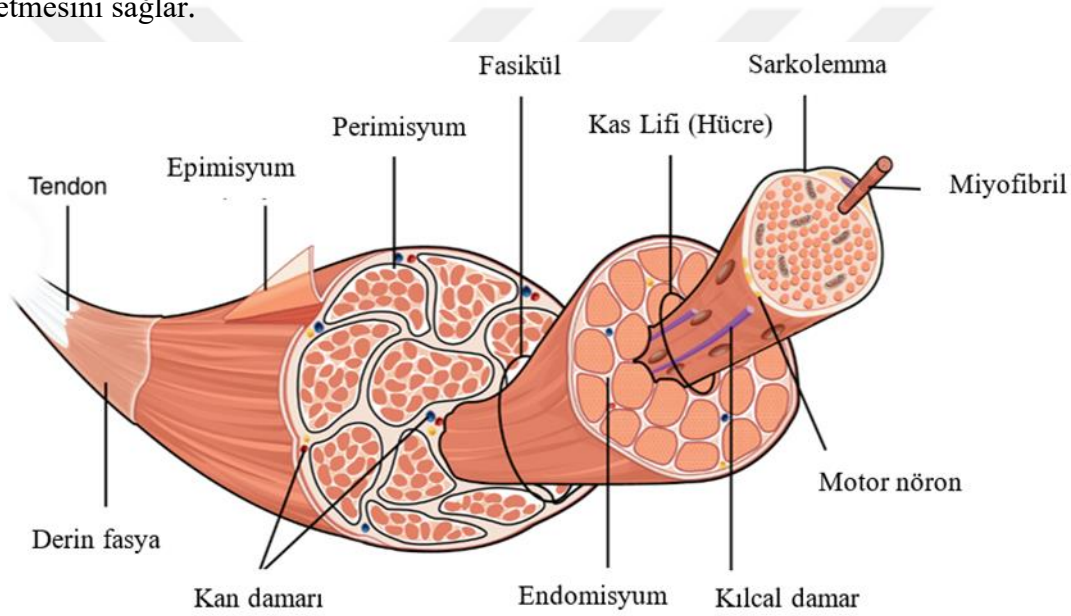


Şekil 2.3 İskelet sisteminin yapısı ve fonksiyonel bileşenleri

Bu nedenle iskelet sistemi, kasların oluşturduğu kuvvetler için bir kaldıraç sistemi görevi görür. Kemiklerin şekli ve eklemlerin yapısı, hareket açıklığını, kuvvet üretme kapasitesini ve hareket verimliliğini doğrudan etkiler (Civitelli 2008, Goldring 2015). Örneğin alt ekstremitelerde femur, tibia ve ayak bileği kemikleri; yürüyüş, koşu ve pedal çevirme gibi aktivitelerde hem yük taşıma hem de itme kuvvetlerinin aktarımında rol üstlenmektedir (Singh vd. 2023).

2.1.2. Kasların Yapısı ve Fizyolojisi

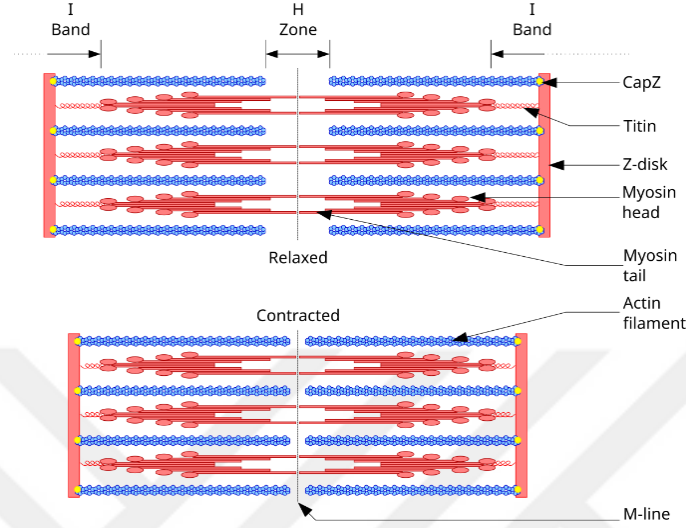
İskelet kasları (Şekil 2.4), insan vücudunda hareketin üretilmesini, postürün korunmasını ve eklemlerin stabilize edilmesini sağlayan temel kontraktıl yapılardır. Kas dokusu; fasikül, kas lifi, miyofibril ve sarkomer gibi çok katmanlı bir organizasyon yapısına sahiptir (Feng vd. 2024). Her bir kas lifi, çevresinde endomisyum adı verilen bağ dokusu ile sarılıdır ve birden fazla kas lifinin bir araya gelmesiyle fasiküller oluşur. Fasiküller perimisyum ile çevrelenirken tüm kas epimisyum adı verilen dış bağ dokusu ile kaplanır (Henderson vd. 2017). Bu hiyerarşik yapı hem kasın mekanik dayanıklılığını artırır hem de kasın uygulanan kuvveti tendonlara ve dolayısıyla iskelet sistemine etkin bir şekilde iletmesini sağlar.



Şekil 2.4 Kas lifi yapısının hiyerarşik organizasyonu (İnt. Kyn. 3)

Kas liflerinin temel fonksiyonel birimi olan sarkomer, aktin ve miyozin filamentlerinin düzenli diziliminden oluşur ve kas kasılmasının biyofiziksel mekanizmasını belirler (Z. Wang vd. 2021). Miyozin başlarının aktin filamentlerine bağlanarak gerçekleştirdiği çapraz köprü döngüsü, ATP'nin hidrolizi ile enerji sağlayan ve kasın kasılmasına yol açan temel fizyolojik süreçtir (Vandenboom 2017). Sarkomer uzunluğundaki değişimler, kasın üretebileceği kuvveti etkileyen uzunluk-gerilim ilişkisini ortaya çıkarır. Optimum sarkomer uzunluğunda aktin ve miyozin filamentleri arasında ideal örtüşme sağlandığından kas en yüksek izometrik kuvvetini bu pozisyonda üretir. Bu uzunluk-gerilim ilişkisi hem biyomekanik hem de rehabilitasyon açısından kritik öneme sahiptir

(Şekil 2.5). Kasın fizyolojik fonksiyonlarında ayrıca kuvvet-hız ilişkisi de önemli bir parametredir. Kasın kasılma hızı arttıkça ürettiği kuvvet azalır. Bu durum dinamik hareketlerde performansın belirleyici unsurlarından biridir. Bu ilişki, özellikle pedal çevirme gibi dinamik hareketlerde performans belirleyicilerindendir.



Şekil 2.5 Sarkomer ve kasılma mekanizmasının temsili şeması

Ayrıca kasın sarkoplazmik retikulumu (SR), Ca^{2+} iyonlarının depolanması ve salınımıyla kas kasılma-gevşeme döngüsünün hızını düzenler (Rossi vd. 2022). Kas dokusu sinir sistemi ile yakın bir etkileşim hâlinindedir. Motor nöronlardan kas liflerine iletilen aksiyon potansiyelleri, nöromusküler kavşakta asetilkolin salınımını tetikleyerek kas liflerinin depolarizasyonuna ve kasılmanın başlatılmasına neden olur (Sanchez vd. 2015). Bu süreç, motor ünite olarak adlandırılan ve tek bir motor nöronun innerve ettiği tüm kas liflerinden oluşan fonksiyonel birim tarafından yürütülür. Motor ünite büyüklüğü ve ateşlenme frekansı, kasın üretebileceği toplam kuvveti belirleyen kritik fizyolojik değişkenlerdir (Mukund ve Subramaniam 2020). İnce motor kontrol gerektiren kaslarda motor ünite başına daha az kas lifi bulunurken yüksek kuvvet üretimi gereken kaslarda motor ünite yapısı çok daha geniştir. Böylece kaslar, nöromusküler kontrol mekanizmaları sayesinde gereken hareket görevine uygun kuvvet üretimini dinamik bir şekilde ayarlayabilir.

Kasların fizyolojik özellikleri, kas lif tiplerinin (Tip I ve Tip II) farklı kontraktıl ve metabolik yapılarıyla da yakından ilişkilidir (Greising vd. 2012). Tip I lifler oksidatif kapasitesi yüksek, dayanıklılık gerektiren aktivitelerde etkin olan yavaş kasılan liflerdir.

Buna karşılık Tip II lifler, özellikle Tip IIb alt tipi, hızlı ve yüksek kuvvet gerektiren patlayıcı hareketlerde görev alır (Blemker vd. 2024). Pedal çevirme, yürüme ve koşu gibi tekrarlayıcı alt ekstremitte hareketlerinde genellikle bu iki lif tipinin koordineli bir şekilde devreye girdiği karma bir aktivasyon paterni görülür. Bu nedenle kas fizyolojisinin anlaşılması, alt ekstremitte biyomekaniklerinin yorumlanması ve pedal kuvvet üretiminin değerlendirilmesi açısından kritik öneme sahiptir (Scott vd. 2001).

Kas yapısı ve fizyolojisine ilişkin bu temel prensipler, kas-iskelet sistemi tarafından üretilen kuvvetin nasıl ortaya çıktığını, hangi biyomekanik koşullarda değiştiğini ve rehabilitasyon süreçlerinde nasıl yeniden düzenlendiğini anlamak için gereklidir (Lieber vd. 2017). Özellikle pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin geliştirilmesinde kas aktivasyonunun zamanlaması, kasılma tipleri, motor ünite davranışı ve sarkomer dinamizmi gibi fizyolojik kavramların doğru yorumlanması elde edilen verilerin klinik ve bilimsel açıdan uygun biçimde değerlendirilmesine olanak sağlar (Martin vd. 2022).

2.1.3. Mekanotransdüksiyon ve Yük Adaptasyonu

Mekanotransdüksiyon, kas-iskelet sisteminin mekanik uyarınları biyokimyasal sinyallere dönüştürerek yapısal ve fonksiyonel adaptasyonlar oluşturduğu biyolojik süreçtir (Goodman vd. 2015). Hem kas dokusu hem de kemik dokusu, üzerine uygulanan gerilme, sıkışma, kayma kuvveti ve titreşim gibi mekanik uyarınlara duyarlıdır ve bu uyarınlara bağlı olarak hücresel aktivite değişiklikleri meydana gelir (Liu vd. 2023). Bu süreç, hareketsizliğin neden olduğu atrofi ve güç kaybını açıklayan temel mekanizmalardan biri olduğu gibi düzenli yüklenmenin kas hipertrofisine ve kemik mineral yoğunluğundaki artışa yol açmasının da biyolojik temelini oluşturur (Han vd. 2025). Kemik dokusunda mekanotransdüksiyonun en önemli aktörleri osteositlerdir. Kemik matrisi içerisinde bulunan bu duyu hücreleri, yüklenme sırasında kanaliküllerdeki sıvı akışına bağlı olarak oluşan kayma gerilmelerini algılar ve osteoblastlar ile osteoklastların aktivitesini düzenleyerek kemik remodeling sürecinin hızını belirler (Qin vd. 2020). Wolff yasası prensibine göre kemik üzerine binen mekanik yüklerin yönü ve büyüklüğüne göre yeniden şekillenir. Böylece kemik dokusu fonksiyonel gereksinimlere uygun yapısal bir dayanıklılık kazanır (L. Wang vd. 2020). Düzenli yüklenme kemik formasyonunu artırırken, yüklenme düzeyinin azalması (örneğin immobilizasyon veya mikrogravite

koşulları) kemik rezorpsiyonunu hızlandırır ve mineral yoğunluğunu azaltır (Bleedorn vd. 2018). Kas dokusunda mekanotransdüksiyon, mekanik gerilmelerin sarkomer düzeyindeki duyusal proteinler tarafından algılanmasıyla başlayan karmaşık bir sinyal iletim ağı üzerinden yürütülür. Integrinler, titin ve costamere yapıları kas lifinin mekanik duyarlılığını belirleyen kritik protein kompleksleridir. Bu yapılar aracılığıyla başlatılan sinyaller, mTOR(Mechanistic Target Of Rapamycin), MAPK (Mitogen-Activated Protein Kinase) ve YAP(Yes-Associated Protein)/TAZ(Transcriptional co-Activator with PDZ-binding Motif) gibi hücresel yolakları aktif hale getirerek protein sentezini, hücre büyümesini ve kas lif çapının artmasını destekler (Van Ingen ve Kirby 2021). Düzenli mekanik yüklenme sonucunda kas dokusunun kontraktil kapasitesinin artması (hipertrofi) ve metabolik adaptasyonların gerçekleşmesi bu mekanizmaların bir sonucudur. Buna karşılık, düşük yüklenme veya kasın inaktif kalması durumunda proteolitik süreçler hızlanır ve kas atrofisi meydana gelir (Kamal ve Trombetta-Lima 2025).

Yük adaptasyonu, kas ve kemik dokusunun yalnızca akut yüklenmelere değil, aynı zamanda tekrarlayıcı ve süreğen mekanik uyarılara verdiği uzun dönemli yanıtları kapsar (N. Chen vd. 2025). Pedal çevirme gibi döngüsel alt ekstremitte hareketlerinde kaslar sürekli olarak değişen gerilim, hız ve kuvvet bileşenlerine maruz kalır (Goodman vd. 2015). Bu nedenle mekanotransdüksiyon süreçleri, hem kasın kuvvet üretimi kapasitesinin artırılmasında hem de alt ekstremitenin dayanıklılığının gelişmesinde önemli bir rol oynar. Rehabilitasyon alanında, uygun yüklenme parametrelerinin belirlenmesi (kadans, direnç seviyesi, süre) mekanotransdüksiyonun etkin bir şekilde tetiklenmesini sağlar ve böylece kas-iskelet sisteminin yeniden yapılanma süreci optimize edilir (Liu vd. 2023).

Bu biyolojik süreçlerin anlaşılması, pedal kuvvetinin ölçülmesine yönelik geliştirilen sistemlerin klinik ve bilimsel kullanımında büyük önem taşır. Çünkü ölçülen kuvvet verileri yalnızca mekanik performansı değil, aynı zamanda organizmanın bu yüklere verdiği fizyolojik adaptasyonlarının da bir göstergesidir. Bu nedenle mekanotransdüksiyon ve yük adaptasyonu kavramları, geliştirilen pedal kuvveti ölçüm sisteminin kullanım amaçlarını ve ölçüm sonuçlarının yorumlanma biçimini doğrudan etkilemektedir.

2.2. Kas Kasılma Tipleri

İskelet kaslarının fonksiyonel performansı, temel olarak kas liflerinin farklı kasılma biçimleriyle kuvvet üretme kapasitesine dayanır (Habibzadeh 2018). Kasın uzunluğundaki değişim, ürettiği gerilim ve hareket hızı dikkate alındığında kas kasılmaları; izometrik, izotonik ve izokinetik olmak üzere üç ana grupta sınıflandırılmaktadır (Jokiel vd. 2024). İzometrik kasılmalarda kas boyu sabit kalırken gerilim artmakta, izotonik kasılmalarda kas boyu değişirken gerilim görece sabit kalmakta, izokinetik kasılmalarda ise kas belirli bir açısal hızda kasılmaktadır (Purkayastha vd. 2006). Bu farklı kasılma tipleri; kuvvet üretimi, enerji tüketimi, eklem hareket açıklığı ve nöromüsküler kontrol açısından birbirinden ayrılan özgün özellikler taşımakta ve gerek performans analizlerinde gerek rehabilitasyon programlarının planlanmasında farklı amaçlarla kullanılmaktadır (Ding vd. 2024). Örneğin, yapılan sistematik bir derlemede izokinetik egzersizlerin kas kuvvetini ve fonksiyonel kapasiteyi artırmada en etkili yöntem olduğu, izometrik kasılmaların ise yaşam kalitesi ve ağrı kontrolü açısından daha fazla yarar sağladığı bildirilmiştir (Ding vd. 2024). Pedal çevirme gibi dinamik alt ekstremite aktivitelerinde bu kasılma tipleri çoğu zaman ardışık ve iç içe geçmiş biçimde ortaya çıktığından, kas kasılma mekanizmalarının doğru anlaşılması, pedal kuvveti ölçümünden elde edilen verilerin biyomekanik ve klinik açıdan sağlıklı yorumlanabilmesini sağlamaktadır. (Gwin ve Ferris 2012, Park vd. 2020).

2.2.1. İzometrik Kasılma

İzometrik kasılma (Şekil 2.6), kas boyunun sabit kaldığı ancak kas içi gerilimin arttığı kasılma türüdür. Bu kasılma sırasında kas, tendon ve eklem açısı değişmez; yani kas aktif halde güç üretmesine rağmen dışarıdan gözlemlenebilir bir hareket gerçekleşmez (Ruas vd. 2025). İzometrik kasılma, kas liflerinde çapraz köprü oluşumu ve gerilim üretimi bakımından dinamik kasılmalara benzer biyokimyasal süreçlere sahip olsa da, kasın uzunluğunda değişiklik olmaması nedeniyle mekanik açıdan farklı bir davranış ortaya koyar (Miyaguchi vd. 2016). Bu tür kasılmalar özellikle eklem stabilizasyonu, postürün korunması ve sabit bir pozisyonda direnç gösterme gibi fonksiyonel görevlerde rol oynar.



Şekil 2.6 İzometrik kasılma örnekleri

İzometrik kasılmalar, rehabilitasyon uygulamalarında önemli bir yere sahiptir. Eklem hareket açıklığının kısıtlandığı akut yaralanma dönemlerinde veya cerrahi sonrası erken rehabilitasyon süreçlerinde eklemi zorlamadan kas aktivasyonu sağlanabildiği için güvenli bir kuvvetlendirme yöntemi olarak tercih edilir (Ding vd. 2024). Ayrıca izometrik kasılmalar, kasın maksimum istemli kasılma (Maximum voluntary isometric contraction -MVIC) kapasitesinin belirlenmesinde sıkça kullanılan bir yöntemdir ve bu nedenle kas kuvveti değerlendirmelerinde referans niteliği taşır. Pedal çevirme gibi dinamik hareketlerde izometrik kasılmalar çoğunlukla hareketin geçiş fazlarında kısa süreli olarak ortaya çıkar. Örneğin pedal çevriminin üst ve alt ölü nokta bölgelerinde kasların kasılma yönü değişmeden önce kısa bir izometrik stabilizasyon gerçekleşir. Bu durum, kas-iskelet sisteminin hem hareket kontrolü hem de eklem stabilitesini sürdürme açısından izometrik kasılmanın biyomekanik işlevini desteklediğini göstermektedir.

İzometrik kasılma sırasında kasın üretebileceği kuvvet; kasın fizyolojik uzunluğuna, kas lifi tip dağılımına, motor ünite aktivasyon düzeyine ve motivasyon gibi sinirsel faktörlere bağlı olarak değişir. Kasın optimum uzunlukta tutulduğu izometrik kasılmalarda maksimum kuvvet üretiminin mümkün olması, uzunluk-gerilim ilişkisinin fonksiyonel önemini ortaya koymaktadır. Tüm bu özellikler göz önünde bulundurulduğunda izometrik kasılma hem klinik uygulamalarda hem de biyomekanik analizlerde kas fonksiyonunun değerlendirilmesinde kullanılmaktadır.

2.2.2. İzotonik Kasılma (Konsantrik–Eksantrik)

İzotonik kasılma (Şekil 2.7), kasın kasılma süreci boyunca gerilimin görece sabit kaldığı

ancak kas uzunluğunun değiştiği kasılma türüdür ve konsantrik ve eksantrik kasılma olarak iki temel biçimde gerçekleşir. Konsantrik kasılma, kasın dış direnci yenerek kısaldığı ve eklem açısında hareket oluşturarak segmenti hareket yönüne doğru ivmelendirdiği kasılma şeklidir. Bu tür kasılma, pedal çevirme hareketinin itme fazında olduğu gibi, aktif kuvvet üretimi gerektiren pek çok hareket sırasında temel rol oynar (Langan vd. 2021). Konsantrik kasılmalar enerji metabolizması açısından daha yüksek enerji tüketimi gerektirir ve kasın mekanik iş üretme kapasitesi ile doğrudan ilişkilidir.

Eksantrik kasılma ise kasın aktif olarak kasılırken dış kuvvet veya direnç nedeniyle uzadığı kasılma tipidir. Bu durumda kas, hareketin hızını kontrol ederek frenleyici bir kuvvet oluşturur. Eksantrik kasılmalar, kas lifleri üzerindeki mekanik gerilimin daha yüksek olması nedeniyle konsantrik kasılmalara kıyasla daha fazla kuvvet üretebilme kapasitesine sahiptir. Bu özellik, iniş sırasında yere çarpma etkisinin absorbe edilmesi, hareketin yavaşlatılması ve eklemlerin korunması gibi önemli fonksiyonel görevlerin gerçekleştirilmesini sağlar (Alemany vd. 2013).



Şekil 2.7 Konsantrik ve eksantrik kasılma tipleri

İzotonik kasılmaların her iki türü de alt ekstremitte biyomekaniğinde ve pedal çevirme hareketinde belirgin rol oynar. Pedal çevrimi sırasında kuadriseps kas grubu pedalın 12–5 saat pozisyonları arasında konsantrik kasılma ile itme kuvveti üretirken, hamstring kasları pedalın geri çekme fazında hem eksantrik hem de konsantrik bileşenlerle hareketi destekler (Bradford vd. 2023). Bu çok yönlü kas aktivasyon paternleri, pedal verimliliğinin ve sağ-sol bacak simetrisinin değerlendirilmesinde kritik öneme sahiptir. Klinik açıdan bakıldığında izotonik kasılmalar kas gücü, hareket açıklığı ve fonksiyonel kapasitenin değerlendirilmesinde yaygın şekilde kullanılmaktadır. Konsantrik-sprint

ağırlıklı antrenmanlar kas hacmini ve güç üretimini artırırken, eksantrik antrenmanlar tendon ve kas-tendon ünitesinin elastik özelliklerini geliştirmekte ve yaralanma riskini azaltmaktadır. Rehabilitasyon süreçlerinde eksantrik kasılmalar özellikle tendinopati tedavisinde etkin bir yöntem olarak kabul edilmektedir.

Sonuç olarak izotonik kasılmalar hem kasın dinamik fonksiyonunu anlamak hem de pedal kuvveti üretimi gibi tekrar eden döngüsel hareketlerde kas aktivasyon stratejilerini değerlendirmek için kullanılır. Özellikle dinamik hareketlerde kas uzunluğunun sürekli değişmesi ve buna bağlı olarak eklem momentlerinin farklılaşması, pedal kuvvetinin ölçülmesini gerektiren sistemlerde izotonik kasılmanın mekanik ve fizyolojik önemini daha da artırmaktadır.

2.2.3. İzokinetik Kasılma

İzokinetik kasılma (Şekil 2.8), kasın sabit bir açısal hızda hareket ettiği ve bu hızın dış bir cihaz tarafından kontrol edildiği kasılma türüdür. Bu kasılma sırasında kasın ürettiği kuvvet, hareket hızına bağlı olarak cihaz tarafından otomatik olarak ayarlanır; dolayısıyla kasın oluşturduğu direnç ne kadar değişirse değişsin, eklem hareket hızı sabit tutulur (Park vd. 2020). İzokinetik kasılmaların gerçekleştirilmesi için özel olarak tasarlanmış dinamometre sistemleri (örneğin Biodex veya Cybex cihazları) gereklidir ve bu sistemler kasın farklı açısal hızlardaki tork üretim kapasitesini yüksek doğrulukla değerlendirebilme olanağı sunar (Jokiel vd. 2024). Bu nedenle izokinetik testler, kas performansının objektif olarak ölçülmesinde altın standart yöntemlerden biri olarak kabul edilir.

Biyomekanik açıdan değerlendirildiğinde izokinetik kasılma, kasın uzunluk ve hız parametrelerinin kontrollü bir ortamda incelenmesine olanak tanıdığı için kasın maksimal tork üretimi, güç çıktısı ve yorulma profili gibi önemli performans göstergelerinin analizi için ideal bir yöntemdir. Kasın üretebildiği tork açısal hız yükseldikçe azalma eğilimi gösterir ve bu ilişki kas fizyolojisinin temel ilkelerinden biri olan kuvvet-hız eğrisiyle uyumludur (Gomes vd. 2021). İzokinetik testler, farklı açısal hızlarda yapılan ölçümler aracılığıyla kasın hem yavaş hem de hızlı kasılma yeteneğini değerlendirir.



Şekil 2.8 İzokinetik kasılma örneği

Rehabilitasyon alanında izokinetik değerlendirmeler, cerrahi sonrası veya yaralanma sonrası kas kuvveti dengesizliklerini belirlemede ve tedavi programlarının etkinliğini izlemek için kullanılır. Özellikle alt ekstremité yaralanmalarında kuadriseps ve hamstring kasları arasındaki kuvvet oranları, eklem stabilitesi ve fonksiyonel iyileşme açısından oldukça kritik göstergelerdir. İzokinetik testler bu oranları nesnel verilerle ortaya koyarak klinik karar verme süreçlerine önemli katkı sağlar (Ding vd. 2024).

Pedal çevirme hareketi doğrudan izokinetik bir hareket olmasa da izokinetik değerlendirmelerden elde edilen tork-hız ilişkisi, pedal kuvvet üretim kapasitesinin yorumlanmasında dolaylı bir referans noktası oluşturabilir. Çünkü pedal çevirme sırasında alt ekstremité kasları farklı hızlarda ardışık kasılmalar gerçekleştirir ve bu kasılmaların etkinliği kasın hız-temelli kapasitesiyle ilişkilidir. Bu nedenle izokinetik kasılmaların değerlendirilmesi, pedal kuvveti ölçüm sistemlerinden elde edilen verilerin daha doğru bir şekilde analiz edilmesine yardımcı olur.

Sonuç olarak izokinetik kasılma, kasın kontrollü bir hızda nasıl performans gösterdiğini anlamaya yönelik en gelişmiş değerlendirme yöntemlerinden biridir. Bu özellikleri, pedal kuvveti ölçümlerinin yorumlanmasında ve alt ekstremité kas fonksiyonlarının daha kapsamlı bir şekilde anlaşılmasında izokinetik değerlendirmeleri değerli bir tamamlayıcı unsur hâline getirir.

2.2.4. Kasılma Tiplerinin Klinik ve Fonksiyonel Önemi

Kas kasılma tiplerinin klinik ve fonksiyonel açıdan doğru şekilde anlaşılması hem hareket analizlerinin yorumlanmasında hem de rehabilitasyon programlarının planlanmasına yardımcı olmaktadır. İzometrik, izotonik ve izokinetik kasılmaların her biri kasın fizyolojik özellikleri, kuvvet üretimi, enerji metabolizması ve eklem stabilizasyonu üzerinde farklı etkiler yarattığı için, kas fonksiyonunun değerlendirilmesi ve iyileştirilmesinde tamamlayıcı roller üstlenir (Habibzadeh 2018). Bu nedenle kas kasılma tipleri hem sağlıklı bireylerin performans analizlerinde hem de klinik popülasyonlarda fonksiyonel kapasitenin objektif olarak belirlenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

İzometrik kasılmalar, eklem hareketi gerektirmeden kas aktivasyonunu mümkün kıldığı için özellikle akut yaralanma dönemlerinde güvenli bir kuvvetlendirme seçeneği sunar. Cerrahi sonrası erken dönemde hastanın eklem yükünü artırmadan kas fonksiyonunu koruması hedeflenirken izometrik kasılmalar önemli bir araçtır (Rio vd. 2013). Buna ek olarak MVIC ölçümleri, kas gücünün standartlaştırılmış şekilde değerlendirilmesine olanak tanır ve elektromiyografi (EMG) analizleri gibi nöromüsküler incelemelerde referans değeri olarak kullanılır.

İzotonik kasılmalar ise günlük yaşam aktivitelerinin büyük kısmında ve sportif performansta temel hareket biçimidir. Konsantrik kasılmalar kasın aktif iş üretimini ve segmentin ivmelendirilmesini sağlarken, eksantrik kasılmalar hareketin kontrol edilmesi, frenlenmesi ve yükün emilmesi açısından kritik önem taşır (Langan vd. 2021). Eksantrik yüklenmenin tendon sağlığı üzerindeki olumlu etkileri, özellikle tendinopati tedavisinde bu tür kasılmaların tercih edilmesini desteklemektedir. Ayrıca izotonik egzersizler kas hipertrofisinin uyarılmasında en etkili yöntemlerden biridir ve alt ekstremitte kuvvetinin artırılmasında geniş uygulama alanına sahiptir (Van Driessche vd. 2018). İzokinetik kasılmaların klinik önemi ise kas fonksiyonunun açısal hız bağımlı olarak değerlendirilmesini sağlamasından kaynaklanır. İzokinetik testler, kasın yüksek hızlarda ve farklı hareket açıklıklarında üretebildiği torku ölçebilmesi nedeniyle özellikle spor yaralanmalarında kuvvet dengesizliğinin belirlenmesinde kritik bir değerlendirme yöntemidir (Park vd. 2020). Kuadriseps–hamstring kuvvet oranı gibi klinik olarak önemli göstergeler, izokinetik testler aracılığıyla hassas şekilde hesaplanabilmektedir. Bu

nedenle izokinetik kasılmalar, hem yaralanma riskinin öngörülmesinde hem de rehabilitasyon ilerlemesinin objektif olarak izlenmesinde güçlü bir araçtır (Ding vd. 2024, Greig ve Langley 2024).

Pedal çevirme gibi döngüsel alt ekstremitte aktiviteleri incelendiğinde, kas kasılma tiplerinin tümünün farklı fazlarda rol oynadığı görülmektedir. Pedalın itme fazında konsantrik kasılmalar baskınken, çekme fazında eksantrik ve konsantrik bileşenler birlikte çalışır. Alt ve üst ölü nokta geçişlerinde kısa süreli izometrik kasılmalar eklem stabilitesini sağlar (Gwin ve Ferris 2012). Bu çok yönlü kas aktivasyon yapısı, pedal kuvveti ölçümünden elde edilen verilerin yorumlanmasında kasılma tiplerinin önemini daha da artırmaktadır.

Sonuç olarak izometrik, izotonik ve izokinetik kasılma türleri, hem klinik rehabilitasyon süreçlerinde hem de sportif performans analizlerinde kas fonksiyonunun doğru değerlendirilmesi için vazgeçilmez bir öneme sahiptir. Bu kasılma tiplerinin pedal çevirme gibi dinamik hareketlerde nasıl ortaya çıktığının anlaşılması, pedal kuvveti ölçüm sistemlerinden elde edilen verilerin geçerli ve anlamlı bir şekilde analiz edilmesine doğrudan katkı sağlamaktadır (Thompson 2025).

2.3. Alt Ekstremitte Biyomekaniği ve Rehabilitasyon

Alt ekstremitte biyomekaniği, kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin oluşturduğu kinematik zincir boyunca meydana gelen kuvvet, moment ve hareket etkileşimlerini inceleyen; bu etkileşimleri kas aktivasyonu, eklem stabilitesi ve fonksiyonel performans bağlamında değerlendiren bir araştırma alanıdır (Lin vd. 2004). Yürüme, koşma ve pedal çevirme gibi döngüsel hareketler sırasında alt ekstremitte hem vücut ağırlığının taşınması hem de ileri doğru itişin sağlanması gibi çift yönlü bir görev üstlenir. Bu süreçte eklemler yalnızca pasif birer bağlantı noktası değil, aynı zamanda kasların ürettiği kuvvetlerin yönlendirilmesini ve kontrollü şekilde aktarılmasını sağlayan dinamik yapılardır (Momeni vd. 2014). Rehabilitasyon açısından bakıldığında alt ekstremitenin biyomekanik özelliklerinin ayrıntılı olarak anlaşılması, kas kuvveti dengesizliklerinin, simetri bozukluklarının ve motor kontrol yetersizliklerinin belirlenmesi açısından büyük

önem taşımaktadır (Couto vd. 2023). Örneğin, alt ekstremité kaslarındaki kuvvet dengesizlikleri kronik ayak bileği instabilitesi, diz yüklenme anomalileri ve kompensatuar kalça hareketleriyle ilişkilidir (Jagdale vd. 2025). Pedal çevirme hareketi, alt ekstremité biyomekaniğinin değeriendirilmesinde en yaygın kullanılan döngüsel modellerden biridir.

Yapılan çalışmalarda, farklı pedallama yükleri veya krank uzunluklarının kas aktivasyonu ve eklem momentleri üzerinde belirgin etkiler oluşturduğu gösterilmiştir (Zongxing vd. 2021). Özellikle pedal çevirme gibi kontrollü ve tekrarlanabilir hareketlerde alt ekstremité eklemlerinin, kaslarının ve nöromüsküler kontrol mekanizmalarının birlikte nasıl işlediğinin incelenmesi hem değeriendirme hem de tedavi yaklaşımlarının geliştirilmesini sağlamıştır. Özellikle diz ve ayak bileği eklemlerinde, pedal çevirme sırasında gerçekleşen kuvvet aktarımı ve kas senkronizasyonu, nöromüsküler kontrolün etkinliğini yansıtmaktadır. Benzer şekilde, düşük-orta şiddette aerobik egzersizlerin (örneğin düşük dirençli bisiklet çevirme) kas kuvvetini, dolaşımı ve eklem hareket açıklığını güvenli biçimde artırdığı bildirilmiştir. Son yıllarda rehabilitasyon teknolojilerindeki gelişmeler, alt ekstremité biyomekaniğinin klinik uygulamalara entegrasyonunu kolaylaştırmıştır. Sensör tabanlı sistemler ve EMG analizleri sayesinde, alt ekstremité kaslarının sinerjik aktivasyonları ve eklem momentleri gerçek zamanlı olarak izlenebilmekte; bu da kişiye özel rehabilitasyon yaklaşımlarının geliştirilmesini mümkün kılmaktadır (K. Liu vd. 2018). Ayrıca, asimetrik pedal yüklenmesini dengeleyen ve kas aktivasyonunu optimize eden akıllı ergometre sistemleri, hem nörolojik hem ortopedik rehabilitasyonda umut verici sonuçlar sunmaktadır (Lozinski vd. 2023). Bu bilgiler hem klinik rehabilitasyon programlarının planlanmasında hem de performans optimizasyonunda bilimsel temelli kararlar alınmasını desteklemektedir.

2.3.1. Alt Ekstremité Eklemleri ve Kinematik Zincir

Kalça, diz ve ayak bileği eklemleri, birbirine seri halde bağlanan ve sinerjik çalışan bir kinematik zincir yapısı meydana getirir. Bu zincirin her bir segmenti, hem üst ekstremité ve gövde hareketlerinden etkilenir hem de bu hareketlere geri besleme sağlayarak tüm alt ekstremité fonksiyonunun bütünleşik bir şekilde yürütülmesine katkıda bulunur

(Sekiguchi vd. 2022). Kinematik zincirin temel özelliği, herhangi bir segmentte ortaya çıkan kuvvet veya hareket değişikliğinin zincirin diğer halkalarında da mekanik bir karşılık bulmasıdır. Bu nedenle alt ekstremitte hareketlerinin değerlendirilmesi, yalnızca tek bir eklemin incelenmesiyle sınırlı kalmaz; tüm zincirin biyomekanik davranışının birlikte analiz edilmesini gerektirir (Langley vd. 2024).

Kalça eklemi, geniş hareket açıklığına sahip bir top-yuva eklemi olup fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon, addüksiyon ve rotasyon hareketlerini destekler. Alt ekstremitenin proksimal stabilitesini sağlamakla birlikte, pedal çevirme ve yürüme gibi döngüsel hareketlerde gövde ile alt ekstremitte arasındaki enerji transferini düzenler. Kalça eklemindeki kuvvet aktarımı, özellikle pedal çevriminin itme fazında kuadriseps ve gluteal kasların etkin kasılmalarıyla belirgin hâle gelir (Yum vd. 2021).

Diz eklemi ise yük taşıma ve şok absorpsiyonunun ana merkezlerinden biridir. Eklem anatomik olarak menteşe eklem yapısına sahip olsa da yürüyüş ve pedal çevirme gibi fonksiyonel hareketlerde hem yuvarlanma hem de kayma komponentleriyle karmaşık bir hareket paternine sahiptir. Diz eklemi, hem sagittal düzlemde büyük hareket açıklığı sunması hem de eklem stabilitesinin kas, bağ ve menisküs yapıları ile sağlanması sayesinde alt ekstremitenin hem mobil hem de güvenli bir şekilde fonksiyon göstermesini sağlar.

Ayak bileği eklemi ise alt ekstremitte ile zemin arasındaki etkileşimi yöneten distal eklem kompleksidir. Ayağın pronasyon-supinasyon ve plantar fleksiyon-dorsifleksiyon hareketleri sayesinde hem denge hem de enerji depolama–geri kazanım mekanizmaları gerçekleşir (Crossley vd. 2024). Ayak bileği, pedal çevirme sırasında tork aktarımının sürekliliği ve pedal temasının stabilizasyonu açısından önemli bir rol oynar. Özellikle dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon açılarının pedala uygulanan kuvvet bileşenlerini doğrudan etkilediği bilinmektedir (Thorsen vd. 2024). Alt ekstremitte eklemlerinin birlikte çalışması, pedal çevirme, yürüme veya koşma gibi kompleks hareketlerin etkin bir şekilde gerçekleşmesini sağlar. Bu eklemler arasında oluşan zincir yapısı, kas aktivasyonu, eklem momentleri ve kuvvet dağılımının koordineli bir şekilde düzenlenmesine yardımcı olur (Porta vd. 2021). Kinematik zincirde herhangi bir eklemdede

meydana gelen hareket kısıtlılığı, pain inhibition veya kas kuvveti yetersizliği zincirin diğer segmentlerinde kompensatuar hareket stratejilerine yol açabilir. Bu biyomekanik bütünlük, özellikle pedal kuvveti ölçümünde elde edilen verilerin yorumlanmasında temel bir referans oluşturur. Çünkü pedala uygulanan kuvvet yalnızca bir kas veya bir eklem tarafından değil, tüm kinematik zincirin eşzamanlı çalışması sonucunda ortaya çıkar (Crossley vd. 2024).

2.3.2. Yürüme ve Pedal Çevirme Biyomekaniği

Yürüme ve pedal çevirme, alt ekstremitenin tekrarlayıcı, ritmik ve koordineli hareketler sergilediği iki temel lokomasyon biçimi olup, her ikisi de biyomekanik açıdan kompleks kas aktivasyon paternleri ve eklem hareketleri gerektiren işlevsel aktiviteler olarak değerlendirilir. Yürüme, duruş fazı ve salınım fazı olmak üzere iki ana fazdan oluşur ve bu fazlar boyunca kalça, diz ve ayak bileği eklemleri belirli hareket döngüleri içinde farklı görevler üstlenir. Duruş fazında alt ekstremitte vücut ağırlığını taşıırken şok absorpsiyonu, stabilizasyon ve itme görevlerini yerine getirir. Salınım fazında ise ayağın yerden kaldırılarak ileriye taşınması sağlanır. Yürüyüş döngüsünde alt ekstremitte segmentleri arasında enerji aktarımı, kas aktivasyon zamanlaması ve eklem momentlerinin koordinasyonu, normal lokomasyonun sürdürülebilmesi için kritik bir önem taşımaktadır (Greca vd. 2019).

Pedal çevirme biyomekaniği ise yürümeden farklı olarak kapalı-zincir, döngüsel ve sürekli bir hareket örüntüsüdür. Pedal çevrimi genellikle 360 derecelik tam bir dairesel hareket olarak tanımlanır (Şekil 2.9) ve dört ana faza ayrılır: itme fazı (0° – 180°), geçiş fazı, çekme fazı ve üst-alt ölü noktalar (Swart ve Holliday 2019). İtme fazında kuadriseps ve gluteal kas grupları primer kuvvet üreticileridir ve pedala uygulanan teğetsel kuvvet bileşeni artır. Çekme fazında ise hamstring ve kalça fleksör kasları devreye girerek pedalın yukarı hareketini destekler. Bu çok yönlü kas aktivasyonu, pedal verimliliği ve sağ-sol bacak simetrisinin değerlendirilmesinde önemli biyomekanik göstergeler ortaya çıkarır (Ahmadi vd. 2025).

kas kuvveti dengesizlikleri, bacaklar arası simetri bozuklukları ve motor kontrol yetersizliklerinin tespit edilmesinde daha hassas bir yöntem olarak kullanılabilir (Ahmadi vd. 2025).

Sonuç olarak yürüme ve pedal çevirme biyomekaniği, eklem hareketleri, kas aktivasyon paternleri ve yük aktarım mekanizmaları açısından farklı özellikler taşısa da her iki hareket de alt ekstremité fonksiyonunun değerlendirilmesinde önemli bir çerçeve sunar. Pedal çevirme özellikle kontrollü bir dizin hareketi, düşük şok yükü ve yüksek tekrarlanabilirlik sağlaması nedeniyle hem biyomekanik analizlerde hem de rehabilitasyon uygulamalarında ideal bir değerlendirme ve antrenman modeli olarak kabul edilmektedir.

2.3.3. Rehabilitasyon Sürecinde Kuvvet, Simetri ve Motor Kontrol

Rehabilitasyon sürecinde alt ekstremité kas kuvveti, sağ-sol bacak simetrisi ve motor kontrol kapasitesi; fonksiyonel iyileşmenin değerlendirilmesi ve tedavi planlarının şekillendirilmesinde kritik öneme sahip üç temel bileşendir. Kas kuvveti, hem yaralanma sonrası fonksiyonun geri kazanılması hem de günlük yaşam aktivitelerinin sürdürülebilmesi için gereklidir. Zayıflamış kas grupları, eklem stabilitesini azaltarak kompensatuar hareket stratejilerinin ortaya çıkmasına yol açabilir ve bu durum hem iyileşme sürecini uzatır hem de yeni yaralanmalar için risk oluşturur. Bu nedenle rehabilitasyonda kas kuvvetinin objektif olarak değerlendirilmesi ve uygun kuvvetlendirme protokollerinin uygulanması tedavinin temel basamaklarından biridir.

Simetri, alt ekstremité fonksiyonunun önemli göstergelerinden biridir. Sağ ve sol bacak arasındaki kuvvet, güç ve hareket paternlerindeki dengesizlikler; yürüme bozukluklarına, denge problemlerine ve eklem üzerindeki yük dağılımının bozulmasına neden olabilir. Bu asimetri, özellikle yaralanma veya cerrahi sonrası dönemde sık görülür ve rehabilitasyon sürecinde dikkatle değerlendirilmesi gerekir. Simetri bozuklukları pedal çevirme sırasında da kendini belirgin biçimde gösterebilir; bir bacak diğerine göre daha fazla kuvvet üretebilir veya belirli fazlarda farklı kas aktivasyon stratejileri uygulanabilir (Lozinski vd. 2023). Bu nedenle pedal kuvveti ölçümü, rehabilitasyon sürecinde sağ-sol

kuvvet farklarının belirlenmesi ve ilerlemenin objektif olarak izlenmesi için değerli bir değerlendirme aracıdır (Seratiuk Flores vd. 2025).

Motor kontrol ise kasların uygun zamanda, doğru şiddette ve koordineli bir biçimde aktive edilmesini sağlayan nöromüsküler süreçleri ifade eder. Yaralanma, ağrı veya immobilizasyon gibi durumlar motor kontrol mekanizmalarında bozulmalara yol açabilir ve kasların hareket sırasında etkin şekilde devreye girmesini engelleyebilir. Bu durum, hareketin akıcılığını, stabilitesini ve kuvvet üretim kapasitesini olumsuz etkiler. Motor kontrolün bozulması genellikle kompensasyon hareketleriyle sonuçlanır ve alt ekstremitede biyomekanik verimliliği azaltır. Rehabilitasyon programlarının önemli bir kısmı, sadece kas kuvvetini artırmaya değil aynı zamanda motor kontrolü geliştirmeye yöneliktir. Bu kapsamda nöromüsküler eğitim, denge egzersizleri ve koordinasyon çalışmaları motor kontrolün yeniden yapılandırılmasını destekler (Ambrosini vd. 2020).

Pedal çevirme sırasında ölçülen pedal kuvveti profilleri, yalnızca kas kuvvetindeki artışları değil aynı zamanda kuvvet simetrisinin ve motor kontrol becerilerinin gelişimini de nesnel olarak ortaya koyabilir. Örneğin rehabilitasyonun erken döneminde görülen düzensiz kuvvet üretim desenleri ve simetri bozuklukları, ilerleyen dönemlerde daha akıcı ve dengeli pedal kuvveti profillerine dönüşerek motor kontrolün gelişimini gösterebilir (Linder vd. 2018). Bu yönüyle pedal kuvveti ölçüm sistemleri, rehabilitasyonun başarısını takip etmede önemli bir biyomekanik geri bildirim mekanizması oluşturur.

Sonuç olarak kuvvet, simetri ve motor kontrol; alt ekstremité rehabilitasyonunun birbirini tamamlayan ve fonksiyonel iyileşmeyi belirleyen temel bileşenleridir. Bu bileşenlerin objektif ölçüm yöntemleriyle değerlendirilmesi ve izlenmesi hem klinik karar süreçlerini güçlendirir hem de tedavi protokollerinin bireye özgü ve bilimsel temellere dayalı olarak planlanmasını mümkün kılar (Tatemoto vd. 2019).

2.4. Literatür Taraması

Bu bölümde, pedal kuvveti ölçüm sistemleri, bisiklet ve alt ekstremité biyomekaniği, kuvvet ölçüm teknolojileri ve rehabilitasyon uygulamaları ile ilişkili ulusal ve uluslararası

alışmalar sistematik biçimde incelenmektedir. Öncelikle ulusal literatürde yer alan çalışmalar ele alınarak pedal kuvveti ölçümü, bisiklet ergometrisi, kuvvet platformları ve alt ekstremitte fonksiyonlarının değerdendirilmesine yönelik yürütölen araştırmaların kapsamı, yöntemleri ve bulguları özetlenmektedir. Ardından uluslararası düzeyde yayımlanan güncel çalışmalar değerdendirilerek pedala entegre sensör sistemleri, çok eksenli kuvvet ölçümü, pedal etkinliğı, simetri analizi ve rehabilitasyon odaklı pedal biyomekaniğı konularında elde edilen bilimsel kanıtlar ortaya konulmaktadır. Son olarak mevcut literatür bir bütün olarak ele alınarak, araştırma sonuçlarının ortak ve ayrışan yönleri tartışılmakta; alan yazında belirlenen boşluklar doğrudusunda bu tez çalışmasının özgün katkısının nerede konumlandığı ayrıntılı biçimde temellendirilmektedir.

2.4.1. Ulusal alışmalar

Türkiye’de pedal kuvveti, bisiklet biyomekaniğı ve bisiklet ergometrisine yönelik alışmalar (Çizelge 2.1), ağırlıklı olarak performans analizi ve fizyolojik yanıtların incelenmesi bağlamında yürütölmüştür. Doğrudan pedala entegre çok eksenli kuvvet sensörlerinin kullanıldığı mühendislik temelli sistem geliştirme çalışmalarının ise oldukça sınırlı kaldığı görölmektedir. Bununla birlikte alt ekstremitte rehabilitasyonunda pedal çevirme biyomekaniğı, kas kuvveti simetrisi ve motor kontrolün birlikte incelendiğı çalışmalar oldukça sınırlıdır. Ulusal literatürde bu konular çoğunlukla genel fiziksel rehabilitasyon, denge, yürüme analizi veya kas kuvvetlendirme odaklı araştırmalar çerçevesinde ele alınmakta; pedal çevirme hareketinin biyomekanik analizi ve kuvvet profili ölçümü gibi nicel yöntemlere daha az yer verilmektedir. Bununla birlikte, rehabilitasyon alanında yürütölen çalışmaların çoğunda kas kuvveti ve denge eğitiminin fonksiyonel iyileşmedeki önemine vurgu yapılmakta, ancak bu süreçlerin pedal çevirme gibi tekrarlanabilir ve kontrollü mekanik modellerle ilişkilendirilmesine yönelik araştırmaların yetersiz olduğı görölmektedir.

Bu durumun tarihsel seyrine bakıldığında, Şimşek ve ark. (2016), Türk elit erkek voleybolcularda maksimum izokinetik diz torku, EMG ve dikey sıçrama performansı arasındaki ilişkiyi incelemiş; yüksek açısal hızlarda hamstring/kuadriseps (H:Q) oranlarının en yüksek düzeyde olduğunu ve EMG aktivitesinin tork üretim hızına bağlı

olarak değiştiğini rapor etmiştir. Çalışma, yüksek hızda kas kuvvetinin nöromüsküler kontrol için belirleyici olduğunu gösterilmiştir (şimşek vd. 2016).

Emuk ve şengül (2018) tarafından yrtlen bir başka çalışma, oturma-kalkma aktivitelerinde ayak yerleşiminin maksimum diz ekstansör momenti üzerindeki etkisini araştırmış; alt ekstremite kas moment üretiminin postüral stabiliteye ve kuvvet dağılımına bağlı olarak değiştiğini göstermiştir. Bulgular, alt ekstremite kuvvet simetrisinin günlük yaşam aktivitelerindeki biyomekanik verimliliği doğrudan etkilediğini vurgulamaktadır (Emuk ve Sengul 2018).

Gürses ve ark. (2024) tarafından Frontiers in Rehabilitation Sciences dergisinde yayımlanan çalışmada, Türkiye'deki fizyoterapi eğitim müfredatlarının güncel rehabilitasyon teknolojileri ve ölçüm sistemleri açısından incelendiği raporda, nöromüsküler ölçüm (rneğin yüzeysel EMG, hareket yakalama sistemleri) kullanımının akademik düzeyde yaygınlaşmakla birlikte klinik uygulamalarda yeterince yer bulmadığı vurgulanmıştır. Bu durum, mühendislik ve fizyoterapi disiplinleri arasındaki iş birliğinin artırılması gerekliliğini ortaya koymaktadı (Uzun ve Kahraman 2024).

şenol ve ark. (2024), yapay sinir ağları (ANN) kullanarak Türkiye'deki lisanslı sporcu sayısının 2040 yılına kadar olan projeksiyonunu yapmış; sporcu nüfusunun artışının antrenman ve rehabilitasyon altyapısına olan gereksinimi artıracığını belirtmiştir. Çalışma, spor bilimlerinde veri analitiği ve yapay zek uygulamalarının gelecekte antrenman planlamasında daha etkin kullanılabileceğini göstermektedir (şenol vd. 2024).

En güncel çalışmalardan biri olan Tarakçı ve Akyüz (2025) tarafından Gazi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi'nde yayımlanan araştırma, profesyonel futbolcularda koşu simetrisi ile performans ve sakatlık riski arasındaki ilişkiyi GPS tabanlı verilerle incelemiştir. Çalışmada, koşu simetrisi ile yüksek metabolik güç mesafesi ve oyuncu yükü arasında pozitif korelasyonlar gözlenmiş; bu parametrenin antrenman yüklenmesinde ve sakatlık nleme stratejilerinde kullanılabileceği önerilmiştir (Tarakçı vd. 2025).

Son olarak, Kural ve Çağlar (2025) tarafından Medicina dergisinde yayımlanan çalışma, Türkiye Kupası kayak alp disiplini sporcularında izokinetik diz kuvveti ile performans arasındaki ilişkiyi analiz etmiştir. Bulgular, yüksek açısız hızlarda (180°/s) hamstring kuvvetinin performans üzerinde kritik rol oynadığını ve bilateral kuvvet asimetrilerinin sakatlık riskini artırabileceğini ortaya koymuştur (Kural vd. 2025).

Çizelge 2.1 Ulusal çalışmaların özeti

Çalışma	Yıl – Tür	Kullanılan Sistem / Yaklaşım	Odak Noktası / Bu Tezle İlişkisi
Şimşek vd.	2016 – Deneysel Çalışma	İzokinetik dinamometre, EMG analizi, dikey sıçrama testi	Alt ekstremite kas kuvveti, EMG aktivasyonu ve performans arasındaki ilişkiyi ortaya koyarak nöromusküler kontrolün ölçülmesinde temel oluşturur.
Emuk ve Şengül	2018 – Biyomekanik Analiz	3B hareket analizi, kuvvet platformu	Postür ve diz momenti ilişkisini inceleyerek alt ekstremite simetrisi ve mekanik denge üzerine veri sunar. Pedal çevirme sırasında kuvvet dağılımı değerlendirmelerine paralellik gösterir.
Gürses vd.	2024 – Betimleyici İnceleme	Eğitim müfredatı analizi, teknoloji envanteri	Türkiye’de rehabilitasyon teknolojilerinin (EMG, izokinetik test vb.) kullanım düzeyini değerlendirir; tezde kullanılan ölçüm sistemlerinin önemini vurgular.
Şenol vd.	2024 – Metodolojik / Tahmin Modeli	Yapay Sinir Ağı (ANN) tabanlı veri analizi	Sporcu popülasyonundaki artışın antrenman ve rehabilitasyon altyapısına etkilerini öngörür. Bu tez için ulusal spor bilimi altyapısının gelişim trendlerini destekler.
Tarakçı ve Akyüz	2025 – Deneysel Spor Bilimleri Çalışması	GPS tabanlı koşu analizi, yük ölçüm sistemleri	Koşu simetrisini performans göstergesi olarak ele alır; pedalling simetrisi çalışmalarına metodolojik ve kavramsal paralellik sağlar.
Kural ve Çağlar	2025 – Deneysel / Performans Analizi	İzokinetik diz kuvvet testi (180°/s), bilateral karşılaştırma	Bilateral kuvvet dengesizliğini performans ve sakatlık riskiyle ilişkilendirir; tezdeki kuvvet-simetri-motor kontrol üçlüsüne doğrudan katkı sağlar.

Bu çalışmaların genel değerlendirmesi, Türkiye’de spor bilimleri alanında alt ekstremite kas kuvveti, simetri ve motor kontrol temelli çalışmalara olan ilginin son yıllarda arttığını; ancak pedallı sistemler veya bisiklet ergometrelerinin nöromusküler yeniden eğitim sürecinde kullanımına ilişkin kapsamlı ve deneysel çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Mevcut ulusal literatürde bu alandaki eksiklik, pedallama-temelli rehabilitasyonun bilimsel temelde ele alınmasının önemini ortaya koymaktadır.

2.4.2. Uluslararası Çalışmalar

Uluslararası literatür incelendiğinde (Çizelge 2.2), pedal çevirme temelli rehabilitasyonun alt ekstremitte kas kuvveti, simetri ve motor kontrolün değerlendirilmesinde etkili bir yöntem olarak sıklıkla kullanıldığı görülmektedir. Birçok araştırma, pedal çevirme sırasında kas aktivasyon paternleri, tork üretim dengesi ve sağ-sol bacak simetrisini inceleyerek nöromüsküler koordinasyonun yeniden yapılandırılmasına ilişkin önemli bulgular sunmuştur.

Örneğin, Ambrosini ve arkadaşları (2020), fonksiyonel elektrik stimülasyonu (FES) destekli pedal çevirme eğitiminin inme geçirmiş bireylerde sinerjik kas aktivasyon paternlerini iyileştirdiğini ve motor kontrol yeniden kazanımını desteklediğini bildirmiştir (Ambrosini vd. 2020).

Linder ve ark. (2018) ise kronik inme hastalarında artan iş yüküne bağlı olarak pedal çevirme simetrisinde ve pedallama akıcılığında anlamlı iyileşmeler gözlemlemiş. (Linder vd. 2018).

Benzer şekilde, Lozinski ve ark. (2023) tarafından geliştirilen asimetrik tork destekli ergometre sisteminin, tek taraflı kuvvet yetersizliği bulunan bireylerde pedal çevirme sırasında kas yüklenmesini dengelediği ve böylece rehabilitasyon verimliliğini artırdığı bildirilmiştir (Lozinski vd. 2023).

Flores ve ark. (2025) ise amputasyon modellemesiyle yürüttükleri çalışmada sele yüksekliğinin simetri ve kas aktivasyonu üzerindeki etkilerini incelemiş ve uygun yükseklik ayarlarının denge ile konfor düzeyini artırdığını belirtmiştir (Seratiuk Flores vd. 2025). Bunun yanı sıra, Tatamoto ve ark. (2019), motor beceri temelli pedal çevirme eğitiminin motor kortekste plastisite yaratarak uzun süreli nöromotor adaptasyon sağladığını göstermiştir (Tatamoto vd. 2019).

Bu bulgular, pedallama temelli yaklaşımların yalnızca kas kuvvetini artırmadığını, aynı zamanda nöromüsküler koordinasyon, hareket simetrisi ve motor kontrol becerilerini de geliştirdiğini göstermektedir. Dolayısıyla, uluslararası literatürde pedallama, alt ekstremité rehabilitasyonunun hem değerlendirme hem de tedavi aşamalarında yaygın ve bilimsel olarak desteklenen bir yöntem olarak öne çıkmaktadır.

Çizelge 2.2 Uluslararası çalışmaların özeti

Çalışma	Yıl – Tür	Kullanılan Sistem / Yaklaşım	Odak Noktası / Bu Tezle İlişkisi
Linder vd.	2018 – Klinik Rehabilitasyon Çalışması	Pedal ergometresi, tork sensörü, EMG analizi	Kronik inme hastalarında pedalling simetrisini ve akıcılığını değerlendirerek artan iş yükünün nöromüsküler aktivasyonu geliştirdiğini göstermiştir. Tezdeki simetri değerlendirme yaklaşımıyla doğrudan ilişkilidir.
Tatemoto vd.	2019 – Deneysel / Nörofizyolojik Çalışma	Fonksiyonel manyetik rezonans (fMRI), pedalling temelli motor görev eğitimi	Pedallama egzersizinin kortikal plastisiteyi uyardığını ve motor öğrenmede kalıcı nörofizyolojik adaptasyonlar yarattığını göstermiştir. Bu, tezdeki motor kontrol yeniden yapılanması konusunu destekler.
Ambrosini vd.	2020 – Deneysel / Nöromüsküler Analiz	EMG sinerji analizi, fonksiyonel elektrik stimülasyonu (FES) destekli pedal eğitimi	FES destekli pedal çevirmenin inme sonrası sinerjik kas aktivasyonlarını iyileştirdiğini gösterir. Tezde motor kontrol ve kas koordinasyonu arasındaki ilişkiyi destekler.
Lozinski vd.	2023 – Mühendislik / Rehabilitasyon Cihazı Geliştirme	Akıllı tork destekli ergometre sistemi, sensör temelli tork analizi	Asimetrik kas yüklenmesini dengeleyen ergometre geliştirilmiştir. Bu sistem, pedalling sırasında kuvvet simetrisini nesnel biçimde ölçme potansiyeliyle tezin ölçüm hedefiyle örtüşmektedir.
Flores vd.	2025 – Biyomekanik / Ergonomi Çalışması	3B hareket analizi, kuvvet platformu, kas aktivasyonu ölçümü	Sele yüksekliğinin pedal kuvvet simetrisi ve kas aktivasyonu üzerindeki etkilerini incelemiştir. Pedalling parametrelerinin motor kontrol çıktıları üzerindeki etkisini destekler.

Ayrıca, pedallama egzersizlerinin tekrarlanabilir doğası sayesinde kas aktivasyon paternlerinin objektif olarak izlenebilmesi, rehabilitasyon süreçlerinde bireyselleştirilmiş geri bildirim sağlanmasına imkân tanımaktadır. Bu yöntem hem nörolojik hem ortopedik hastalıklarda kas gruplarının koordinasyonunun yeniden öğretilmesi açısından etkili bir

araç olarak değerlendirilmektedir. Bununla birlikte, sensör teknolojileri, EMG ve tork analizi gibi modern ölçüm sistemleriyle entegre edildiğinde pedallama, motor kontrolün zaman içinde nasıl yeniden organize olduğunu ortaya koyan güçlü bir değerlendirme platformuna dönüşmektedir.

Son yıllarda yapılan çalışmalar, bu yaklaşımın yalnızca klinik rehabilitasyon ortamlarında değil, aynı zamanda sporcu performansının artırılması ve yaralanma önleme programlarında da kullanılabileceğini ortaya koymaktadır.

2.4.3. Literatürün Genel Değerlendirilmesi

Ulusal ve uluslararası literatürün genel değerlendirmesi, pedal çevirme biyomekaniğinin alt ekstremité rehabilitasyonunda güçlü bir araç olarak konumlandığını göstermektedir. Uluslararası düzeyde yürütülen çalışmalar, pedallama sırasında ölçülen kuvvet profilleri, simetri indeksleri ve kas sinerjisi analizlerinin, fonksiyonel iyileşme süreçlerini nicel olarak değerlendirmede güvenilir göstergeler sunduğunu ortaya koymaktadır. Bu bulgular, pedallamanın yalnızca kas kuvvetini değil, aynı zamanda nöromotor koordinasyonu, hareket etkinliğini ve santral sinir sistemi adaptasyonlarını da olumlu yönde etkilediğini göstermektedir.

Buna karşın, Türkiye’de bu konuya ilişkin özgün ve deneysel çalışmaların sınırlı olması, pedallama-temelli rehabilitasyonun ulusal literatürde henüz yeterince temsil edilmediğini göstermektedir. Dolayısıyla bu tez çalışması, pedallama hareketinin kuvvet, simetri ve motor kontrol ilişkilerini bütüncül biçimde incelemesiyle hem literatürdeki boşluğu doldurmayı hem de klinik uygulamalara özgü bilimsel temeller oluşturmayı amaçlamaktadır.

Bu yönleriyle bu çalışma hem Türkiye’deki literatürdeki eksikliği doldurmakta hem de uluslararası düzeyde tartışılan 3B kuvvet ölçümü, taşınabilir sensör sistemleri ve rehabilitasyon odaklı pedal biyomekaniği alanlarına somut bir mühendislik katkısı sunmaktadır. Geliştirilen sistemin düşük maliyetli, kablosuz ve çok eksenli ölçüm

yapabilen yapısı hem araştırmacılar hem klinisyenler için erişilebilir bir alternatif oluşturarak literatürdeki teknolojik boşlukları kapatma potansiyeli taşımaktadır.



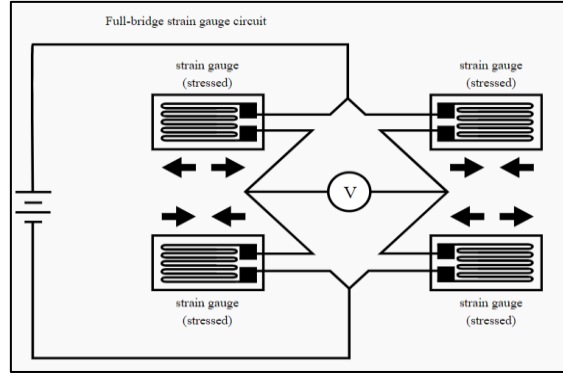
3. MATERYAL ve METOT

3.1. Kuvvet Ölçüm Sistemleri

Kuvvet ölçüm sistemleri, kas-iskelet sistemi tarafından üretilen mekanik çıktının nicel olarak değerlendirilmesine imkân tanıyan ve biyomekanik analizlerin temelini oluşturan teknolojik yapılardır. Bu sistemler aracılığıyla belirli bir yüzeye, pedala veya bağlantı elemanına uygulanan kuvvetin büyüklüğü, yönü ve zaman içindeki değişimi nicel veriler hâline dönüştürülmekte; böylece hem temel araştırma hem de klinik uygulamalar için güvenilir ölçüm altyapıları sağlanmaktadır. Yük hücresi ve gerinim ölçer tabanlı sistemler, kuvvet platformları, izokinetik dinamometreler ve pedala entegre kuvvet sensörleri, alt ekstremité fonksiyonlarının değerlendirilmesinde en sık kullanılan kuvvet ölçüm teknolojileri arasında yer almaktadır. Bu sistemlerin her biri farklı hareket türlerine, eklem yapılarına ve klinik/deneysel koşullara özgü avantajlar ve sınırlılıklar taşımakta; ayrıca geçerlilik ve güvenilirlik düzeyleri bakımından da birbirlerinden ayrılmaktadır.

3.1.1. Yük Hücreleri ve Gerinim Ölçer Teknolojisi

Yük hücreleri, uygulanan kuvveti elektriksel sinyale dönüştüren ve biyomekanik ölçüm sistemlerinde en yaygın kullanılan sensör elemanlarıdır. Temel çalışma prensipleri, yük altında şekil değiştiren bir metal gövde üzerine yapıştırılmış gerinim ölçerlerin (strain gauge) direnç değişimini algılamasına dayanır. Gerinim ölçerler çok ince metalik bir folyo veya yarı iletken malzeme formunda olup üzerlerine düşen gerilme veya basma etkisiyle elektriksel dirençlerinde küçük fakat ölçülebilir değişimler meydana gelir. Bu direnç değişikliği, Wheatstone köprüsü adı verilen ölçüm devresi (Şekil 3.1) aracılığıyla milivolt düzeyinde hassas bir çıkış sinyaline dönüştürülür ve bu sinyal daha sonra yükseltici devreler ve analog-dijital dönüştürücüler sayesinde nicel kuvvet verisine çevrilir (Al-Dahiree vd. 2022, Santana vd. 2022).



Şekil 3.1 Yük hücrelerinde kullanılan wheatstone köprüsü ölçüm devre şeması

Yük hücrelerinin (Çizelge 3.1) tasarımı, ölçüm doğruluğu ve hassasiyeti büyük ölçüde metal gövdenin geometrisine, kullanılan malzemenin elastik özelliklerine, gerinim ölçer yerleşimine ve köprü devresinin kompanzasyon yapısına bağlıdır. Tek eksenli yük hücreleri yalnızca bir kuvvet bileşenini ölçebilirken, çok eksenli yük hücreleri (multi-axis load cell) aynı anda birden fazla eksenle kuvvet ve moment ölçümü yapabilir (Miao vd., 2023). Gerinim ölçerlerin gövde üzerinde yerleştirildiği noktalar, sensörün hangi kuvvet bileşenlerine duyarlı olacağını belirlediği için yük hücrelerinin optimum performans göstermesi titiz bir mühendislik tasarımı gerektirir.

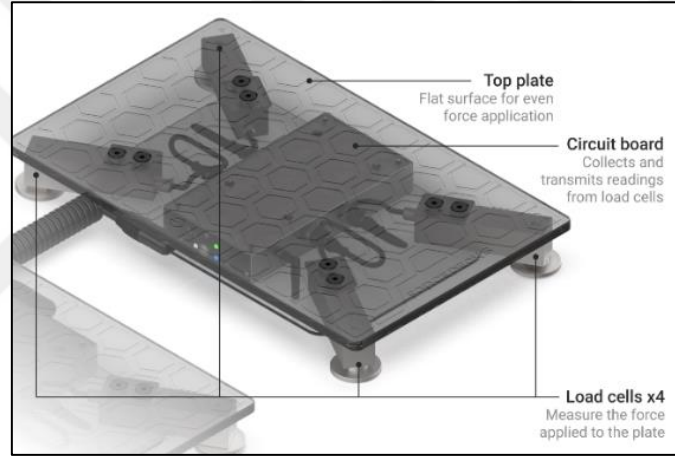
Çizelge 3.1 Gerinim ölçer tarafından ölçülen parametreler

Parametre	Tanım / Ölçülen Büyüklük
Kuvvet (N)	Uygulanan doğrusal kuvvet bileşeni (tek veya çok eksenli)
Moment (Nm)	Kuvvetin dönme etkisi; özellikle çok eksenli sensörlerde ölçülür
Gerinim ($\mu\epsilon$)	Metal gövdede oluşan mikro deformasyon miktarı
Çıkış Voltajı (mV/V)	Wheatstone köprüsü üzerinden ölçülen elektriksel sinyal
Doğrusal Hata (%)	Ölçüm doğruluğu; genellikle %1–5 aralığında

Gerinim ölçer tabanlı yük hücreleri, yüksek doğruluk, tekrarlanabilirlik ve uygun maliyet gibi avantajları nedeniyle spor bilimi, rehabilitasyon, endüstriyel ölçüm sistemleri ve tıbbi cihazlarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Mencattelli vd. 2014, G. Liu vd. 2024). Özellikle düşük maliyetli ve kompakt tasarımları bu teknolojiyi taşınabilir ölçüm sistemlerinde de tercih edilir hâle getirmiştir. Pedal kuvveti ölçüm sistemlerinde yük hücrelerinin sık kullanılmasının temel nedeni, pedala uygulanan dikey veya teğetsel kuvvetlerin hassas biçimde algılanabilmesi ve sistemin kolayca kalibre edilebilmesidir (Lefort vd. 2019).

3.1.2. Kuvvet Platformları

Kuvvet platformları (Şekil 3.2), bir yüzeye uygulanan üç eksenli yer reaksiyon kuvvetlerini (Ground Reaction Force-GRF), momentleri ve basınç merkezini (Center of Pressure-COP) yüksek doğrulukla ölçebilen ileri seviye biyomekanik analiz cihazlarıdır. Spor bilimleri, klinik değerlendirmeler, denge analizleri ve rehabilitasyon alanlarında altın standart ölçüm sistemleri olarak kabul edilirler (Matłosz vd. 2020, B. Chen vd. 2021). Temel çalışma prensipleri, platformun altına yerleştirilmiş çok eksenli yük hücreleri veya piezoelektrik sensörler aracılığıyla yüzeye uygulanan kuvvetlerin büyüklüğü ve yönünün elektriksel sinyale dönüştürülmesine dayanır.



Şekil 3.2 Dört yük hücresinden oluşan tipik bir kuvvet platformu sistemi (İnt. Kyn. 5)

Bu sensörlerden elde edilen ham sinyaller uygun filtreleme, amplifikasyon ve sayısallaştırma süreçlerinden geçirilerek üç eksenle kuvvet (F_x , F_y , F_z) ve moment (M_x , M_y , M_z) verileri olarak analiz edilir (List vd. 2017). Kuvvet platformlarının en önemli özelliklerinden biri yer reaksiyon kuvveti bileşenlerini zamana bağlı olarak ölçebilmesidir. Bu sayede yürüyüş, koşu, sıçrama ve denge testleri gibi dinamik aktivitelerde kuvvetin zamansal değişimi hakkında detaylı veriler elde edilir (Hong vd. 2016, Sung vd. 2021). Basınç merkezinin hesaplanabilmesi, özellikle duruş stabilitesi, postüral kontrol ve denge bozukluklarının değerlendirilmesinde büyük klinik değer taşır. Bu tür analizler, nörolojik hastalıklar, ortopedik bozukluklar ve yaşa bağlı denge kayıplarının tanınmasında yaygın şekilde kullanılmaktadır (Lo vd. 2022, Shim vd. 2022).

Pedal kuvveti ölçüm sistemleri ile karşılaştırıldığında kuvvet platformları, alt ekstremitayla zemin arasındaki etkileşimi makro düzeyde ölçerken pedala uygulanan kuvvetlerin yönsele ve faz spesifik bileşenlerini doğrudan değerdendiremez. Bununla birlikte kuvvet platformları, alt ekstremita fonksiyonunun bütüncül analizi için (Çizelge 3.2) önemli bir referans sistem sağlar. Örneğın, sıçrama yüksekliğı, iniş sırasında oluşın tepe kuvvetleri, yüklenme oranı ve kuvvet-zaman eğrileri gibi değışkenler, kas-iskelet fonksiyonunun genel performansını anlamada kritik göstergelerdir (Barela vd., 2023) ve pedal kuvveti ölçüm sistemlerinden elde edilen sonuçların biyomekanik bağlamda yorumlanmasına yardımcı olur.

Çizelge 3.2 Kuvvet platformlarının ölçtüğü parametreler

Parametre	Tanım / Ölçülen Büyüklük
F_x, F_y, F_z (N)	Üç eksenle ölçülen yer reaksiyon kuvveti bileşenleri
M_x, M_y, M_z (Nm)	Kuvvet bileşenlerinden türetilen momentler
COP (mm)	Basınç merkezi; postüral stabilitenin belirlenmesinde kullanılır
GRF-Zaman Eğrisi	Kuvvetin zamana bağı değışimi; yürüyüş ve sıçrama analizlerinde kullanılır
COP Hızı (mm/s)	Denge kontrolü ve postüral stabilite göstergesi

Sonuç olarak kuvvet platformları, alt ekstremita biyomekaniğinin anlaşılmasında temel bir ölçüm aracı olup, pedala uygulanan kuvvetlerin analizi gibi spesifik uygulamalarda kullanılan sensör sistemlerinin değerdendirilmesinde referans bir teknoloji olarak önemli bir role sahiptir. Bu nedenle kuvvet platformlarının çalışma prensiplerinin ve ölçüm sınırlılıklarının bilinmesi, değıştirilmekte olan pedal kuvveti ölçüm sisteminin doğruluk, güvenilirlik ve uygulama kapsamının bilimsel olarak temellendirilmesine katkı sağlamaktadır.

3.1.3. İzokinetik Sistemler

İzokinetik sistemler (Resim 3.1), kas kuvvetini ve eklem fonksiyonunu sabit açısal hız koşulları altında değerdendirmek amacıyla kullanılan, yüksek doğruluk ve tekrarlanabilirlik sunan biyomekanik ölçüm cihazlarıdır. Bu sistemler, özellikle klinik değerdendirmelerde ve spor bilimlerinde kas performansının objektif analizinde “altın standart” yöntemlerden biri olarak kabul edilmektedir (Issaoui vd. 2025, O’Malley vd. 2018).



Resim 3.1 İzokinetik dinamometre sistemi (İnt. Kyn. 6)

İzokinetik sistemlerde açısal hız tipik olarak $30^\circ/\text{s}$ ile $300^\circ/\text{s}$ arasında ayarlanabilir ve bu geniş hız aralığı, kasın hem yavaş kasılan hem de hızlı kasılan liflerinin performansını değerlendirme olanağı sağlar. Açısal hız arttıkça kasın üretebildiği tork azalır; bu kuvvet-hız ilişkisi izokinetik ölçümlerin temel fizyolojik dayanaklarından biridir (Soma vd. 2023). Bu nedenle izokinetik testler, kasların hız bağımlı performans karakteristiklerini ortaya koymak için önemli bir araçtır.

İzokinetik sistemlerin klinik kullanım alanları oldukça geniştir. Ortopedik rehabilitasyon süreçlerinde özellikle kuadriseps ve hamstring kasları arasındaki tork oranlarının değerlendirilmesi, eklem stabilitesinin sağlanması ve yaralanma riskinin azaltılması açısından kritik öneme sahiptir (Khosravi vd. 2010). Ön çapraz bağ (Anterior cruciate ligament-ACL) rekonstrüksiyonu sonrası rehabilitasyon programlarında izokinetik testler, hastanın kas kuvveti geri kazanım düzeyinin değerlendirilmesi ve yüklenme parametrelerinin düzenlenmesi için yaygın olarak kullanılmaktadır (Kılınç vd. 2015, Zore vd. 2025). Ayrıca izokinetik ölçümler, nöromüsküler kontrol bozuklukları, kas kuvvet dengesizlikleri ve yorgunluk profillerinin incelenmesinde de önemli geri bildirim sağlamaktadır.

İzokinetik sistemler (Çizelge 3.3) aynı zamanda spor performansının

değerlendirilmesinde önemli bir rol oynar. Atletlerde kuvvet üretimi, güç profili ve kas dengesizliklerinin tespit edilmesi, antrenman programlarının bireyselleştirilmesi açısından büyük değer taşır. Kas tork-zaman eğrilerinin detaylı analizi, sporcuların güç üretim kapasitesi ve yorgunluk direnci hakkında değerli bilgiler sunar (O'Malley vd. 2018).

Çizelge 3.3 İzokinetik dinamometre tarafından ölçülen parametreler

Parametre	Tanım / Ölçülen Büyüklük
Tork (Nm)	Kas tarafından eklemde oluşturulan dönme momenti
Açısal Hız ($^{\circ}/s$)	Test sırasında eklem hareketinin hızı (genellikle 30–300 $^{\circ}/s$)
Güç (W)	Tork ve açısal hız çarpımı ile elde edilen kas gücü
İş (J)	Eklem hareketi süresince kasın ürettiği toplam mekanik enerji

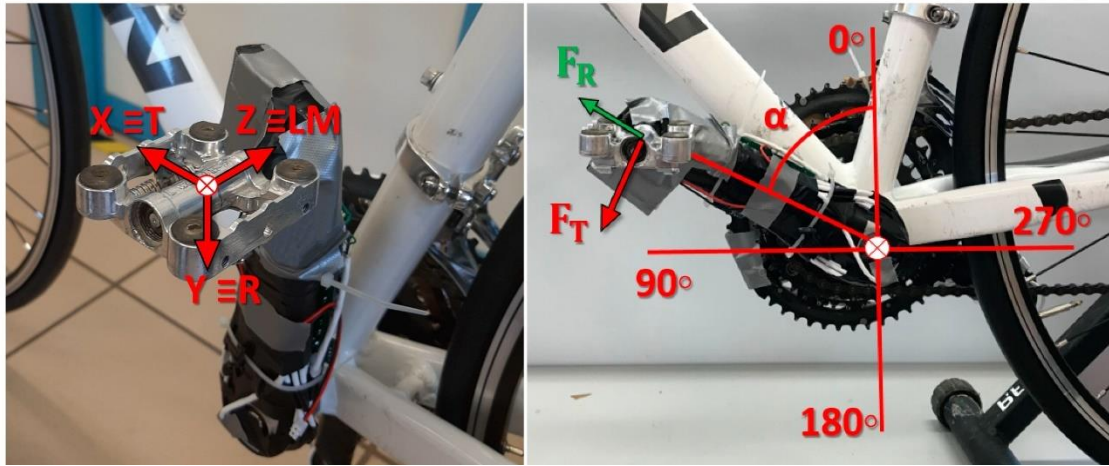
Bununla birlikte izokinetik sistemlerin kullanımının bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Bu cihazlar yüksek maliyetli, büyük boyutlu ve laboratuvar ortamına bağımlıdır; bu nedenle klinik dışı ortamlarda kullanımları sınırlıdır (Ivarsson ve Cronström 2022). Ayrıca test sırasında yaratılan sabit açısal hız koşulları, gerçek hayattaki dinamik hareketlerin tam bir simülasyonu değildir. Yine de sağladıkları yüksek güvenilirlik ve doğruluk nedeniyle izokinetik sistemler, kas performansının değerlendirilmesinde hâlen en güçlü referans yöntemlerden biri olmaya devam etmektedir (Soma vd. 2023).

3.1.4. Pedal Kuvveti Ölçüm Sistemleri

Pedal kuvveti (Çizelge 3.4) ölçüm sistemleri, pedal çevirme hareketi sırasında alt ekstremitenin ürettiği mekanik kuvvetlerin zamana, faza ve pedaldaki temas noktalarına göre dağılımını ölçerek bisiklet biyomekaniği, performans analizi ve rehabilitasyon uygulamalarında kullanılan özel sensör tabanlı teknolojilerdir. Bu sistemlerin temel amacı, pedal çevrimi boyunca oluşan teğetsel, radyal ve lateral kuvvet bileşenlerini (Resim 3.2) nicel olarak belirlemek ve alt ekstremita kas aktivasyonunun mekanik çıktısını objektif şekilde değerlendirmektir (R. R. Bini vd. 2016, Rudsits vd. 2018). Pedal çevriminin döngüsel ve sürekli yapısı nedeniyle bu sistemler yüksek örnekleme hızı, düşük gürültü seviyesi ve yüksek mekanik dayanım gibi teknik gerekliliklere ihtiyaç duyar (Worn ve Dwyer 2019).

Çizelge 3.4 Pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin ölçebildiği parametreler

Parametre	Tanım / Ölçülen Büyüklük
F_x (N)	Teğetsel (tangential) kuvvet bileşeni – pedal dönüşünü sağlayan ana bileşen
F_y (N)	Radyal (normal) kuvvet bileşeni – pedal düzlemine dik etki eden kuvvet
F_z (N)	Lateral kuvvet bileşeni – pedal eksenine paralel yön
Pedal Torku (Nm)	F_x bileşeninin krank kolu uzunluğu ile çarpımı sonucu elde edilir
Güç (W)	Tork ve açısal hızın çarpımı; pedal etkinliğinin temel göstergesi
Pedal Etkinlik İndeksi (IE, %)	Teğetsel kuvvetin toplam kuvvete oranı; pedalling efficiency göstergesi
Kuvvet Simetrisi (%)	Sağ-sol bacak arasındaki kuvvet oranı; asimetri analizinde kullanılır



Resim 3.2 Pedal kuvveti ölçüm sisteminde koordinat eksenlerinin ve pedal çevrimi sırasında oluşan teğetsel (f_t) ve radyal (f_r) kuvvet bileşenlerinin gösterimi (Martín-Sosa vd. 2021)

Geleneksel pedal kuvveti ölçüm sistemleri, pedala entegre edilen yük hücreleri veya gerinim ölçer tabanlı sensörler aracılığıyla kuvveti algılar. Bu sensörler çoğunlukla pedal gövdesine, pedal miline veya pedal plağına yerleştirilerek kuvvetin doğru yönlerde ve doğru büyüklükte ölçülmesini sağlar (Alexander vd. 2015). Yeni nesil sistemlerde ise çok eksenli (multi-axis) sensörler kullanılarak farklı yönlerdeki kuvvet bileşenleri aynı anda tespit edilebilmekte ve böylece pedalın üç boyutlu kuvvet profili yüksek doğrulukla çıkarılabilmektedir (Ahmadi vd. 2024). Bu bilgiler, pedal etkinliği, sağ-sol bacak simetrisi, güç üretim kapasitesi ve hareket verimliliği gibi biyomekanik çıktıları doğrudan etkiler.

Pedal kuvveti ölçüm sistemleri hem araştırma amaçlı laboratuvar ortamlarında hem de saha koşullarında farklı donanım yapılarına sahip olabilir. Laboratuvar sistemleri

genellikle yüksek doğruluk sunan, kablolu veya masaüstü veri toplama cihazlarıyla çalışan yüksek kapasiteli sensörlerden oluşur (Alexander vd. 2015). Saha uygulamalarında kullanılan sistemler ise kablosuz veri iletimi, düşük güç tüketimi, kompakt sensör yapısı ve taşınabilirlik özellikleriyle öne çıkar (Worn ve Dwyer 2019). Bluetooth, ANT+ ve Wi-Fi gibi kablosuz veri aktarım protokolleri sayesinde gerçek zamanlı veri analizi ve mobil uygulamalar üzerinden kullanıcı geri bildirimi mümkün hâle gelmiştir (Lefort vd. 2019).

Rehabilitasyon alanında pedal kuvveti ölçüm sistemleri, yalnızca performans verilerini değil aynı zamanda nöromusküler kontrol, kuvvet simetrisi ve fonksiyonel kapasite gibi klinik açıdan kritik değişkenleri değerlendirme potansiyeline sahiptir (Ferrante vd. 2011, Crossley vd. 2024). Özellikle sağ–sol bacak kuvvet asimetrisinin tespiti, yaralanma sonrası iyileşme sürecinin objektif takibi ve kas fonksiyonundaki ilerlemenin izlenmesi bu sistemlerin değerli kullanım alanlarından. Ayrıca pedal çevirme hareketinin yüksek tekrarlanabilirliği sayesinde sensörlerden elde edilen veriler klinik karar süreçlerine tutarlı ve güvenilir bir dayanak sağlar (Ranky vd. 2014).

Bununla birlikte pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin bazı zorlukları ve sınırlılıkları da bulunmaktadır. Sensör entegrasyonunun doğru yapılmaması, pedala uygulanan kuvvetlerin çapraz eksen duyarlılığı nedeniyle hatalı algılanmasına yol açabilir. Benzer şekilde pedal gövdesinin yapısal özellikleri, sensör yerleşimi ve yük yönlendirmesi ölçüm doğruluğunu etkileyen kritik mühendislik değişkenleridir (Alexander vd. 2015). Ayrıca yüksek doğruluklu sistemlerde veri işleme sürecinin filtreleme, kalibrasyon ve gürültü azaltma gibi aşamalarının dikkatle yürütülmesi gerekmektedir (Worn ve Dwyer 2019).

3.1.5. Geçerlilik ve Güvenilirlik

Geçerlilik ve güvenilirlik biyomekanik ölçüm sistemlerinin bilimsel açıdan kabul edilebilirliğini belirleyen iki temel kavramdır. Bir kuvvet ölçüm cihazının geçerli olması, sistemin ölçmek istediği değişkeni hatasız ve doğru şekilde ölçtüğü anlamına gelirken; güvenilir olması, aynı koşullar altında tekrarlanan ölçümlerde tutarlı ve benzer sonuçlar üretebilmesini ifade eder. Pedal kuvveti ölçüm sistemleri gibi sensör tabanlı teknolojiler,

hareket analizlerinde kritik öneme sahip olduğundan, bu sistemlerin geçerlilik ve güvenilirlik düzeyleri hem klinik uygulamalar hem de araştırma sonuçlarının yorumlanması açısından büyük önem taşır. Son yıllarda yapılan çalışmalar, pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin özellikle 3 eksenli sensör yapıları ve makine öğrenimi modelleri ile doğruluk düzeylerinin önemli ölçüde arttığını göstermektedir (Ahmadi vd. 2024).

Geçerlilik değerlendirmeleri genellikle iki temel yaklaşım üzerinden yapılır: yapısal geçerlilik ve kriter geçerliliği. Yapısal geçerlilik, ölçüm sisteminin teorik olarak ölçmesi gereken bileşenleri ne kadar doğru temsil ettiğini değerlendirirken; kriter geçerliliği, yeni bir sistemden elde edilen ölçümlerin “altın standart” kabul edilen referans sistemlerle (ör. kuvvet platformu, izokinetik dinamometre) karşılaştırılmasıyla belirlenir. Örneğin, benzer pedal sistemleriyle yapılan karşılaştırmalı çalışmalar pedal kuvveti ölçümlerinde yüksek düzeyde korelasyon sınıf içi korelasyon katsayısı (Intraclass Correlation Coefficient-ICC > 0,9) ve düşük kök ortalama kare hata (Root Mean Square Error-RMSE < 0,2) değerleri göstermiştir (Menke vd. 2024). Dinamik koşullar altında ölçülen quadriceps twitch kuvvetinin altın standart izometrik ölçümlerle yüksek uyum gösterdiğini ve ICC değerlerinin 0,92’ye kadar ulaştığını bildirmiştir (MacDougall vd. 2024). Kriter geçerliliği çoğunlukla korelasyon katsayıları (r), ortalama fark (bias), Bland–Altman analizleri, (RMSE) ve regresyon modelleri gibi istatistiksel yöntemlerle değerlendirilmektedir. Yüksek korelasyon değerleri, düşük hata oranları ve dar güven aralıkları sistemin geçerliliğinin yüksek olduğunu gösterir (Worn ve Dwyer 2019).

Güvenilirlik ise ölçüm tekrarlarında gösterilen tutarlılığı ifade eder ve genellikle test-tekrar test güvenilirliği, iç tutarlılık ve ölçüm kararlılığı gibi alt bileşenler üzerinden incelenir. Bu bağlamda en sık kullanılan istatistiksel ölçütlerden biri ICC olup, ölçümlerin tekrarlanabilirliğini yorumlamak için güçlü bir göstergedir. ICC değerlerinin 0,75’in üzerinde olması iyi, 0,90’ın üzerinde olması mükemmel güvenilirlik olarak kabul edilmektedir. Buna ek olarak Varyasyon Katsayısı (Coefficient of Variation-CV) ve Tipik Ölçüm Hatası (Typical Error of Measurement-TEM) ölçüm sisteminin hata düzeyini değerlendirmede kullanılan diğer önemli parametrelerdir. Düşük varyasyon katsayısı ve düşük tipik hata, sistemin istikrarlı ölçümler üretebildiğini göstermektedir (Rodríguez-Rielves vd. 2024).

Pedal kuvveti ölçüm sistemlerinde geçerlilik ve güvenilirliği etkileyen birçok teknik faktör bulunmaktadır. Sensör kalibrasyon doğruluğu, sinyal gürültüsü, sensör yerleşimi, sistemin mekanik yapısı, filtreleme yöntemleri ve veri örnekleme hızı, ölçüm kalitesini doğrudan etkileyen değişkenlerdir. Örneğin sensörlerin çapraz eksen yüklerine duyarlılığı, eksenler arası sinyal karışımı ve titreşim kaynaklı parazitler ölçüm doğruluğunu olumsuz etkileyebilir (Ahmadi vd. 2024). Bu nedenle sistem tasarımının mühendislik açısından dikkatle optimize edilmesi ve ölçüm protokollerinin standartlaştırılması, geçerlilik ve güvenilirliğin artırılması açısından gereklidir.

3.2. Ticari Pedal Kuvveti Ölçüm Sistemleri ve Değerlendirme

Ticari pedal kuvveti ölçüm sistemleri, bisiklet performans analizi, antrenman optimizasyonu ve profesyonel spor uygulamalarında yaygın olarak kullanılan, sensör tabanlı gelişmiş teknolojik ürünlerdir (Bouillod vd. 2022). Bu sistemler genellikle krank kolu, göbek, pedal mili veya pedal gövdesine entegre edilen sensörler aracılığıyla pedal çevrimi boyunca üretilen torku, kuvvet bileşenlerini ve güç çıktısını nicel olarak hesaplamaktadır (Worn ve Dwyer 2019). Ölçüm prensipleri, sistemin tek eksenli ya da çok eksenli oluşuna, kuvveti doğrudan mı yoksa dolaylı parametreler üzerinden mi değerlendirdiğine göre farklılık göstermektedir.

Literatürde bu ticari sistemlerin geçerlilik ve güvenilirlik düzeylerini inceleyen çok sayıda çalışma bulunmakta olup, bu çalışmalar hem laboratuvar koşullarında referans cihazlarla karşılaştırmaları hem de saha uygulamalarındaki performanslarını kapsamaktadır (Granier vd. 2020, Montalvo-Pérez vd. 2021, Rodríguez-Rielves vd. 2021). Bununla birlikte ticari sistemlerin yüksek maliyet, sınırlı özelleştirilebilirlik, veri erişim kısıtları bulunmaktadır (Menke vd. 2024).

Bu bölümde ticari pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin temel ölçüm prensipleri, eksenel duyarlılık özellikleri, geçerlilik–güvenilirlik bulguları ve avantaj/kısıtları tartışılmakta; son olarak bu sistemler ile bu tez kapsamında geliştirilen düşük maliyetli kablosuz pedal kuvveti ölçüm sisteminin karşılaştırmalı değerlendirmesi yapılmaktadır.

3.2.1. Ölçüm Prensipleri

Ticari pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin ölçüm prensipleri, pedala uygulanan kuvvetin veya krank kolu üzerinden iletilen torkun doğrudan veya dolaylı yöntemlerle hesaplanmasına dayanır. Bu sistemlerde temel amaç, pedal çevrimi boyunca ortaya çıkan mekanik kuvvetlerin yön, büyüklük ve zaman içindeki değişimini doğru şekilde yakalayıp performans ve biyomekanik analizlerde kullanılabilir hale getirmektir (Bouillod vd. 2022). Ölçüm prensipleri kullanılan sensör teknolojilerine, sensörün pedala veya krank mekanizmasına yerleştirildiği konuma ve sistemin eksenel duyarlılığına bağlı olarak farklılık göstermektedir (Martín-Sosa vd. 2021).

Birçok ticari sistemde kuvvet ölçümü, pedala entegre edilen gerinim ölçer (strain gauge) tabanlı sensörler aracılığıyla gerçekleştirilir. Bu sensörler, pedal gövdesi veya pedal miline uygulanan mekanik gerilmeleri ölçerek bunları elektriksel sinyale dönüştürür. Sensörün yerleşim konumu kuvvet bileşenlerinin hangi eksenlerde ölçülebileceğini belirlediği için pedal tasarımı ve sensör konfigürasyonu ölçüm doğruluğunun en kritik bileşenlerindendir (Maier vd. 2017). Tek eksenli sistemler yalnızca teğetsel kuvvet bileşenini veya torka karşılık gelen bükülme gerilmesini ölçerken; çok eksenli sistemler normal, teğetsel ve lateral kuvvet bileşenlerini eş zamanlı olarak algılayabilir.

Bazı ticari sistemlerde doğrudan pedal kuvveti yerine krank kolu üzerine yerleştirilmiş sensörlerle krank torku ölçülmekte, daha sonra bu tork pedal kuvvetlerine dönüştürülmektedir (R. Bini ve Hume, 2020). Bu yöntem, ölçümün daha stabil bir yüzeyden alınması nedeniyle avantaj sağlasa da pedala uygulanan kuvvetin yönsel bileşenlerinin ayrıştırılmasını zorlaştırabilir. Krank torku tabanlı sistemlerde tork-açısal hız ilişkisi üzerinden güç (watt) çıktısı hesaplanmakta ve bu değer antrenman takibinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Bazı yeni nesil ticari sistemler ise pedal göbeği veya zincir halkası üzerine yerleştirilen entegre sensörler kullanmakta, pedal çevrimi boyunca uygulanan güç çıktısını dolaylı olarak hesaplamaktadır (Mandriota vd. 2021). Ancak bu sistemlerde pedala uygulanan kuvvetin üç boyutlu bileşenlerinin doğrudan ölçülmesi mümkün değildir.

Ölçüm prensipleri bakımından ticari sistemler, veri örnekleme hızı, filtreleme yöntemleri, sıcaklık kompanzasyonu, kablosuz veri iletimi ve kalibrasyon prosedürleri gibi mühendislik bileşenleri açısından da farklılık gösterir. Yüksek örnekleme hızına sahip sistemler pedal çevriminin hızlı fazlarındaki kuvvet değişimlerini daha ayrıntılı yakalayabilirken, düşük örnekleme hızları kuvvet piklerinin kaçırılmasına veya sinyal doğruluğunun azalmasına yol açabilir (Maier vd. 2017).

Sonuç olarak ticari pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin ölçüm prensipleri, kullanılan sensör teknolojisi, sensör yerleşimi, eksenel duyarlılık ve veri işleme yöntemlerine bağlı olarak önemli farklılıklar gösterir. Bu prensiplerin anlaşılması, ticari sistemlerin performansının değerlendirilmesi ve bu tez kapsamında geliştirilen düşük maliyetli sistemin teknik açıdan doğru konumlandırılması için temel bir referans oluşturmaktadır

3.2.2. Tek Eksenli / Çok Eksenli Sistemler

Ticari pedal kuvveti ölçüm sistemleri, sensör yapılarına ve kuvveti algılama kapasitelerine göre genel olarak tek eksenli ve çok eksenli olarak sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflandırma, sistemlerin pedala uygulanan kuvvetin hangi bileşenlerini ölçebildiğini belirlediği için hem biyomekanik analizlerin kapsamı hem de ölçüm doğruluğu açısından kritik öneme sahiptir.

Tek eksenli pedal kuvveti ölçüm sistemleri, genellikle pedal miline veya krank koluna yerleştirilmiş gerinim ölçerler aracılığıyla yalnızca bir kuvvet bileşenini çoğunlukla teğetsel kuvvet veya torka karşılık gelen bükülme gerilmesini algılar. Bu sistemlerde ölçüm yapılan eksen, kuvvet aktarımının baskın olduğu doğrultuya göre tasarlandığından, performans takibi ve saha koşullarındaki güç ölçümlerinde pratik bir kullanım sunar. Özellikle profesyonel bisiklet antrenmanlarında tek eksenli güç ölçerler yaygın olarak tercih edilir. Çünkü sistemlerin maliyeti daha düşüktür, yapısal tasarımları daha kompakt olup bakımı daha kolaydır. Ancak tek eksenli sistemler, kuvvetin normal (radyal), teğetsel ve lateral bileşenlerini ayrı ayrı ölçemez. Bu nedenle alt ekstremitte biyomekaniğine ilişkin detaylı yönsel analizlerin yapılmasını sınırlayabilir (R. Bini ve Hume 2020).

Çok eksenli pedal kuvveti ölçüm sistemleri ise yük hücrelerinin veya sensörlerin pedal gövdesine, pedal plağına ya da pedal miline çoklu sensör konfigürasyonlarıyla yerleştirildiği daha gelişmiş sistemlerdir. Bu sistemler, pedala uygulanan kuvveti üç boyutlu olarak ölçebilir:

- Teğetsel kuvvet (tangential force): Pedal çevrimine doğrudan katkı sağlayan itme/çekme kuvveti,
- Normal kuvvet (radial force): Pedala dik yönde uygulanan kuvvet,
- Lateral kuvvet (medio-lateral force): Ayak pozisyonu ve diz hizası ile ilişkili yan kuvvet bileşeni.

Bu üç eksenli ölçüm kapasitesi, pedal etkinliği, alt ekstremité simetrisi, diz eklemi yük dağılımı ve yaralanma risk profilleri gibi kritik biyomekanik göstergelerin analiz edilmesini mümkün kılar (Fonda vd. 2021, Martín-Sosa vd. 2021). Çok eksenli sistemler, araştırma laboratuvarları ve klinik uygulamalarda tercih edilmekte olup özellikle rehabilitasyon süreçlerinde motor kontrol ve kuvvet üretim stratejilerinin detaylı incelenmesinde önemli avantaj sağlar. Ancak çok eksenli sistemlerin tasarımı daha karmaşıktır ve sensör yerleşimi, gövde geometrisi, sinyal işleme algoritmaları gibi mühendislik bileşenleri ölçüm doğruluğunu önemli ölçüde etkiler (Stapelfeldt vd. 2007). Genel olarak değerlendirildiğinde tek eksenli sistemler daha ekonomik, taşınabilir ve antrenman takibi için yeterli işlev sunan pratik cihazlar iken, çok eksenli sistemler daha kapsamlı biyomekanik analizlerin yapılmasına olanak sağlayan ancak daha yüksek maliyetli ve karmaşık sistemlerdir. Bu ayrım, hem ticari sistemlerin kullanım alanlarını belirleyen hem de bu tezde geliştirilen pedal kuvveti ölçüm sisteminin teknik konumlandırılmasını destekleyen temel bir referans niteliği taşımaktadır.

3.2.3. Geçerlilik–Güvenilirlik Bulguları

Ticari pedal kuvveti ve güç ölçüm sistemlerinin geçerlilik ve güvenilirlik performansları hem bilimsel araştırmalarda hem de profesyonel spor uygulamalarında sistemlerin tercih edilme nedenini belirleyen en kritik değerlendirme ölçütleridir.

Geçerlilik çalışmalarında ticari sistemler genellikle kuvvet platformları, yüksek doğruluklu çok eksenli yük hücreleri, izokinetik dinamometreler veya standartlaştırılmış mekanik yükleme sistemleri ile karşılaştırılmaktadır. Bu karşılaştırmalarda yaygın olarak kullanılan istatistiksel yöntemler arasında Pearson korelasyon katsayısı (r), determinasyon katsayısı (R^2), ortalamalar arasındaki fark (bias), Bland–Altman limits of agreement (LoA) analizi ve RMSE gibi ölçütler yer almaktadır. Literatürde yüksek kaliteli ticari pedal güç ölçerlerin (örneğin Garmin, Favero, SRM gibi markaların sistemleri) güç ölçümünde genellikle %1–3 hata oranı ile çalıştığı, teğetsel kuvvet veya tork ölçümünde ise sistemine göre değişmekle birlikte yüksek korelasyon değerlerine ($r > 0,90$) ulaştığı rapor edilmiştir (Dickinson ve Wright 2021, Montalvo-Pérez vd. 2021, Sparks vd. 2015, Yeh vd. 2022).

Güvenilirlik (tekrar edilebilirlik) değerlendirmelerinde ise ICC, CV ve TEM gibi parametrik göstergeler kullanılmaktadır. Çoğu ticari sistem, özellikle güç ve teğetsel kuvvet ölçümünde yüksek güvenilirlik değerleri sergilemekte olup ICC değerlerinin 0,85–0,95 aralığında olduğu bildirilmektedir. Ayrıca tekrar testlerde ölçüm varyasyonunun genellikle %2–5 aralığında olduğu, bu aralığın saha koşullarında kabul edilebilir güvenilirlik düzeyi sunduğu belirtilmiştir. Ancak lateral kuvvet bileşenlerinin ölçülmesinde çok eksenli sistemlerin dahi yüksek düzeyde tutarlılık sağlayamadığı ve bu bileşenlerde hata payının diğer eksenlere göre daha yüksek olduğu bazı çalışmalarda vurgulanmıştır (Granier vd. 2020, Rodríguez-Rielves vd. 2021).

Ticari sistemlerde geçerlilik ve güvenilirliği etkileyen farklı hata kaynakları bulunmaktadır. Bunlar arasında çapraz eksen duyarlılığı, sıcaklık dalgalanmaları, pedal gövdesinin yapısal esnekliği, sensör yerleşimindeki tolerans farkları, yüksek darbeli kuvvetler, sürekli titreşim, pedal hizalama hataları ve kablosuz veri aktarımındaki paket kayıpları gibi faktörler yer almaktadır. Özellikle bisiklet üzerinde gerçek sürüş sırasında oluşan mikro titreşimlerin gerinim ölçer sinyalinde gürültü oluşturduğu ve bazı sistemlerde bu durumun ölçüm doğruluğunu azalttığı belirtilmektedir (Bouillod vd. 2017).

Çok eksenli ticari sistemlerin geçerlilik ve güvenilirlik performansları ise tek eksenli

sistemlere kıyasla daha değişkendir. Üç eksenli kuvvet bileşenlerinin hassas biçimde ayrıştırılması karmaşık bir sensör ve kalibrasyon gerektirdiğinden bazı ticari çözümler yalnızca teğetsel kuvvette yüksek doğruluk sağlayabilmekte, lateral ve normal kuvvet bileşenlerinde ise daha düşük güvenilirlik düzeyleri rapor edilmektedir (Alexander vd. 2015, Menke vd. 2024). Buna rağmen çok eksenli sistemlerin, klinik biyomekanik analizlerde yönsel kuvvet bilgisi sunmaları nedeniyle önemli avantajları bulunmaktadır (Stapelfeldt vd. 2007).

Sonuç olarak literatür ticari pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin güç ve tork ölçümünde yüksek düzeyde geçerlilik ve güvenilirlik sunmakla beraber kuvvetin üç boyutlu bileşenlerinin ayrıştırılmasında değişen hata oranlarının bulunduğunu göstermektedir.

3.2.4. Sistemlerin Avantaj ve Kısıtları

Ticari pedal kuvveti ölçüm sistemleri gerek performans analizi gerekse spor bilimi ve rehabilitasyon alanlarında yaygın kullanım alanı bulmuş gelişmiş sensör tabanlı teknolojilerdir. Bununla birlikte, her ticari sistem; tasarım yaklaşımı, sensör yerleşimi, eksen duyarlılığı, veri işleme kapasitesi ve maliyet gibi faktörlere bağlı olarak belirli avantajlara ve sınırlılıklara sahiptir. Bu avantaj ve kısıtların değerlendirilmesi, hem sistemlerin pratik kullanım alanlarını belirlemek hem de geliştirilen sistemin bilimsel olarak konumlandırılmasını sağlamak açısından önemlidir.

Avantajlar açısından değerlendirildiğinde, ticari pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin güçlü yönü yüksek kullanılabilirlik ve ergonomik entegrasyondur. Pedal veya krank koluna entegre edilen kompakt sensörler sayesinde sistemler bisiklete kolayca monte edilebilir ve kullanıcıyı rahatsız etmeyen bir ölçüm ortamı sunar. Ayrıca bu sistemlerin büyük bir çoğunluğu yüksek örnekleme hızı, kablosuz veri iletimi, mobil uygulamalarla entegrasyon ve eş zamanlı güç analizi gibi fonksiyonlarla donatılmıştır. Bu özellikler; antrenman takibi, performans monitörizasyonu ve saha koşullarında gerçek zamanlı geri bildirim açısından önemli pratik avantaj sağlar (Marin-Perianu vd. 2013). Tek eksenli sistemlerin düşük maliyetli olması, bisiklet sporunda geniş kullanıcı kitlesi tarafından benimsenmesini sağlayan bir diğer avantajdır (Rodríguez-Rielves vd. 2021).

Kısıtlar açısından değerlendirildiğinde ise ticari sistemlerin en belirgin dezavantajlarından biri sınırlı yönsel kuvvet analizi kapasitesidir. Birçok ticari güç ölçer sistemi yalnızca pedala uygulanan teğetsel kuvveti (dolaylı olarak gücü) ölçmekte, normal ve lateral kuvvet bileşenleri hakkında bilgi sunamamaktadır. Bu durum, biyomekanik araştırmalar ve klinik değerlendirmeler için önemli bir eksikliktir. Çünkü pedal çevrimi sırasında oluşan üç boyutlu kuvvet bileşenleri alt ekstremité biyomekaniği ve yaralanma risk profilleri açısından kritik öneme sahiptir (Dorel vd. 2010). Çok eksenli sistemlerde bile lateral kuvvet ölçümlerindeki hata oranı ve çapraz eksen duyarlılığı performans sınırlayıcı etmenler olarak karşımıza çıkmaktadır.

Ticari sistemlerin bir diğer kısıtı yüksek maliyet ve veri erişim kısıtlarıdır. Gelişmiş çok eksenli sistemlerin yatırım maliyetleri oldukça yüksek olup çoğu zaman yalnızca profesyonel spor laboratuvarları veya akademik araştırma merkezleri tarafından kullanılabilir durumdadır (Bouillod vd. 2022). Ayrıca bazı ticari sistemler, kullanıcıların ham sensör verilerine erişimine izin vermemekte; bu da ayrıntılı biyomekanik analizlerin yapılmasını sınırlayan kapalı veri politikalarıyla sonuçlanmaktadır. Bu durum özellikle akademik çalışmalar için önemli bir dezavantajdır (Valenzuela vd. 2022).

Diğer sınırlılıklar arasında sıcaklık duyarlılığı, çarpma ve titreşim kaynaklı ölçüm hataları, sensör yerleşim toleransları, kalibrasyon gereksinimleri ve zamanla sensör performansında olası yıpranmalar yer alır. Bisiklet sürüşü sırasında oluşan mikro titreşimlerin sensör sinyaline gürültü olarak eklenmesi, özellikle tek eksenli sistemlerde ölçüm doğruluğunu olumsuz etkileyebilir (Maier vd. 2017). Ayrıca kullanıcı ağırlığı, pedal duruş şekli ve ayak pozisyonu gibi bireysel değişkenler de ölçüm sonuçlarında farklılıklara yol açmaktadır.

Genel bir değerlendirme yapıldığında ticari pedal kuvveti ölçüm sistemleri; performans takibi, saha kullanımı, gerçek zamanlı güç analizi ve ergonomik entegrasyon açısından belirgin avantajlar sunarken, çok boyutlu kuvvet ölçümü, kalibrasyon hassasiyeti, veri erişim kısıtları, yüksek maliyet ve biyomekanik detay yetersizliği açısından belirli sınırlılıklar taşımaktadır.

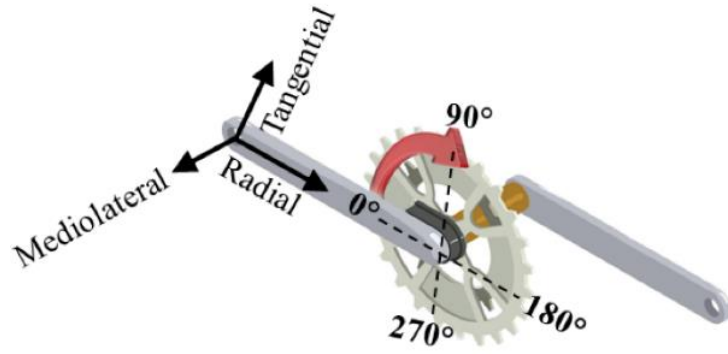
3.3. Pedal Dinamiği ve Bisiklet Biyomekaniği

Pedal dinamiği ve bisiklet biyomekaniği, alt ekstremitte kaslarının ürettiği kuvvetlerin pedal, krank ve zincir sistemi üzerinden ileri yönlü harekete ve mekanik güce dönüştürülme sürecini inceleyen bütüncül bir çalışma alanıdır. Pedal çevrimi sırasında ortaya çıkan kuvvet bileşenlerinin büyüklüğü, yönü ve zamansal dağılımı; hem pedallama etkinliğini hem de alt ekstremitte üzerindeki mekanik yüklenme profilini belirler. Özellikle pedala uygulanan teğetsel, normal ve lateral kuvvet bileşenlerinin analizi, sağ–sol bacaklar arasındaki simetrinin, etkinlik indeksinin ve hareket verimliliğinin değerlendirilmesine olanak tanımaktadır (R. R. Bini ve Hume 2014, Martín-Sosa vd. 2023). Bunun yanında kadans, tork ve performans arasındaki ilişki; kas kasılma hızları, enerji tüketimi ve yorulma dinamikleriyle doğrudan bağlantılıdır. Bu bölümde, pedal çevriminde ortaya çıkan kuvvet bileşenleri, sağ–sol simetri ve pedal etkinliğini tanımlayan parametreler ile kadans–tork–performans ilişkisini açıklayan biyomekanik prensipler ele alınmakta; böylece geliştirilen pedal kuvveti ölçüm sisteminden elde edilen verilerin yorumlanması için gerekli teorik çerçeve oluşturulmaktadır.

3.3.1. Pedal Çevriminde Kuvvet Bileşenleri

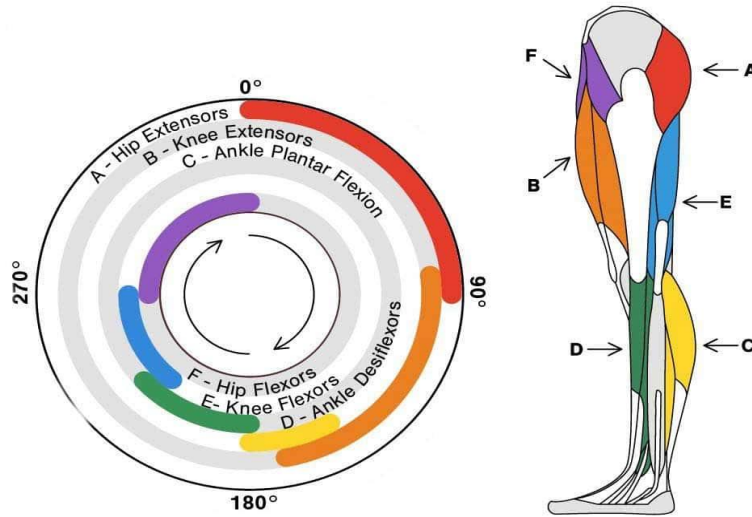
Pedal çevrimi sırasında alt ekstremitenin ürettiği kuvvetler, pedala iletilen mekanik etkileşimin niteliğine bağlı olarak Şekil 3.3'te gibi üç temel bileşene ayrılır: teğetsel (tangential) kuvvet, normal (radyal) kuvvet ve lateral (medio-lateral) kuvvet. Bu kuvvet bileşenlerinin büyüklüğü, yönü ve zamana bağlı değişimi, pedal etkinliği, tork üretimi, hareket ekonomisi ve alt ekstremitte biyomekaniğinin doğru şekilde analiz edilmesi açısından kritik öneme sahiptir (Kozlovič vd. 2021, Martín-Sosa vd. 2021).

Teğetsel kuvvet (F_t) pedal çevrimine doğrudan katkı sağlayan, krankın dönme yönüne paralel olan kuvvet bileşenidir. Şekil 3.4 gibi itme fazında (0° – 180°) genellikle kuadriseps ve gluteal kasların konsantrik aktivasyonu ile ortaya çıkan teğetsel kuvvet, bisikletin ileri hareketinden sorumlu olan asıl itiş kuvvetidir.



Şekil 3.3 Krank koluna göre teğetsel, radyal (normal) ve medio-lateral kuvvet bileşenleri

Çekme fazında (180° – 360°) ise hamstring ve kalça fleksör kaslarının aktivasyonu ile daha düşük düzeyde de olsa teğetsel bir bileşen üretilir (Hering vd. 2023). Pedal etkinliğinin ölçülmesinde teğetsel kuvvetin büyüklüğü ve pedal çevrimi boyunca sürekliliği temel değerlendirme kriterlerindendir.



Şekil 3.4 Pedal çevrimi boyunca kas gruplarının aktivasyon fazları (İnt. Kyn. 7)

Normal kuvvet (F_n) pedala dik yönde uygulanan kuvvettir ve çoğunlukla pedala basma veya pedalı aşağı doğru itme sırasında ortaya çıkar. Bu kuvvet bileşeni pedal hareketine doğrudan katkı sağlamaz; yani krankın dönme yönünde mekanik işe dönüşmeyen bir kuvvet bileşenidir. Bununla birlikte normal kuvvet, pedala uygulanan baskı miktarı, ayak konumlanması, pedal-gövde etkileşimi ve alt ekstremité segment hizalanması gibi önemli biyomekanik faktörlerin değerlendirilmesinde kritik bir gösterge sunar (Barratt vd. 2016). Yüksek normal kuvvet değerleri, özellikle uzun süreli sürüşlerde ayak altı baskısına bağlı rahatsızlık ve verimlilik kaybına neden olabilir (Gatti vd. 2021).

Lateral kuvvet (Fl) pedal düzlemi üzerinde medio-lateral yönde oluşan kuvvet bileşenidir ve alt ekstremitenin diz ve ayak bileği hizalanmasıyla yakından ilişkilidir. Lateral kuvvet, doğrudan mekanik iş üretimine katkı sağlamasa da, diz eklemi üzerindeki valgus–varus yüklenmeleri, kalça-abdüktör kas aktivasyonu ve alt ekstremita stabilitesi açısından önemli bir parametredir (Fonda vd. 2021). Özellikle pedal çevrimi sırasında anormal lateral kuvvet paternleri diz patellofemoral yüklenmeyi artırabilir ve yaralanma riskine katkıda bulunabilir (Kozlovič vd. 2021). Bu nedenle rehabilitasyon odaklı biyomekanik analizlerde lateral kuvvetin ayrı bir bileşen olarak ölçülmesi büyük önem taşımaktadır (Ambrosini vd. 2020).

Pedal çevriminin 360 derecelik döngüsünde bu üç kuvvet bileşeninin dağılımı, hareketin hangi fazında hangi kas gruplarının aktif olduğunu gösteren önemli bir nöromüsküler belirteçtir. İtme fazında teğetsel kuvvet baskınken, çekme fazında daha düşük büyüklükte ancak daha dengeli bir teğetsel kuvvet-çekiş ilişkisi görülür (Diefenthaeler vd. 2012). Normal kuvvet genellikle pedal basma sırasında maksimuma ulaşırken, lateral kuvvet ise bireyin ayak pozisyonuna, pedal-gidon hizalanmasına ve kalça-k diz eksenel stabilitesine bağlı olarak değişkenlik gösterebilir (Dorel vd. 2009).

3.3.2. Sağ-Sol Simetri ve Etkinlik İndeksi

Pedal çevirme hareketinde sağ-sol bacaklar arasındaki kuvvet üretim dengesi, alt ekstremitenin nöromüsküler sağlığını, motor kontrol düzeyini ve hareket verimliliğini yansıtan kritik bir biyomekanik göstergedir. Sağ-sol simetri, her iki bacağın pedal çevriminin farklı fazlarında ürettiği kuvvetin büyüklüğü, yönü ve zamansal dağılımının karşılaştırılması ile değerlendirilir. Simetri bozuklukları, kas kuvveti dengesizlikleri, hareket paternindeki kompensasyonlar, önceki yaralanmaların kalıcı etkileri ve nöromüsküler kontrol eksiklikleri gibi klinik açıdan önemli faktörlerin bir sonucu olarak ortaya çıkabilir (Martín-Sosa vd. 2023). Bu nedenle pedal kuvveti ölçümü rehabilitasyon süreçlerinde hem başlangıç değerlendirmesi hem de tedavi ilerleyişinin takibi açısından değerli bir araçtır (Ferrante vd. 2011).

Sağ-sol simetri değerlendirmesinde en yaygın kullanılan yöntemlerden biri asimetri

indeksi (AI) veya asimetri yüzdesinin hesaplanmasıdır. Bu parametre, her iki bacağın ürettiği teğetsel kuvvet, normal kuvvet, tork veya güç çıktısının karşılaştırılmasıyla elde edilir. Örneğin teğetsel kuvvet simetrisi, pedal çevrimi boyunca uygulanan itme kuvvetlerinin dengeli olup olmadığını gösterirken; tork simetrisi özellikle krank kolu üzerinden değerlendirildiğinde bacaklar arası güç üretim farklarının belirlenmesini sağlar. Literatürde %10'dan fazla asimetri değerleri, klinik veya performans açısından anlamlı kabul edilmekte ve rehabilitasyon gereksinimi veya kompensatuar hareket paternlerinin bir göstergesi olarak değerlendirilmektedir (Bini ve Hume 2014, Penko vd. 2014).

Pedal etkinliğini değerlendirmede kullanılan önemli bir diğer bileşen Pedal Etkinlik İndeksi (Pedaling Effectiveness Index – PEI) veya literatürdeki bir diğer yaygın kullanımıyla Etkili Kuvvet Oranı (Effective Force Ratio - EFR)'dır. Bu indeks, pedala uygulanan toplam kuvvetin ne kadarının teğetsel (işe katkı sağlayan) bileşene dönüştürülebildiğini gösterir ve Denklem 3.1'deki gibi hesaplanmaktadır.

$$PEI = \frac{F_{teğetsel}}{F_{toplam}} \quad (3.1)$$

Yukarıdaki formülde,

PEI = Pedallama etkinlik indeksi

$F_{teğetsel}$ = Pedalın teğetsel kuvvet bileşeni.

F_{toplam} = Pedalın Bileşke kuvveti.

Bu değer pedal çevriminin farklı fazlarında değişiklik gösterir ve genellikle itme fazında daha yüksektir. Etkinlik indeksinin düşük olması, normal veya lateral kuvvet bileşenlerinin gereksiz yüksek olduğu, teğetsel kuvvet üretiminin ise optimal olmadığı anlamına gelir (Leirdal ve Ettema 2011). Bu durum hem performans kaybına hem de pedal verimliliğinin azalmasına yol açabilir.

Sağ-sol simetri ve etkinlik indeksinin birlikte değerlendirilmesi hem performans sporcuları hem de klinik popülasyonlar için değerli bilgiler sunar. Özellikle son dönem çalışmalar, asimetric pedal kuvvet paternlerinin hem verimlilik hem de yaralanma riski

üzerinde belirgin etkileri olduğunu göstermektedir (R. R. Bini vd. 2016, Hering vd. 2023). Performans sporcularında simetri ve etkinlik analizi, daha ekonomik pedallama stratejilerinin geliştirilmesine ve uzun süreli sürüşlerde enerji tüketiminin optimize edilmesine katkı sağlar (Kamba vd. 2022).

Rehabilitasyon süreçlerinde ise özellikle alt ekstremité yaralanmaları, ACL rekonstrüksiyonu, kalça-diz operasyonları ve nörolojik bozukluklarda sağ-sol kuvvet farkları önemli bir değerlendirme parametresidir. Pedal çevirme gibi kontrollü bir ortamda bu farkların ölçülmesi, hastanın ilerlemesini takip etmek açısından büyük avantaj sağlar (Ferrante vd. 2011).

Ek olarak lateral kuvvet bileşenlerinde görülen simetri bozuklukları, diz patellofemoral eklem yüklenmelerine, kalça stabilitesine ve genel hareket paternine yönelik önemli ipuçları sunabilir (Martín-Sosa vd. 2023). Bu nedenle yalnızca teğetsel kuvvet değil, normal ve lateral kuvvet bileşenlerinde de sağ-sol simetri değerlendirmesi klinik biyomekanik açısından anlamlıdır.

Sonuç olarak sağ-sol simetri ve pedal etkinlik indeksleri, pedal dinamiğinin anlaşılmasında, performans verimliliğinin artırılmasında ve rehabilitasyon süreçlerinin doğru yönlendirilmesinde temel biyomekanik göstergeler olarak kritik bir rol oynamaktadır.

3.3.3. Kadans, Tork ve Performans İlişkisi

Bisiklet biyomekaniğinde kadans, tork ve performans arasındaki ilişki, pedal çevirme sırasında üretilen mekanik gücün fizyolojik ve mekanik temellerini anlamak açısından kritik öneme sahiptir. Kadans (rpm), pedalın dönüş hızını; tork (Nm), krank miline uygulanan dönme kuvvetini; güç (Watt) ise bu iki değişkenin çarpımı olarak ortaya çıkan toplam mekanik çıktıyı temsil eder (Denklem 3.2). Bu üç temel parametre arasındaki etkileşim, hem performans sporcularının enerji verimliliğini hem de rehabilitasyon süreçlerindeki motor kontrol stratejilerini belirleyen önemli bir biyomekanik çerçeve sunar (Dunst vd. 2024).

Pedal çevirme sırasında üretilen mekanik güç:

$$p = \tau \cdot \omega \quad (3.2)$$

ifadesi ile tanımlanır. Burada P güç, τ (tork) pedal kuvvet bileşenlerinin krank kolu üzerindeki moment koluna göre ürettiği dönme kuvvetini, ω ise açısal hızı temsil eder. Bu ilişki, tork ve kadansın performansa katkısını ayrı ayrı değerlendirmeye olanak tanırken optimal pedal çevirme stratejilerini de ortaya koyar (Emanuele ve Denoth 2012). Düşük kadans değerlerinde (örneğin 50–70 rpm) tork üretimi genellikle daha yüksektir. Bu durum kasların daha yavaş kasılma hızlarında daha büyük kuvvet üretebilmesi ile ilişkilidir. Ancak bu tür yüksek torklu düşük kadanslı sürüşler, kas-iskelet sisteminde özellikle diz ve kalça eklemlerine daha yüksek mekanik yük bindirebilir (Crossley vd. 2024). Bu nedenle rehabilitasyon sürecinde düşük kadans–yüksek tork stratejileri kontrollü kullanılmalı ve eklem yüklenmesi dikkatle izlenmelidir. Yüksek kadanslı sürüşler, özellikle dayanıklılık sporcularında enerji tüketimini optimize eden ve kas içi stres birikimini azaltan bir strateji olarak tercih edilir (Skovereng vd. 2017). Ancak yüksek kadans, nöromüsküler kontrol gereksinimini artırdığı için başlangıç düzeyindeki sporcular veya motor kontrol bozukluğu bulunan bireylerde pedal verimliliğini olumsuz etkileyebilir (Mater vd. 2021).

Kadans ve tork arasındaki bu denge, pedal etkinliği, ekonomik enerji kullanımı ve performansın sürdürülebilirliği açısından belirleyicidir. Literatür, optimal performans için orta kadanslı (80–100 rpm) ve yeterli tork üretimini sağlayan dengeli bir stratejinin en verimli yöntem olduğunu göstermektedir (Emanuele ve Denoth 2012, Dunst vd. 2024). Bu frekans aralığı, hem oksijen tüketimi (VO_2) hem de kas içi metabolik yük açısından optimal bölgeyi temsil eder.

Rehabilitasyon bağlamında kadans–tork ilişkisi daha özel bir önem taşır. Düşük kadansta yüksek tork gerektiren pedallama, kas aktivasyonunu artırarak kuvvet gelişimi sağlayabilirken, yüksek kadanslı düşük torklu sürüşler motor kontrol becerilerini ve koordinasyonu geliştirmek amacıyla kullanılabilir (Ridgel vd. 2015). Alt ekstremitte cerrahisi sonrası veya nöromüsküler hastalıklarda kadansın kontrollü artırılması, pedal

çevriminin düzgünlüğünü ve sağ–sol bacaklar arasındaki kuvvet uyumunu geliştirmede etkili olabilir (Cousin vd. 2021).

Performans açısından bakıldığında tork üretiminin pedal çevriminin belirli fazlarında yoğunlaştığı ve bu fazlardaki kuvvet aktarımının maksimize edilmesinin güç çıktısını olumlu etkilediği bilinmektedir. Özellikle 0°–90° arası itme fazında yüksek teğetsel kuvvet üretimi, yarış performansı ve sprint kapasitesi için kritiktir (Munro vd. 2017). Bununla birlikte çekme fazında tork katkısının artırılması, pedal etkinliğinin yükseltilmesine katkı sağlar ve toplam güç üretimini artırabilir.

Sonuç olarak kadans, tork ve performans arasındaki ilişki pedal dinamiğinin hem mekanik hem fizyolojik temelini oluşturmaktadır. Bu parametrelerin birlikte değerlendirilmesi, hem spor performansını artırmaya yönelik stratejilerin geliştirilmesinde hem de rehabilitasyon protokollerinin bireyselleştirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır.

3.4. Geliştirilen Sistemin Tasarım Aşamaları ve Bileşenleri

Bu bölümde, biyomekanik ve rehabilitasyon uygulamaları için geliştirilen düşük maliyetli kablosuz pedal kuvveti ölçüm sisteminin tasarım, geliştirme ve doğrulama aşamaları ayrıntılı olarak sunulmuştur. Çalışmanın temel amacı; alt ekstremitte kuvvet üretiminin, pedal çevrimi sırasında oluşan kuvvet dağılımı ve simetri parametrelerinin yüksek doğrulukla ölçülmesini sağlayan taşınabilir, ekonomik ve bilimsel olarak güvenilir bir sistem geliştirmektir.

Geliştirilen sistem hem donanım hem de yazılım yönünden bütünleşik bir mimariye sahiptir. Donanım bileşenleri kapsamında; pedal gövdesinin mekanik tasarımı, yük hücrelerinin yerleşimi, veri toplama birimi (ESP32 mikrodenetleyici), sinyal koşullandırma devresi (HX711), kadans ölçüm sensörü ve güç kaynağı bileşenleri ayrıntılı biçimde açıklanmıştır. Yazılım bileşenleri kısmında ise, mikrodenetleyici üzerinde çalışan gömülü yazılım yapısı, Bluetooth tabanlı veri aktarım protokolü ve masaüstü kullanıcı arayüzünün işlevleri ele alınmıştır.

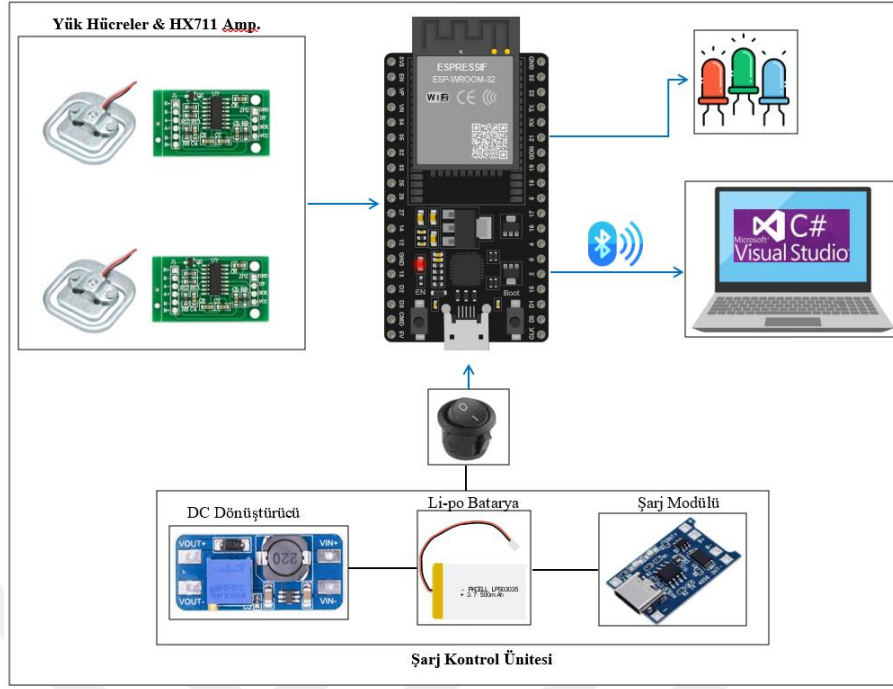
3.4.1. Sistemin Tasarımı ve Genel Mimarisi

Bu çalışmada geliştirilen pedal kuvveti ölçüm sistemi, alt ekstremitte biyomekaniğini değerlendirirken yüksek doğruluk, düşük maliyet ve taşınabilirlik kriterlerini bir arada karşılamayı hedeflemektedir. Sistem, rehabilitasyon, spor bilimi ve performans analizi gibi farklı kullanım senaryolarında güvenilir kuvvet verisi sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Genel mimari; yük algılama, veri toplama, kablosuz iletim, görselleştirme ve enerji yönetimi bileşenlerinden oluşan entegre bir yapıya sahiptir.

Sistemin temel işleyiş mantığı, pedallar üzerine yerleştirilmiş yük hücrelerinden alınan kuvvet verilerinin mikrodenetleyici aracılığıyla sayısallaştırılması ve Bluetooth üzerinden bir bilgisayara iletilmesi esasına dayanmaktadır. Pedallarda kullanılan toplam dört yük hücresi (her pedal için iki adet), ön-arka yönlü kuvvet dağılımını hassas bir şekilde ölçmekte, böylece hem pedal içi hem de pedal arası kuvvet simetrisi analizine olanak tanımaktadır. Bu yapı, sadece toplam kuvvet ölçümünün ötesine geçerek kuvvetin bölgesel dağılımını da inceleyebilen ileri düzey bir veri altyapısı sunmaktadır.

Kablosuz iletişim yeteneği sayesinde sistem, laboratuvar dışı koşullarda da kullanılabilir; bu da rehabilitasyon kliniklerinde, atletik performans merkezlerinde veya saha testlerinde uygulama kolaylığı sağlar. Gerçek zamanlı veri iletimi ve yazılım tabanlı görselleştirme desteği, kullanıcının pedallama sırasında anlık geri bildirim almasına ve performansını optimize etmesine olanak tanır. Ayrıca, sistemin tüm bileşenleri (algılayıcılar, veri toplayıcılar ve enerji kaynağı) Şekil 3.5'te gibi tekil pedallar üzerine entegre edilerek, dışsal donanım ihtiyacını ortadan kaldıran tam bağımsız bir çözüm sunulmuştur.

Tasarım süreci, sistemin hem mühendislik dayanıklılığı hem de klinik uygulanabilirliği açısından optimize edilmiştir. Özellikle mekanik yapı; kuvvetin doğru iletimi, pedal çevirme sırasında yapısal bütünlüğün korunması ve kullanıcı konforunun sağlanması ön planda tutularak modellenmiştir. Elektronik mimari ise düşük güç tüketimi, yüksek örnekleme hızı ve kesintisiz veri iletimi gibi performans kriterleri çerçevesinde oluşturulmuştur.



Şekil 3.5 Sistemin genel blok diyagramı

Sonuç olarak, bu sistem mimarisi, geleneksel laboratuvar sistemlerine kıyasla daha erişilebilir, modüler ve uygulanabilir bir alternatif sunarken; pedal kuvveti ölçümlerini daha geniş kullanıcı kitlesi için ulaşılabilir hale getirmeyi amaçlamaktadır.

3.4.2. Donanım Bileşenleri

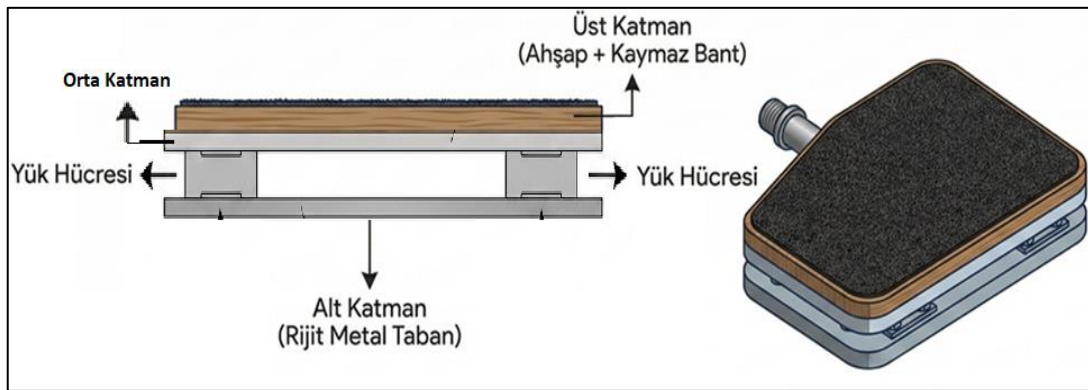
Bu bölüm, geliştirilen kablosuz pedal kuvveti ölçüm sisteminin fiziksel altyapısını oluşturan donanım bileşenlerinin ayrıntılı tasarımını ve işlevselliğini sunmaktadır. Sistemin mekanik ve elektronik mimarisi dört ana alt başlıkta incelenmiştir. İlk olarak, 3.4.2.1 Pedal Yapısı ve Mekanik Tasarım kısmında, yük hücrelerinin entegre edildiği üç katmanlı pedal yapısı, malzeme seçimleri ve kuvvet iletim optimizasyonu ele alınmaktadır. Ardından, 3.4.2.2 Kuvvet Algılama Birimi'nde, kullanılan 50 kg kapasiteli yük hücrelerinin teknik özellikleri, HX711 ile sinyal koşullandırma süreci ve sistem kalibrasyonu açıklanmaktadır. 3.4.2.3 Veri Toplama ve Kontrol Ünitesi alt bölümünde ise, ESP32 mikrodenetleyici tabanlı veri toplama mimarisi, enerji yönetimi ve kablosuz iletişim protokollerine yer verilmektedir. Son olarak, 3.4.2.4 Kadans Ölçüm Sistemi ile pedal devir sayısını ölçmek için kullanılan Hall etkisi sensörü tabanlı manyetik kodlayıcı sistemin çalışma prensibi ve entegrasyonu tanıtılmaktadır. Tüm bu bileşenler, sistemin

yüksek hassasiyet, taşınabilirlik ve gerçek zamanlı veri toplama kabiliyetlerini destekleyecek şekilde bir araya getirilmiştir.

3.4.2.1. Pedal Yapısı ve Mekanik Tasarım

Sistemin mekanik tasarımı hem statik hem de dinamik yükler altında yapısal bütünlüğünü koruyacak, aynı zamanda hassas kuvvet iletimi sağlayacak şekilde optimize edilmiştir. Pedallar, her biri iki adet yük hücresi barındıracak şekilde özel olarak modellenmiş ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Bu yük hücreleri, pedalın ön ve arka bölgelerine yerleştirilmiş olup, ön-arka yönlü kuvvet bileşenlerinin ayrı ayrı ölçülmesini mümkün kılmaktadır. Böylece sadece toplam kuvvet değil, kuvvet dağılımının mekânsal analizi de yapılabilmektedir.

Mekanik gövde (Pedalın mekanik yapısı Şekil 3.6) üç katmanlı bir yapıdan oluşmaktadır: en alt katman, tüm yük hücrelerini destekleyen rijit bir metal taban plakadır; orta katman, alüminyumdan üretilmiş yapısal destek katmanıdır; üst katman ise kullanıcı konforunu artırmak ve ayak stabilitesini sağlamak amacıyla kaymaz bantla kaplanmış ahşap bir platformdur. Bu katmanlı yapı, kuvvetin algılayıcılara minimum deformasyonla iletilmesini sağlarken, aynı zamanda titreşim emilimini de desteklemektedir.

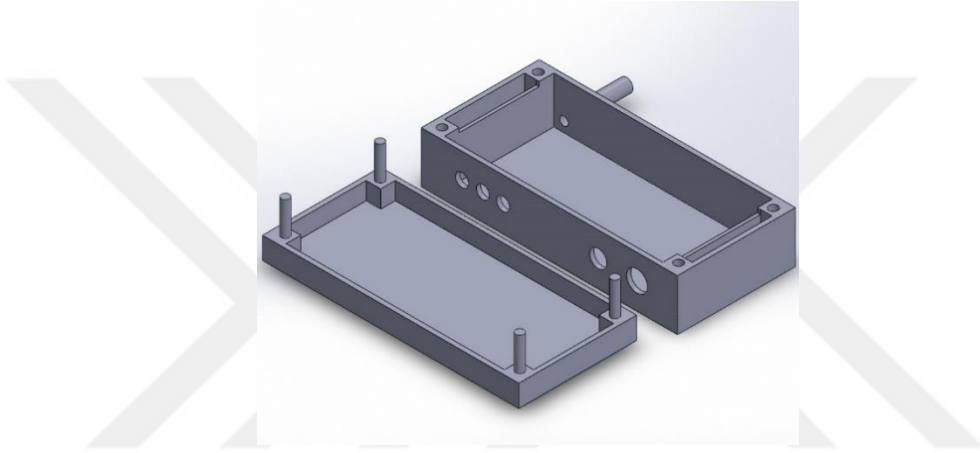


Şekil 3.6 Pedalın mekanik yapısı

Yük hücreleri, pedal gövdesine vidalı bağlantı ile sabitlenmiş olup, her bir sensörün doğrultusu kuvvetin yönüne paralel olacak şekilde hizalanmıştır. Bu düzenleme, ölçüm doğruluğunu artırmakta ve çapraz yüklenmelerin (cross-talk) etkisini minimize etmektedir. Sensörlerin montaj pozisyonları, kuvvetin doğrudan aktarıldığı temas

noktalarına en yakın olacak şekilde seçilmiştir. Böylece pedalın ön, orta ve arka bölgelerinde uygulanan yüklerin etkili şekilde algılanması sağlanmıştır.

Tüm elektronik sistem, pedal çevrimi sırasında oluşabilecek burulma, eğilme ve basma kuvvetlerine karşı dayanıklı olacak biçimde tasarlanmış (Şekil 3.7) ve kompakt bir kutu yapısı (Resim 3.3) içine yerleştirilmiştir. Yapının toplam boyutları, klasik bisiklet pedal ölçüleri ile uyumlu olacak şekilde sınırlanmış, böylece klinik veya sportif uygulamalarda mevcut egzersiz bisikletlerine entegrasyonu kolaylaştırılmıştır.



Şekil 3.7 SolidWorks ortamında tasarlanan kasa kutusu

Bu mekanik tasarım yaklaşımı hem biyomekanik geçerliliği koruyacak hem de kullanıcı deneyimini olumsuz etkilemeyecek şekilde fonksiyonellik ve ergonomiyi bir araya getirmeyi amaçlamaktadır. Aynı zamanda, sensörlerin kolay değiştirilebilir olması, sistemin bakımını ve modülerliğini destekleyen önemli bir mühendislik tercihidir.



Resim 3.3 3B yazıcı ile üretilen elektronik sistemin kasası

3.4.2.2. Kuvvet Algılama Birimi

Geliştirilen sistemin temel ölçüm birimi, her pedalda kullanılan iki adet 50 kg kapasiteli tek eksenli yük hücresinden oluşmaktadır. Bu yük hücreleri, hem yüksek hassasiyet hem de uygun maliyet kriterlerini karşılayan strain gauge (gerinim ölçer) tabanlı sensörlerdir. Yük hücreleri, pedalların ön ve arka bölgelerine simetrik şekilde yerleştirilmiş olup, böylece ön-arka kuvvet dağılımının ayrıık biçimde algılanmasına olanak sağlamaktadır. Bu yapı, toplam kuvvet ölçümünün ötesinde, kuvvet üretim dengesizliklerinin detaylı incelenmesini mümkün kılmaktadır.

Her yük hücresi, tek eksenle çalışan tipte olup yalnızca dikey yönde (Z-ekseni) uygulanan kuvvetlere duyarlıdır. Bu sayede, pedal çevirme sırasında oluşan düşey kuvvet bileşenleri en doğru şekilde algılanabilmektedir. Kuvvet aktarımının homojen olması amacıyla, yük hücrelerinin montaj noktaları pedal platformunun doğrudan temas bölgelerine hizalanmış ve alt yüzeye mekanik olarak sabitlenmiştir. Sensörler arasında mesafe ve hizalama, sistematik sapmaları önlemek amacıyla üretim sürecinde hassas şekilde ayarlanmıştır.

Yük hücrelerinden alınan analog gerilim çıkışları, dijitalleştirilmeden önce HX711 entegre devresi aracılığıyla düşük gürültülü biçimde amplifiye edilmiştir. HX711, yük hücresi uygulamaları için özel olarak geliştirilmiş yüksek çözünürlüklü (24-bit Analog-Digital Converter-ADC) bir sinyal dönüştürücüdür ve bu sistemde her yük hücresi için bireysel olarak yapılandırılmıştır. Bu yapı, her sensörden bağımsız veri toplanmasına olanak tanımış, çapraz girişimlerin önüne geçilmiştir.

Sistemin kalibrasyonu, yük hücrelerinin çıkışlarının bilinen ve kalibrasyon laboratuvarlarda kullanılan hassas kütleler altında (Resim 3.4) elde edilen referans değerlerle eşleştirilmesi yoluyla gerçekleştirilmiştir. Kalibrasyon süreci, yalnızca sistemin doğruluğunu artırmakla kalmamış; aynı zamanda her pedal üzerindeki yük hücrelerinin eş zamanlı ve uyumlu çalışmasını da garanti altına almıştır. Kalibrasyon doğrulaması için uygulanan statik yük testlerinde yüksek korelasyon katsayıları ($r \approx 0,9999$) elde edilerek sistemin lineerliği ve hassasiyeti teyit edilmiştir.



Resim 3.4 Kalibrasyon ağırlık seti

Yük hücresi temelli bu yapı, sistemin hem pedal içi hem de pedal arası kuvvet simetrisini yüksek çözünürlükte analiz edebilmesini sağlamış ve özellikle rehabilitasyon uygulamaları için gerekli olan ince asimetrijlerin saptanmasına olanak tanımıştır. Ek olarak, yük hücrelerinin yerleşimi ve sayısı, sistemin ileride çok eksenli kuvvet analizine veya moment hesaplamalarına ölçeklenebilir olmasına da imkân sağlamaktadır.

3.4.2.3. Veri Toplama ve Kontrol Ünitesi

Veri toplama ve sistem kontrolü, her pedal üzerine entegre edilen ESP32 mikrodenetleyici birimleri tarafından gerçekleştirilmiştir. ESP32, düşük güç tüketimi, yüksek işlemci hızı ve yerleşik Bluetooth iletişimi gibi özellikleri sayesinde mobil biyomekanik sistemler için ideal bir platform sunmaktadır. Her mikrodenetleyici, pedal başına iki yük hücresinden gelen sayısallaştırılmış kuvvet verilerini gerçek zamanlı olarak işlemek, saklamak ve kablosuz biçimde kullanıcı arayüzüne iletmekle sorumludur.

Yük hücrelerinden elde edilen analog sinyaller, daha önce belirtildiği üzere HX711 amplifikatör modülleri ile dijital forma dönüştürülmektedir. Bu modüllerin çıkışları doğrudan ESP32'nin genel amaçlı giriş/çıkış pinlerine bağlanmıştır. Her bir ESP32, iki ayrı HX711 kanalı üzerinden eş zamanlı olarak ön ve arka sensör verisini alır. Mikrodenetleyici, örnekleme frekansını 80 Hz olarak sabit tutmakta ve her veri paketini zaman damgası ile birlikte Bluetooth üzerinden anlık olarak iletmektedir.

ESP32 üzerinde çalışan gömülü yazılım, veri örnekleme, filtreleme, paketleme ve hata kontrol işlemlerini yönetmektedir. Yazılım mimarisi, sensör verilerinin kayıpsız ve senkron biçimde aktarımını garanti altına alacak şekilde döngüsel tamponlar ve paket

doğrulama mekanizmaları ile desteklenmiştir. Sistemde meydana gelebilecek olası bağlantı kopmaları veya örnekleme gecikmeleri, mikrodenetleyici düzeyinde otomatik olarak tanımlanarak telafi edilecek şekilde programlanmıştır.

Enerji yönetimi, mobilite ve kesintisiz çalışma açısından sistemin en kritik bileşenlerinden biridir. Her pedal ünitesi, bağımsız bir 3.7V 1200 mAh Li-Po batarya ile beslenmektedir. Batarya, TP4056 entegresi ile şarj edilirken, MT3608 yükseltici devresi vasıtasıyla sistemin ihtiyaç duyduğu 5V sabit çıkış sağlanmaktadır. Bu konfigürasyon hem sistemin taşınabilirliğini artırmakta hem de uzun süreli test oturumları için yeterli enerji sağlamaktadır.

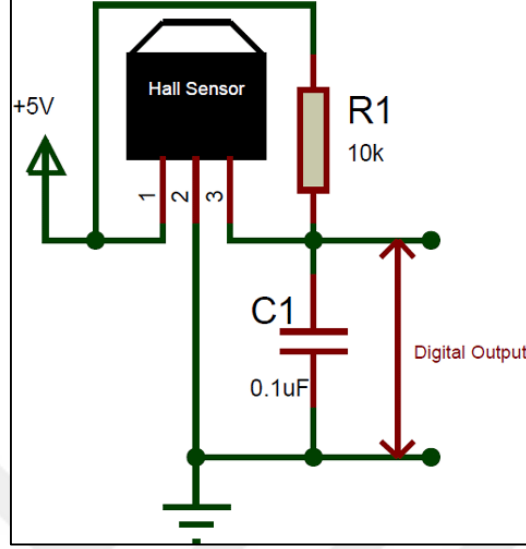
Kullanıcıya sistem durumuyla ilgili anlık geri bildirim sunmak amacıyla, her pedal ünitesinde üç adet LED gösterge bulunmaktadır: kırmızı LED (güç durumu), yeşil LED (Bluetooth bağlantı durumu) ve mavi LED (veri aktarımı aktifliği). Bu görsel göstergeler, sistemin hazır olup olmadığını operatöre hızlıca bildirmekte ve test sürecinin yönetimini kolaylaştırmaktadır.

3.4.2.4. Kadans Ölçüm Sistemi

Pedal çevirme frekansı (kadans), alt ekstremite performansını ve pedal çevrim etkinliğini değerlendirmek için önemli bir parametredir. Bu çalışmada kadans ölçümü (Şekil 3.8), manyetik alan değişimine duyarlı bir Hall etkisi sensörü (A3144) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sensör, pedal gövdesine sabitlenmiş; karşısına ise pedal çevriminde bir kez geçen küçük bir mıknatıs yerleştirilmiştir. Her tam pedal dönüşünde sensör, manyetik alan değişimini algılayarak bir dijital darbe üretmekte ve bu sayede çevrim sayısı tespit edilmektedir.

ESP32 mikrodenetleyici, bu darbeleri zamanlayıcı temelli sayaç modülü aracılığıyla algılamakta ve birim zamanda kaç dönüş gerçekleştiğini hesaplayarak kadansı (Revolutions Per Minute - RPM) belirlemektedir. Elde edilen veriler, Bluetooth üzerinden gerçek zamanlı olarak yazılıma aktarılmakta ve hem kullanıcı arayüzünde görsel olarak sunulmakta hem de veri kaydına dahil edilmektedir. Bu yapı, katılımcıların hedef pedal

hızına ulaşp ulaşmadığını anlık olarak izlemeyi mümkün kılmakta ve ölçüm tutarlılığını sağlamaktadır.



Şekil 3.8 Hall-Etkisi sensörünün yan devresi

Hall etkisi tabanlı bu yaklaşım, bisiklet biyomekaniği araştırmalarında yaygın olarak kullanılan güvenilir bir kadans izleme yöntemidir (Hollaus vd. 2022). Diğer optik ya da ivme tabanlı sistemlerle karşılaştırıldığında, mekanik parazitlere karşı daha az hassas olması, düşük maliyetli olması ve sistemin genel taşınabilirliği ile uyumlu olması nedeniyle tercih edilmiştir.

Kadans verisi yalnızca performans analizi için değil, aynı zamanda veri analizinde örneklerin filtrelenmesinde de kullanılmıştır. Belirlenen hedef hız aralığı dışında kalan veriler, analiz dışı bırakılarak sabit hız koşullarında ölçüm doğruluğu artırılmıştır. Bu sayede sistem, yalnızca kuvvet ölçümü değil, pedal çevrim hızına bağlı olarak gerçek zamanlı senkronizasyon sağlayan bütüncül bir değerlendirme aracı haline getirilmiştir.

3.4.3. Yazılım Bileşenleri

Bu bölüm, geliştirilen ölçüm sisteminin yazılım mimarisini ve işlevselliğini detaylandırmaktadır. Sistem yazılımı, hem cihaz üzerinde çalışan gömülü yazılımı hem de kullanıcı ile etkileşimi sağlayan bilgisayar uygulamasını kapsamaktadır. 3.4.3.1

Gömülü Yazılım alt bölümünde, ESP32 mikrodnetleyiciler üzerinde çalışan ve sensör verilerinin okunması, işlenmesi, paketlenmesi ve BLE protokolü ile kablosuz olarak iletilmesinden sorumlu olan yazılımın teknik detayları açıklanmaktadır. Ardından, 3.4.3.2 Kullanıcı Arayüzü ve Bilgisayar Uygulaması kısmında, C# programlama dili ve .NET Framework kullanılarak geliştirilen masaüstü yazılımının dört temel işlevi olan gerçek zamanlı veri görselleştirme, veri kaydı ve oturum yönetimi, otomatik test kontrolü ve performans geri bildirimi özellikleri tanıtılmaktadır. Bu iki katmanlı yazılım mimarisi, donanım ile kullanıcı arasında güvenilir, verimli ve kullanıcı-dostu bir köprü oluşturarak sistemin bütünleşik çalışmasını sağlamaktadır.

3.4.3.1. Gömülü Yazılım

ESP32 mikrodnetleyicisi üzerinde çalışan gömülü yazılım, sistemin temel işlevselliğini sağlayan bileşendir. Bu yazılım, yük hücrelerinden gelen dijital sinyalleri belirli aralıklarla okuyarak her bir veri örneğini zaman damgalı olarak işleyip paketlemektedir. Her pedalda çalışan bağımsız ESP32 modülleri, HX711 dijital amplifikatörlerin çıkışlarını 80 Hz örnekleme frekansında okur ve verileri BLE protokolü ile bilgisayara kablosuz olarak iletir.

Yazılım döngüsü, veri kaybı ve senkronizasyon hatalarını önleyecek şekilde yapılandırılmıştır. Döngüsel tampon (circular buffer) yapısı sayesinde örnekleme sırasında oluşabilecek ani gecikmeler ya da bağlantı problemleri geçici olarak telafi edilebilmektedir. Ayrıca veri paketlerinin bütünlüğünü doğrulamak amacıyla CRC (Cyclic Redundancy Check) benzeri basit hata kontrol algoritmaları da uygulanmaktadır.

ESP32 programlaması, açık kaynaklı Arduino IDE platformu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu tercih, sistemin tekrarlanabilirliğini artırmakta ve diğer araştırmacıların benzer sistemleri kolayca çoğaltabilmesine olanak tanımaktadır. Kod yapısı modüler biçimde düzenlenmiş olup, yük hücresi modülleri, Bluetooth modülü ve kadans sensörü ayrı yazılım bileşenleri olarak yapılandırılmıştır.

Veri iletimi sırasında, her sensör değeri ayrı bir kanal numarası ve zaman bilgisi ile tanımlanarak paketlenmekte, böylece yazılım tarafında çoklu sensör senkronizasyonu

kolaylaştırılmaktadır. Sistem aynı zamanda başlatma/durdurma gibi komutlara kullanıcı arayüzü üzerinden Bluetooth aracılığıyla yanıt verebilecek şekilde çift yönlü haberleşme yeteneğine sahiptir.

3.4.3.2. Kullanıcı Arayüzü ve Bilgisayar Uygulaması

Sistemden elde edilen verilerin görselleştirilmesi, yönetilmesi ve kullanıcıya geri bildirim sunulması amacıyla özel olarak geliştirilen bir masaüstü yazılım uygulaması (Resim 3.5) kullanılmıştır. Yazılım, Microsoft .NET Framework üzerine inşa edilmiş ve Windows Forms arayüzü kullanılarak C# programlama diliyle tasarlanmıştır.

Bu yapı, sistemin düşük gecikme süresiyle gerçek zamanlı izlenmesini ve veri analizinin hızlı biçimde gerçekleştirilmesini sağlamıştır. Uygulamanın temel işlevleri dört ana başlıkta toplanabilir:

- Gerçek Zamanlı Görselleştirme: Sensörlerden gelen kuvvet verileri, anlık olarak grafiksel kullanıcı arayüzünde görselleştirilmekte ve pedal içi (ön-arka) ile pedal arası (sol-sağ) kuvvet dağılımları ayrı ayrı izlenebilmektedir. Aynı zamanda kadans bilgisi de ayrı bir gösterge aracılığıyla takip edilebilmektedir. Bu sayede katılımcılar, pedallama sırasında performanslarını anlık olarak gözlemleyebilmekte, operatörler ise test kalitesini canlı olarak değerlendirebilmektedir.
- Veri Kaydı ve Oturum Yönetimi: Yazılım, her test oturumunu ayrı bir zaman damgası ile etiketleyerek CSV (Comma-Separated Values) formatında dışa aktarılabilir veri setleri oluşturmaktadır. Her veri satırı, pedal, sensör konumu, kuvvet değeri ve zaman bilgilerini içermektedir. Bu yapı, sonraki analizlerde zaman serisi çözümleri, simetri hesaplamaları ve filtreleme işlemlerini kolaylaştırmaktadır.
- Otomatik Test Kontrolü: Uygulama, test başlatma ve bitirme işlemlerini ESP32'ye Bluetooth üzerinden komutlar göndererek otomatik olarak gerçekleştirmektedir. Kullanıcı, hedef pedal hızına ulaştığında sistem kendiliğinden veri kaydını

başlatmakta ve önceden tanımlanmış süre dolduğunda veri kaydını sonlandırmaktadır. Bu yapı, manuel hataları en aza indirerek testler arasında standartlaşmayı sağlamaktadır.

- Performans Geri Bildirimi: Katılımcıya hedef pedal hızına ulaşip ulaşmadığını göstermek üzere görsel bir kadans göstergesi tasarlanmıştır. Bu gösterge sayesinde, kişi doğru hız aralığını takip edilmesini anlık olarak görebilmekte, böylece veri toplama sürecine aktif şekilde dahil olmaktadır. Özellikle rehabilitasyon ortamlarında bu özellik, kullanıcı motivasyonunu artırmakta ve egzersiz uyumunu desteklemektedir.

Yazılımın modüler yapısı sayesinde, ileride farklı sensörlerin entegrasyonu (örneğin EMG veya ivmeölçerler) ya da farklı görselleştirme yöntemlerinin eklenmesi mümkündür.

The screenshot displays the 'Pedal System' software interface. It features a top navigation bar with three tabs: 'Devices', 'Isokinetic Constant', and 'Isokinetic Variable'. The main area is divided into several sections. On the left, there are input fields for 'Referans Hız' (25), 'Aralık' (5), and 'Süre' (60). Below these are buttons for 'Basla' (Start) and 'Dur' (Stop). In the center, there are fields for 'Ad' (Name), 'Soyad' (Surname), and 'Test Duruşu' (Test Posture) with a dropdown menu set to 'Oturarak' (Sitting). To the right, there are columns for 'Sol' (Left) and 'Sağ' (Right) pedal data, including 'Ön (kg)' (Front), 'Arka (kg)' (Back), and 'Top (kg)' (Total). Below these are percentage-based fields for '% Ön', '% Arka', '% Sol', and '% Sağ'. At the bottom left, there is a large display for 'Kalan Süre:' (Remaining Time) showing '00:00' and a speedometer for 'Hız (km/s)' showing '0'. At the bottom right, there are buttons for 'Rapor' (Report) and 'Ham Veri' (Raw Data).

Resim 3.5 Windows forms kullanıcı arayüzü

3.4.4. Deney Tasarımı

Bu bölüm, geliştirilen pedal kuvveti ölçüm sisteminin geçerlilik ve güvenilirliğini değerlendirmek üzere tasarlanan deneysel protokolleri ve metodolojileri

detaylandırmaktadır. Deney tasarımı, sistem performansının kapsamlı bir şekilde karakterize edilmesini sağlamak amacıyla iki ana başlık altında yapılandırılmıştır. 3.4.4.1 Statik Yük Testi Protokolü alt bölümünde, sistemin temel metrolojik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan standartlaştırılmış test prosedürü, referans kütle değerlerinin (21,1 kg, 42,3 kg, 63,7 kg) seçimi, ölçüm noktalarının belirlenmesi ve tekrarlı ölçüm stratejisi açıklanmaktadır. Ardından, 3.4.4.2 Test Koşulları ve Kontroller kısmında, ölçüm doğruluğunu ve tekrarlanabilirliğini garanti altına almak için uygulanan çevresel kontroller, yük uygulama standartları, operatör müdahalesinin minimize edilmesi ve veri toplama sürecindeki standardizasyon önlemleri ele alınmaktadır.

3.4.4.1. Statik Yük Testi Protokolü

Geliştirilen pedal kuvveti ölçüm sisteminin doğruluğunu, güvenilirliğini ve tekrarlanabilirliğini değerlendirmek amacıyla kontrollü statik yük testleri gerçekleştirilmiştir. Bu testlerde temel amaç, sistemin bilinen kütleler altında verdiği yanıtların referans ölçüm cihazlarıyla karşılaştırılarak kalibrasyon doğruluğunun ve yapısal tutarlılığın doğrulanmasıdır.



Resim 3.6 Pedal üzerinde yerel ölçüm konumları

Testler sırasında üç farklı referans kütle değeri kullanılmıştır: 21,1 kg, 42,3 kg ve 63,7 kg. Bu kütleler, sistemin farklı yük seviyelerinde gösterdiği performansın değerlendirilmesine olanak sağlamış ve lineerlik analizlerine temel oluşturmuştur. Her test, Resim 3.6'deki gibi bir pedal üzerindeki belirli üç farklı bölgeye (ön, orta ve arka) uygulanan yük ile gerçekleştirilmiş ve her konumda ölçüm 30 tekrar ile yapılmıştır. Bu tekrarlar sayesinde sistemin hem ortalama sapma değerleri hem de standart sapmaları detaylı şekilde hesaplanabilmiştir.

Referans ölçüm aracı olarak Geratech marka SH-2000 dijital kuvvet ölçer kullanılmıştır (Resim 3.7). Bu cihaz, $\pm 0,1$ kg hassasiyetle çalışmakta ve böylece pedal sisteminin sensörlerinden elde edilen ölçüm verilerinin doğruluğunu karşılaştırmalı olarak değerlendirmeye olanak tanımaktadır. Ölçümler, yükler dikkatli bir şekilde yerleştirilerek, sistemin dengesini bozmadan yapılmış ve her konum için sensörlerden elde edilen veri ayrı ayrı kaydedilmiştir



Resim 3.7 Referans yük ve referans ölçüm cihazı

Toplamda altı farklı lokal ölçüm noktası (sol ön, sol orta, sol arka, sağ ön, sağ orta, sağ arka) tanımlanarak, yük dağılımının tüm pedal yüzeyine yayılması sağlanmıştır. Bu noktalarda yapılan ölçümler, yalnızca genel doğruluğu değil, aynı zamanda pedal yapısının farklı bölgelerinde algılayıcıların hassasiyet değişimini de analiz etmeye imkân tanımıştır. Uygulanan bu protokol düşük maliyetli biyomekanik ölçüm sistemlerinin geçerlilik testlerinde yaygın olarak kullanılan yöntemle uyumludur (Mohamed vd. 2024). Ölçümler, sistemin hassasiyet, simetri ve pozisyonel stabilite özelliklerinin sayısal olarak değerlendirilmesine olanak sağlamış ve daha sonra yapılan istatistiksel analizler için referans veri setini oluşturmuştur.

3.4.4.2. Test Koşulları ve Kontroller

Statik yük testlerinin geçerli ve güvenilir sonuçlar vermesi için ölçüm ortamı dikkatli şekilde kontrol altına alınmıştır. Tüm testler, sabit sıcaklık ve düşük nem seviyesinde

tutulan laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiş, böylece sensör çıkışlarını etkileyebilecek çevresel faktörlerin en aza indirilmesi hedeflenmiştir. Test zemini, titreşim ve eğimden arındırılmış düz bir yüzey üzerine kurulmuş; pedal sistemleri ise kaymayı engelleyecek sabitlenmiş platformlar üzerinde konumlandırılmıştır.

Yük uygulamaları sırasında sistemin dengesini bozmamak için her kütle, hassas şekilde merkezlenmiş ve pedalların mekanik sınırlarına zarar vermeyecek şekilde yerleştirilmiştir. Aynı test prosedürü, tüm ölçüm noktaları ve tüm referans yük seviyeleri için standartlaştırılmış bir protokolle uygulanmıştır. Her yük uygulamasında, referans yükün mekanik olarak dengeye gelmesi beklendikten sonra veri toplama süreci boyunca ek bir operatör eylemine ihtiyaç duyulmadan sensör verileri yazılım aracılığıyla otomatik biçimde kaydedilmiştir. Pedal sensörlerinden gelen sinyaller, örnekleme frekansına uygun zaman damgalı olarak kaydedilmiştir.

Ayrıca, her test döngüsü öncesinde sistemin kalibrasyon ayarları kontrol edilerek sensör sapmaları gözlemlenmiştir. Bu adım, test boyunca ölçümlerin kaymasına neden olabilecek sistematik hataların erkenden tespit edilmesini sağlamıştır. Yükleme sırasında dışsal kuvvetlerin (örneğin yanal itme, eğik basma) oluşmaması için yükler düşey ekseninde doğrudan aktarılmıştır.

Tüm bu önlemler, ölçüm sürecinin iç geçerliliğini artırmış ve sistemin yapısal bütünlüğü ile sensör hassasiyetinin tarafsız biçimde değerlendirilebilmesine imkân tanımıştır. Elde edilen veriler, sonraki bölümlerde detaylı şekilde sunulacak olan istatistiksel analizlerin sağlam temeller üzerinde inşa edilmesini mümkün kılmıştır.

3.4.5. Dinamik Test Protokolü

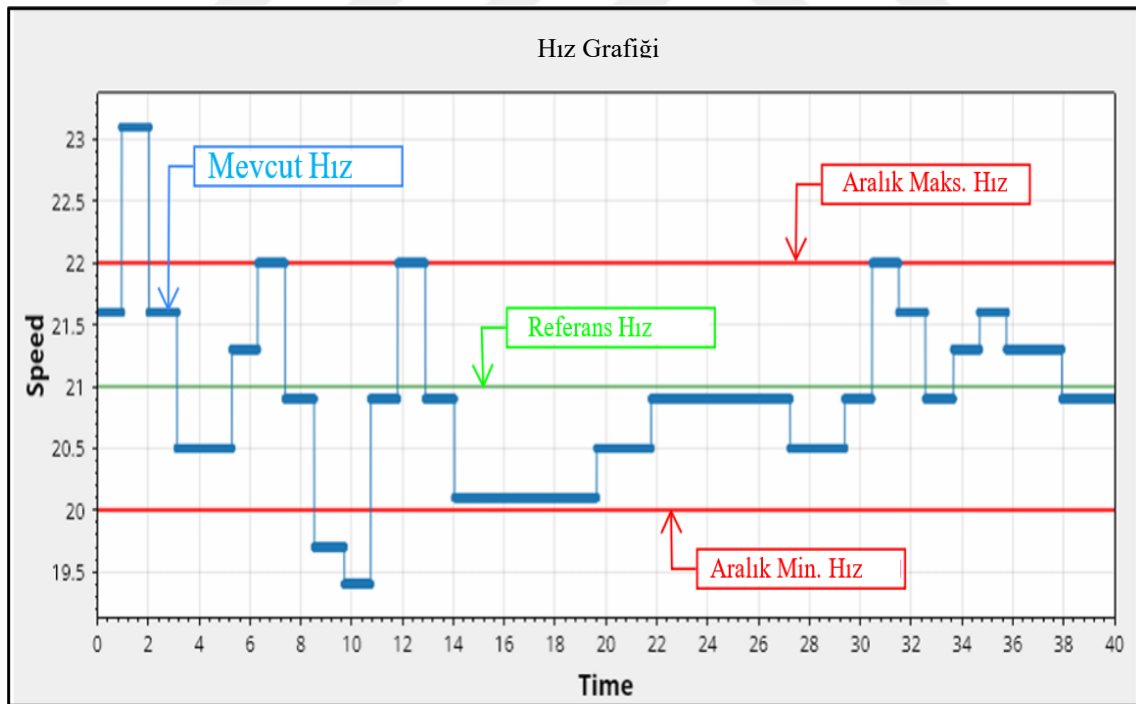
Dinamik testler, geliştirilen pedal kuvveti ölçüm sisteminin farklı hız kontrol senaryoları altında gerçek zamanlı performansını ve ölçüm doğruluğunu değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilmiştir. Testler laboratuvar ortamında yürütülmüş olup, bu tercih, saha koşullarında standartlaştırılmış test protokollerinin uygulanmasındaki güçlükler ve protokollerin kontrollü biçimde sürdürülmesinin zorlukları nedeniyle yapılmıştır.

Laboratuvar ortamı, hem sistemin güvenli şekilde test edilmesine hem de ölçüm parametrelerinin dış etkenlerden (titreşim, zemin bozukluğu, hava direnci vb.) bağımsız olarak izole edilmesine olanak sağlamıştır.

Bu kapsamda (İzokinetik Sabit ve İzokinetik Değişken) iki farklı test modu uygulanmıştır. Her iki test protokolü, sistemin hem sabit hız altında kararlılığını hem de hız değişimlerine olan dinamik tepki kapasitesini analiz etmek üzere tasarlanmıştır.

3.4.5.1. İzokinetik Sabit Test

İzokinetik sabit mod testinde, kullanıcıdan Şekil 3.9 gibi belirli bir kadans değerini (örneğin 60 ± 5 RPM) sabit tutması istenmiş ve bu süreçte pedallardan elde edilen kuvvet verileri eş zamanlı olarak kaydedilmiştir. Bu test protokolü, sistemin kararlı pedal hızlarında üretilen kuvvet bileşenlerini (ön, arka ve toplam normal kuvvet) doğru ve tekrarlanabilir biçimde ölçebilme yeteneğini değerlendirmek için uygulanmıştır.



Şekil 3.9 İzokinetik sabit hız

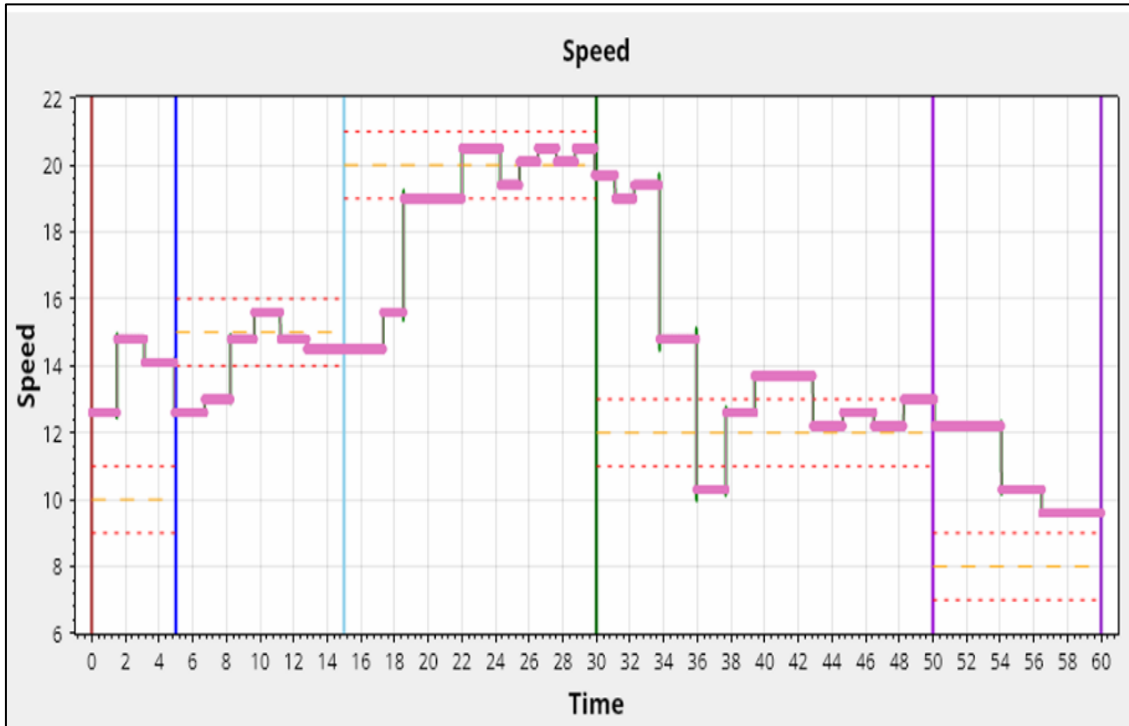
Bu test sırasında hem sağ hem sol pedallar üzerindeki ön ve arka sensörlerden alınan veriler analiz edilmektedir. Test süresince sağ pedal için kaydedilen kuvvet-zaman

grafikleri sunulup ve Sağ ve sol pedallarda gözlenen periyodik dalgalanmalar, pedal çevrimi boyunca oluşan kuvvet değişimlerinin doğal biyomekanik varyasyonlarını yansıtmaktadır. Bu grafikler, sistemin yüksek örnekleme hızında veri toplayabildiğini ve her pedal çevrimi için kuvvet profillerinin net şekilde ayrıştırılabildiğini göstermektedir.

3.4.5.2. İzokinetik Değişken Test

İzokinetik değişken mod testinde, pedal hızının belirli zaman aralıklarında değiştirilmesi planlanmış ve sistemin hız değişimlerine karşı ölçüm ve filtreleme performansı incelenmiştir. Test parametreleri (Şekil 3.10) beş farklı kadans seviyesinden oluşmuştur: 10, 15, 20, 12 ve 8 Km/saat değerleri, sırasıyla 5, 10, 15, 20 ve 10 saniyelik periyotlarda uygulanmıştır. Bu yapı sistemin dinamik hız geçişlerinde kuvvet ölçümlerinin kararlılığını test etmeye olanak sağlamıştır.

İzokinetik Sabit Test gibi kuvvet-zaman grafiği şeklinde elde edilip sol pedal için ön, arka ve toplam kuvvetlerin zamana göre değişimini ve karşılık gelen kuvvet profillerini göstermektedir.



Şekil 3.10 İzokinetik değişken hız

3.4.6. Veri İşleme ve Analiz

Bu bölüm, ham sensör verilerinden anlamlı biyomekanik metriklerin elde edilmesi için uygulanan veri işleme ve analiz yöntemlerini detaylandırmaktadır. Analiz süreci, verilerin sistematik olarak işlenmesi ve yorumlanmasını sağlamak amacıyla üç aşamalı bir yaklaşımla gerçekleştirilmiştir. 3.4.6.1 Ham Veri İşleme alt bölümünde, yük hücrelerinden elde edilen ham sinyallerin filtreleme, ortalama alma ve istatistiksel dağılım analizi gibi ön işleme adımları açıklanmaktadır. Ardından, 3.4.6.2 Kuvvet Denge Metrikleri kısmında, sistem performansını nicel olarak değerlendirmek üzere tanımlanan ön-arka kuvvet dengesi, pedallar arası kuvvet simetrisi, toplam kuvvet çıkışı ve kuvvet dağılım stabilitesi gibi temel biyomekanik göstergelerin hesaplanma yöntemleri sunulmaktadır. Son olarak, 3.4.6.3 Hız Aralığına Göre Filtreleme başlığı altında, veri kalitesini artırmak ve sabit durum davranışını değerlendirmek amacıyla uygulanan kadans tabanlı veri filtreleme protokolü ve bu işlemin analiz güvenilirliğine olan katkısı açıklanmaktadır. Bu kapsamlı analiz yaklaşımı, sistemin performansının nesnel ve standart bir metodoloji ile değerlendirilmesine olanak tanımaktadır.

3.4.6.1. Ham Veri Filtreleme

Veri analizi süreci, yük hücrelerinden elde edilen ham dijital sinyallerin sistematik olarak işlenmesiyle başlamıştır. Her pedalda yer alan iki adet yük hücresinden gelen veriler, bağımsız olarak örneklenmiş ve her sensörün zaman damgalı sinyal çıktısı ayrı ayrı kaydedilmiştir. Toplamda dört sensörden elde edilen bu veri seti, her pedalın ön ve arka bölgelerindeki kuvvet bileşenlerini ayrıştırılmış biçimde temsil etmektedir.

Ham veriler, ilk aşamada olası gürültü, sıçrama (spike) ve boş veri (null) noktalarına karşı filtrelenmiştir. Özellikle sistem başlatıldığında ya da durdurulduğunda oluşabilecek geçici voltaj dalgalanmalarını elemine etmek amacıyla örnekleme başı ve sonundaki 1-2 saniyelik veriler analiz dışı bırakılmıştır. Ardından, kalan sinyallerin her bir test periyodu boyunca ortalama değeri hesaplanmış ve varyans analizi için zemin hazırlanmıştır.

Veri setlerinde istatistiksel anlamlılık sağlamak ve sensör tutarlılığını değerlendirmek amacıyla her test noktasında 30 tekrar yapılmış ve her tekrar için ayrı ortalamalar

alınmıştır. Bu ortalama değerler üzerinden standart sapma, aralık (min–maks) ve mutlak sapma oranları hesaplanarak sensör tepkisinin stabilitesi analiz edilmiştir. Ayrıca sistemin ölçüm tekrarlanabilirliğini incelemek üzere, her iki pedal üzerindeki eş konumlu sensörlerden gelen veriler karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Veriler, zaman serisi biçiminde tutulmuş olup, her satırda şu bilgiler yer almaktadır: zaman damgası, pedal konumu (sol/sağ), sensör bölgesi (ön/arka), kuvvet değeri (kg cinsinden) ve test numarası. Bu yapı, sistemin her sensör kanalı için ayrı analiz yapılmasına, kanal içi ve kanallar arası korelasyonların hesaplanmasına ve pozisyon bazlı hassasiyet analizlerinin gerçekleştirilmesine olanak tanımıştır.

Ham veri işleme aşaması, tüm sonraki istatistiksel analizlerin güvenilirliği açısından kritik bir ön adımdır. Bu süreçte elde edilen temizlenmiş ve organize edilmiş veri seti, kuvvet denge metriklerinin çıkarılması ve pedal içi/pedallar arası simetri analizlerinin yapılması için temel teşkil etmiştir.

3.4.6.2. Kuvvet Denge Metrikleri

Ham kuvvet verilerinin işlenmesini takiben, sistemin alt ekstremité simetrisi ve kas aktivasyon dengesine ilişkin performans ölçütlerini nicel olarak değerlendirebilmek amacıyla çeşitli kuvvet denge metrikleri hesaplanmıştır. Bu metrikler, hem pedal içi (ön-arka) hem de pedallar arası (sol-sağ) kuvvet dağılımlarını ayrıştırılmış biçimde analiz ederek, nöromüsküler kontrol ve yük paylaşımı hakkında detaylı bilgiler sağlamaktadır. Hesaplanan temel metrikler aşağıda özetlenmiştir:

Ön-Arka Kuvvet Dengesi (OAKD): Her bir pedal üzerinde bulunan ön ve arka yük hücrelerinden elde edilen ortalama kuvvet değerlerinin oranı alınarak hesaplanmıştır. Bu oran, pedal çevirme sırasında ayak ucuna (ön) ve topuğa (arka) uygulanan kuvvetin dağılımını temsil eder. Bu metrik, dorsifleksör ve plantarfleksör kas gruplarının mekanik katkılarını değerlendirmek açısından kritiktir.

Pedallar Arası Kuvvet Simetrisi (PAKS): Sol ve sağ pedallardan elde edilen toplam kuvvet değerleri karşılaştırılarak % fark oranı hesaplanmıştır. Asimetri endeksi (AI), Denklem 3.3 ile formülle edilmiştir.

$$AI = \frac{|F_{sag} - F_{sol}|}{\left(\frac{F_{sag} + F_{sol}}{2}\right)} \times 100 \quad (3.3)$$

Bu metrik, ekstremiteler arası kuvvet dengesizliğini ortaya koyar.

Toplam Kuvvet ıkışı (TK): Her pedaldaki iki yük hücresinin ortalamaları alınarak pedal başına kuvvet değeri belirlenmiş; ardından her iki pedalın toplamı, genel kuvvet üretimi olarak kaydedilmiştir. Bu değer, sistemin genel doğruluğunu ve yük uygulama performansını değerlendirmek referans yüklerle ve pedal konumlarına göre karşılaştırılmıştır.

Kuvvet Dağılım Stabilesi (KDS): Her test noktasında 30 tekrar üzerinden hesaplanan varyans, sistemin kısa süreli ölçüm stabilesini göstermek amacıyla analiz edilmiştir. Bu metrik, cihazın tekrarlanabilirlik düzeyini istatistiksel olarak ifade eder.

Bu metrikler, yazılım arayüzü tarafından otomatik olarak hesaplanmış ve her test sonunda görsel grafikler ile birlikte raporlanmıştır. Ayrıca sistem, bu metrikleri farklı pedal hızlarında (kadans) filtreleyerek dinamik koşullar altındaki değişimleri de değerlendirecek biçimde yapılandırılmıştır. Kuvvet denge metriklerinin hesaplanması, sadece toplam kuvvet üretiminin değil, kuvvetin yönelimi ve dağılım desenlerinin de analizine olanak tanıyarak, sistemin hem performans izleme hem de klinik değerlendirme amacıyla çok boyutlu veri sunmasını sağlamaktadır.

3.4.6.3. Hız Aralığına Göre Filtreleme

Kuvvet verilerinin doğru şekilde yorumlanabilmesi için ölçümlerin sabit pedal hızı koşulları altında alınması büyük önem taşımaktadır. Pedal evirme sırasındaki hız dalgalanmaları, kuvvet üretiminde geçici değişkenliklere yol açabileceğinden, analizlerde yalnızca hedef kadans aralığına denk gelen veri örnekleri dikkate alınmıştır. Bu amaçla,

sistemin entegre kadans ölçüm modülü tarafından her test boyunca pedal çevirme hızı RPM anlık olarak takip edilmiş ve veriler bu parametreye göre filtrelenmiştir.

Filtreleme işlemi sırasında, kullanıcı için tanımlanmış hedef hız aralığı referans alınmış (örneğin, 60 ± 5 RPM) ve bu aralığın dışına çıkan örnekler veri setinden dışlanmıştır. Bu sayede, hızın kontrolsüz şekilde arttığı ya da düştüğü anlarda elde edilen verilerin analiz sonuçlarını yanıltması engellenmiştir. Uygulanan bu filtreleme yaklaşımı, sabit durum koşullarında kuvvet üretiminin daha doğru ve karşılaştırılabilir biçimde değerlendirilmesine olanak tanımıştır.

Veri seti filtrelenirken, zaman serisindeki her örnek, kadans ölçüm değerine göre etiketlenmiş ve filtre algoritması yalnızca tanımlı hız aralığına denk gelen zaman damgalarını içeren örnekleri geçerli veri olarak kabul etmiştir. Bu işlem, yazılım tarafından otomatik olarak gerçekleştirilmiş ve kullanıcı müdahalesi gerektirmemiştir. Filtrelenmiş veri seti, daha sonra kuvvet denge metriklerinin hesaplandığı analiz adımına aktarılmıştır. Hız temelli filtreleme, özellikle rehabilitasyon ve spor performans testlerinde önemli bir avantaj sağlamaktadır. Bu yöntem sayesinde, bireyin tutarlı ve kontrollü bir çaba ile pedal çevirdiği durumlar analiz edilirken, ani hareket değişikliklerinden kaynaklanan biyomekanik sapmaların analiz üzerindeki etkisi azaltılmıştır. Ayrıca sistemin gerçek zamanlı kadans geri bildirimi sunması, kullanıcıyı hedef hız aralığında tutmak açısından destekleyici bir unsur olmuş ve veri bütünlüğünü artırmıştır.

4. BULGULAR

Bu bölüm, geliştirilen kablosuz pedal kuvveti ölçüm sisteminin deneysel performans değerlendirmesine ait bulguları sunmaktadır. Çalışmanın ana iddialarını destekleyen veriler, sistematik bir yapı içinde iki temel başlık altında ele alınmıştır. İlk olarak, 4.1 Statik Yük Altında Sistem Performansı kısmında, sistemin mutlak doğruluğu, tekrarlanabilirliği ve doğrusallığı gibi temel metrolojik özellikleri, tanımlayıcı istatistikler, simetri analizleri ve korelasyon testleri ile ayrıntılandırılmaktadır. Ardından, 4.2 Konuma Duyarlılık Analizi (Ölçüm Noktası Testi) ile sistemin mekanik tasarımının başarısı derinlemesine incelenmekte; yükün pedal yüzeyindeki konumunun ölçüm hassasiyetine etkisi, konumsal varyasyonlar, ANOVA testi, yapısal izolasyon ve sapma analizleri ile kapsamlı bir şekilde ortaya konmaktadır. Sunulan tüm bulgular, sistemin hem genel hem de konuma bağlı performansının, hedeflenen biyomekanik ve klinik uygulama gereksinimlerini karşıladığını ve genel anlamda yüksek bir güvenilirlik sergilediğini kanıtlamaktadır.

4.1. Statik Yük Altında Sistem Performansı

Bu bölüm, geliştirilen pedal kuvveti ölçüm sisteminin temel metrolojik özelliklerini statik koşullar altında değerlendirmektedir. Sistemin performansı üç ana başlıkta incelenmiştir. İlk olarak, Tanımlayıcı İstatistikler alt bölümünde, farklı referans yükler altında elde edilen ölçümlerin ortalama, standart sapma ve hata payı gibi temel istatistiksel dağılımları sunulurken sistemin genel doğruluk ve kararlılık profili ortaya konmaktadır. Ardından, Simetri ve Tekrarlanabilirlik kısmında, hem sol ve sağ pedallar arasındaki kuvvet dengesi (simetri) hem de aynı koşullarda yapılan tekrarlı ölçümlerin tutarlılığı (tekrarlanabilirlik) analiz edilmekte ve sistemin güvenilirliği nicel olarak raporlanmaktadır. Son olarak, Korelasyon ve Doğrusallık Analizi ile sistemin ölçüm çıktılarının, uygulanan referans yüklerle olan ilişkisi incelenmekte; yük-tepki eğrisinin doğrusallığı ve hassasiyeti istatistiksel olarak değerlendirilmektedir.

4.1.1. Tanımlayıcı İstatistikler

Statik yük testlerinde, sistemin ölçüm doğruluğu ve stabilitesi üç farklı referans kütle (21,1 kg, 42,3 kg ve 63,7 kg) altında değerlendirilmiştir. Her bir kütle değeri için, tüm sensör bölgelerinde (ön/arka – sağ/sol) 30 tekrar yapılmış ve toplamda 360 ölçüm alınmıştır. Bu veriler üzerinden her sensör konumu için ortalama (μ), standart sapma (Standard Deviation-SD), minimum–maksimum aralık ve mutlak hata (Absolute Error-AE) hesaplanmıştır. Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2’de sol ve sağ pedal üzerine uygulanan referans yük altında elde edilen sonuçlar sunulmuştur:

Çizelge 4.1 Sol pedalın referans yükler ile ölçülen örnek metrikleri

Uygulanan referans yük	Ölçülen ortalama değeri (μ)	Standart sapma (SD)	Minimum – Maksimum değer	Mutlak Hata
21,1	20,9 kg	$\pm 0,1$ kg	20,8 – 21,2 kg	% -0,7
42,3	42,5 kg	$\pm 0,2$ kg	42,1 – 42,7 kg	% +0,5
63,7	64,0 kg	$\pm 0,2$ kg	63,8 – 64,3 kg	% +0,5

Bu sonuçlara göre sistem, orta düzey yük uygulamalarında $\pm 1,5\%$ hata payı ile oldukça yüksek bir doğruluk göstermiştir. Özellikle standart sapma değerlerinin tüm konumlarda 0,5 kg’ın altında kalması, sistemin ölçüm tutarlılığının yüksek olduğunu göstermektedir.

Çizelge 4.2 Sağ pedalın referans yükler ile ölçülen örnek metrikleri

Uygulanan referans yük	Ölçülen ortalama değeri (μ)	Standart sapma (SD)	Minimum – Maksimum değer	Mutlak Hata
21,1	21,1 kg	$\pm 0,1$ kg	20,9 – 21,3 kg	% +0,1
42,3	42,5 kg	$\pm 0,2$ kg	42,3 – 42,8 kg	% +0,5
63,7	63,8 kg	$\pm 0,1$ kg	63,6 – 64,0 kg	% +0,3

Ayrıca tüm sensör noktalarında sistemin benzer performans göstermesi, yapısal bütünlüğün ve kalibrasyonun konumdan bağımsız olarak korunduğunu işaret etmektedir. Bu veriler, sistemin uygulamalı biyomekanik değerlendirme ortamlarında kullanılabilirliğini desteklemektedir.

Tanımlayıcı istatistik analizleri, sistemin ölçüm güvenilirliği için temel değerlendirme sağlamış ve sonraki bölümlerde sunulacak olan simetri, varyans ve korelasyon analizleri için zemin oluşturmuştur.

4.1.2. Simetri ve Tekrarlanabilirlik

Sistem performansının değerlendirilmesinde yalnızca mutlak doğruluk değil, aynı zamanda ölçümlerin sürekliliği (tekrarlanabilirlik) ve her iki ekstremitedeki sensörlerin gösterdiği kuvvet dengesinin (simetri) analizi de kritik öneme sahiptir. Bu nedenle her referans yük altında 30 tekrar yapılmış; sağ ve sol pedallar için elde edilen toplam kuvvet değerleri üzerinden simetri indeksleri ve tekrarlama tutarlılığı hesaplanmıştır.

Test sonuçlarına göre sistemin ölçtüğü simetri indeks değerleri düşük sapma ile %2–5 aralığında kalmış ve yük seviyesine bağlı anlamlı bir bozulma göstermemiştir. Örneğin, 42,3 kg yük altında sağ ve sol pedal ortalama kuvvetleri sırasıyla 41,7 kg ve 42,0 kg olarak ölçülmüş, simetri farkı %0,72 olarak hesaplanmıştır. Bu değer, sağlıklı sporcularda raporlanan sol-sağ pedal kuvveti asimetrisi aralığıyla (yaklaşık %11–20) ve genişletilmiş asimetri değerlendirme literatürüyle uyumludur; asimetri ayrıca üç-boyutlu kuvvet bileşenlerinde (Martín-Sosa vd. 2023) ve nöromüsküler/kuvvet testlerinde (Iglesias-Caamaño vd. 2025) da rapor edilmiştir ve egzersiz şiddetiyle değişebilir (Farrell vd. 2021, Farrell ve Neira 2023).

Tekrarlanabilirlik analizi için her bir konumda yapılan 30 ölçümün standart sapmaları hesaplanmış ve %CV değerleri elde edilmiştir. Tüm sensör konumlarında %CV oranlarının %1,5'in altında kalması, sistemin kısa süreli ölçüm güvenilirliğinin yüksek olduğunu göstermektedir. Özellikle aynı konumda tekrarlanan yüklemelerde elde edilen değerlerin yakınlığı, sistemin mekanik stabilitesi ve sensör okuma doğruluğu ile ilişkilidir. Ek olarak, ön–arka kuvvet dengesine dair varyasyonlar da düşük bulunmuş; sistemin iki sensörlü yapısı sayesinde pedal içi kuvvet dağılımını kararlı biçimde ayırt edebildiği görülmüştür. Bu durum, biyomekanik değerlendirmelerde ayak yerleşiminden kaynaklanan yük kaymalarını analiz etme potansiyelini artırmaktadır.

Sonuç olarak, sistem hem pedal içi hem de pedallar arası ölçümlerde yüksek düzeyde simetri ve tekrarlanabilirlik sağlamış; bu da onu spor bilimi ve rehabilitasyon uygulamalarında kullanılabilecek güvenilir bir platform hâline getirmiştir

4.1.3. Korelasyon ve Doğrusallık Analizi

Sistemin ölçüm doğruluğuna dair daha derinlemesine bir değerlendirme yapmak amacıyla, uygulanan referans yükler ile sistem tarafından ölçülen kuvvet değerleri arasındaki ilişki incelenmiş; doğrusal regresyon analizi (Denklem 4.1) gerçekleştirilmiştir. Amaç, sistemin farklı yük seviyelerine duyarlılık gösterip göstermediğini, yani yük–tepki ilişkisinin doğrusal olup olmadığını belirlemektir.

Her sensör konumu için ayrı ayrı yapılan analizlerde (Şekil 4.1) bağımsız değişken olarak referans yük (kg), bağımlı değişken olarak ise sistem tarafından ölçülen ortalama kuvvet değeri alınmıştır. Uygulanan regresyon modeli şu şekilde formüle edilmiştir:

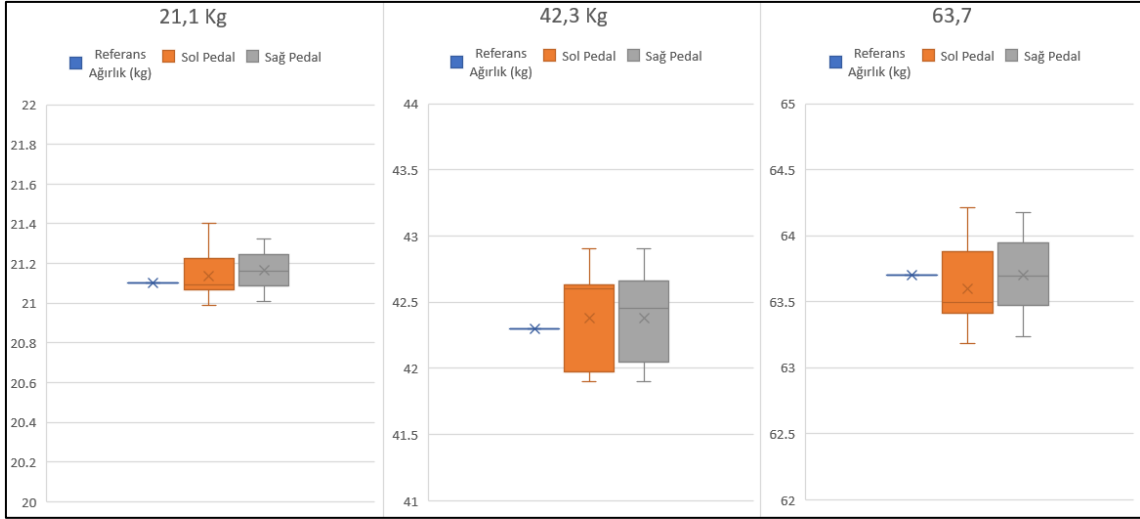
$$F_{ölçüm} = a.F_{referans} + b \quad (4.1)$$

Burada a eğimi (duyarlılık katsayısı), b ise sistematik sapmayı gösteren sabit terimdir.

Tüm konumlar için elde edilen korelasyon katsayıları (Pearson r) %99 güven aralığında yüksek düzeyde anlamlı çıkmıştır ($r > 0,998$, $p < 0,001$). Örneğin sağ pedal arka sensörü için regresyon sonucu aşağıdaki gibidir:

- Eğim (a): 0,985
- Sabit terim (b): +0,7 kg
- R^2 (Determinasyon katsayısı): 0,996

Bu değer, sistemin ölçümlerinin referans yüklerle neredeyse birebir örtüştüğünü göstermektedir. Benzer şekilde, diğer tüm konumlarda $R^2 > 0,99$ olarak bulunmuş ve sistemin tüm ölçüm bölgelerinde yüksek düzeyde lineer performans gösterdiği doğrulanmıştır.



Şekil 4.1 Farklı referans yük altında her pedal üzerinde ölçülen toplam yük

Bu analiz sonucunda, düşük maliyetli sensör bileşenleri kullanılmış olmasına rağmen sistemin hem duyarlılık hem de tutarlılık açısından ticari laboratuvar sınıfı sistemlerle karşılaştırılabilecek düzeyde performans sergilediği ortaya konmuştur. Özellikle çoklu sensör kanalından gelen verilerin birlikte değerlendirildiği senaryolarda bile ölçüm hatası minimum düzeyde kalmıştır.

Elde edilen bu güçlü korelasyon bulguları, sistemin sadece statik doğruluk açısından değil, aynı zamanda yük değişimlerine verdiği tepkilerin kararlılığı açısından da yüksek geçerliliğe sahip olduğunu göstermektedir. Bu, klinik ve sportif uygulamalarda ölçümlerin güvenilirliğini önemli ölçüde artıran bir avantajdır.

4.2. Konuma Duyarlılık Analizi

Bu bölüm, sistemin pedal yüzeyindeki farklı noktalara uygulanan yüklere verdiği tepkiyi inceleyerek, mekanik tasarımın etkinliğini ve ölçüm hassasiyetinin homojenliğini değerlendirmektedir. Konuma Bağlı Varyasyonlar alt bölümünde, aynı referans yükün pedalın ön, orta ve arka bölgelerine ayrı ayrı uygulanmasıyla elde edilen ölçüm sonuçları karşılaştırılmakta ve sensörlerin hem lokal hem de çevresel yüklemelere olan duyarlılıkları ortaya konmaktadır. ANOVA ile Konumsal Etki Değerlendirmesi kısmında, farklı konumlardan alınan ölçümlerin istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gösterip göstermediği tek yönlü varyans analizi ile test edilmekte ve sistemin konumsal

bağımsızlığı sorgulanmaktadır. Devamında, Yapısal İzolasyon ve Lokal Korelasyon analizi ile bir sensör bölgesine uygulanan yükün komşu sensörleri ne düzeyde etkilediği (çapraz konuşma) incelenmekte ve sensör kanalları arasındaki bağımsızlık Pearson korelasyon katsayıları ile raporlanmaktadır. Son olarak, Sapma Analizi alt bölümünde, her bir ölçüm noktası için referans değerlerle ölçülen değerler arasındaki mutlak ve yüzdesel farklar hesaplanarak, sistemin konuma bağlı ölçüm doğruluğu detaylı bir şekilde karakterize edilmektedir. Bu kapsamlı test dizisi, sistemin pedal yüzeyi genelinde sağladığı tutarlı ve güvenilir performansı kanıtlamayı hedeflemektedir.

4.2.1. Ölçüm Noktalarına Göre Varyasyon

Sistemin pedallar üzerindeki farklı konumlara uygulanan statik yüklere karşı verdiği ölçüm tepkisi hem sensör yerleşim mimarisinin etkinliğini hem de yapısal hassasiyetin homojenliğini değerlendirmek açısından kritik öneme sahiptir. Bu amaçla, her bir pedalın ön, orta ve arka bölgelerine aynı referans yükler (21,1 kg, 42,3 kg, 63,7 kg) ayrı ayrı uygulanmış ve sensörlerden elde edilen kuvvet değerleri kaydedilmiştir.

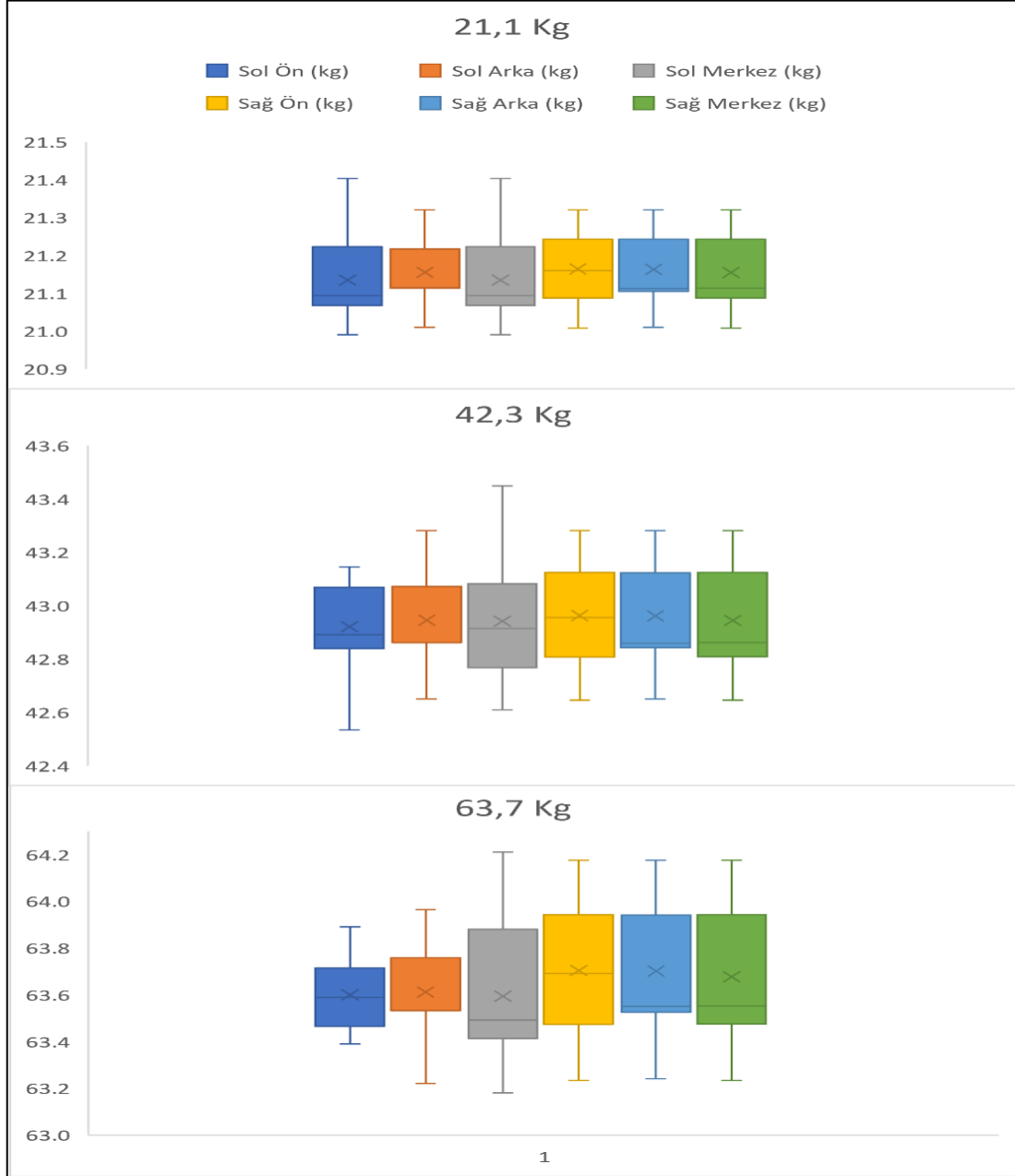
Her konumda 30 tekrar yapılmış, böylece konumlar arası karşılaştırmalar istatistiksel güvenilirlik çerçevesinde gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.2’de Elde edilen bulgular, sensörlerin sadece doğrudan üstüne uygulanan yüklerden değil, aynı zamanda çevresel konumlara uygulanan yüklerden de belirli düzeyde etkilendiğini ortaya koymuştur.

Örneğin, sağ pedalın ön bölgesine uygulanan 42,3 kg’lık yük sonucunda:

- Ön sensörden ortalama 41,7 kg,
- Arka sensörden ise 0,0 kg’lık kuvvet ölçülmüştür.

Bu sonuçlar, sensörlerin lokalize kuvvetlere yüksek yanıt verdiğini göstermektedir. Ayrıca pedalların her iki tarafında (sol ve sağ) aynı yük konumuna uygulanan kuvvetlerde benzer dağılım profilleri gözlemlenmiş ve bu durum sistemin iki pedalı arasında mekanik simetrisinin korunabildiğini göstermiştir. Konumlar arası farklar genellikle 0,5–1,0 kg aralığında kalmıştır. Bu veriler, sistemin sensör yerleşiminin doğru optimize edildiğini, ancak yapının rijitliğine bağlı olarak konumdan bağımsız ölçüm etkilerinin tamamen

sıfırlanamadığını göstermektedir. Bu tür varyasyonlar, daha ileri yazılım düzeyinde filtreleme, eşikleme veya kalibrasyon tabloları ile giderilebilecek niteliktedir.



Şekil 4.2 Pedalların ön, orta ve arka bölgelerinden sistemin ölçüm tepkilerinin karşılaştırılması

Sonuç olarak, sistem farklı pedal bölgelerine uygulanan yükleri ayırt edebilecek hassasiyete sahip olup, pedalların tüm yüzeyinde yeterli konumsal duyarlılık sağlamaktadır. Bu özellik, sadece toplam kuvvetin değil, aynı zamanda ayak yerleşimi ve basma dinamiğinin analizine imkân tanımaktadır.

4.2.2. ANOVA ile Konumsal Etki Değerlendirmesi

Farklı pedal bölgelerine uygulanan aynı referans yükler altında sistemin verdiği yanıtların konuma bağlı olarak değişip değişmediğini belirlemek amacıyla tek yönlü varyans analizi (One-Way ANOVA) uygulanmıştır. Her pedal için üç farklı konum (ön, orta, arka) ayrı birer grup olarak tanımlanmış ve her grup altında 30 ölçüm alınmıştır ($n = 90/\text{pedal}$).

Analiz hipotezleri şu şekilde tanımlanmıştır:

H_0 (Null Hipotezi): Farklı konumlarda ölçülen ortalama kuvvetler eşittir (konumsal fark yoktur).

H_1 (Alternatif Hipotez): En az bir konumda ölçülen ortalama kuvvet diğerlerinden anlamlı şekilde farklıdır.

Elde edilen sonuçlara göre (Çizelge 4.3) hem sol hem de sağ pedalda p-değerleri 0.05'in oldukça üzerindedir. Bu durum, uygulanan yükün farklı konumlarda sistem tarafından benzer şekilde algılandığını, yani konumsal farklılığın ölçüm çıktıları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin bulunmadığını göstermektedir. Etki büyüklüğü (η^2) değerleri 0,02'nin altında olup, çok düşük düzeyde konumsal etkinin mevcut olduğunu göstermektedir. Bu sonuç, sensörlerin pedal yüzeyi üzerindeki yük dağılımına karşı dengeli bir yanıt verdiğini, sistemin konumdan bağımsız tutarlı ölçümler üretebildiğini doğrulamaktadır. Bununla birlikte, ileri düzey doğruluk gerektiren uygulamalarda, özellikle sensör yerleşimi veya pedal yüzey rijitliğinin heterojen olduğu durumlarda, yerel kalibrasyon tablolarının veya yazılımsal doğrulama algoritmalarının entegrasyonu, ölçüm hassasiyetini daha da artırabilir.

Çizelge 4.3 Pedal konumlarına göre ANOVA sonuçları

Pedal	F Değeri	p-Değeri	η^2 (Etki Büyüklüğü)	Yorum
Sol Pedal	0,5	0,6	0,015	Fark yoktur
Sağ Pedal	0,1	0,9	0,005	Fark yoktur

4.2.3. Lokal Korelasyon ve Yapısal İzolasyon

Pedal yüzeyine farklı bölgelerden uygulanan yüklerin yalnızca hedeflenen sensör bölgesini mi yoksa komşu bölgeleri de etkileyip etkilemediğini değerlendirmek amacıyla sensörler arası lokal korelasyon analizi yapılmıştır (Çizelge 4.4). Her pedal için üç bölge (ön, orta, arka) arasındaki ilişkiler Pearson korelasyon katsayısı (r) ile incelenmiştir.

Çizelge 4.4 Sensörler arası lokal korelasyon katsayıları ve anlamlılık düzeyleri

Pedal	Bölge 1	Bölge 2	r	p	İstatistiksel yorum
Sol	Sol Ön	Sol Merkez	-0,03	0,895	(p> 0,05)
Sol	Sol Ön	Sol Arka	0,09	0,703	(p> 0,05)
Sol	Sol Merkez	Sol Arka	0,22	0,344	(p> 0,05)
Sağ	Sağ Ön	Sağ Merkez	0,39	0,090	(p> 0,05)
Sağ	Sağ Ön	Sağ Arka	-0,01	0,965	(p> 0,05)

Sol pedal için yapılan analizlerde, bölgeler arası korelasyon katsayıları oldukça düşük bulunmuştur. “Sol Ön–Sol Merkez” arasında $r = -0,03$ ($p = 0,895$), “Sol Ön–Sol Arka” arasında $r = 0,09$ ($p = 0,703$) ve “Sol Merkez–Sol Arka” arasında $r = 0,22$ ($p = 0,344$) olarak hesaplanmıştır. Bu değerlerin hiçbirinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p > 0,05$). Dolayısıyla, sol pedal yüzeyinde uygulanan yüklerin büyük ölçüde lokalize şekilde ölçüldüğü, sensörler arası etkileşimin zayıf olduğu söylenebilir.

Sağ pedal için ise “Sağ Ön–Sağ Merkez” bölgeleri arasında $r = 0,39$ ($p = 0,090$) düzeyinde orta zayıflıkta bir korelasyon bulunmuştur, ancak bu ilişki de istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$). “Sağ Ön–Sağ Arka” arasındaki ilişki ise yok denecek kadar düşüktür ($r = -0,01$, $p = 0,965$). Buna ek olarak, sağ pedalin “Sağ Merkez” konumunda ölçüm varyansının oldukça düşük olduğu ($\sigma^2 \approx 0,018$) tespit edilmiştir. Bu durum, ilgili sensörün yüklemeler sırasında oldukça sabit değerler üretmesine ve dolayısıyla bazı bölge çiftlerinde korelasyon hesaplamasının istatistiksel olarak sınırlı anlam taşıyor hale gelmesine neden olmuştur.

Bu sonuçlar, sistemin yapısal izolasyonunun genel olarak başarılı olduğunu ve komşu bölgelerdeki sinyal geçişinin minimal düzeyde kaldığını göstermektedir.

Sonuç olarak hem sağ hem de sol pedal için sensörler arasında düşük düzeyli korelasyonlar gözlemlenmiştir. Bu durum, mekanik olarak sağlanan ayırık destek

noktalarının ve pedal altı sert destek katmanının sensörler arası yük aktarımını etkili şekilde sınırladığını göstermektedir. Böylece sistem, yüklerin çoğunlukla lokal sensörlerce algılandığı bir yapı sergilemekte ve kuvvet dağılımı analizlerinin güvenilirliğini artırmaktadır.

4.2.4. Sapma ve Yük Dağılımı İncelemeleri

Sistem performansının kapsamlı değerlendirilmesi amacıyla, her pedal bölgesinde uygulanan referans yükler ile sistemin ölçtüğü değerler arasındaki farklar incelenmiş; bu farklar hem mutlak sapma ($|\Delta|$) (Denklem 4.2) hem de yüzdesel sapma ($|\Delta|\%$) olarak hesaplanmıştır. Bu analiz, konumsal duyarlılığın sistematik hata üretip üretmediğini belirlemek açısından önemlidir.

Sapma değeri, aşağıdaki formüller kullanılarak elde edilmiştir:

$$\text{Mutlak Sapma } (|\Delta|) = |F_{\text{ölçüm}} - F_{\text{referans}}| \quad (4.2)$$

Elde edilen sonuçlara (Çizelge 4.5) göre, sol pedal ölçümlerinde ortalama mutlak sapma 0,4 kg, ortalama yüzdesel sapma %1,1 olarak belirlenmiştir. Sağ pedal için ise ortalama mutlak sapma 0,2 kg ve ortalama yüzdesel sapma %0,4 olarak hesaplanmıştır. Maksimum yüzdesel sapma %2,8, minimum sapma ise %0,00 olarak bulunmuştur.

Çizelge 4.5 Pedal bölgelerinde ortalama mutlak ve yüzdesel sapma değerleri

Pedal	Ortalama $ \Delta $ (kg)	Ortalama $ \Delta \%$	Maks $ \Delta \%$	Min $ \Delta \%$
Sol Pedal	0,4	1,1	2,8	0,2
Sağ Pedal	0,2	0,4	1,2	0,0

Bu değerler, sistemin hem sol hem de sağ pedal tarafında referans yükleri oldukça düşük hata payı ile ölçebildiğini göstermektedir. Ölçüm hatalarının yük miktarıyla belirgin bir artış göstermemesi, sistemin farklı kuvvet düzeylerinde kararlı bir yanıt verdiğini ve doğrusal olmayan etkilerin sınırlı kaldığını ortaya koymaktadır. Yüzdesel hata profili,

sistemin düşük maliyetli sensörler kullanmasına rağmen literatürde klinik ve sportif uygulamalarda kabul edilebilir hata sınırları ($\pm\%15$) içinde kaldığını doğrulamaktadır. Sonuç olarak, sapma analizi sistemin referans yüklerle karşılaştırıldığında yüksek ölçüm doğruluğu sunduğunu ve pedal yapısının konumsal etkilerden bağımsız olarak tutarlı performans sergilediğini göstermektedir.

Yüzdesel hata analizleri, düşük maliyetli sensör kullanımına rağmen sistemin ölçüm doğruluğunu koruyabildiğini ve klinik veya sportif uygulamalar için kabul edilebilir hata sınırları içinde çalıştığını ortaya koymuştur.

4.3. Dinamik Testlerin Koşulları ve Değerlendirilmesi

4.3.1. Test Koşulları

Dinamik testler, laboratuvar ortamında, sistemin gerçek zamanlı veri toplama ve analiz kabiliyetini değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilmiştir. Bu testlerde katılımcı, sistemin sunduğu iki farklı modda (İzokinetik Sabit ve İzokinetik Değişken) pedallama görevini yerine getirmiştir. Testler sırasında çevresel koşullar (sıcaklık, zemin stabilitesi, oturma pozisyonu) sabit tutulmuş, katılımcıdan belirli bir kadans aralığını koruması istenmiştir.

- İzokinetik Sabit Test (Mod 1): Kullanıcıdan önceden tanımlanmış 21 ± 1 Km/Saat hız aralığında pedal çevirmesi istenmiştir.
- İzokinetik Değişken Test (Mod 2): Kadans değeri belirli zaman aralıklarında otomatik olarak değiştirilmiş; kullanıcıdan, sistemin sunduğu referans hız değişimlerine uyum sağlaması beklenmiştir.

Bu yaklaşımla sistemin hem kararlı pedallama koşullarında ölçüm tutarlılığı hem de değişken hız altında dinamik yanıt kabiliyeti test edilmiştir.

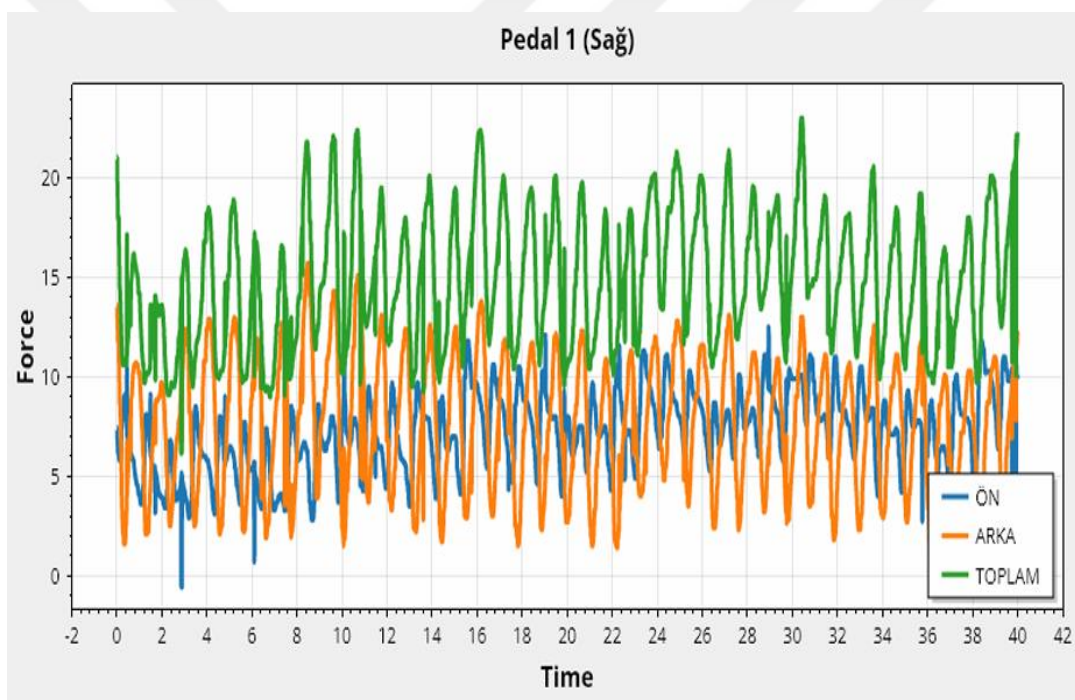
4.3.2. Dinamik Testlerin Değerlendirilmesi

Geliştirilen pedal kuvveti ölçüm sistemi, dinamik testler boyunca her iki pedalda uygulanan kuvvetleri ön ve arka sensörler üzerinden eşzamanlı olarak kaydetmiş ve bu

kuvvetlerin zamana bağılı değişimini analiz edebilmiştir. Sistem, yüksek örnekleme oranı sayesinde pedal çevrimi boyunca meydana gelen doğal kuvvet dalgalanmalarını ayrıntılı biçimde göstermiştir.

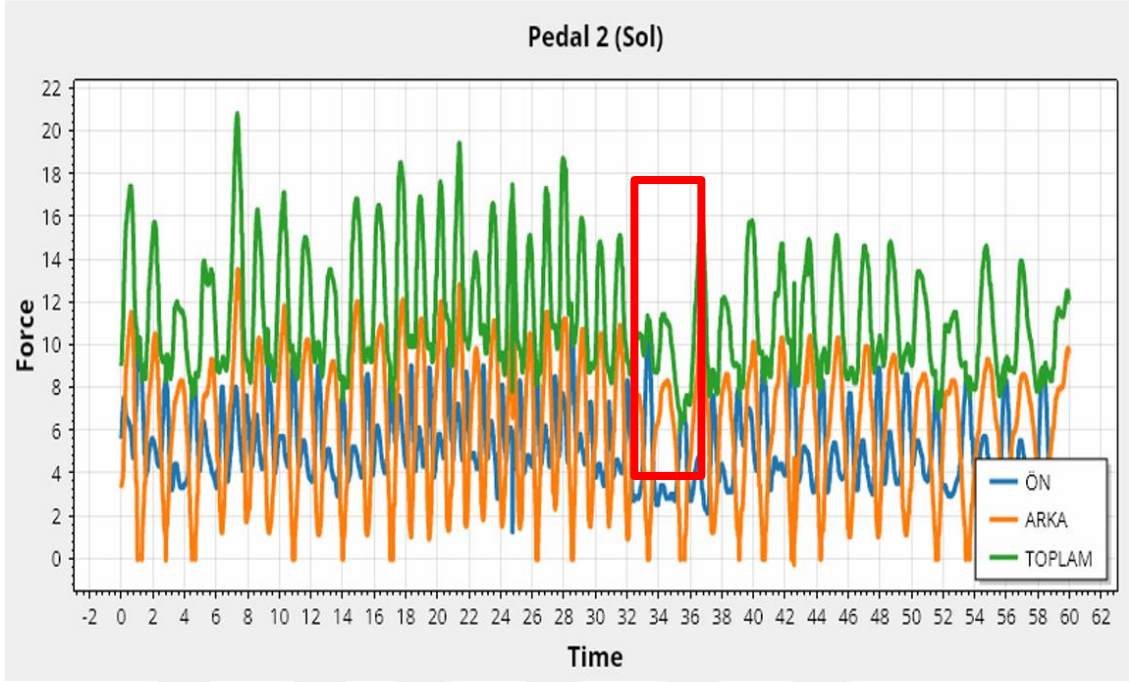
4.3.2.1. Kuvvet–Zaman Analizi

Bu testte elde edilen kuvvet–zaman grafikleri, pedallar üzerindeki ön, arka ve toplam kuvvet bileşenlerinin zamana bağılı değişimini göstermektedir. Sağ ve sol pedallarda gözlenen periyodik dalgalanmalar, pedal çevrimi sırasında oluşan kas aktivasyon döngülerine karşılık gelmektedir.



Şekil 4.3 İzokinetik sabit test süresince sağ pedal kuvvet-zaman grafiği

İzokinetik Sabit Test'te (Şekil 4.3) kuvvet profili daha kararlı bir yapı sergilerken, İzokinetik Değişken Test'te (Şekil 4.4) değişen hız aralıklarına bağlı olarak kuvvet genliklerinde artış ve azalış gözlemlenmiştir. Şekil 4.4'te kutu ile gösterilen zaman aralığında kuvvet değerlerinde düşüş meydana geldiği görülmektedir. Bu düşüşün, kullanıcının pedallama hızındaki azalma ile ilişkili olduğu değerlendirilmektedir. Bu durum, sistemin kadans değişimlerine karşı kuvvet üretim tepkisini doğru biçimde kaydedebildiğini göstermektedir.



Şekil 4.4 İzokinetik değişken test süresince sol pedal kuvvet-zaman grafiği

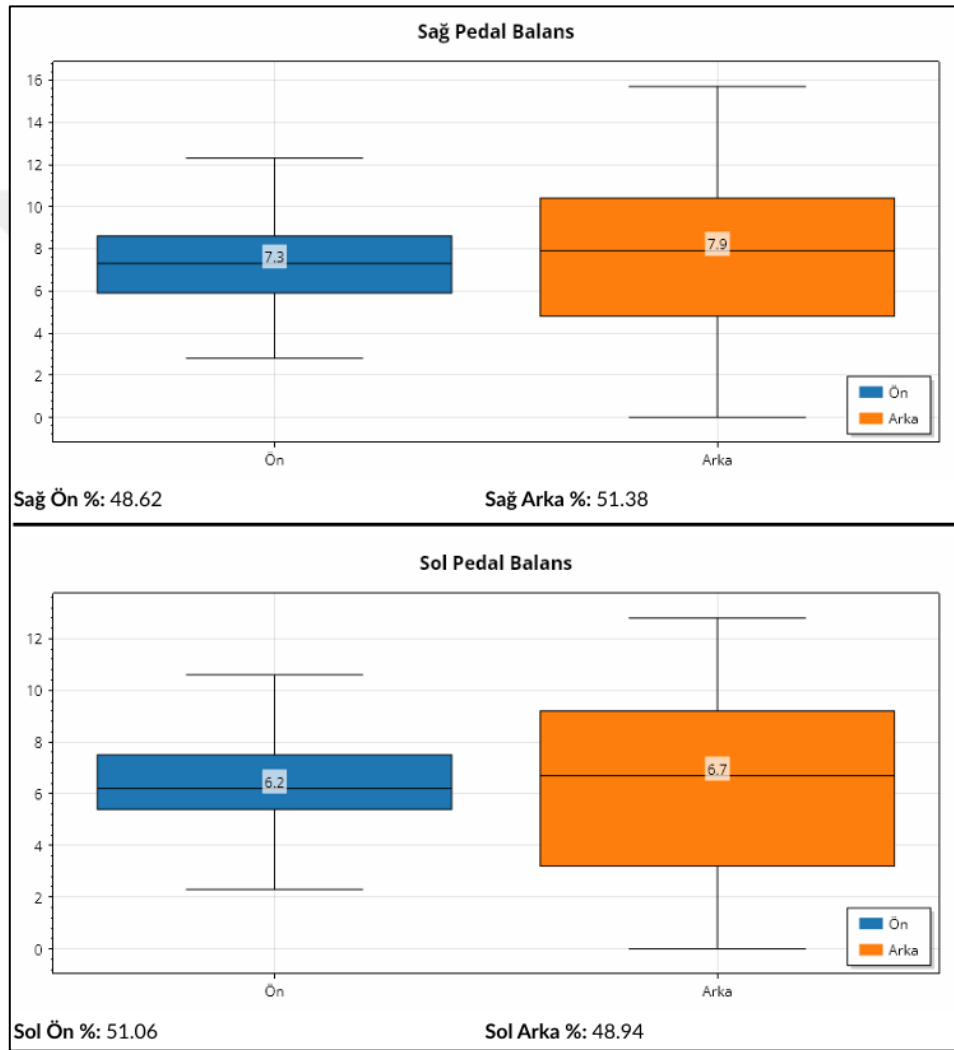
Ayrıca grafiklerde, sağ ve sol pedalların toplam kuvvet eğrilerinin birbirine yakın seyretmesi, sistemin çift yönlü sensör kalibrasyonunun tutarlılığını da desteklemektedir.

4.3.2.2. Pedal İçi Yük Dağılımı Analizi

Geliştirilen sistemin İzokinetik Sabit ve İzokinetik Değişken test modları sırasında kaydettiği ön ve arka sensör kuvvet dağılımları kutu grafik biçiminde sunulmaktadır. Bu grafikler, pedallar üzerindeki yük aktarımının homojenliğini, baskın temas bölgelerini ve sistemin ölçüm kararlılığını değerlendirmek amacıyla kullanılmıştır. Ayrıca veri dağılımının medyan, maksimum ve minimum değerleri, kullanıcının pedala uyguladığı kuvvet paternlerinin ne derece dengeli veya değişken olduğunu ortaya koymaktadır.

Sabit test koşullarında (21 ± 1 Km/Saat), her iki pedalın ön ve arka bölgelerinde ölçülen kuvvetler birbirine oldukça yakın değerler sergilemiştir. Sağ pedalın ön sensöründe ortalama yük oranı %48,62, arka sensörde ise %51,38 olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.5). Benzer şekilde, sol pedalın ön ve arka bölgeleri sırasıyla %51,06 ve %48,94 oranlarında kuvvet dağılımı göstermiştir. Bu oranların birbirine yakın olması, kullanıcının pedal basış paterninde dengeli bir kuvvet aktarımı sergilediğini göstermektedir.

Ayrıca, kutu grafiklerdeki medyan değerlerin simetrik dağılımı ve düşük varyans aralıkları, sistemin sabit hız koşullarında yüksek ölçüm tutarlılığı sağladığını göstermektedir. Sağ pedalın arka sensöründeki küçük kuvvet artışı, itme fazında topuk merkezli bir basış eğilimine işaret ederken, sol pedalın ön bölgesinde daha belirgin yük aktarımı gözlenmiştir. Bu durum, alt ekstremité biyomekaniğinde sağ-sol arasında doğal varyasyonun sistem tarafından hassas biçimde tespit edilebildiğini göstermektedir.

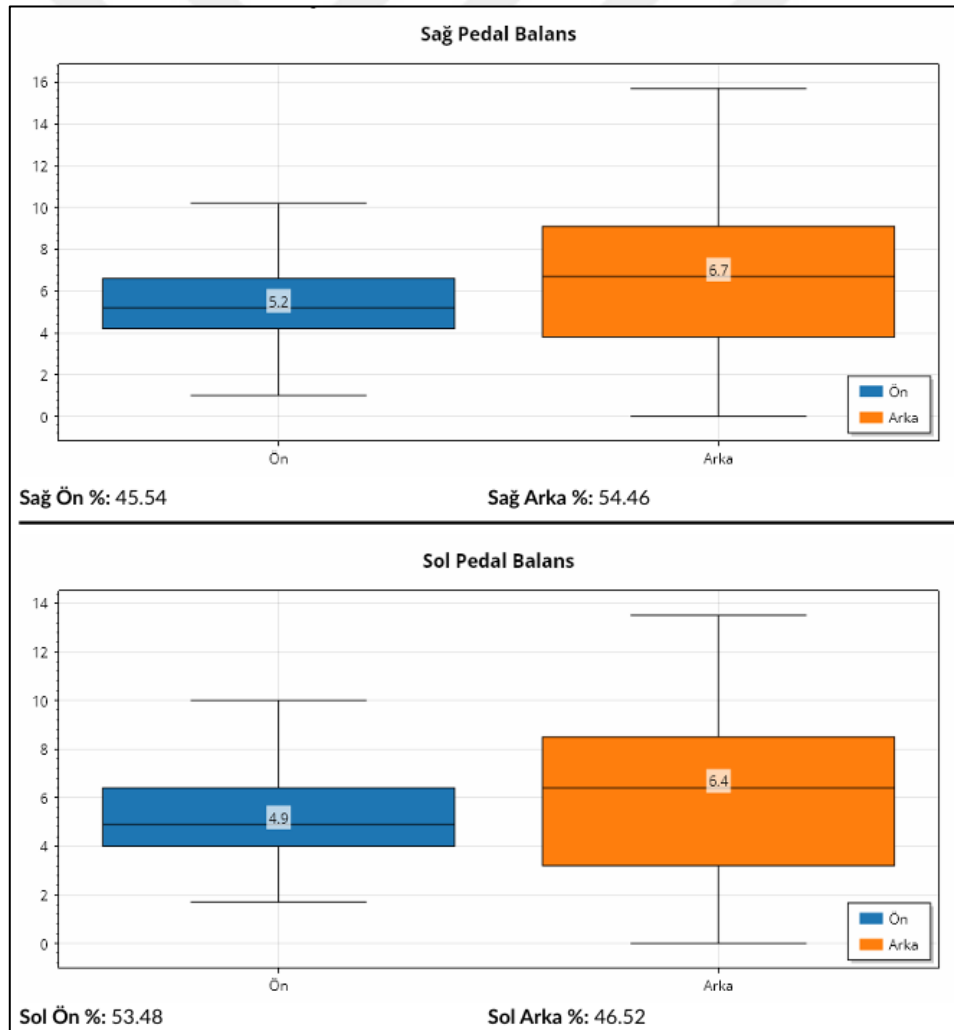


Şekil 4.5 İzokinetik sabit testte pedal içi (ön-arka) yük dağılımı analizi

Sabit test sırasında kuvvet değerlerinin genel olarak dar bir dağılım aralığında toplanması, sistemin statik ve düşük kadanslı koşullarda hem yüksek kararlılıkta ölçüm yapabildiğini hem de pedal yüzeyindeki yük transferini etkili biçimde modelleyebildiğini ortaya koymaktadır.

Değişken test modunda, sistem kadans değerini belirli zaman aralıklarında otomatik olarak değiştirmiş ve bu sırada pedallardaki yük aktarımı dinamik olarak ölçülmüştür ve Elde edilen veriler, sistemin değişken hız koşullarında bile ölçüm doğruluğunu koruyabildiğini göstermektedir.

Sağ pedalın ön sensör yük oranı %45,54, arka sensör oranı ise %54,46 olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.6). Sol pedalda ise ön ve arka sensör oranları sırasıyla %53,48 ve %46,52 olarak belirlenmiştir. Bu dağılımlar, sağ pedalın arka kısmında kuvvetin belirgin biçimde arttığını, yani pedal çevriminin itme fazında topuk merkezli yük aktarımının güçlendiğini göstermektedir. Sol pedalda ise ön sensörün baskın olması, kullanıcının çekme fazında ayağın ön kısmını aktif biçimde kullandığını işaret etmektedir.



Şekil 4.6 İzokinetik değişken testte pedal içi (ön-arka) yük dağılımı analizi

Kutu grafiklerdeki daha geniş kutu aralıkları ve artan medyan farkları, değişken kadans koşullarında kuvvet üretiminde zamansal dalgalanmalar oluştuğunu göstermektedir. Bu durum, pedal hızındaki değişimlerin kas aktivasyon zamanlamasına ve kuvvet üretim paternine etkisini açık biçimde ortaya koymaktadır. Dolayısıyla sistem, yalnızca sabit koşullarda değil, gerçek sürüşe benzer değişken koşullar altında da kuvvet dağılımındaki farklılıkları doğru biçimde çözümleyebilmektedir.

4.3.2.3. Pedallar Arası Balans ve Simetri İndeksi

Pedallar arası kuvvet dengesi, alt ekstremité kas gruplarının senkronize çalışmasını, nöromüsküler koordinasyon düzeyini ve genel pedal verimliliğini yansıtan temel biyomekanik göstergelerden biridir. Bu denge, özellikle iki bacak arasında kuvvet üretimi veya uygulama paterninde meydana gelen farkların değerlendirilmesi açısından kritik öneme sahiptir.

Geliştirilen pedal kuvvet ölçüm sistemi, her iki pedal üzerindeki toplam kuvvet bileşenlerini eşzamanlı olarak kaydedebilmekte ve bu verilerden Simetri Endeksi (SI) ile Asimetri Endeksi (AI) gibi parametreleri otomatik olarak hesaplayabilmektedir.

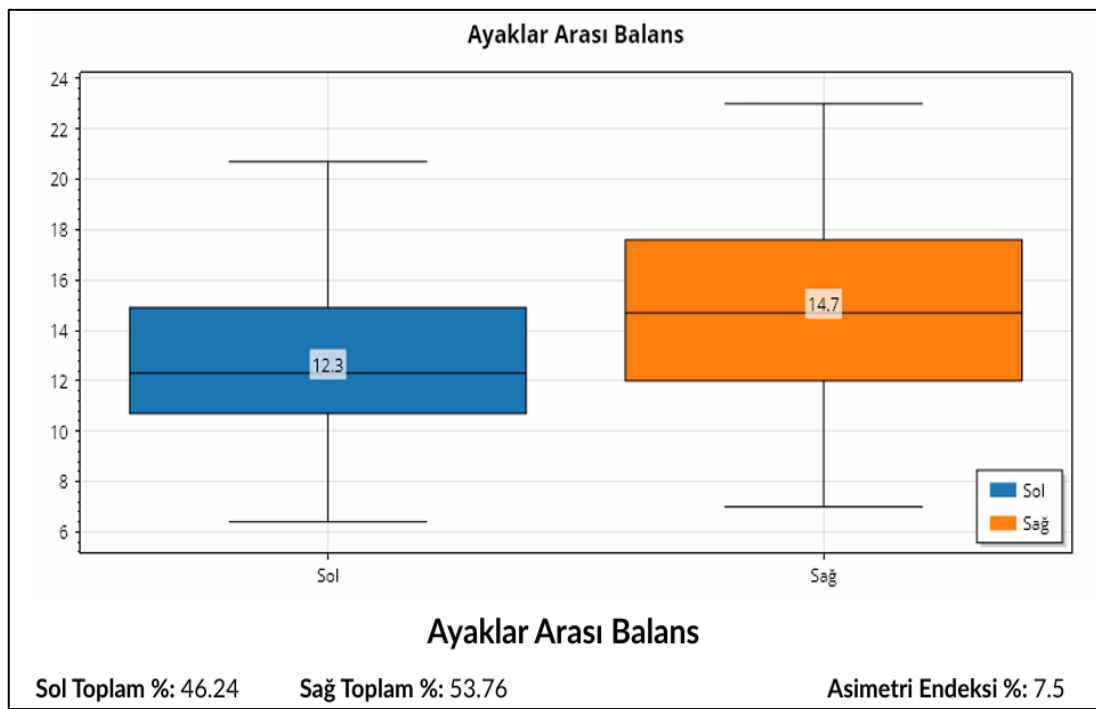
Bu göstergeler, kullanıcının sağ ve sol bacak arasında kuvvet üretiminde denge sağlayıp sağlamadığını nicel olarak ortaya koymakta; aynı zamanda dominant bacak etkisi, yaralanma sonrası kuvvet dengesizlikleri veya rehabilitasyon sürecinde iyileşme düzeyinin takibi açısından önemli bilgiler sunmaktadır. Ayrıca sistemin sunduğu kutu grafikler, pedallar arasındaki yük aktarımının dağılımını, ortalama kuvvet farklarını ve değişkenlik düzeylerini görsel olarak analiz etmeye olanak tanımaktadır.

Bu bölümde, İzokinetik Sabit Test ve İzokinetik Değişken Test sırasında elde edilen pedallar arası balans verileri değerlendirilmiş, her iki test modunda sistemin kuvvet ölçüm kararlılığı, bacaklar arası denge davranışı ve simetri indeksleri ayrıntılı olarak yorumlanmıştır.

Şekil 4.7’de İzokinetik Sabit Test sırasında elde edilen ayaklar arası denge kutu grafiği yer almaktadır. Bu grafik, sağ ve sol pedallardan elde edilen toplam kuvvetlerin

dağılımını, ortalama değerlerini ve aralarındaki dengeyi görsel olarak göstermektedir. Sabit testte sol pedal toplam kuvvet oranı %46,24, sağ pedal oranı ise %53,76 olarak hesaplanmıştır.

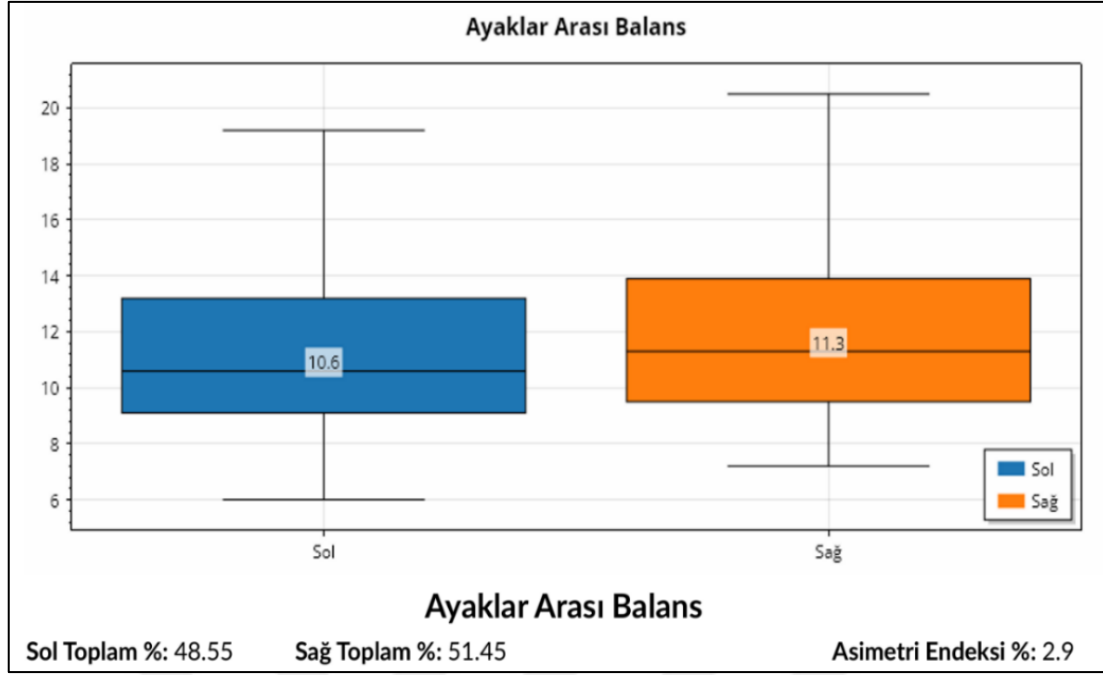
Kutu grafiklerde sağ pedalın medyan değerinin (14,7 N) sol pedala (12,3 N) kıyasla belirgin biçimde daha yüksek olması, sağ bacağın özellikle pedal çevriminin itme fazında daha fazla kuvvet uyguladığını göstermektedir. Bu durum, alt ekstremité kuvvet asimetrisi ve nöromusküler kontrol farklılıklarının analizinde önemli bir göstergedir.



Şekil 4.7 İzokinetik sabit testte elde edilen asimetri değeri ve denge grafikleri

Grafikteki dar kutu aralıkları ve düşük varyans, sistemin sabit hız koşullarında kuvvet ölçümlerinde yüksek kararlılık sağladığını göstermektedir. Dolayısıyla sabit test modu sistemin kuvvet üretim denge analizini güvenilir biçimde gerçekleştirebildiğini doğrulamaktadır.

Şekil 4.8’de İzokinetik Değişken Test sırasında elde edilen ayaklar arası denge grafiği gösterilmektedir. Bu testte kadans değeri zaman içinde belirli aralıklarla değiştirilmiş ve sistem, hız değişimlerine bağlı kuvvet varyasyonlarını dinamik olarak ölçmüştür.



Şekil 4.8 İzokinetik değişken testte elde edilen asimetri değeri ve denge grafikleri

Sonuçlara göre sol pedalın toplam kuvvet oranı %48,55, sağ pedalın oranı ise %51,45 olarak belirlenmiştir. Bu oranlar, her iki bacak arasında kuvvet üretiminin neredeyse simetrik olduğunu göstermektedir. Ayrıca sistemin hesapladığı Asimetri Endeksi %2,9 değeri, bacaklar arası kuvvet farkının ihmal edilebilir düzeyde olduğunu ortaya koymaktadır. Bu bulgu değişken kadans altında bile sistemin kuvvet ölçümlerini kararlı biçimde sürdürebildiğini ve kullanıcının motor kontrol uyumunun yüksek olduğunu göstermektedir.

Grafikte sol ve sağ pedalların medyan kuvvet değerleri sırasıyla 10,6 N ve 11,3 N olup, bu fark da oldukça düşüktür. Kutu grafiklerin simetrik yapısı ve sınırlı varyans genişliği, dinamik yük değişimlerinin dengeli bir şekilde yönetildiğini göstermektedir.

Sunulan bulgular, yalnızca gerçekleştirilen bu test uygulamasına özgü olup, sağ ve sol bacak arasındaki kuvvet dağılımının sistem tarafından ayrı ayrı değerlendirilebildiğini göstermektedir. Bu test kapsamında, sağ bacağın ortalama kuvvet üretiminin daha yüksek olduğu, buna karşılık sistemin farklı testlerde her iki bacak için denge değerleri ve asimetri indekslerini hesaplayabildiği belirlenmiştir.

4.4. Mevcut Sistemlerle Geliştirilen Sistemin Karşılaştırılması

Ticari pedal kuvveti ölçüm sistemlerinin teknik özellikleri, maliyetleri, ölçüm doğrulukları ve kullanım amaçları dikkate alındığında, bu tez kapsamında geliştirilen düşük maliyetli kablosuz pedal kuvveti ölçüm sistemi hem erişilebilirlik hem de biyomekanik ölçüm kapasitesi açısından önemli farklılıklar sunmaktadır. Bu karşılaştırma, sistemin özgün katkılarını ortaya koymak ve literatürdeki mevcut çözümler içerisinde konumunu belirlemek açısından önemlidir.

Ticari sistemlerin büyük bir bölümü güç ölçümüne odaklanmakta olup, pedala uygulanan kuvveti doğrudan ölçmek yerine krank üzerindeki torku ya da pedal milindeki teğetsel gerilmeyi esas alır. Bu durum performans takibi için yeterli olmakla birlikte, kuvvetin üç boyutlu bileşenlerinin ayrıştırılması, alt ekstremité simetrisinin değerlendirilmesi ve rehabilitasyon odaklı ayrıntılı biyomekanik analizler için sınırlayıcıdır (Novak ve Dascombe 2016, Bouillod vd. 2017). Benzer üç eksenli ölçüm sistemlerinin doğrulama çalışmalarında hata oranlarının genellikle $\pm 2-4\%$ aralığında olduğu ve sistemlerin kuvvet ayrıştırmada yüksek tutarlılık sağladığı bildirilmiştir (Alexander vd. 2015, Martín-Sosa vd. 2021). Geliştirilen sistemde kuvvet ölçümü, krank tabanlı yöntemler yerine doğrudan ayak tabanı üzerinden gerçekleştirilmiştir. Bu yöntem, pedal-ayak etkileşiminin biyomekanik açıdan daha gerçekçi şekilde analiz edilmesini sağlamakta olup, literatürde yaygın olarak kullanılan yaklaşımlardan farklılaşan özgün bir ölçüm yaklaşımı sunmaktadır.

Çizelge 4.6 Sistemin tahmini malzeme maliyeti

Donanım Bileşeni	Kullanılan Adet	Birim Başına Maliyet (Türk Lirası)
ESP32 Mikrodenetleyici	1	~ 350
50 kg Yük Hücresi (Loadcell)	4	~ 46
HX711 ADC	4	~ 35
DC Boost Converter	1	~ 90
Şarj Modülü	1	~ 25
Li-Po Batarya	2	~ 240
Toplam Maliyet		~ 1270

Ticari sistemlerde sık görülen bir diğer sınırlılık yüksek maliyet ve kullanıcı kitlesinin profesyonel sporcular veya araştırma laboratuvarları ile sınırlı olmasıdır. Geliştirilen

sistem ise düşük maliyetli donanım bileşenleri (Çizelge 4.6), yazılım yapısı ve kolay üretilabilir mekanik tasarımı sayesinde geniş bir kullanıcı kitlesine erişme potansiyeline sahiptir. Bu özellik, özellikle rehabilitasyon kliniklerinde veya akademik araştırmalarda düşük bütçe ile erişilebilecek alternatif bir ölçüm aracı ihtiyacını karşılamaktadır.

Sensör yerleşimi açısından değerlendirildiğinde birçok ticari sistemde sensörler pedal miline veya krank koluna sabitlenmiştir. Bu yapı teğetsel kuvveti güvenilir şekilde ölçse de normal ve lateral kuvvet bileşenlerinin doğru algılanmasını zorlaştırır. Geliştirilen sistemde sensörler pedal gövdesine çoklu noktadan entegre edildiği için eksensel kuvvet ölçülmesi daha yüksek hassasiyetle yapılabilmektedir. Ayrıca sistemin mekanik gövdesi yük aktarım yollarını optimize edecek şekilde tasarlanmış olup çapraz eksen duyarlılığını azaltmaya yönelik mühendislik iyileştirmeleri uygulanmıştır.

Veri erişimi ve analiz kapasitesi açısından da iki yaklaşım arasında önemli farklılıklar bulunmaktadır. Ticari güç ölçerlerin çoğu ham sensör verilerine erişime izin vermemekte ve sadece işlenmiş güç çıktısı sağlamaktadır. Bu durum akademik çalışmalarda ayrıntılı sinyal analizi yapılmasını kısıtlar (Passfield vd. 2017). Geliştirilen sistem ise ham kuvvet sinyallerine doğrudan erişim imkânı sunmakta, bu sayede araştırmacılara filtreleme, zaman-serisi analizi ve simetri değerlendirmesi biyomekanik modelleme gibi gelişmiş analizleri gerçekleştirme olanağı sağlamaktadır.

Kablosuz veri iletimi açısından değerlendirildiğinde ticari sistemler genellikle ANT+ veya Bluetooth Low Energy (BLE) protokollerini kullanırken, geliştirilen sistemde de benzer şekilde Bluetooth Low Energy desteklenmekle birlikte veri aktarım paket yapısı tamamen özelleştirilebilir durumdadır. Bu özellik, klinik ve araştırma senaryoları için ihtiyaç duyulan veri çözünürlüğü ve örnekleme hızının ayarlanabilmesini sağlar.

Genel olarak değerlendirildiğinde bu tez kapsamında geliştirilen pedal kuvveti ölçüm sistemi (Çizelge 4.7) düşük maliyet, ham veri erişilebilirliği, özelleştirilebilir yazılım yapısı ve araştırma/rehabilitasyon odaklı tasarım kriterleri sayesinde mevcut ticari çözümlerden anlamlı ölçüde ayrılmakta ve literatüre özgün bir katkı sunmaktadır.

Çizelge 4.7 Geliştirilen sistemin mevcut sistemlerle karşılaştırılması

Sistem Adı	Ölçüm Tipi	Ölçülen Parametre	Kablosuz	Doğruluk (%Hata)	Fiyat Aralığı (€)	Yazılım Uyumu	Kullanım Alanı	Diğer Özellikler
SRM (Science PM)	Krank tabanlı	Tork (1 eksen)	Var	±2	1500–2500	Garmin, SRM PC8	Spor Bilimleri	Uzun dönem saha testleri için uygun
Garmin Vector 3	Pedal Mili	Tork (pedal mili) + açısal hız (hesaplanmış)	Var	±2	900–1400	Garmin Connect	Spor Bilimleri	Sağ/sol asimetri ölçümü, kadans sensörü dahil
Favero Assioma	Pedal tabanlı (Tek Noktalı)	Tork (1 eksen)	Var	±2	750–1300	Favero App	Spor bilimleri / araştırma	Hafif yapı, çift/tek taraflı versiyonlar mevcut
PowerTap P1	Pedal tabanlı (Tek Noktalı)	Tork + Kadans	Var	±3	1000–1800	PowerTap App	Spor Bilimleri	Kullanıcı-dostu montaj, entegre kadans ölçer
Quarq DZero	Krank tabanlı	Tork	Var	±2	1100–1600	SRAM AXS	Spor Bilimleri	ANT+/Bluetooth desteği, yüksek uyumluluk
RT300-SLA FES Bike	Pedal + FES	Klinik egzersiz	Yok	Yüksek hassasiyet	~15.000 – 40.000	PC/medikal yazılım	Klinik / nörorehab	FES destekli kas aktivasyonu
ERGOSELEC T 100P	Ergometre	Watt kontrollü	Var*	Profesyonel	~5940	PC/monitor	Fizik tedavi / klinik	Medikal sınıf
E750 Cycle UBE	Pedal / Üst + Alt Ergometer	Direnç kontrollü pedal	Var**	Klinik / kondisyon	3750 - 3900	LCD + USB çıktı / Bluetooth entegrasyon	Rehabilitasyon, klinik kondisyon, kas dayanıklılığı	Sıvı direnç (10 seviye), ileri-geri pedal, döner kol + pedal tasarımı, ergonomik kol/ayak adaptasyonu
Geliştirilen Sistem	Ayak tabanı	Kuvvet (1 eksen) + Asimetri + Kadans	Var	±3.0	<150	Özgün Yazılım + Kullanıcı ara yüzü	Rehabilitasyon /Biyomekanik Analizi/Spor antrenmanı	Düşük maliyetli, sağ/sol eşzamanlı ölçüm ve asimetrisi, Bluetooth desteği, Kadans ölçümü, yüksek uyumluluk ve mevcut sistemlere adapte özelliği

* Kablosuz bağlantı modele ve opsiyonel modüllere bağlıdır

** Kablosuz bağlantı yalnızca kontrol ve arayüz amaçlıdır, ölçüm verisi içermez

Son olarak geçerlilik ve güvenilirlik açısından ticari sistemler literatürde yüksek performans göstermelerine rağmen çok eksenli kuvvet bileşenlerinde hâlâ önemli hatalar bulunmaktadır (Yeh vd. 2022). Geliştirilen sistemde ise laboratuvar ortamında kuvvet platformu ve referans yüklere karşı yapılan testler ile hem statik hem dinamik doğrulama süreci yürütülerek sistemin ölçüm kapasitesi optimize edilmiştir. Bu yaklaşım, yeni sistemin klinik ve saha uygulamaları için geçerli bir alternatif sunabileceğini desteklemektedir.



5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmada geliştirilen düşük maliyetli, kablosuz pedal kuvveti ölçüm sistemi; taşınabilirliği, çok noktalı kuvvet algılama kapasitesi ve yüksek örnekleme kararlılığı ile mevcut ticari sistemlere alternatif olabilecek nitelikte bir biyomekanik değerlendirme aracı olarak tasarlanmıştır. Sistem, gerinim ölçer tabanlı yük hücreleri ve mikrodenetleyici destekli kablosuz iletişim yapısıyla hem laboratuvar hem saha kullanımına uygun hafif ve modüler bir yapı sergilemektedir. Araştırma kapsamında gerçekleştirilen kapsamlı statik yük testleri ve konumsal duyarlılık analizleri, sistemin özellikle sabit koşullar altında yüksek doğrulukla ölçüm yapabildiğini ortaya koymuştur. Referans ağırlıklarla yapılan karşılaştırmalarda ölçümlerin %1–2 aralığında sapma göstermesi ve korelasyon katsayılarının $R^2 > 0,99$ düzeyinde olması, sistemin performansını literatürde bildirilen laboratuvar tipi platformlarla kıyaslanabilir hâle getirmiştir. Benzer taşınabilir ölçüm sistemlerinin altın standartlarla yüksek uyum gösterdiğine ilişkin bulgular (Mylonas vd. 2023, Collings vd. 2024), bu çalışmada elde edilen doğruluk düzeylerini desteklemektedir.

Ölçüm güvenilirliği açısından incelendiğinde, tüm sensör kanallarında değişim katsayısının (%CV) %1,5'in altında kalması, sistemin kısa süreli tekrar eden ölçümlerde yüksek kararlılık sunduğunu göstermektedir. Bu özellik, özellikle rehabilitasyon ve spor performansı izleme gibi ölçümlerin düşük varyansla tekrarlanmasının gerekli olduğu uygulamalarda önemli bir avantaj sağlamaktadır. Literatürde portatif dinamometri ve yük ölçüm sistemlerinde benzer düzeyde güvenilirliğin raporlanması (Plakoutsis vd. 2023), geliştirilen sistemin ölçüm istikrarının kabul edilebilir sınırların üzerinde olduğunu teyit etmektedir. Dolayısıyla sistem, kullanıcılar arası değişkenlik veya sensör tabanlı gürültü kaynaklarının ölçüm kalitesini olumsuz etkilemediğini göstererek hem araştırma hem klinik takip açısından güvenilir bir araç hâline gelmiştir.

Pedal yüzeyinin farklı bölgelerine uygulanan yüklerle gerçekleştirilen konuma duyarlılık analizleri de sistemin yapısal bütünlüğü ve sensör izolasyon başarısı hakkında önemli bilgiler sunmuştur. Çapraz sensör etkisinin %15'in altında kalması ve varyans analizlerinde konumun ölçüm doğruluğunu yalnızca düşük düzeyde etkilemesinin istatistiksel olarak doğrulanması, pedala entegre edilen yük hücrelerinin mekanik olarak

doğru konumlandırıldığını göstermektedir. Bu durum, özellikle ayak pozisyonlaması, pedal içi kuvvet dağılımı, denge ve yük asimetrisinin değerlendirilmesine yönelik ileri düzey biyomekanik analizlerde sistemin işlevselliğini artırmaktadır. Literatürde alt ekstremité kuvvet asimetrisinin performans, enerji tüketimi, pedallama verimliliği ve yaralanma riski üzerinde önemli etkileri olduğu raporlanmaktadır (Jiang vd. 2023, Espada vd. 2023). Bu doğrultuda geliştirilen sistem hem kuvvet simetrisinin hem de pedaldaki mikro-dinamik yük dağılımlarının incelenmesine olanak tanıyarak spor bilimleri ve klinik rehabilitasyon alanları için değerli bir değerlendirme platformu sunmaktadır.

Sistemin pratik kullanım potansiyeli değerlendirildiğinde, düşük maliyeti ve kablosuz iletişim altyapısı sayesinde yalnızca akademik araştırmalarda değil, aynı zamanda klinik rehabilitasyon programlarında, sportif antrenman sürekliliğinde ve uzaktan izleme uygulamalarında da kullanılabilir olması önemli bir avantajdır. İnme sonrası hemiparezi, multipl skleroz gibi nöromüsküler bozukluklara sahip bireylerde alt ekstremité kuvvet simetrisinin objektif olarak takip edilmesi, klinik karar süreçlerini güçlendirmektedir. Benzer şekilde sporcularda güç üretim dengesizliklerinin saptanması, hem performans optimizasyonu hem de yaralanma riskinin azaltılması açısından kritik bir geri bildirim mekanizması oluşturur. Bu bağlamda geliştirilen sistemin modüler, ekonomik ve kullanıcı-dostu yapısı, yüksek maliyetli ticari sistemlere erişimi olmayan uygulama alanları için önemli bir boşluğu doldurmaktadır.

Bununla birlikte araştırmanın bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Öncelikle, ölçümlerin yalnızca statik koşullarda gerçekleştirilmiş olması, sistemin dinamik pedal çevirme sırasında sergileyeceği performans hakkında kesin bir değerlendirme yapmayı güçlendirmektedir. Fonksiyonel aktivite sırasında kuvvet bileşenlerinin zamanla değişen yapısı düşünüldüğünde, dinamik doğrulama çalışmaları sistemin uygulama kapsamını genişletecektir. Son dönem portatif ölçüm platformu araştırmalarında dinamik koşullarda umut verici sonuçlar bildirilmiş olsa da (Badby vd. 2023, Collings vd. 2024), pedalla entegre kuvvet ölçüm sistemleri bağlamında literatür hâlâ sınırlıdır. Ek olarak, testlerin yalnızca sağlıklı bireyler üzerinde gerçekleştirilmiş olması, sistemin klinik popülasyonlarda duyarlılık ve geçerlilik düzeylerinin henüz bilinmediği anlamına gelmektedir. Uzun süreli kullanımda mekanik yorulma, sensör doğrusal olmayan

davranışları ve kalibrasyonun zamanla kayma ihtimali de gelecekte ele alınması gereken konular arasındadır.

Gelecek araştırmalarda sistemin dinamik koşullarda doğrulama testlerinin yapılması, farklı kadans seviyelerinde ve değişken dirençlerde veri kararlılığının incelenmesi önemli katkılar sağlayacaktır. Ayrıca sistemin EMG, ivmeölçer veya eklem açısı ölçüm sistemleri gibi ek biyomekanik ölçüm teknolojileriyle entegre edilmesi, çok boyutlu hareket analizi için güçlü bir altyapı oluşturacaktır. Bunun yanında mobil uygulama tabanlı arayüzlerin geliştirilmesi ve sporcular ile klinisyenler için kişiselleştirilmiş veri raporlama sistemlerinin tasarlanması, sistemin yaygın kullanım potansiyelini artıracaktır.

Sonuç olarak, geliştirilen kablosuz pedal kuvveti ölçüm sistemi; yüksek doğruluk düzeyi, düşük varyanslı tekrarlanabilirliği, konuma duyarlı yapısı ve modüler tasarımıyla hem bilimsel araştırmalar hem de klinik ve sportif uygulamalar için ekonomik, erişilebilir ve güvenilir bir araç sunmaktadır. Sistemin teknik özellikleri ve genişletilebilir mimarisi, gelecekte çok eksenli ölçümler ve biyosinyal entegrasyonları gibi gelişmiş analiz yaklaşımları için uygun bir temel oluşturmaktadır. Bu çalışma, pahalı laboratuvar ekipmanlarına alternatif olarak gerçek zamanlı, taşınabilir ve çok yönlü bir pedal kuvveti ölçüm platformunun geliştirilmesine önemli bir katkı sağlamaktadır.

6. KAYNAKLAR

- Ahmadi R, Rasoulilian S, Heidary H, Aboodarda SJ, Uchida TK, Herzog W, Komeili A, 2025, Quantifying lower-limb muscle coordination during cycling using electromyography-informed muscle synergies (Versiyon 1), arXiv.
- Ahmadi R, Rasoulilian S, Veisari SF, Parsaei A, Heidary H, Herzog W, Komeili A, 2024, A machine learning approach for predicting pedaling force profile in cycling, *Sensors*, 24(19), 6440.
- Akhtaruzzaman M, Shafie AA, Khan MR, 2016, A review on lower appendicular musculoskeletal system of human body, *IIUM Engineering Journal*, 17(1), 83–102.
- Al-Dahiree OS, Tokhi MO, Hadi NH, Hmoad NR, Ghazilla RAR, Yap HJ, Albaadani EA, 2022, Design and shape optimization of strain gauge load cell for axial force measurement for test benches, *Sensors*, 22(19), 7508.
- Alemanly J, Delgado-Díaz D, Mathews H, Davis J, Kostek M, 2013, Comparison of acute responses to isotonic or isokinetic eccentric muscle action: Differential outcomes in skeletal muscle damage and implications for rehabilitation, *International Journal of Sports Medicine*, 35(1), 1–7.
- Alexander N, Strutzenberger G, Jenny H, Augustin H, Schwameder H, 2015, Static and dynamic evaluation of a pedal system for measuring three-dimensional forces in cycling, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 229(4), 222–230.
- Ambrosini E, Parati M, Peri E, De Marchis C, Nava C, Pedrocchi A, Ferriero G, Ferrante S, 2020, Changes in leg cycling muscle synergies after training augmented by functional electrical stimulation in subacute stroke survivors: A pilot study, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1), 35.
- Badby AJ, Mundy PD, Comfort P, Lake JP, McMahon JJ, 2023, The validity of Hawkin Dynamics wireless dual force plates for measuring countermovement jump and drop jump variables, *Sensors*, 23(10), 4820.

- Balbinot A, Milani C, Nascimento J, 2014, A new crank arm-based load cell for the 3D analysis of the force applied by a cyclist, *Sensors*, 14(12), 22921–22939.
- Barela AMF, Bacca O, Celestino ML, 2023, Use of force plates to investigate human motor performance, *Brazilian Journal of Motor Behavior*, 17(5), 175–181.
- Barratt PR, Martin JC, Elmer SJ, Korff T, 2016, Effects of pedal speed and crank length on pedaling mechanics during submaximal cycling, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(4), 705–713.
- Baum BS, Li L, 2003, Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(2), 181–190.
- Bini R, Hume P, 2020, Within- and between-session reliability of a pedal force system for power output and pedal force effectiveness measurements, *Human Movement*, 21(4), 69–78.
- Bini RR, Hume PA, 2013, Between-day reliability of pedal forces for cyclists during an incremental cycling test to exhaustion, *Isokinetics and Exercise Science*, 21(3), 203–209.
- Bini RR, Hume PA, 2014, Assessment of bilateral asymmetry in cycling using a commercial instrumented crank system and instrumented pedals, *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(5), 876–881.
- Bini RR, Jacques TC, Sperb CH, Lanferdini FJ, Vaz MA, 2016, Pedal force asymmetries and performance during a 20-km cycling time trial, *Kinesiology*, 48(2), 193–199.
- Bleedorn JA, Hornberger TA, Goodman CA, Hao Z, Sample SJ, Amene E, Markel MD, Behan M, Muir P, 2018, Temporal mechanically-induced signaling events in bone and dorsal root ganglion neurons after in vivo bone loading, *PLOS ONE*, 13(2), e0192760.
- Blemker SS, Brooks SV, Esser KA, Saul KR, 2024, Fiber-type traps: Revisiting common misconceptions about skeletal muscle fiber types with application to motor control, biomechanics, physiology, and biology, *Journal of Applied Physiology*, 136(1), 109–121.

- Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, Bertucci W, Grappe F, 2017, Validity, sensitivity, reproducibility, and robustness of the PowerTap, Stages, and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device, *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(8), 1023–1030.
- Bouillod A, Soto-Romero G, Grappe F, Bertucci W, Brunet E, Cassirame J, 2022, Caveats and recommendations to assess the validity and reliability of cycling power meters: A systematic scoping review, *Sensors*, 22(1), 386.
- Bradford JC, Tweedell A, Leahy L, 2023, High-density surface and intramuscular EMG data from the tibialis anterior during dynamic contractions, *Scientific Data*, 10(1), 434.
- Cardona M, Garcia Cena CE, 2019, Biomechanical analysis of the lower limb: A full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation, *IEEE Access*, 7, 92709–92723.
- Chen B, Liu P, Xiao F, Liu Z, Wang Y, 2021, Review of the upright balance assessment based on the force plate, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(5), 2696.
- Chen N, Danalache M, Liang C, Alexander D, Umrath F, 2025, Mechanosignaling in osteoporosis: When cells feel the force, *International Journal of Molecular Sciences*, 26(9), 4007.
- Civitelli R, 2008, Cell–cell communication in the osteoblast/osteocyte lineage, *Archives of Biochemistry and Biophysics*, 473(2), 188–192.
- Collings TJ, Lima YL, Dutailis B, Bourne MN, 2024, Concurrent validity and test–retest reliability of VALD ForceDecks’ strength, balance, and movement assessment tests, *Journal of Science and Medicine in Sport*, 27(8), 572–580.
- Cousin C, Duenas V, Dixon W, 2021, FES cycling and closed-loop feedback control for rehabilitative human–robot interaction, *Robotics*, 10(2), 61.
- Couto A, Vaz M, Pinho L, Félix J, Moreira J, Pinho F, Mesquita I, Montes A, Crasto C, Sousa A, 2023, Repeatability and temporal consistency of lower limb biomechanical variables expressing interlimb coordination during the double-support phase in people with and without stroke sequelae, *Sensors*, 23(5), 2526.

- Crossley CB, Diamond LE, Saxby DJ, De Sousa A, Lloyd DG, Fornusek C, Pizzolato C, 2024, Joint contact forces during semi-recumbent seated cycling, *Journal of Biomechanics*, 168, 112094.
- Czaplicki A, Jarocka M, Walawski J, 2015, Isokinetic identification of knee joint torques before and after anterior cruciate ligament reconstruction, *PLOS ONE*, 10(12), e0144283.
- Dickinson T, Wright J, 2021, The reliability and accuracy of the Garmin Vector 3 power pedals, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 235(1), 70–74.
- Diefenthaeler F, Coyle EF, Bini RR, Carpes FP, Vaz MA, 2012, Muscle activity and pedal force profile of triathletes during cycling to exhaustion, *Sports Biomechanics*, 11(1), 10–19.
- Dieltiens S, Jiménez-Peña C, Van Loon S, D'hondt J, Claeys K, Demeester E, 2021, Influence of electrically powered pedal assistance on user-induced cycling loads and muscle activity during cycling, *Applied Sciences*, 11(5), 2032.
- Ding X, Yang Y, Xing Y, Jia Q, Liu Q, Zhang J, 2024, Efficacy of lower limb strengthening exercises based on different muscle contraction characteristics for knee osteoarthritis: A systematic review and network meta-analysis, *Frontiers in Medicine*, 11, 1442683.
- Dorel S, Couturier A, Hug F, 2009, Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(1), 44–54.
- Dorel S, Couturier A, Lacour JR, Vandewalle H, Hautier C, Hug F, 2010, Force–velocity relationship in cycling revisited: Benefit of two-dimensional pedal forces analysis, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(6), 1174–1183.
- Dunst AK, Hesse C, Ueberschär O, 2024, Understanding optimal cadence dynamics: A systematic analysis of the power–velocity relationship in track cyclists with increasing exercise intensity, *Frontiers in Physiology*, 15, 1343601.

- Ehsani A, Khomami NA, Ghaneie M, Masouleh MT, 2023, Design and fabrication of an optimized six-axis force–torque sensor, 2023 11th RSI International Conference on Robotics and Mechatronics (ICRoM), 598–605.
- Emanuele U, Denoth J, 2012, Power–cadence relationship in endurance cycling, *European Journal of Applied Physiology*, 112(1), 365–375.
- Emuk Y, Sengul Y, 2018, Foot placement effects the proportion of maximal knee extensor moment produced in sit to stand and stand to sit activities, *International Journal of Advanced Research*, 6(3), 95–102.
- Espada MC, Jardim M, Assunção R, Estaca A, Ferreira CC, Pessôa Filho DM, Verardi CEL, Gamonales JM, Santos FJ, 2023, Lower limb unilateral and bilateral strength asymmetry in high-level male senior and professional football players, *Healthcare*, 11(11), 1579.
- Farhat N, Zamora P, Reichert D, Mata V, Page A, Valera A, 2022, A computationally efficient musculoskeletal model of the lower limb for the control of rehabilitation robots: Assumptions and validation, *Applied Sciences*, 12(5), 2654.
- Farquharson C, Staines K, 2011, The skeleton: No bones about it, *Journal of Endocrinology*, 211(2), 107–108.
- Farrell JW, Neira VE, 2023, Contralateral asymmetry in cycling power is reproducible and independent of exercise intensity at submaximal power outputs, *Symmetry*, 15(6), 1142.
- Farrell JW, Pribble BA, Larson RD, 2021, Effects of exercise intensity on pedal force asymmetry during cycling, *Symmetry*, 13(8), 1449.
- Feng L, Chen Z, Bian H, 2024, Skeletal muscle: Molecular structure, myogenesis, biological functions, and diseases, *MedComm*, 5(7), e649.
- Ferrante S, Ambrosini E, Ravelli P, Guanziroli E, Molteni F, Ferrigno G, Pedrocchi A, 2011, A biofeedback cycling training to improve locomotion: A case series study based on gait pattern classification of 153 chronic stroke patients, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8(1), 47.

- Ferryanto F, Akbar MM, Wicaksono S, Mahyuddin AI, 2021, Design, manufacture, and testing of a low-cost force platform with 3-axis load cell, IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, 1109(1), 012021.
- Fonda B, Babič J, Šarabon N, 2021, The medial–lateral pedal force component correlates with Q-angle during steady-state cycling at different workloads and cadences, Applied Sciences, 11(3), 1004.
- Gamel KM, Pinti S, Astley HC, 2024, Design of a highly sensitive, low-cost underwater force plate to record substrate reaction forces, Integrative Organismal Biology, 6(1), obae008.
- Gatti AA, Keir PJ, Noseworthy MD, Beauchamp MK, Maly MR, 2021, Hip and ankle kinematics are the most important predictors of knee joint loading during bicycling, Journal of Science and Medicine in Sport, 24(1), 98–104.
- Goldring SR, 2015, The osteocyte: Key player in regulating bone turnover, RMD Open, 1(Suppl 1), e000049.
- Gomes M, Santos P, Correia P, Pezarat-Correia P, Mendonca GV, 2021, Sex differences in muscle fatigue following isokinetic muscle contractions, Scientific Reports, 11(1), 8141.
- Goodman CA, Hornberger TA, Robling AG, 2015, Bone and skeletal muscle: Key players in mechanotransduction and potential overlapping mechanisms, Bone, 80, 24–36.
- Granier C, Hausswirth C, Dorel S, Le Meur Y, 2020, Validity and reliability of the Stages cycling power meter, Journal of Strength and Conditioning Research, 34(12), 3554–3559.
- Greca JPA, Ryan J, Baltzopoulos V, Korff T, 2019, Biomechanical evaluation of walking and cycling in children, Journal of Biomechanics, 87, 13–18.
- Greig M, Langley B, 2024, Exploring the issue of ‘functionality’ in isokinetic dynamometry, Research in Sports Medicine, 32(5), 804–809.

- Greising SM, Gransee HM, Mantilla CB, Sieck GC, 2012, Systems biology of skeletal muscle: Fiber type as an organizing principle, *WIREs Systems Biology and Medicine*, 4(5), 457–473.
- Gwin JT, Ferris DP, 2012, An EEG-based study of discrete isometric and isotonic human lower limb muscle contractions, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 35.
- Habibzadeh N, 2018, Physiology of distinct modes of muscular contraction, *International Physiology Journal*, 1(3), 1–8.
- Haghpanah SA, Zolfaghari SE, Eqra N, Mahzoon M, Eftekhari F, 2023, Musculoskeletal modeling and control of the lower limb in cycling using an optimal central pattern generator, *Iranian Journal of Science and Technology Transactions of Mechanical Engineering*, 47(3), 1121–1130.
- Han HM, Kim SY, Kim DH, 2025, Mechanotransduction for therapeutic approaches: Cellular aging and rejuvenation, *APL Bioengineering*, 9(2), 021502.
- Han Y, You X, Xing W, Zhang Z, Zou W, 2018, Paracrine and endocrine actions of bone: The functions of secretory proteins from osteoblasts, osteocytes, and osteoclasts, *Bone Research*, 6(1), 16.
- Henderson CA, Gomez CG, Novak SM, Mi-Mi L, Gregorio CC, 2017, Overview of the muscle cytoskeleton, *Comprehensive Physiology*, 7(3), 891–944.
- Hering GO, Bertschinger R, Stepan J, 2023, A quadriceps femoris motor pattern for efficient cycling, *PLOS ONE*, 18(3), e0282391.
- Hollaus B, Volmer JC, Fleischmann T, 2022, Cadence detection in road cycling using saddle tube motion and machine learning, *Sensors*, 22(16), 6140.
- Hong CY, Guo LY, Song R, Nagurka ML, Sung JL, Yen CW, 2016, Assessing postural stability via the correlation patterns of vertical ground reaction force components, *BioMedical Engineering OnLine*, 15(1), 90.
- Iglesias-Caamaño M, Abalo-Rey JM, Álvarez-Yates T, Fernández-Redondo D, López-Campos JA, Nakamura FY, Cuba-Dorado A, García-García O, 2025, Lateral

- asymmetries and their predictive ability for maximal incremental cycle ergometer performance in road cyclists, *Symmetry*, 17(7), 1060.
- Issaoui W, Dergaa I, Ghouili H, El Omri A, Guelmami N, Chomier P, Ghrairi M, Ben Saad H, Moalla W, 2025, A comparative analysis of autograft choices of anterior cruciate ligament reconstruction and their effects on muscle strength and joint biomechanics, *Frontiers in Sports and Active Living*, 6, 1444465.
- Ivarsson A, Cronström A, 2022, Agreement between isokinetic dynamometer and hand-held isometric dynamometer as measures to detect lower limb asymmetry in muscle torque after anterior cruciate ligament reconstruction, *International Journal of Sports Physical Therapy*, 17(7), 39798.
- Jagadale S, Shinde S, Aphale S, 2025, Analyzing lower limb muscle imbalance patterns associated with chronic ankle instability, *Cureus*, 17(7), e77529.
- Jiang D, Liu Z, Ling X, Dai J, Long L, Lu Y, Zhou S, 2023, Investigating the impact of inter-limb asymmetry in hamstring strength on jump, sprint, and strength performance in young athletes: Comparing the role of gross force, *Frontiers in Physiology*, 14, 1185397.
- Jokiel M, Kazmierczak K, Czarnecki P, Bartkowiak-Graczyk A, Madziewicz A, Breborowicz E, Miedzyblocka M, Adamski M, Kaczmarek K, Kaczmarek L, Romanowski L, 2024, Biomechanical examination of wrist flexors and extensors with Biodex System dynamometer—Isometric, isokinetic and isotonic protocol options, *Medicina*, 60(7), 1184.
- Kamal KY, Trombetta-Lima M, 2025, Mechanotransduction and skeletal muscle atrophy: The interplay between focal adhesions and oxidative stress, *International Journal of Molecular Sciences*, 26(6), 2802.
- Kamba M, Naito H, Ozaki H, Machida S, Katamoto S, 2022, Effect of gear ratio and cadence on gross efficiency and pedal force effectiveness during multistage graded cycling test using a road racing bicycle, *Sports*, 11(1), 5.
- Karacaoğlu B, Sahin AM, Ciklacandir S, Yilmaz M, Mihcin S, 2022, Development of a force sensor for biomechanical simulations of a cycling activity, 2022 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO), 1–4.

- Kebede GA, Ahmad AR, Lee SC, Lin CY, 2019, Decoupled six-axis force–moment sensor with a novel strain gauge arrangement and error reduction techniques, *Sensors*, 19(13), 3012.
- Khosravi E, Ghasemi G, Zolaktaf V, 2010, Comparison of isokinetic strength and H:Q ratio between ACL reconstructed athletes and non-injured athletes, *British Journal of Sports Medicine*, 44(Suppl 1), i12.1–i12.
- Kılınç BE, Kara A, Camur S, Oc Y, Celik H, 2015, Isokinetic dynamometer evaluation of the effects of early thigh diameter difference on thigh muscle strength in patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon graft, *Journal of Exercise Rehabilitation*, 11(2), 95–100.
- Kim J, Kim KC, Tack G, Choi JS, 2025, Estimation of 3D ground reaction force and 2D center of pressure using deep learning and load cells across various gait conditions, *Sensors*, 25(11), 3357.
- Kozlovič P, Šarabon N, Fonda B, 2021, 3D knee loading during stationary cycling: A comprehensive model development and reliability analysis, *Applied Sciences*, 11(2), 528.
- Kunert A, Ott M, Reuter T, Koska D, Maiwald C, 2019, Phase space methods for non-linear analysis of pedalling forces in cycling, *PLOS ONE*, 14(4), e0198914.
- Kural B, Çağlar EÇ, Akkuş Uçar M, Özer U, Yentürk B, Çayır H, Çelik NM, Çimen E, Arıkan G, Ceylan L, 2025, Isokinetic knee strength as a predictor of performance in elite ski mountaineering sprint athletes, *Medicina*, 61(7), 1237.
- Langan SP, Murphy T, Johnson WM, Carreker JD, Riemann BL, 2021, The influence of active hamstring stiffness on markers of isotonic muscle performance, *Sports*, 9(5), 70.
- Langley B, Greaves H, Whelton C, Page R, Cramp M, Morrison SC, Dey P, Board T, 2024, Reliability of kinematic waveforms during gait analysis with total hip arthroplasty patients, *Journal of Joint Surgery and Research*, 2(1), 1–6.
- Lefort R, Decatoire A, Abdi M, Lacouture P, Buisson R, 2019, Development of a new “6-axis” force connected sensor, 19th International Congress of Metrology (CIM2019), 19005.

- Leirdal S, Ettema G, 2011, Pedaling technique and energy cost in cycling, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(4), 701–705.
- Lieber RL, Roberts TJ, Blemker SS, Lee SSM, Herzog W, 2017, Skeletal muscle mechanics, energetics and plasticity, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 14(1), 108.
- Lin HC, Lu TW, Hsu HC, 2004, Three-dimensional analysis of kinematic and kinetic coordination of the lower limb joints during stair ascent and descent, *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 16(2), 101–108.
- Linder SM, Rosenfeldt AB, Bazyk AS, Koop MM, Ozinga S, Alberts JL, 2018, Improved lower extremity pedaling mechanics in individuals with stroke under maximal workloads, *Topics in Stroke Rehabilitation*, 25(4), 248–255.
- List R, Hitz M, Angst M, Taylor WR, Lorenzetti S, 2017, In-situ force plate calibration: 12 years' experience with an approach for correcting the point of force application, *Gait & Posture*, 58, 98–102.
- Liu G, Yu P, Tao Y, Liu T, Liu H, Zhao J, 2024, Hybrid 3D printed three-axis force sensor aided by machine learning decoupling, *International Journal of Smart and Nano Materials*, 15(2), 261–278.
- Liu K, Liu Y, Yan J, Sun Z, 2018, Nondestructive estimation of muscle contributions to STS training with different loadings based on wearable sensor system, *Sensors*, 18(4), 971.
- Liu Z, Wang Q, Zhang J, Qi S, Duan Y, Li C, 2023, The mechanotransduction signaling pathways in the regulation of osteogenesis, *International Journal of Molecular Sciences*, 24(18), 14326.
- Lo PY, Su BL, You YL, Yen CW, Wang ST, Guo LY, 2022, Measuring the reliability of postural sway measurements for a static standing task: The effect of age, *Frontiers in Physiology*, 13, 850707.
- Long F, 2022, Glucose metabolism in skeletal cells, *Bone Reports*, 17, 101640.
- Lozinski J, Heidary SH, Brandon SCE, Komeili A, 2023, An adaptive pedaling assistive device for asymmetric torque assistance in cycling, *Sensors*, 23(5), 2846.

- MacDougall KB, Aboodarda SJ, Westergard PH, MacIntosh BR, 2024, The validity and reliability of quadriceps twitch force as a measure of skeletal muscle fatigue while cycling, *European Journal of Sport Science*, 24(9), 1328–1340.
- Maier T, Schmid L, Müller B, Steiner T, Wehrlin J, 2017, Accuracy of cycling power meters against a mathematical model of treadmill cycling, *International Journal of Sports Medicine*, 38(6), 456–461.
- Mandriota R, Fabbri S, Nienhaus M, Grasso E, 2021, Sensorless pedalling torque estimation based on motor load torque observation for electrically assisted bicycles, *Actuators*, 10(5), 88.
- Marahleh A, Kitaura H, Ohori F, Noguchi T, Mizoguchi I, 2023, The osteocyte and its osteoclastogenic potential, *Frontiers in Endocrinology*, 14, 1121727.
- Marin-Perianu R, Marin-Perianu M, Havinga P, Taylor S, Begg R, Palaniswami M, Rouffet D, 2013, A performance analysis of a wireless body-area network monitoring system for professional cycling, *Personal and Ubiquitous Computing*, 17(1), 197–209.
- Martin AA, Thompson BR, Davis JP, Vang H, Hahn D, Metzger JM, 2022, Sarcomere dynamics revealed by a myofilament integrated FRET-based biosensor in live skeletal muscle fibers, *Scientific Reports*, 12(1), 18116.
- Martín-Sosa E, Chaves V, Alvarado I, Mayo J, Ojeda J, 2021, Design and validation of a device attached to a conventional bicycle to measure the three-dimensional forces applied to a pedal, *Sensors*, 21(13), 4590.
- Martín-Sosa E, Chaves V, Soler-Vizán E, Mayo J, Ojeda J, 2023, Methodology to analyse three-dimensional asymmetries in the forces applied to the pedals in cycling, *Annals of Biomedical Engineering*, 51(3), 618–631.
- Mater A, Clos P, Lepers R, 2021, Effect of cycling cadence on neuromuscular function: A systematic review of acute and chronic alterations, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(15), 7912.
- Matłosz P, Wszyńska J, Podgórska-Bednarz J, Leszczak J, Rachwał M, Przednowek K, Drzał-Grabiec J, Walicka-Cupryś K, Druzbicki M, Zadarko E, 2020, Agreement

- of three posturographic force plates in the assessment of postural stability, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(9), 3188.
- Mencattelli M, Donati E, Cultrone M, Stefanini C, 2014, Customized load cell for three-dimensional force–moment measurements in orthodontics, 5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 238–243.
- Menke W, Estler K, Springer C, Zhang S, 2024, Validity, reliability, and bias between instrumented pedals and loadsol insoles during stationary cycling, *PLOS ONE*, 19(7), e0306274.
- Miao B, Li Y, Guo Y, You X, Ge S, 2023, Design and experimental results of a three-dimensional force sensor for shearer cutting pick force monitoring, *Sensors*, 23(23), 9521.
- Miyaguchi S, Kojima S, Kirimoto H, Tamaki H, Onishi H, 2016, Do differences in levels, types, and duration of muscle contraction have an effect on the degree of post-exercise depression?, *Frontiers in Human Neuroscience*, 10, 159.
- Mohamed AK, Aswat M, Aharonson V, 2024, Low-cost dynamometer for measuring and regulating wrist extension and flexion motor tasks in electroencephalography experiments, *Sensors*, 24(17), 5801.
- Momeni K, Faghri PD, Evans M, 2014, Lower-extremity joint kinematics and muscle activations during semi-reclined cycling at different workloads in healthy individuals, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 146.
- Montalvo-Pérez A, Alejo LB, Valenzuela PL, Castellanos M, Gil-Cabrera J, Talavera E, Lucia A, Barranco-Gil D, 2021, Validity of the Favero Assioma Duo power pedal system for measuring power output and cadence, *Sensors*, 21(7), 2277.
- Mukund K, Subramaniam S, 2020, Skeletal muscle: A review of molecular structure and function in health and disease, *WIREs Systems Biology and Medicine*, 12(1), e1462.
- Munro LA, Stannard SR, Fink PW, Foskett A, 2017, Potentiation of sprint cycling performance: The effects of a high-inertia ergometer warm-up, *Journal of Sports Sciences*, 35(14), 1442–1450.

- Mylonas V, Chalitsios C, Nikodelis T, 2023, Validation of a portable wireless force platform system to measure ground reaction forces during various tasks, *International Journal of Sports Physical Therapy*, 18(6), 89261.
- Novak AR, Dascombe BJ, 2016, Agreement of power measures between Garmin Vector and SRM cycle power meters, *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 20(3), 167–172.
- Okamoto K, 2024, Crosstalk between bone and the immune system, *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 42(4), 470–480.
- O'Malley E, Richter C, King E, Strike S, Moran K, Franklyn-Miller A, Moran R, 2018, Countermovement jump and isokinetic dynamometry as measures of rehabilitation status after anterior cruciate ligament reconstruction, *Journal of Athletic Training*, 53(7), 687–695.
- Park JH, Chung SW, Lee SJ, Lee JW, Oh KS, 2020, Evaluation of the electromyographic amplitude-to-work ratio in the infraspinatus muscle during external shoulder rotation exercises: A comparison of concentric isotonic and isokinetic exercises, *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 8(7), 2325967120932459.
- Passfield L, Hopker JG, Jobson S, Friel D, Zabala M, 2017, Knowledge is power: Issues of measuring training and performance in cycling, *Journal of Sports Sciences*, 35(14), 1426–1434.
- Penko AL, Hirsch JR, Voelcker-Rehage C, Martin PE, Blackburn G, Alberts JL, 2014, Asymmetrical pedaling patterns in Parkinson's disease patients, *Clinical Biomechanics*, 29(10), 1089–1094.
- Plakoutsis G, Zapantis D, Panagiotopoulou EM, Paraskevopoulos E, Moutzouri M, Koumantakis GA, Papandreou M, 2023, Reliability and validity of the portable KForce plates for measuring countermovement jump, *Applied Sciences*, 13(20), 11200.
- Porta M, Pau M, Leban B, Deidda M, Sorrentino M, Arippa F, Marongiu G, 2021, Lower limb kinematics in individuals with hip osteoarthritis during gait: A focus on adaptative strategies and interlimb symmetry, *Bioengineering*, 8(4), 47.

- Porter RL, Calvi LM, 2008, Communications between bone cells and hematopoietic stem cells, *Archives of Biochemistry and Biophysics*, 473(2), 193–200.
- Proto A, Bibbo D, Conforto S, Schmid M, 2014, A new microcontroller-based system to optimize the digital conversion of signals originating from load cells built-in into pedals, 2014 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), 300–303.
- Purkayastha S, Cramer JT, Trowbridge CA, Fincher AL, Marek SM, 2006, Surface electromyographic amplitude-to-work ratios during isokinetic and isotonic muscle actions, *Journal of Athletic Training*, 41(3), 314–320.
- Qin L, Liu W, Cao H, Xiao G, 2020, Molecular mechanosensors in osteocytes, *Bone Research*, 8(1), 23.
- Ranky RG, Sivak ML, Lewis JA, Gade VK, Deutsch JE, Mavroidis C, 2014, Modular mechatronic system for stationary bicycles interfaced with virtual environment for rehabilitation, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 93.
- Ridgel AL, Phillips RS, Walter BL, Discenzo FM, Loparo KA, 2015, Dynamic high-cadence cycling improves motor symptoms in Parkinson's disease, *Frontiers in Neurology*, 6, 194.
- Rio E, Kidgell D, Moseley L, Pearce A, Gaida J, Cook J, 2013, Exercise to reduce tendon pain: A comparison of isometric and isotonic muscle contractions and effects on pain, cortical inhibition and muscle strength, *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(S1), e28.
- Rodríguez-Rielves V, Barranco-Gil D, Buendía-Romero Á, Hernández-Belmonte A, Higuera-Liébana E, Iriberri J, Sánchez-Redondo IR, Lillo-Beviá JR, Martínez-Cava A, De Pablos R, Valenzuela PL, Pallarés JG, Alejo LB, 2024, Torque–cadence profile and maximal dynamic force in cyclists: A novel approach, *Sensors*, 24(6), 1997.
- Rodríguez-Rielves V, Lillo-Beviá JR, Buendía-Romero Á, Martínez-Cava A, Hernández-Belmonte A, Courel-Ibáñez J, Pallarés JG, 2021, Are the Assioma Favero power meter pedals a reliable tool for monitoring cycling power output?, *Sensors*, 21(8), 2789.

- Rossi D, Pierantozzi E, Amadsun DO, Buonocore S, Rubino EM, Sorrentino V, 2022, The sarcoplasmic reticulum of skeletal muscle cells: A labyrinth of membrane contact sites, *Biomolecules*, 12(4), 488.
- Ruas CV, Taylor JL, Latella C, Haff GG, Nosaka K, 2025, Neuromuscular characteristics of eccentric, concentric and isometric contractions of the knee extensors, *European Journal of Applied Physiology*, 125(3), 671–686.
- Rudsits BL, Hopkins WG, Hautier CA, Rouffet DM, 2018, Force–velocity test on a stationary cycle ergometer: Methodological recommendations, *Journal of Applied Physiology*, 124(4), 831–839.
- Sanchez GN, Sinha S, Liske H, Chen X, Nguyen V, Delp SL, Schnitzer MJ, 2015, In vivo imaging of human sarcomere twitch dynamics in individual motor units, *Neuron*, 88(6), 1109–1120.
- Santana L, Rivera D, Forcael E, 2022, Force measurement with a strain gauge subjected to pure bending in the fluid–wall interaction of open water channels, *Applied Sciences*, 12(3), 1744.
- Schaer A, Helander O, Buffa F, Müller A, Schneider K, Maurenbrecher H, Becsek B, Chatzipirpiridis G, Ergeneman O, Pané S, Nelson BJ, Schaffert N, 2021, Integrated pedal system for data-driven rehabilitation, *Sensors*, 21(23), 8115.
- Scott W, Stevens J, Binder–Macleod SA, 2001, Human skeletal muscle fiber type classifications, *Physical Therapy*, 81(11), 1810–1816.
- Sekiguchi Y, Owaki D, Honda K, Izumi SI, 2022, Kinetic interjoint coordination in lower limbs during gait in patients with hemiparesis, *Biomechanics*, 2(3), 466–477.
- Seratiuk Flores H, Wen Liang Y, Loh PY, Morinaga K, Muraki S, 2025, Biomechanical effects of saddle height changes in leisure cycling with unilateral transtibial prostheses: A simulated study, *PLOS ONE*, 20(1), e0317121.
- Shim D, Park D, Yoo B, Choi J, Hong J, Choi TY, Park ES, Rha D, 2022, Evaluation of sitting and standing postural balance in cerebral palsy by center-of-pressure measurement using force plates: Comparison with clinical measurements, *Gait & Posture*, 92, 110–115.

- Singh S, Sarma DK, Verma V, Nagpal R, Kumar M, 2023, From cells to environment: Exploring the interplay between factors shaping bone health and disease, *Medicina*, 59(9), 1546.
- Skovereng K, Ettema G, Van Beekvelt M, 2017, The effect of cadence on shank muscle oxygen consumption and deoxygenation in relation to joint specific power and cycling kinematics, *PLOS ONE*, 12(1), e0169573.
- Soma Y, Mutsuzaki H, Yoshioka T, Kubota S, Iwai K, Shimizu Y, Kanamori A, Yamazaki M, 2023, Muscle strength and efficiency of muscle activities recovery using single-joint type Hybrid Assistive Limb in knee rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction, *Journal of Clinical Medicine*, 12(19), 6117.
- Sparks SA, Dove B, Bridge CA, Midgley AW, McNaughton LR, 2015, Validity and reliability of the Look Keo power pedal system for measuring power output during incremental and repeated sprint cycling, *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(1), 39–45.
- Stapelfeldt B, Mornieux G, Oberheim R, Belli A, Gollhofer A, 2007, Development and evaluation of a new bicycle instrument for measurements of pedal forces and power output in cycling, *International Journal of Sports Medicine*, 28(4), 326–332.
- Su N, Yang J, Xie Y, Du X, Chen H, Hong Z, Chen L, 2019, Bone function, dysfunction and its role in diseases including critical illness, *International Journal of Biological Sciences*, 15(4), 776–787.
- Sung JL, Guo LY, Liu CH, Lee P, Yen CW, Liaw LJ, 2021, Characterizing human postural stability by using features extracted from the correlation structure of ground reaction force components, *IEEE Access*, 9, 77398–77406.
- Swart J, Holliday W, 2019, Cycling biomechanics optimization—The (R)evolution of bicycle fitting, *Current Sports Medicine Reports*, 18(12), 490–496.
- Şenol H, Çolak H, Çolak E, 2024, Analysis of the total number of licensed athletes using artificial neural networks for the future years in Türkiye, *Karadeniz Fen Bilimleri Dergisi*, 14(4), 2153–2171.

- Şimşek D, Kirkaya İ, Onarici Güngör E, Soylu AR, 2016, Relationships among vertical jumping performance, EMG activation, and knee extensor and flexor muscle strength in Turkish elite male volleyball players, *Türkiye Klinikleri Journal of Sports Sciences*, 8(2), 46–56.
- Taracı S, Akyüz O, Karaman T, 2025, Running symmetry in professional football: Are we measuring what matters?, *Gazi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 30(1), 1–9.
- Tatemoto T, Tanaka S, Maeda K, Tanabe S, Kondo K, Yamaguchi T, 2019, Skillful cycling training induces cortical plasticity in the lower extremity motor cortex area in healthy persons, *Frontiers in Neuroscience*, 13, 927.
- Thompson BJ, 2025, It's time to re-evaluate the reporting of common measures from isokinetic dynamometers: Isokinetic for torque, isotonic for power, *Frontiers in Sports and Active Living*, 7, 1472712.
- Thorsen TA, Hester RJ, Keating CJ, 2024, Changes in lower-extremity gait biomechanics following high-cadence cycling, *Sports*, 12(6), 159.
- Topal Y, Kinikli Gİ, Bozgeyik S, Guney Deniz H, 2023, Alt ekstremitte kas kuvveti, kalça eklem hareket açıklığı ve subtalar açının dinamik denge ile ilişkisi, *Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi*, 34(1), 55–63.
- Triwiyanto T, Wakidi LF, Pawana IPA, 2025, Exoskeleton for upper limb rehabilitation (EULR) with 3D printing technology based on force sensor, *HardwareX*, 23, e00665.
- Uzun S, Kahraman MY, 2024, Current status of the curricula of physiotherapy schools in Türkiye in terms of the usage of new rehabilitation technologies and measurement systems, *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 5, 1504509.
- Valenzuela PL, Montalvo-Perez A, Alejo LB, Castellanos M, Gil-Cabrera J, Talavera E, Lucia A, Barranco-Gil D, 2022, Are unilateral devices valid for power output determination in cycling? Insights from the Favero Assioma power meter, *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 17(3), 484–488.

- Van Driessche S, Van Roie E, Vanwanseele B, Delecluse C, 2018, Test–retest reliability of knee extensor rate of velocity and power development in older adults using the isotonic mode on a Biodex System 3 dynamometer, *PLOS ONE*, 13(5), e0196838.
- Van Ingen MJA, Kirby TJ, 2021, LINCing nuclear mechanobiology with skeletal muscle mass and function, *Frontiers in Cell and Developmental Biology*, 9, 690577.
- Vandenboom R, 2017, Modulation of skeletal muscle contraction by myosin phosphorylation, *Comprehensive Physiology*, 7(1), 171–212.
- Wang L, You X, Lotinun S, Zhang L, Wu N, Zou W, 2020, Mechanical sensing protein PIEZO1 regulates bone homeostasis via osteoblast–osteoclast crosstalk, *Nature Communications*, 11(1), 282.
- Wang YJ, Hsu CW, Huang PH, Wu LC, Sue CY, Lin CC, 2020, Based on a calibration machine and process to develop a six-axis force/torque sensor, *Robotics and Mechatronics*, 78, 244–251.
- Wang Z, Grange M, Wagner T, Kho AL, Gautel M, Raunser S, 2021, The molecular basis for sarcomere organization in vertebrate skeletal muscle, *Cell*, 184(8), 2135–2150.e13.
- Worn R, Dwyer DB, 2019, A novel method based on first principles to determine the accuracy and reliability of force measurements reported by bicycle power meters, *Journal of Science and Cycling*, 8(1), 26–31.
- Worsey MTO, Crossley CB, Wackwitz T, Collings T, Bourne MN, Pizzolato C, 2025, Muscle forces and powers during sprint cycling at optimal cadence, *Journal of Biomechanics*, 191, 112890.
- Yamashita K, Matsuda A, Ishikura K, Takagi H, Otsuka S, 2013, Visualization of pedaling technique using cleat-size biaxial load cells, *Procedia Engineering*, 60, 415–421.
- Yao J, Guo N, Xiao Y, Li Z, Li Y, Pu F, Fan Y, 2019, Lower limb joint motion and muscle force in treadmill and over-ground exercise, *BioMedical Engineering OnLine*, 18(1), 89.

- Yeh MC, Chen WH, Lu ST, Chen CH, Liu YC, Liu C, 2022, Validity of the Favero Assioma Duo power pedal system in maximal-effort cycling tests, *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 17(5), 800–805.
- Yum H, Kim H, Lee T, Park MS, Lee SY, 2021, Cycling kinematics in healthy adults for musculoskeletal rehabilitation guidance, *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1), 1044.
- Zongxing L, Shengxian Y, Xiangwen W, Xiaohui C, Chao J, 2021, The effect of crank length changes from cycling rehabilitation on muscle behaviors, *Applied Bionics and Biomechanics*, 2021, 8873426.
- Zore MR, Kregar Velikonja N, Hussein M, 2025, Muscle strength outcomes after ACL reconstruction before, during, and after COVID-19-related rehabilitation disruptions, *Journal of Clinical Medicine*, 14(8), 2751.

İnternet Kaynakları

- 1- <https://www.britannica.com/science/human-muscle-system>, 17.12.2025
- 2- <https://thefitinstitutechicago.com/massage-therapy-muscle-spasms/>, 08.11.2025
- 3- <https://open.oregonstate.education/anatomy2e/chapter/skeletal-muscle/>, 08.11.2025
- 4- <https://coachrobmuller.blogspot.com/2017/12/pedal-stroke-explained.html>, 19.12.2025
- 5- <https://valdperformance.com/ko/news/force-plates-101-what-are-they-and-why-are-they-used-4dy3tz6jq0hfgz3ahbyafg>, 15.11.2025
- 6- <https://humacnorm.com/humacnorm-isokinetic-machine/>, 23.12.2025
- 7- <https://new.dynamiccyclist.com/strength-for-cyclists>, 26.12.2025