



T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KINECT SENSÖRÜ VE YÜZEYSEL EMG KULLANILARAK BİR SPORCU DESTEK SİSTEMİ TASARIMI

Serkan ÖRÜCÜ

DOKTORA TEZİ

Bilişim Teknolojileri Mühendisliği Anabilim Dalı

Temmuz-2020
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

DOKTORA TEZİ

KINECT SENSÖRÜ VE YÜZEYSEL EMG KULLANILARAK BİR SPORCU DESTEK SİSTEMİ TASARIMI

Serkan ÖRÜCÜ

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilişim Teknolojileri Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğretim Üyesi Murat SELEK

2020, 118 Sayfa

Jüri
Prof. Dr. Fatih BAŞÇİFTÇİ
Prof. Dr. Hakan IŞIK
Prof. Dr. Cemil SUNGUR
Dr. Öğretim Üyesi Murat SELEK
Dr. Öğretim Üyesi Tahir SAĞ

Vücut geliştirme gibi izotonik hareketlerin yapıldığı sporlarda ve fiziksel rehabilitasyon süreçlerinde, antrenmanların eş zamanlı izlenmesi, yanlış yapılan hareketlerin anında düzeltilebilmesi, antrenman yeterliliği ve veriminin belirlenebilmesi, bireylerin yaralanma risklerinden uzak ve sağlıklı antrenman yapabilmeleri açısından hayati önem taşımaktadır. Çalışmamızda, bu amaca yönelik iki farklı sistem ve bu sistemlerin birleşiminden oluşan bir hibrit sporcu destek sistemi tasarlanmıştır. Tasarlanan ilk sistem, Kinect V2 ve Uzman Sistem (US) kullanan hareket doğruluğu sistemidir. Bu sistemin ilk testi, spor salonu ortamında 10 gönüllü katılımcının yaptığı, 1 set 10 tekrar DSP (Dumbbell Shoulder Press) ve LR (Lateral Raise) antrenmanlarında US'den elde edilen doğruluk verilerinin, antrenör kararlarıyla karşılaştırılmasıyla yapılmıştır. Bu karşılaştırmada, sistemin verdiği kararlar antrenör kararlarıyla %85.5 oranında benzerlik göstermiştir. Devamında, sistem dört hafta boyunca DSP ve LR antrenmanlarında 10 gönüllü katılımcı tarafından test edilmiştir. Bu sürenin sonunda, katılımcıların hareketlerini LR antrenmanında %58.08 ± 11.32, DSP antrenmanında ise %54.84 ± 12.72 oranında iyileştirdiği görülmüştür. Tasarladığımız ikinci sistem ise Kinect V2 ve giyilebilir SEMG (Yüzeysel Elektromiyografi) devresi kullanan hareket yeterliliği sistemidir. İkinci sistemden elde edilen veriler öncelikle biyomedikal bir sistemle karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada Sol Biceps Brachii için% 90.95 ± 3.35 oranında benzerlik ve Sağ Biceps Brachii için %90.75 ± 3.75 oranında benzerlik elde edilmiştir. Ayrıca, spor salonundaki antrenmanlar sırasında yapılan ölçümlerde ise ikinci sistemin güç ve %MVC analizi çıktıları test edilerek sistemin antrenman verimliliğini %96.87 ± 2.74 oranında doğru ölçekleyebildiği görülmüştür. Tasarladığımız hibrit sistemde ise Kinect V2, US ve giyilebilir SEMG devresi kullanılmaktadır. Hibrit sistemin ilk testinde, sistemden elde edilen kararların DTW (Dinamik Zaman Bükme) ve antrenör kararlarıyla karşılaştırılmasında, antrenörün gerçekleştirdiği DSP ve LR antrenman verileri (3 set 10 tekrar) kullanılmıştır. Bu karşılaştırmada, kural tabanlı US'in kararlarının antrenörün kararlarıyla DSP hareketinde %86 ve LR hareketinde %70 oranında benzerlik gösterdiği, DTW'nin ise antrenör kararlarıyla DSP hareketinde %76 ve LR hareketinde %70 oranında benzerlik gösterdiği görülmüştür. Son olarak, 10 gönüllü katılımcıdan sistemi dört hafta boyunca LR ve DSP antrenmanlarında test etmeleri istenmiştir. Bu sürenin sonunda, katılımcıların hareketlerini LR antrenmanında %51.7 ± 6.9, DSP antrenmanında ise %32.7 ± 6.4 oranında iyileştirdiği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Antrenman Verimi, Antrenman Yeterliliği, Bilgisayarlı Görme, Biyomedikal Sistem, Dinamik Zaman Bükme, Hareket Modeli, İnsan - Makine Etkileşimi, Uzman Sistem, Yaralanma Önleme

ABSTRACT

Ph.D THESIS

DESIGN OF AN ATHLETE SUPPORT SYSTEM USING KINECT SENSOR AND SURFACE EMG

Serkan ÖRÜCÜ

THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF SELÇUK UNIVERSITY
THE DEGREE OF DOCTOR OF PHILOSOPHY
IN INFORMATION TECHNOLOGY ENGINEERING

Advisor: Asst. Prof. Dr. Murat SELEK

2020, 118 Pages

Jury
Prof. Dr. Fatih BAŞÇİFTÇİ
Prof. Dr. Hakan IŞIK
Prof. Dr. Cemil SUNGUR
Asst. Prof. Dr. Murat SELEK
Asst. Prof. Dr. Tahir SAĞ

In sports and rehabilitation processes where isotonic movements such as bodybuilding are performed, it is vital to monitor the training simultaneously, correct the wrong movements, and determine the training adequacy and efficiency, so that individuals can do healthy training without risk of injury. In our study, a hybrid athlete support system consisting of two auxiliary systems for this purpose and a combination of these auxiliary systems designed. The first designed system is the motion accuracy system using Kinect V2 and Expert System (ES). The first test of this system was done by comparing the accuracy data of ES, obtained in 1set 10 repetitions DSP (Dumbbell Shoulder Press) and LR (Lateral Raise) exercises by 10 participants, with the trainer decisions. In this comparison, the decisions made by the system were 85.5% similar to decisions of trainer. Subsequently, system tested in a real gym environment by 10 volunteers in DSP and LR workouts for four weeks. At the end of this period, it was observed that participants improved their movements by 58.08 ± 11.32% in LR training and 54.84 ± 12.72% in DSP training. The second system we designed is the motion adequacy system using Kinect V2 and wearable SEMG (Surface Electromyography) circuit. The data, obtained from the second system is about movement adequacy, were first compared with a biomedical system. In this comparison, similarity of 90% similarity was obtained for Left and Right Biceps Brachii. In the measurements made during the training of 7 volunteer in the gym, the power and %MVC analysis of second system were tested and it was observed that system scaled the training efficiency of 96.87 ± 2.74% accuracy. The last system we designed is the hybrid system using Kinect V2, ES and wearable SEMG circuit. In the comparison of the decisions obtained from hybrid system with DTW (Dynamic Time Warp) and trainer's decisions, DSP and LR (3 sets of 10 repetitions) training data of trainer were used. In this comparison, it was observed that the decisions of rule-based ES show 86% similarity in DSP and 70% in LR movement with decisions of trainer, while DTW show 76% similarity in DSP and 70% in LR movement with decisions of trainer. Finally, ten volunteers asked to test system in LR and DSP training for four weeks. At the end of this period, it was observed that participants improved their movements by 51.7 ± 6.9% in LR training and 32.7 ± 6.4% in DSP training.

Keywords: Biomedical System, Computerized Vision, Dynamic Time Warp, Expert System, Motion Model, Human-Machine Interaction, Injury Prevention, Training Adequacy, Training Efficiency

ÖNSÖZ

Doktora tez çalışmalarım sırasında bana yol gösterip, yardımlarını benden esirgemeyen tez danışmanım saygıdeğer hocam Dr. Öğr. Üyesi Murat SELEK'e, tez izleme komitesi üyesi kıymetli hocalarımız Prof. Dr. Fatih BAŞÇİFTÇİ ve Prof. Dr. Hakan IŞIK'a, sistemin geliştirme aşamasında yardımlarını bende esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Yusuf ER, uzman antrenör Atilla SÖNMEZIŞIK ve Karaman Devlet Hastanesi baş hekim yardımcısı sayın Dr. Mesut ÜNAL'a, manevi desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen her türlü hoşgörü ve fedakârlığı gösteren sevgili eşim Çiğdem Kaplan ÖRÜCÜ'ye ve yaşamım boyunca varlığını her zaman yanımda hissettiğim sevgili anneme teşekkür ederim.

Serkan ÖRÜCÜ
KONYA-2020

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **iv**

ABSTRACT ..... **v**

ÖNSÖZ ..... **vi**

İÇİNDEKİLER ..... **vii**

ŞEKİLLER LİSTESİ ..... **ix**

ÇİZELGELER LİSTESİ ..... **xi**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **xii**

1. GİRİŞ **1**

1.1 Tezin Amacı ve Önemi 3

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI **6**

2.1. Vücut Geliştirme Antrenmanları ve Sık Yaşanılan Yaralanmalar 6
2.2. İnsan Hareketi Tanıma ve Analizi 6
2.2.1. Hareket Analizinde İşaretleyicili ve İşaretleyicisiz Sistemler 10
2.3. KINECT V2 Özellikleri 11
2.3.1. Kinect V2 Kullanılarak Spor ve Rehabilitasyon Alanında Gerçekleştirilen Çalışmalar 14
2.4. İskelet Kasları ve Aksiyon Potansiyeli 15
2.5. Elektromiyografi 18
2.5.1. SEMG Sinyalinin Özellikleri 20
2.5.2. SEMG Kullanılarak Spor ve Rehabilitasyon Alanında Yapılan Çalışmalar 22
2.6. Kural Tabanlı Uzman Sistem Yaklaşımları 23

3. MATERYAL VE METOD **26**

3.1. Spor Antrenmanlarında Kullanılan İzotonik Hareketler 26
3.2. Veri Analizi 26
3.3. Eklemler arasındaki Açıların Elde Edilmesi 27
3.4. LR ve DSP Hareketlerinin Modellenmesi 29
3.5. Uzman Sistem ve Kural Tabanı Tasarımı 32
3.6. Dinamik Zaman Bükme 35
3.7. SEMG Devre Tasarımı 38
3.8. Kalman Filtresi 40
3.9. EKHW filtresi 41
3.10. RMS ve MA 42
3.11. Kinect V2 Kullanarak Elde Edilen Kasılma Dedeksiyonu Filtresi 44
3.12. MVC Normalizasyonu 45

4. HAREKET DOĞRULUĞU TEMELİNDEKİ SPORCU DESTEK SİSTEMİ 46

4.1. Kinect V2, Hareket Modeli ve Uzman Sistem Kullanan Hareket Doğruluğu Temelindeki Sporcu Destek Sistemi Özellikleri 46
4.2. Tasarlanan Hareket Doğruluğu Temelindeki Sporcu Destek Sisteminin Yapısı. 48

5. HAREKET VERİMLİLİĞİ TEMELİNDEKİ SPORCU DESTEK SİSTEMİ .. 51

5.1. SEMG, KINECT V2, M-RMS ve %MVC Kullanan Hareket Yeterliliği Belirleme Sistemi 51
5.2. Tasarlanan Hareket Yeterliliği Sisteminin Yapısı 53

6. TASARLANAN HİBRİT SPORCU DESTEK SİSTEMİ 56

6.1. Hibrit Hareket Doğruluğu ve Yeterliliği Belirleme Sistemi 56
6.2. Hibrit Sistemin Yapısı 57

7. DENEYSEL ÇALIŞMALAR 61

7.1. Hareket Doğruluğu Temelindeki Sporcu Destek Sisteminin Katılımcıları ve Kurulumu 61
7.2. Hareket Verimliliği Temelindeki Sporcu Destek Sisteminin Katılımcıları ve Kurulumu 62
7.3. Tasarlanan Hibrit Sporcu Destek Sisteminin Katılımcıları ve Kurulumu 63

8. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA 65

8.1. Hareket Doğruluğu Sistemi Sonuçları 65
8.1.1. Antrenmanlardan Elde Edilen Kinect V2 Verileri 65
8.1.2. Sistemin Kararlarının Antrenör Kararlarıyla Karşılaştırılması 68
8.1.3. Sistemin Fiziksel ve Bilişsel Gelişim Üzerindeki Etkisi 69
8.2. Hareket Yeterliliği Sistemi Sonuçları 73
8.2.1. Hareket Yeterliliği Sisteminden Elde Edilen Veriler 73
8.2.2. Önerilen Sistemin Mevcut Biyomedikal Sistem ile Karşılaştırılması 76
8.2.3. M - RMS ve %MVC Değerleri 77
8.3. Hibrit Sisteme Ait Sonuçlar 79
8.3.1. Hibrit Sistemin ve DTW Metodunun Kararlarının Antrenör Kararlarıyla Karşılaştırılması 79
8.3.2. LR ve DSP Antrenmanlarından Hibrit Sistem ile Elde Edilen SEMG Verilerinin İncelenebilirliği 82
8.3.3. Hibrit Sistem ile elde edilen Kasılma Dedeksiyonu ve SMVC Ön Ölçüm Sonuçları 85
8.3.4. Önerilen Hibrit Sistemin 4 Haftalık Kullanımında Elde Edilen Antrenman Doğruluğu ve Yeterliliği Sonuçları 86
8.3.5. Önerilen Hibrit Sistemin 4 Haftalık Kullanımının Fiziksel ve Bilişsel Gelişim Üzerindeki Etkileri 93

9. ÖNERİLER 95

KAYNAKLAR 97

EKLER 113

ÖZGEÇMİŞ 117

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Omuz Kasları ve Eklemi 6
Şekil 2.2. Gait (Yürüyüş Analizi) Poz ve Konum Açıklamaları 9
Şekil 2.3. Pasif İşaretleyicilerin Yerlerşimi 10
Şekil 2.5. Kinect V2 Görünümü 11
Şekil 2.6. TOF Çalışma Prensibi 12
Şekil 2.7. Kinect V2'de İskelet Eklem Dağılımı 13
Şekil 2.8. Hareket Kaslarının Temel Yapısı 16
Şekil 2.9. Çizgili Kaslarının Mikroskop Altında Görünüşü 17
Şekil 2.10. Hareket Kaslarının Aksiyon Potansiyeli 17
Şekil 2.11. Yüzeysel ve İğne EMG Elektrotları 18
Şekil 2.12. Örnek SEMG Sinyali 19
Şekil 2.13. SEMG Sinyalinin Ölçülmesinde Kullanılan Çift Kutuplu Yüzeysel Elektrotların Konumlandırılması 20
Şekil 2.14. SEMG Sinyaline Ait Frekans Spektrumu 21
Şekil 3.1. Eklemler Arasındaki Mesafe ve Açı 27
Şekil 3.2. Tasarlanan Hareket Modelleri: (a) LR Modeli, (b) DSP Modeli 31
Şekil 3.3. DSP Antrenmanının 1 Tekrarında Elde Edilen Omuz Açıları 35
Şekil 3.4. DTW'de En Kısa Yol Hesaplama 37
Şekil 3.5. Kasılma Tespiti ve M-RMS Akış Şeması 44
Şekil 4.1. Sunulan Örnek Antrenman Doğruluğu Sistemi 47
Şekil 4.2. Sistem Yapısı: (a) Antrenman Verisi Çıkarımı, (b) US Yapısı, (c) Kullanıcıya Geri Dönüt Verme 48
Şekil 4.3. Kullanıcı Arayüzleri; (a) Seçim, (b) Antrenman 49
Şekil 4.4. Doğruluk Sisteminden Çıkarken Verilen Uyarılar 50
Şekil 5.1. Önerilen Sistemin Blok Diagramı 54
Şekil 5.2 Antrenman Yeterliliği Sistemi 54
Şekil 5.3. Yeterlilik Sisteminden Çıkarken Verilen Uyarılar 55
Şekil 6.1. Önerilen Hibrit Destek Sistemi 57
Şekil 6.2. Önerilen Hibrit Sistemin Yapısı 58
Şekil 6.3. Hibrit Antrenman Sistemi 59
Şekil 6.4. Hibrit Sistemden Çıkarken Verilen Uyarılar 60
Şekil 7.1. Elektrotlar ve Zırhlı Kabloların Örnek Görünümü 63
Şekil 8.1. Örnek LR ve DSP Antrenmanı Sonuçları: (a) LR için Açı Değişimleri, (b) DSP için Açı Değişimleri 65
Şekil 8.2. LR ve DSP Antrenmanlarından Elde Edilen Diğer Katılımcıların Verileri (a) LR için Bir Numaralı Katılımcı Sonuçları, (b) DSP için İki Numaralı Katılımcı Sonuçları, (c) DSP için Dördüncü Katılımcı Sonuçları, (d) Katılımcı Numarası Sonuçları LR için beş, (e) LR için Yedi Numaralı Katılımcı Sonuçları, (f) LR için Sekiz Numaralı Katılımcı Sonuçları, (g) LR için Dokuz Numaralı Katılımcı Sonuçları, (h) LR için On Numaralı Katılımcı Sonuçları 67
Şekil 8.3 Dört Haftalık Antrenman Süresinde Katılımcıların Eklemlerindeki Yerdeğişim (DSP: Dumbbell Shoulder Press, LR: Lateral Raise, GJLhafta1: Glenohumeral Sol Eklem Hafta 1, GJRhafta1: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 1, Sphafta1: Omurga Hafta 1, GJRhafta2: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 2, Sphafta2: Omurga Hafta 2, GJLhafta2: Glenohumeral Sol Eklem Hafta 2, GJRhafta3: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 3, Sphafta3: Omurga Hafta 3, GJLhafta3: Glenohumeral Sol Eklem Hafta 3, GJRhafta4: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 4, Sphafta4: Omurga Hafta 4, GJLhafta4:

Glenohumeral Sol Eklem Hafta 4). (a) DSP için sol glenohumeral eklem yer değiştirmesi; (b) DSP için sağ glenohumeral eklem yer değiştirmesi; (c) DSP için omurga yer değiştirmesi; (d) LR için sol glenohumeral eklem yer değiştirmesi; (e) LR için sağ glenohumeral eklem yer değiştirmesi; (f) LR için omurga yer değiştirmesi..... 70
Şekil 8.4. Antrenman Sırasında SEMG Devresinden Elde Edilen Veriler: (a) İki Numaralı Katılımcı Örnek Sonuçları, (b) Altı Numaralı Katılımcı Örnek Sonuçları 74
Şekil 8.5. Antrenmanlardan Elde Edilen Diğer Katılımcıların Verileri (a) Bir Numaralı Katılımcı Sonuçları, (b) Üç Numaralı Katılımcı Sonuçları, (c) Beş Numaralı Katılımcı Sonuçları, (d) Altı Numaralı Katılımcı Sonuçları, (e) Yedi Numaralı Katılımcı Sonuçları 75
Şekil 8. 6. Filtreleme Sonuçlarının Karşılaştırılması. (a) Filtresiz SEMG verisi, (b) Eşik Filtresi ön ölçümü, (c) Eşik Filtreli SEMG Sinyali, (d) Kalman Filtreli SEMG sinyali, (e) Kinect V2 Verileri ve SEMG Sinyali..... 76
Şekil 8.7. Yeterlilik Sistemin Kullanımına Ait Fotograflar (a) Hastane ortamında yapılan ölçüm ve Mevcut Biyomedikal Sisteme ait bir fotoğraf, (b) Spor salonunda antrenman öncesi alınan bir fotoğraf 76
Şekil 8.8. Katılımcıların DBC Sonuçları 77
Şekil 8.9. Model Antrenman Verileri (a) DSP antrenmanı için (b) LR antrenmanı için 80
Şekil 8.10. DTW metodu ile verilerin analizi (a) DSP antrenmanı analizi (b) LR antrenmanı analizi..... 80
Şekil 8.11. DTW metodundan elde edilen veriler (a) DSP antrenmanı (b) LR antrenmanı 81
Şekil 8.12. DSP Antrenmanı Sırasında Hibrid Sistemden Elde Edilen Örnek SEMG Verileri. (a) Üç Numaralı Katılımcı Örnek Sonuçları, (b) Sekiz Numaralı Katılımcı Örnek Sonuçları 82
Şekil 8.13. DSP Antrenmanından Elde Edilen Diğer Katılımcıların Verileri. (a) Bir Numaralı Katılımcı Sonuçları, (b) İki Numaralı Katılımcı Sonuçları, (c) Dört Numaralı Katılımcı Sonuçları, (d) Beş Numaralı Katılımcı Sonuçları, (e) Altı Numaralı Katılımcı Sonuçları, (f) Yedi Numaralı Katılımcı Sonuçları, (g) Dokuz Numaralı Katılımcı Sonuçları, (h) On Numaralı Katılımcı Sonuçları. 83
Şekil 8.14. LR Antrenmanı Sırasında Hibrid Sistemden Elde Edilen Örnek SEMG Verileri. (a) Dört Numaralı Katılımcının Örnek Sonuçları, (b) Altı Numaralı Katılımcının Örnek Sonuçları. 83
Şekil 8.15. LR Antrenmanından Elde Edilen Diğer Katılımcıların Verileri. (a) Bir Numaralı Katılımcı, (b) İki Numaralı Katılımcı, (c) Üç Numaralı Katılımcı, (d) Beş Numaralı Katılımcı, (e) Yedi Numaralı Katılımcı, (f) Sekiz Numaralı Katılımcı, (g) Dokuz Numaralı Katılımcı, (h) On Numaralı Katılımcı..... 84
Şekil 8.16. LR ve DSP Antrenmanlarından elde edilen Hareket Doğruluğu Verileri.... 87
Şekil 8.17. 4 Haftalık LR Antrenmanı Yeterlilik Sonuçları. (a) Hafta 1 Sonuçları, (b) Hafta 2 Sonuçları, (c) Hafta 3 Sonuçları, (d) Hafta 4 Sonuçları. 90
Şekil 8.18. 4 Haftalık DSP Antrenmanı Yeterlilik Sonuçları. (a) Hafta 1 Sonuçları, (b) Hafta 2 Sonuçları, (c) Hafta 3 Sonuçları, (d) Hafta 4 Sonuçları. 91
Şekil 8.19. LR ve DSP Antrenmanlarından elde edilen Hareket Doğruluğu Verileri.... 92
Şekil Ek-1 1. DBC Antrenmanı (a) Hareket Başlangıcı ve Bitişi, (b) Hareket Ortası. 113
Şekil Ek-2 1. Antrenör İşlemleri Menüsü 114
Şekil Ek-2 2. Kullanıcı Ekleme Ekranı (a) Sporcu Ekleme, (b) Antrenör Ekleme..... 114
Şekil Ek-2 3. Antrenman İnceleme Ekranı 115
Şekil Ek-2 4. Grafik İnceleme Ekranı 115
Şekil Ek-2 5. Antrenman İnceleme Ekranı 116
Şekil Ek-2 6. MVC Ön Ölçüm Ekranı 116

ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 2.1. Kinect V2'ye Ait Eklem Açıları Analizi 14
Çizelge 2.2. 2-8 Kiloluk Ağırlıkların Kaldırılması Esnasındaki Gerilim Değerleri 22
Çizelge 3.1. LR ve DSP Modelleri için Kullanıcıya Verilen Eşzamanlı Uyarılar 32
Çizelge 3.2. LR ve DSP için Doğruluk Tablosu 33
Çizelge 3.3. LR ve DSP için Basitleştirilmiş Kural Tabanı 34
Çizelge 3.4. Örnek Ana Koşulların Örnek Çıkış Değerleri 34
Çizelge 3.5. Hareket Akışına Göre Oluşturulan Harici Geri Dönütler 35
Çizelge 4.1. Sunulan Sistemin Özelliklerinin Diğer Sistemlerle Karşılaştırılması 47
Çizelge 5.1. SEMG Sistemlerinin Karşılaştırılması 52
Çizelge 7.1. Katılımcıların Cinsiyeti, Yaşı, Boyu ve Ağırlığı Hakkında Bilgiler 61
Çizelge 7.2. Katılımcıların Cinsiyeti, Yaşı, Boyu ve Ağırlığı Hakkında Bilgiler 62
Çizelge 7.3. Katılımcıların Cinsiyeti, Yaşı, Boyu ve Ağırlığı Hakkında Bilgiler 64
Çizelge 8.1. Antrenörün Kararlarının Sistem Kararları ile Karşılaştırılması 68
Çizelge 8.2. Sistemin Kullanım Sürecinin Sonunda Gerçekleşen İyileştirme Oranları . 69
Çizelge 8.3. Dört Haftalık Antrenman Sürecinin Eşleştirilmiş T-Test Sonuçları 71
Çizelge 8.4. Dört Haftalık Antrenman Sürecinin Bağımsız T-Test Sonuçları 72
Çizelge 8.5. Spor Salonu ve Hastanede Ölçülen M-RMS Sonuçları 77
Çizelge 8.6. Spor salonunda Antrenman Geri Bildirimi Olarak Kullanılan M-RMS Sonuçları 78
Çizelge 8.7. Spor Salonundaki %MVC Sonuçları 79
Çizelge 8.8. LR ve DSP Hareketleri için Hareket Doğruluğu ve Sistem Uyarıları 81
Çizelge 8.9. LR ve DSP Antrenmanlarında Sol Ön Omuz için Kasılma Dedeksiyonu Kullanılarak Elde Edilen M - RMS Tabanlı SMVC Sonuçları 85
Çizelge 8.10. LR ve DSP Antrenmanlarında Sağ Ön Omuz için Kasılma Dedeksiyonu Kullanılarak Elde Edilen M - RMS Tabanlı SMVC Sonuçları 86
Çizelge 8.11. 4 Haftalık LR Antrenmanı Doğruluk Sonuçları 88
Çizelge 8.12. 4 Haftalık DSP Antrenmanı Doğruluk Sonuçları 89
Çizelge 8.13. LR ve DSP Antrenmanlarındaki Fiziksel Gelişimin Eşleştirilmiş T-Testi ile Analizi 93
Çizelge 8.14. LR ve DSP Antrenmanlarındaki Bilişsel Gelişimin Eşleştirilmiş T-Testi ile Analizi 94

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

Hz:	: Hertz
Bps	: Bits per Second (Saniyedeki bit sayısı)
α	: Alpha
σ	: Sigma
λ	: Lambda
γ	: Gamma
φ	: Phi
Θ	: Theta
Ψ	: Psi
μ	: Micro

Kısaltmalar

3D	: Üç Boyut
EKHW	: Eşik Kesmeli Haar Dalgacık
BB	: Biceps Brachii
DBC	: Dumbell Biceps Curl (Dumbell Ön Kol Kıvırma)
DSP	: Dumbell Shoulder Press (Dumbell Omuz Pres)
DTW	: Dynamic Time Warp (Dinamik Zaman Bükme)
HPF	: High Pass Filter (Yüksek Geçiren Filtre)
HW	: Haar Wavelet (Haar Dalgacık)
LPF	: Low Pass Filter (Alçak Geçiren Filtre)
LR	: Lateral Raise (Dumbbell Yana Açış)
M - RMS	: Moving Root Mean Square (Hareketli Karekök Ortalama)
MA	: Moving Average (Hareketli Ortalama)
MVC	: Maximum Voluntary Contraction (Maksimum İstemli Kasılma)
PLI	: Power Line Interference (Güç Hattı Girişimi)
RMS	: Root Mean Square (Karekök Ortalama)
SEMG	: Surface Electromyography (Yüzeysel Elektromiyografi)
SMVC	: Submaximal Voluntary Contraction (İsteğe Bağlı Maksimum Kasılma)
SNR	: Signal to Noise Ratio (Sinyal - Gürültü Oranı)
TOF	: Time of Flight (Uçuş Zamanı)
US	: Uzman Sistem
USB	: Evrensel Seri Veri Yolu
%MVC	: MVC normalizasyonu

1. GİRİŞ

Antrenman süreçlerinde yapılan hareketlerin eş zamanlı izlenmesi ve buna bağlı dinamik kas kasılmasının tespiti biyomedikal, kinesyoloji, spor, rehabilitasyon vb. gibi çoğu bilim dalında dikkat çeken bir konudur. Bu süreçlerin eşzamanlı izlenmesi, sporcuların sağlıklı antrenman yapması için bir gerekliliktir. Böylece, harekete ilişkin motor beceriler gelişinceye kadar sporcunun yaralanma riski olmadan etkili antrenman yapması sağlanır (Appelbaum ve Erickson, 2018; Harris ve ark., 2018).

Literatürde, antrenman tekniklerinin optimize edilmesi ve daha etkin mekanizmaların kullanılması amacıyla yapılan bilgisayarlı görme ve insan-makine etkileşimi çalışmalarında kullanılan ölçüm yöntemleri, gözlemsel ve doğrudan olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır (Silfee ve ark., 2018) (Meredith ve ark., 2018). Gözlemsel yöntemde veri toplama işlemi öznel gözlemlerle veya video görüntülerden elde edilen açıların basit bir şekilde tahminiyle yapılmaktadır (Torres-Luque ve ark., 2018). Bu yöntem, sporcuların hareketlerini kısıtlamamakta ve sporcuyu rahatsız etmemektedir (Young ve ark., 2019). Ancak, veri toplamak için görüşün engellenmediği yerlere birden fazla kamera yerleştirilmesi maliyeti arttırmaktadır (Prieto-Lage ve ark., 2018). Doğrudan ölçüm yönteminde ise sporcunun vücuduna bağlı sensörler aracılığıyla veri toplama işlemi gerçekleştirilmektedir. Bu grup; optik, mekanik ve manyetik olmak üzere üç ana yönteme ayrılmaktadır (Faraway ve Reed, 2007; Polášek ve ark., 2015; Zhao ve ark., 2017). Optik bir sistemde, antrenman yapılmadan önce, işaretleyicilerin doğru yerleştirilmemesi, kayması veya sistem tarafından görülememesi izleme sürecinde hatalı sonuçlara neden olabilmektedir (Lim ve ark., 2015; Di Marco ve ark., 2016). Kablolama ihtiyacı nedeniyle manyetik ve mekanik sistemler, sporcunun hareketini kısıtlayabilmektedir (El-Gohary ve McNames, 2012; Allseits ve ark., 2018).

Antrenman esnasında terleme veya çarpma nedeniyle mekanik sistemlerin sıklıkla kalibre edilmesi gerekebilir (van der Kruk ve Reijne, 2018). Bu yöntemler gerçek spor salonu ortamlarında kalibrasyon, kurulum süresi ve ön hazırlık (sensör yerleştirme, takma, kablolama vb.) işlemlerinin zaman alması nedeniyle çoğunlukla tercih edilmemektedir. Tüm bunlara alternatif olarak kurulum ve kullanım kolaylığı ile dikkat çeken, ikinci nesil RGB-D bir tipi sensör (2014) olan Kinect V2 mevcuttur. Kinect V2, 3D hareketleri oluşturmak için kendi özel algoritmasını kullanmakta, böylece herhangi bir özel ekipman veya işaretleyiciye gerek duymadan hareket izlemeye olanak sağlamaktadır (Choppin ve ark., 2014). Kinect V2'nin statik ve

dinamik denge testleri sırasında vücut hareketini izleme kabiliyeti ile ilgili çalışmalar, videodan hareket yakalama sistemleriyle karşılaştırıldığında daha geniş bir doğruluk aralığına sahip olduğunu göstermiştir (Choppin ve ark., 2014; Wu ve ark., 2018). Bu sensörün altın standartlara sahip sistemler ile yapılan karşılaştırmalarında ise, biyomedikal, spor ve rehabilitasyon alanlarında kullanılabilir olduğu belirtilmektedir (Diaz-Monterrosas, 2018; Reither ve ark., 2018).

Literatürde kullanılan insan hareketini izleme ve değerlendirme yöntemleri şablon tabanlı ve poz tabanlı olmak üzere iki bölüme ayrılır (Marcroft ve ark., 2015; Debes ve ark., 2016; Bourdon ve ark., 2017). Şablon tabanlı yöntemlerde, bir hareket veya hareket grubu sırayla kaydedilip analiz edilerek bir model oluşturulur (Lin ve ark., 2016; Kumari ve ark., 2017). İzlenen hareketler bu model aracılığıyla hareketi veya etkinliği tanımlamada kullanılır. Bu yaklaşımda, izlenen hareketin şablonla tanımlanan hareket olup olmadığına ait sonuçlar elde edilmektedir. Poz tabanlı yaklaşım özel örnekler ve eğitilmiş modeller gerektirmez (Haque ve ark., 2016; Agahian ve ark., 2019). Bunun yerine, hareket için anahtar niteliğinde dinamik kural kümesi tanımlanarak, verilen geri bildirimlerle yapılan hareketin ne oranda tanımlanan harekete benzediği belirtilir (Saenz-de-Urturi ve Garcia-Zapirain Soto, 2016; Zhao, 2016). Bu yöntemler spor salonu ortamında kullanıldığında; yapılan hareketin ne olduğu hakkında bilgi vermekte ancak yapılan hareketteki bozulmaların nasıl düzeltilebileceğine yönelik bir düzeltme verisi verememektedir. Bahsedilen sistem ve yöntemlerden çoğu gerçek spor salonu ortamında daha etkili antrenmanlar gerçekleştirmede kullanılamamaktadır. Kullanılmama sebebi ise bu sistemlerin spor salonlarınca karşılanabilir maliyette olmayışı, kalibrasyon-kurulum süresi ve antrenman öncesi sürekli ön hazırlık yapılması (sensör yerleşimi, aparat giyilmesi, kablolama vs.) zorunluluğudur. Antrenman sürecinde yapılan hareketlerin eş zamanlı izlenebilir olması özellikle başlangıç düzeyindeki sporcuların ağırlık kaldırma ve vücut geliştirme gibi sporlarda sağlıklı bir antrenman gerçekleştirebilmeleri için zorunluluktur (Appelbaum ve Erickson, 2018; Harris ve ark., 2018; Meredith ve ark., 2018; Silfee ve ark., 2018). Bu özellik antrenör eksikliğinde veya sporcunun hareketle ilgili motor becerileri gelişinceye kadar etkili antrenmanlar yapmasını ve sakatlık riskinden kaçınmasını sağlar (Kumari ve ark., 2017; Torres-Luque ve ark., 2018; Young ve ark., 2019).

Bununla birlikte antrenman ve rehabilitasyon süreçlerinde, dinamik kas kasılmasının tespiti ve incelenmesi amacıyla veri elde etmek için kablosuz ve giyilebilir teknolojilerde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Hussain ve ark., 2018; Lovell

ve ark., 2018; Skals ve ark., 2018). Böylece egzersizler esnasında, gerçek zamanlı olarak kas kasılmalarının tespiti ve elde edilen biyo-sinyallerin analizi ile antrenman verimliliğinin veya patolojik değişimlerin incelenmesi mümkün olabilmektedir (Barreiro, 2018).

1.1 Tezin Amacı ve Önemi

Spor salonlarında veya ev ortamında antrenörden bağımsız vücut geliştirme antrenmanları – rehabilitasyon egzersizleri yapan bireyler, hareketlerini hatalı yapmaları sebebiyle spor sakatlanmaları yaşayabilmektedir.

Antrenman ve rehabilitasyon süreçlerinde, hareket doğruluğunun eş zamanlı tespiti, hareket bozulmalarında eş zamanlı hareket düzeltme geri dönütü verilebilmesi, antrenman yeterliliği analizinin eş zamanlı yapılabilmesiyle, bu süreçlerdeki gelişimin arttırılıp, gerektiği anlarda ilgili süreçlere müdahale edilerek sporcu sakatlanmalarının engellenebilmesinin önem taşıdığı görülmektedir.

Bu amaçla geliştirilen sistemler incelendiğinde, bu sistemlerin, hareket düzeltmeye yönelik eş zamanlı geri dönüt veremedikleri, çalışmanın yapıldığı alandaki hastalarla veya hareket benzerliği ile sınırlı kaldığı ve biyo-sinyaller aracılığıyla eş zamanlı yeterlilik takibi ya da analizine yönelik eş zamanlı geri dönütler verebilecek bir yapı içermedikleri görülmüştür.

Bu unsurların eş zamanlı kullanılabilir olması;

- Sporcuların sağlıklı bir antrenman gerçekleştirebilmeleri,
- Sporcunun fiziksel ve bilişsel becerileri gelişinceye kadar performans değerlendirmesinin anlık yapılabilmesi,
- Gerektiği anlarda antrenmana müdahale edilerek sakatlanma sürecinin önlenmesi,
- Ve antrenman - rehabilitasyon süreçlerinin veriminin ve kalitesinin arttırılmasında faydalı olabilir.

Bu unsurlardan yola çıkarak, bu tez kapsamında, antrenman ve rehabilitasyon süreçlerinde antrenör eksikliği ile karşılaşılan durumlarda, hareket doğruluğunun tespiti ve antrenman yeterliliği analizinin eş zamanlı yapılması, bu süreçlerdeki gelişimin arttırılıp, gerektiği anlarda sürece müdahale edilerek sakatlanmaların engellenebilmesi

amacıyla, iki yardımcı sistem ve bu sistemlerin birleşiminden oluşan bir hibrit sporcu destek sistemi tasarlanmıştır.

Geliştirilen bu sistem sayesinde, antrenörler, sporcular ve fiziksel rehabilitasyon sürecindeki bireyler için, eş zamanlı antrenman performansı izleme ve analizi sayesinde antrenman ve rehabilitasyon süreçlerindeki en doğru yöntemi bulmadaki deneme yanılma mekanizmasından da kurtulmuş olunacaktır.

Geliştirilen sistem aşağıdaki teknik özelliklere sahiptir.

- Sistemin genel özellikleri;
    1. Kullanıcı yapması gereken hareketi ekrandaki animasyon üzerinden görebilmektedir.
    2. Sistem tarafından verilen geri dönütler kullanıcıya ekran üzerinden yazılı olarak aktarılmakta ve kısa sesli uyarılar olarak verilmektedir.
    3. Kullanıcının doğru ve yanlış yaptığı hareket sayısı ekran üzerinden gösterilmektedir.
    4. Kullanıcının antrenman verimi bilgileri ekran üzerinden yazılı olarak aktarılmaktadır.
    5. Antrenman bitiminde kullanıcının antrenmanına ait bilgiler özet olarak kullanıcıya sunulmakta ve e-posta adresine gönderilebilmektedir.
    6. Antrenmanlardan elde edilen veriler tarih aralığı veya son yapılan antrenmandan geriye doğru grafikler üzerinden incelenebilmektedir.
- Sistemin çalışma modları;
    1. Hareket doğruluğu modu; kullanıcının yaptığı antrenmandaki hareket doğruluğu ve hareketlerle ilgili geri dönütleri sunabilmektedir.
    2. Hareket yeterliliği modu; kullanıcının yaptığı antrenmandaki hareketlerin ne kadar verim ile yapıldığını gösterebilmektedir.
    3. Hibrit mod; kullanıcının yaptığı antrenmandaki hareket doğruluğu, hareketlerle ilgili geri dönütleri ve antrenmandaki hareketlerin ne kadar verim ile yapıldığını gösterebilmektedir.
    4. Antrenör inceleme modu; kullanıcının yaptığı tüm antrenmanlardaki verilerin incelenebildiği moddur (Bkz Ek-2).
- Sistemin bağlantıları, hareket yeterliliği modunda bilgisayara USB (Evrensel Seri Veri Yolu) 3.0 kullanarak, hareket yeterliliği modunda

Bluetooth kullanarak, hibrit modda ise USB 3.0 ve Bluetooth kullanarak yapılmaktadır.

Sistemin farkları ve üstünlükleri;

- SEMG (Yüzeysel Elektromiyografi) devre tasarımının tarafımızca yapılması,
- Sistemde kullanılmak için geliştirilen hareket modelinin ve karar verme mekanizmalarının hem spor hem de rehabilitasyon alanlarında kullanılabilir olması,
- Antrenmanlar esnasında kullanıcılara, hareket doğruluğu, hareket yeterliliği ve hareketlerde yaşanan bozulmaları düzeltmeye yönelik geri dönütler verebilmesi,
- Hareket doğruluğu, hareket yeterliliği, hibrit antrenman ve antrenör inceleme modu olmak üzere 4 farlı çalışma modu bulunması,
- Ve sistemin hem antrenman hem de rehabilitasyon süreçlerinde kullanılabilir olması.

Tez çalışması 9 bölümden oluşmaktadır.

Birinci bölümde; antrenman süreçlerinin izlenmesiyle ilgili yapılan çalışmalar ve kullanılan yöntemler hakkında genel bilgiler verilerek tezin amacı ve önemi açıklanmıştır.

İkinci bölümde; tez konusu hakkında ilgili kaynaklar açıklanmıştır.

Üçüncü bölümde; antrenman hareketleri ve hareket modeli, hareket doğruluğunda kullanılan karar verme metodları, yeterlilik analizinde kullanılan analiz metodları, tasarlanan SEMG devresinin tasarım adımları ve kullanılan veri analizi yöntemlerinden bahsedilmiştir.

Dördüncü, beşinci ve altıncı bölümlerde; tasarlanan sistemlerin genel yapıları ve çalışmalarından bahsedilmiştir.

Yedinci bölümde; yapılan çalışmaların içerikleri ve gönüllü katılımcılara ait bilgilere yer verilmiştir.

Sekizinci bölümde; sistemlerin kullanımından elde edilen veriler, sistemlerin kararları ve gönüllü katılımcılardan elde edilen verilerin analiz sonuçlarına yer verilmiştir.

Dokuzuncu bölümde; sistemle ilgili genel sonuçlar ve önerilere yer verilmiştir.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Vücut Geliştirme Antrenmanları ve Sık Yaşanılan Yaralanmalar

Vücut geliştirmede, kuvvet antrenmanlarında kullanılan birçok teknik kullanır. Ancak, vücut geliştirmede ana hedef gücü daha az ve verimli kullanarak kaslara boyut, simetri ve daha fazla hacim eklemektir (Stokvis, 2006; Escalante ve ark., 2020). Bunu başarmak için, antrenmanlar kısa sürede ve yüksek ağırlıklarla yapılmalıdır. Bu antrenmanlar sonucunda, tüm sporlarda olduğu gibi, vücut geliştirme sporunda da yaralanma veya sakatlanma vakaları oluşabilir. Önceki çalışmalar üst ekstremitede yer alan ve Şekil 2.1'de gösterilen omuzun, kas-iskelet yaralanmalarında en yüksek orana sahip olduğunu göstermektedir (Lavallee ve Balam, 2010; Çetinkaya ve ark., 2017; von Rottkay ve ark., 2018).



Şekil 2.1. Omuz Kasları ve Eklemi

Spor alanında, tüm yaralanmaların % 40'ından fazlası omuz bölgesinde gerçekleşmekte, sırt bölgesi ve diz yaralanmaları ise ikinci sırada yer almaktadır (Goertzen ve ark., 1989). Kas yaralanmaları (kas çekmeleri, tendinit ve burkulmalar) ise tüm spor yaralanmalarının % 83,6'sını oluşturmaktadır (Goertzen ve ark., 1989; Lavallee ve Balam, 2010; Keogh ve Winwood, 2017). Çalışmalarımızda modellenmek için en çok tercih edilen omuz grubu hareketleri olan LR (Velloso ve ark., 2013; Cao ve ark., 2017b; Jee, 2019; Jost ve ark., 2019) ve DSP (Bisio ve ark., 2017; Clocksin ve ark., 2017; Tahmosybayat ve ark., 2018) hareketleri temel model olarak seçilmiştir.

2.2. İnsan Hareketi Tanıma ve Analizi

İnsan hareketi analizi biyomekanik bir öğe olmakla beraber (López-Nava ve Muñoz-Meléndez, 2016; Mehrizi ve ark., 2018; Demircan ve ark., 2020), spor

performansı gösterimi (Lau ve ark., 2018; Roell ve ark., 2019), robot araştırmaları (Yamane ve Takano, 2016; Maldonado ve ark., 2019), görüntü yakalama ve gözlemsel video (Vilas-Boas ve Cunha, 2016; Angelov ve ark., 2019; He ve ark., 2019) gibi çeşitli alanlar için bir araştırma ve teşhis aracı haline gelmiştir. Tedavi veya ameliyatlar aracılığıyla verimliliği ve en etkili egzersiz stratejileri geliştirmek, insan kinematik bireysel özellikleri ya da kronik hastalıklar gibi faktörlerin etkisini araştırmak için de kullanılmaktadır (López-Nava ve Muñoz-Meléndez, 2016; Colyer ve ark., 2018; Yahya, 2019). Ayrıca, sporda yaralanma risklerini önleyici kuralların ve stratejilerinin, geliştirilen bu sistemler aracılığıyla etkinliğinin ve güvenliğinin araştırılması ve karşılaştırılması için de sistematik bir yol sağlanır (Krzeszowski ve ark., 2010).

Daha önce de belirttiğimiz üzere insan hareketini tanımak için öncelikle iki yaklaşım vardır: şablon tabanlı ve kural tabanlı. Şablon dayalı yaklaşımda, ilk önce eğitim verileri elde edilir ve daha sonra yeni veya kazanılmış bir aktiviteyi sınıflandırmak için önceden tanımlanmış bir model aracılığıyla doğrudan veya dolaylı olarak kullanılır (Shotton ve ark., 2011; Luo ve ark., 2017a; Luo ve ark., 2017b). Kural tabanlı yaklaşımda, faaliyet ilk olarak bir dizi kural olarak tanımlanır ve bilinmeyen bir faaliyet, olası her bir faaliyet için tanımlanan kurallara göre sınıflandırılır (Luo ve ark., 2016a; Luo ve ark., 2016b; Luo ve ark., 2018). Kural temelli yaklaşımın aksine, şablona dayalı yaklaşım, etkinlik için yeterli eğitim verisi olması koşuluyla, gerçekleştirilen bir etkinliği tam olarak açıklamaya gerek olmadan benzerlik üzerinden sınıflandırmak için kullanılabilir. Bu da şablona dayalı yaklaşımı, bir faaliyeti tanımlamada, kural tabanlı yaklaşıma göre dezavantajlı hale getirir. Kural tabanlı yaklaşımda ise yapılan her aktivite, eksiksiz ve kesin kurallarla tanımlanmalıdır (Lichao ve ark., 2012; Su, 2013).

Bu özellikler, bir hasta veya sporcuya egzersizlerin doğru bir şekilde yapılması konusunda rehberlik etme bağlamında şablon temelli yaklaşımın zayıflığını da oluşturur, çünkü hasta veya sporcuya tam olarak neyin yanlış yapıldığı hakkında özel geri bildirim sağlamak zordur. Ayrıca, kademeli olarak değişen hareket aralığı ve tolerans değerleri ile bir egzersizin özelleştirilmesi gereken durumlarda, tanımlanan kuralların düzenlenmesi kural tabanlı yaklaşımın kullanım kolaylıkları arasında sayılabilir.

(Morariu ve Davis, 2011) çalışmalarında birden çok katılımcılı karmaşık sahnelerde hareket tanınması üzerine çalışmışlardır. Çalışmalarında, her katılımcının hareketlerini gerçekleştirirken tanımlı kurallara uyma zorunlulukları vardır. Tanıma işlemi, oyuncuların ilk tespit ve takip edildiği basketbol oyunu videoları üzerinde

gerçekleştirilmiştir. Bu işlem için öncelikle, bir dizi uzamsal olay oluşturmak için kullanılan bir dizi yörünge oluşturulmuştur. Elde edilen veriler kullanılarak birinci dereceden mantık ve Markov ağları gibi olasılıksal yaklaşımlar kullanılarak hareket tahmini üzerine çalışılmıştır.

(Liu ve ark., 2011) çalışmalarında hareketleri bir dizi tanımlayıcı ve ayrımcı niteliksel kurallarla tanıma üzerine çalışmışlardır. Çalışmalarında her kural, faaliyetlerin mekânsal-zaman doğasını tanımlayan özelliklerle ilişkilendirilmiştir. İlişkilendirilen bu kurallar, gizli bir SVM yaklaşımında her eylem için her özelliğin önem derecesini yakalayan gizli değişkenler olarak ele alınarak, hareket tahmininde kullanılmıştır.

(Chen ve Grauman, 2012) çalışmalarında aktivite tanıma ve yerelleştirmenin bir kombinasyonu üzerine çalışmışlardır. Bu yaklaşım, kural tabanlı aktivite sınıflandırma puanını en üst düzeye çıkaran ve en uygun alt grafiği bulmaya çalışan yüksek seviyeli bir tanımlayıcı kullanarak uzay-zaman grafiğinin oluşturulmasına dayanmaktadır.

(Kuehne ve ark., 2014) çalışmalarında insan aktivitesinin tanınması için yapılandırılmış bir zamansal yaklaşım önermiştir. Yaklaşımlarında, insan hareketlerini eylem birimleri olarak modellemek için HMM'leri kullanmış daha sonra farklı hareket birimlerini birleştirerek bir dizi karmaşık eylem oluşturmak için dilbilgisi kurallarından faydalanmıştır. Ancak bu işlemi yaparken, hareket sınıflandırması için zamansal gramerler kullanıldığında, modellerin karmaşıklığından dolayı uzun video dizilerini işleme sorunuyla karşılaşmışlardır. Bu sorunu çözmeye yönelik olarak, (Pirsiavash ve Ramanan, 2014) video dizilerini hiyerarşik bir yaklaşım kullanarak alt eylemler içeren daha küçük kliplere bölmüş, (Vinyals ve ark., 2015) ise evrişimsel sinir ağlarına (CNN) dayalı video dizilerinden kısa açıklamalar oluşturmuştur.

(Yao ve ark., 2011) çalışmalarında semantik özellikleri öğrenerek hareketsiz görüntülerden hareket sınıflandırması üzerine çalışmışlardır. Nitelikler, insan eylemlerinin belli başlı özelliklerini tarif ederken, nesnelerden ve insan pozlarından elde edilen eylemlerin parçaları, karmaşık faaliyetleri öğrenmek için temel olarak kullanılmıştır.

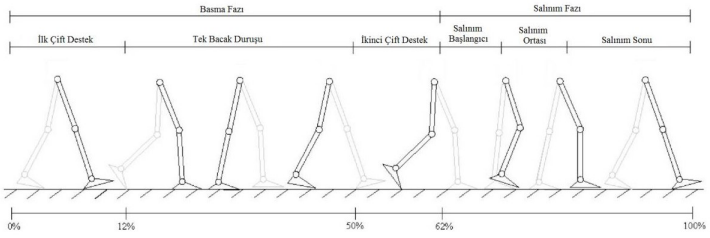
(Zhang ve ark., 2013) özellik-hareket ilişkisi üzerine çalışmışlardır. Çalışmalarında, düşük seviyeli özellikler ve hareket-öznitelik ilişkileri ile eşzamanlı olarak ilgilenebilmek için çok işlevli bir öğrenme yaklaşımı kullanmıştır. Bunlarla beraber alakasız tahminleri ortadan kaldırmak için bir ceza terimi olarak öznitelik düzenini ortaya koymuşlardır.

(Zhang ve ark., 2015) tarafından gerçekleştirilen diğer bir çalışmada ise öznitelik tabanlı insan hareketinin sınıflandırmasındaki gürültüsel etkilere yönelik olmuştur. Bunu da, sigmoid ve Gaussian zarfların, SVM sınıflandırıcısının kayıp fonksiyonuna dahil edilerek optimizasyon işlemi sırasındaki aykırı değerlerin elimine edilmesiyle gerçekleştirmişlerdir. Ayrıca, insan hareketlerini modellemek için GMM ve görünmeyen sınıfları tanımak için bir transfer sıralama tekniği kullanılmıştır.

(Ramanathan ve ark., 2015) ise çalışmalarında durağan görüntülerden insan hareketlerini öğrenmek için semantik bilgileri sınıflar arasında aktarabilmişlerdir. Farklı sınıflar arasındaki etkileşim dil kuralları kullanılarak yapılmıştır.

Özellikle karmaşık hareketleri içeren sportif hareketler ve rehabilitasyona yönelik tedavi amaçlı aktivitelerde, sayısal analiz sürecinde kameralarla birlikte kullanılan hareket analizi sistemleri sıklıkla tercih edilmektedir (Bahamonde, 2005; Shan ve Westerhoff, 2005). Kamera sistemlerinde ölçüm işaretleyicili ve işaretleyicisiz olmak üzere iki şekilde yapılmaktadır. Bunlar dışında sensör tabanlı hareket analizi sistemleri de bulunmaktadır (Chen, 2013).

Örneğin görsel işaretleyici kullanarak yapılan bir çalışmada tıbbi amaçlı Gait (Yürüyüş Biçimi) Analizi kullanılarak farklı amaçlar doğrultusunda da kullanım yöntemleri incelenmiştir (Świtoński ve ark., 2011). Yapılan çalışmada, hareket yakalama sistemi kullanılmış ve sistemden elde edilen kinematik verilere dayanarak insan tanıma üzerine çalışmıştır. Böylece uygulamalı iskelet modeline ihtiyaç duymadan, insan vücudunda bulunan ve kameralar tarafından izlenen belirteçlerin koordinatları elde edilmiştir. Bu koordinatları elde etmek için, işaretleyiciler uzuvların üzerine yerleştirilmiştir. Bu sayede, işaretleyiciler yardımıyla eklem ve uzuv koordinatları elde edilmiştir. Son olarak ise, elde edilen modelinin koordinat bilgileri ve Şekil 2.2'de gösterilen yürüyüş esnasındaki poz - konum tanımlamaları ve doğrusal temel bileşen analizi ile indirgenerek temel bileşenlerin n boyutlu hareket yörüngeleri elde edilmiştir.



Şekil 2.2. Gait (Yürüyüş Analizi) Poz ve Konum Açıklamaları

2.2.1. Hareket Analizinde İşaretleyicili ve İşaretleyicisiz Sistemler

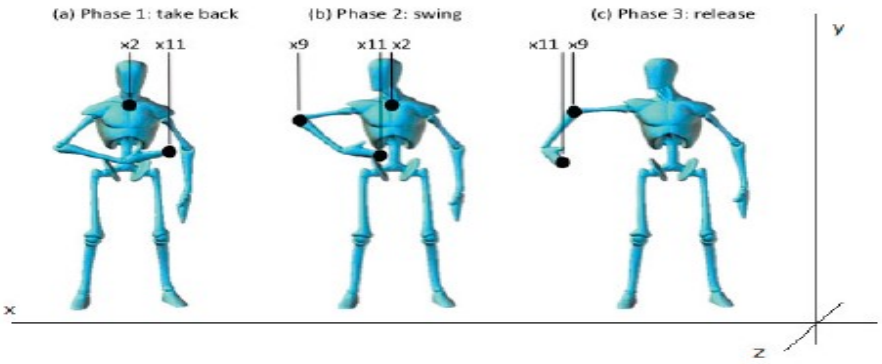
Optik sistemler, özellikle 3D uzayında kişinin konumunu belirlemek için işaretleyicili ya da işaretleyicisiz sistemler aracılığıyla hareketi izlemede kullanılmaktadır. Bu işaretleyiciler pasif, aktif ve ışığa duyarlı olmak üzere 3 türe ayrılmaktadır. Pasif işaretleyiciler Şekil 2.3'de gösterildiği üzere (Kim ve ark., 2015) klasik yansıtıcı malzeme ile kaplanmış pinpon topundan biraz daha büyük olan toplardır. Parlak yansıtıcı yüzeyin özelliğinden dolayı kameralar sadece işaretleyicileri görecek şekilde ayarlanabilir. Ancak, başlangıç aşamasında tüm işaretleyiciler kameralarda aynı şekilde görünmeyebilir, bu nedenle bilinen top pozisyonlarına göre sistemin kalibre edilmesi zorunludur (Kolahi ve ark., 2007; Zhou ve Hu, 2008).



Şekil 2.3. Pasif İşaretleyicilerin Yerlerşimi

İşaretleyicisiz çalışmalarda en popüler kamera sistemi 2009 yılında duyurusu yapılan Microsoft Kinect'dir. Bu sistem, düşük fiyatı, sensör versiyonuna göre kalibrasyon kolaylığı ve elde edilen veri miktarı gibi seçenekler açısından göze çarpmaktadır. Maliyeti düşük olan bu sensör çalışma özellikleriyle güncelliğini günümüzde de sürdürmektedir.

Kinect kullanılarak yapılan işaretleyicisiz çalışmalardan biri de, (Yamaoka ve ark., 2013)'nın yaptığı disk fırlatma üzerine yapılan çalışmadır. Çalışmada Kinect kullanılarak diskin germe, savurma ve bırakma esnasındaki kinematik vücut analizi Şekil 2.4' de gösterildiği üzere yapılmıştır.



Şekil 2.4. Disk Fırlatmada Koordinat Analizi

Bu şekilde Microsoft Kinect kullanılarak elde edilen veriler, biyomekanik ve kineziyolojik temellere göre incelenerek verimlilik analizleri yapılmıştır.

2.3. KINECT V2 Özellikleri

Şekil 2.5'de gösterilen Kinect V2 sensörü, bir dâhili kırmızı-yeşil-mavi (RGB) kamera, bir derinlik sensörü ve bir mikrofon içerir.

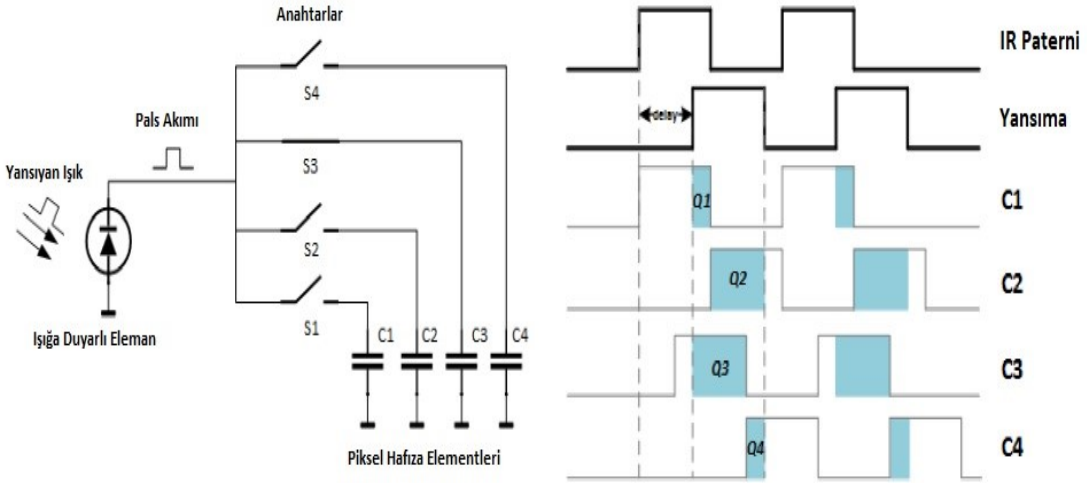


Şekil 2.5. Kinect V2 Görünümü

Bunlardan en popüler olan sensör, derinlik sensörüdür. Bu sensör, IR ışınlar (860 nm) yayar ve yayılan IR ışınlardan bir yüzeye çarparak geri yansıyan ışınları algılar (Jiao ve ark., 2017). Bunun sonucunda, TOF (Time of Flight - Uçuş Zamanı) olarak adlandırılan, sensörden ışının yansıdığı yüzeye olan mesafeyi belirleyerek, 3D derinlik verisini oluşturur (Yang ve ark., 2015; Pučko ve ark., 2018).

Kinect V2'nin derinlik sensörü, üç kızılötesi (IR) verici ile birlikte çalışan bir kızılötesi CMOS kameradan oluşur (Li, 2014; Sarbolandi ve ark., 2015). TOF yaklaşımı ile her piksel için ayrı ayrı sağlanır (Romacho ve ark., 2016; Morozov ve ark., 2018).

Bu teknoloji, bir aydınlatma ünitesi (IR verici) tarafından yayılan ışığın bir nesneye gitmesi ve alıcıya geri dönmesi için gereken süreyi ölçmeye dayanır. Burada, IR verici Sürekli Dalga (CW) Yoğunluk Modülasyonu yaklaşımı ile modüle edilmiş kare dalga bir IR ışını gönderir. Sonrasında, karşısındaki cisimden yansıyan ışık CMOS kameraya geri döner.



Şekil 2.6. TOF Çalışma Prensibi

Şekil 2.6'da bu tekniğin çalışma prensibi gösterilmektedir. CMOS kameranın her pikseli dört bölüme ayrılmış ve her birinde, gelen ışığı bir bellek öğesini dolduran bir akıma dönüştüren ışığa duyarlı bir eleman (genellikle tek foton çığ diyot (SPAD)) bulunur. Dört bellek öğesinin (C1, C2, C3 ve C4) her birinde geçerli pals ile aynı genişlikte ancak 90 derece faz ötelemeli bir örnek alan bir anahtar vardır. Böylece, piksel ve kare başına dört örnek elde edilir (Li, 2014; Morozov ve ark., 2018).

Yansıyan ışığın kat edilen mesafeye bağlı bir gecikmesi olacağından, her bir bellek elemanı mesafeye bağlı olarak farklı miktarlarda şarj olur. Örnekler sırasında biriken elektrik yüklerini (Q) ölçerek, aydınlatmanın faz açısını ve yansımayı (φ) ve mesafeyi (d) denklem (2.1), (2.2) ve (2.3)'de gösterildiği gibi hesaplanabilir (Romacho ve ark., 2016; Morozov ve ark., 2018).

$$Q_i = \int_0^{t_p} i(t)dt \tag{2.1}$$

$$\varphi = \arctan\left(\frac{Q_3 - Q_4}{Q_1 - Q_2}\right) \tag{2.2}$$

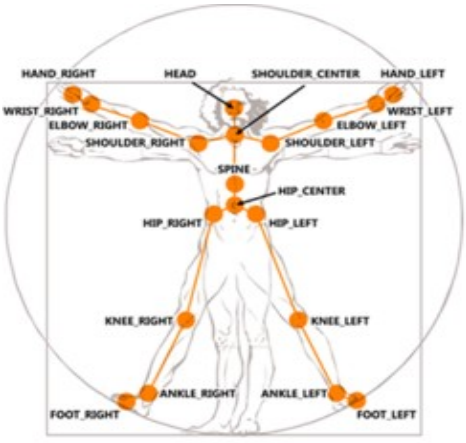
$$d = \frac{c}{4\pi f}\varphi \tag{2.3}$$

(2.1)'de "*tp*" darbe genişliğini, (2.2)'de ise "*c*" ışık hızı sabitini ve modüle edilmiş IR modelinin frekansını göstermektedir. Bu değerler ayrıca piksel yoğunluğunu (yansıyan sinyalin genliği) da "*A*" denklem (2.4)'de gösterildiği gibi hesaplamaya izin verir (Morozov ve ark., 2018).

$$A = \frac{\sqrt{(Q_1 - Q_2)^2 + (Q_3 - Q_4)^2}}{2} \tag{2.4}$$

Bu yöntem, derinlik görüntüsünü oluşturmak için kullanılacak her piksel için derinlik ve yoğunluk değerlerinin elde edilmesini sağlar. Kinect V2 sensörünün diğer bir kullanışlı özelliği, dâhili bir ortam ışığı reddine sahip olmasıdır. Bu, her pikselin, bellek öğelerinin doygunluğunu ve ne zaman doyduğunun algılanması (IR ışınlarının doygunluğunun önceki ve sonraki sınırlarının kontrol edilmesi) ve pikselin pozlamanın ortasında sıfırlanmasıyla olur. Böylece, sensör ışık koşullarından bağımsız olarak her durumda kullanılabilir hale gelir (Li, 2014; Romacho ve ark., 2016).

Bir kullanıcının Kinect V2 tarafından sağlanan derinlik veri akışı üzerine bir iskelet modeli çizilebilmektedir. Böylece kullanıcının iskeletini takip edebilmek mümkün olmaktadır. Bu sensörden elde edilen verilere göre, 25 tane vücut ekleminin 3D konumsal verileri elde edilebilir. Eksen etiketleri ile birlikte eklemler Şekil 2.7'de sunulmuştur (Wu ve ark., 2018).



Şekil 2.7. Kinect V2'de İskelet Eklem Dağılımı

Önceki araştırmalarda Kinect V2 sensörünün doğruluk dağılımı, derinlik çözünürlüğü, derinlik entropisi, kenar gürültüsü ve yapısal gürültü gibi özelliklerinin doğru kullanım olan 2-3 metre mesafede kabul edilebilir olduğu görülmüştür (Shotton ve ark., 2011; Wiedemann ve ark., 2015; Yahya, 2019). İşaretleyicili sistemlerle karşılaştırıldığında ise, üst vücut ekstremitesi ve eklem açılarında Çizelge 2.1'de gösterildiği üzere 7.2º gibi bir farkla görüntüleme sağlamaktadır (Wiedemann ve ark., 2015; Manghisi ve ark., 2017).

Çizelge 2.1. Kinect V2'ye Ait Eklem Açıları Analizi

Eklem açısı	Ortalama fark	Üst sınır	Alt sınır
Boyun	8.46º	30.22º	11.06º
Üst gövde ileri	-4.44º	3.67º	11.78º
Üst gövde yana	-1.96º	3.48º	8.10º
Üst gövde dönme	0.55º	28.79º	34.47º
Kalça sol	7.20º	21.06º	3.04º
Kalça sağ	6.18º	21.59º	5.71º
Diz sol	0.26º	16.47º	11.84º
Diz sağ	-0.69º	13.74º	12.07º

2.3.1. Kinect V2 Kullanılarak Spor ve Rehabilitasyon Alanında Gerçekleştirilen Çalışmalar

Spor ve rehabilitasyon alanında Kinect V2 kullanılarak yapılan çalışmalar incelendiğinde, (Fernandez-Cervantes ve ark., 2018) 'nun poz takibi yaptıkları çalışmalarında antrenman esnasında elde ettikleri sonuçları önceden oluşturdukları poz şablonuyla karşılaştırıp, hareket eşleşme oranını bularak hareket bozulmasını sadece ilgili eklemler üzerinden gösterdikleri; (Mehdi ve ark., 2017)'nın hareket takibi sonuçlarını antrenman sonrası manuel inceleyerek geri dönüt verdiği; (Elaoud ve ark., 2019)'nın hentbol topu fırlatma pozlarının antrenman sonrası kinematik analizlerini yaptığı görülmektedir.

(Scherer ve ark., 2016) ise çalışmalarında, evde denetimli antrenman yapma amacıyla geliştirdikleri poz takibi tabanlı sistem ile hareket benzerliği üzerinden performans takibi ve kullanıcı memnuniyeti anketi yapmıştır.

İncelenen bu sistemlerin kullanıcılara antrenman esnasında elde edilen biyo-sinyaller aracılığıyla performans takibi ya da analizine yönelik eş zamanlı geri dönütler verebilecek bir yapıya sahip olmadıkları görülmüştür.

(Mateo ve ark., 2018) Hemophilia hastalarına yönelik spor ve rehabilitasyon alanında yaptıkları çalışmada, poz takibi aracılığıyla tekli ve çoklu eklemleri etkileyen hareketleri inceleyerek benzerlik üzerinden performans analizi yapmıştır.

(Szykman ve ark., 2018) tekerlekli sandalye kullanıcılarına yönelik bir sistem tasarlayarak, fiziksel beceriyi eğlenceyle birleştirmiştir.

(Yu ve Xiong, 2019) Thai-Chi egzersizlerinden Kinect V2 ile elde edilen poz verilerini Dynamic Time Warping (DTW) aracılığıyla işleyerek hareket benzerliği üzerinden kullanıcı performansını incelemiştir. (Su, 2016) ise Kinect V2 ve DTW kullanarak geliştirdiği destekleyici diz rehabilitasyonu sistemiyle Total Knee Replacement hastalarına yardımcı olmayı amaçlamıştır.

Bu sistemlerin ise sadece çalışmanın yapıldığı alandaki hastalarla veya hareket benzerliği ile sınırlı kaldığı, spor salonu ortamında izotonik hareketler ile yapılan ağırlık antrenmanlarında kullanıma uygun olmadığı ve performans takibi veya analizine yönelik eş zamanlı geri dönütler verebilecek bir yapı içermediği görülmüştür.

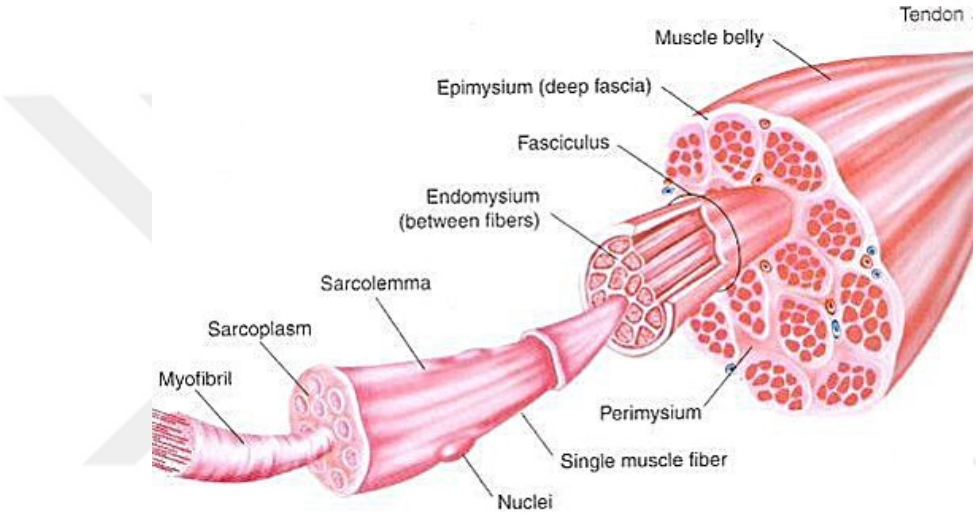
(Parisi ve ark., 2016) tarafından yapılan Recurrent Self-Organization yapısının kullandığı diğer bir dikkat çekici çalışmada ise 3 farklı ağırlık kaldırma egzersizi incelenerek kullanıcıya hareket ile ilgili eş zamanlı geri dönütler verilmeye çalışılmıştır. Ancak bu çalışmanın da hareket benzerliğinin tespitiyle sınırlı kaldığı ve antrenman performansının takibi ve analizinde kullanılabilecek eş zamanlı geri dönütler verilemediği görülmüştür.

Bu çalışmaların yanı sıra, şekillere uzanma yoluyla parkinson tedavisinde ve düz çizgi üzerinde yürüme takibiyle, denge bozukluğu tedavisinde Kinect V2'nin kullanıldığı duruş ve poz analizi yapan sistemler de mevcuttur (Rocha ve ark., 2015; Cikajlo ve ark., 2018; Pachoulakis ve ark., 2018). Ancak bu çalışmalarda da açıkladığımız eksikliklerin olduğu görülmüştür.

2.4. İskelet Kasları ve Aksiyon Potansiyeli

Hareket eyleminin gerçekleşmesinde iskelet sistemi, eklemler ve kas sisteminin birlikte çalışması önemli bir rol oynar. Kas sistemi, ortalama bir bireyde vücut ağırlığının % 40-50 sini kapsar. İnsan vücudunda hareket ve duruş eylemlerini gerçekleştirmede 600'ün üzerinde iskelet kası görev alır. Kaslar insan vücudunun hareket etmesini sağlayan elemanlardır. Kaslar yapılarına ve konumuna göre sınıflandırılır. Hareket, ısı üretimi ve duruşun sağlanmasında görev alırlar. Kasların

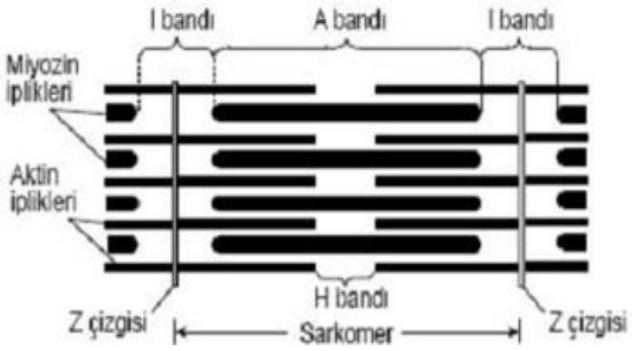
kasılabilme (kontraktilite), uyarılabilme (eksitabilite), uzama-gerilme (estensibilite), normal boyuna dönebilme (elastisite) özellikleri vardır (Klieger, 2013; M., 2016). Şekil 2.8' de gösterildiği üzere iskelet kasları lif (fiber) olarak isimlendirilen ince uzun hücrelerden oluşmaktadır. Uzunlukları 1-50 mm ve çapları 10-100 µm arasındadır. Bu Hücrelerin dış yüzeyleri sarkolemma olarak isimlendirilen bir kılıf ile örtülüdür. Bu lifler bağlayıcı kıkırdak dokuya bağlıdırlar. Kasın kasılması, liflerin kasılıp şişmesi ile olur. Kaslara besin kan damarları ile uyarı ise sinirler ile götürülür (Lodish ve ark., 2000).



Şekil 2.8. Hareket Kaslarının Temel Yapısı

Kasın kasılması sırasında bir dizi kimyasal reaksiyon meydana gelir. Bu reaksiyonlar için gerekli aktomiyosin proteini, kandaki hemoglobin biçimdeki oksijen depolayan myoglobin, enerji tasarrufu için gerekli fosfatlar ve yakıt olarak glikojen şeklinde kasta bulunur (Gilbert ve ark., 1971).

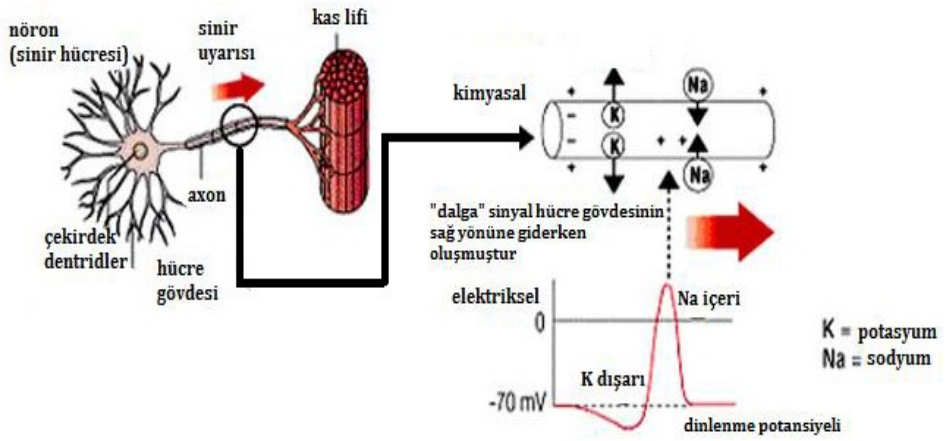
Çalışmamızda, biyopotansiyel ölçümler yapacağımız kas türü çizgili kaslardır ve bu kaslar istemli hareketi sağlayan iskelet kaslarıdır. Mikroskop altında yapılan incelemelerde açık renkli ve koyu renkli bantlar gözlenmiştir. Koyu banda "A", açık banda "I" bandı denir. A bandının ortasında açık "H" bandı ve I bandının ortasında koyu "Z" bandı vardır. Şekil 2.9' da bantların şekli verilmiştir. Z bantları arasındaki bölge kasılma anında daralır (Öz, 2018).



Şekil 2.9. Çizgili Kaslarının Mikroskop Altında Görünüşü

A bandı sabit kalır H ve I bantları ise daralır. Kasın proteinin actomyosinin myosin bileşeni A'da bulunur. Actin ise Z bandında başlayıp H bandında biter (Squire, 2016; Kılıç Erkek, 2019). Kas lifi uyarıldığında kasılır. Gerekli uyarı motor siniri ile gelir. Kas, elektrik akımı gibi bir uyarıya da cevap verir. Kasın kasılması, boynun sabit kalıp sadece şişmesi şeklinde statik (izometrik) olabilir veya hem boyunun kasılması hem de şişmesi şeklinde dinamik (izotonik) olabilir (Christie ve ark., 2009; Honeycutt ve ark., 2017).

Kasılma esnasında oluşan aksiyon potansiyeli, fizyolojik olarak Şekil 2.10'da gösterildiği üzere bir hücrenin elektriksel potansiyelindeki anlık artış ve azalışları ifade eder. Bu olay birçok farklı canlı organizmada ya da aynı organizmanın çeşitli hücrelerinde değişik biçimde gerçekleşir. Aksiyon potansiyeli nöronlar arasında iletişimi, diğer hücrelerde ise hücre içi aktivitelerde görev almaktadır (Vecchio ve ark., 2017).



Şekil 2.10. Hareket Kaslarının Aksiyon Potansiyeli

Aksiyon potansiyeli hücre zarında bulunan özel voltaj kanallarındaki iyon değişimiyle meydana gelir. Hücrenin zar potansiyeli dinlenme potansiyeline yakın olduğunda iyon kanalları kapalıdır. Kanalların hızla açılması kesin olarak hücrede eşik değerinin üstünde bir potansiyel farkı oluştuğunu gösterir. Aksiyon potansiyeli hücre zarındaki sodyum ve potasyum iyonlarının yarattığı polarizasyon değişimiyle oluşur (Kłodowski ve Rantalainen, 2015).

Potansiyel farkı belli bir eşik değerinin üzerine çıktığında Na +ve K+ iyonları nörondan gelen sinyale yanıt olarak hareketlenir. Aksiyon potansiyeli oluşurken başlangıçta Na+ kanalları açılır ve Na+ iyonları harekete geçer (Gilbert ve ark., 1971; Cournia ve ark., 2015; Kłodowski ve Rantalainen, 2015). Bu durum depolarizasyona neden olur. K+ kanallarının açılması ve K+ iyonlarının harekete geçmesi ise repolarizasyon oluşturur. Hücre içi ve dışında oluşan bu polarite nöron sinyalleri ile akson terminali arasında haberleşme sağlar (Waxman ve Zamponi, 2014; Cournia ve ark., 2015).

2.5. Elektromiyografi

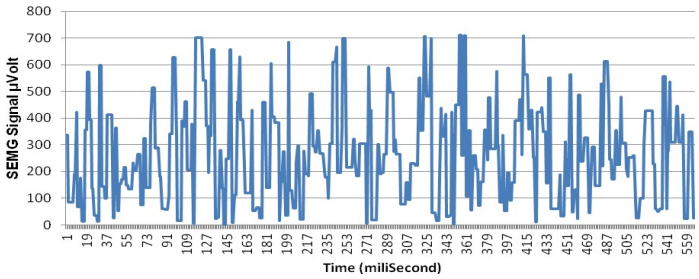
EMG (Elektromiyografi) sinyali, kasların kasılması sırasında oluşan küçük genlikli (mV-µV seviyesinde) biyoelektriksel sinyallerdir. EMG sinyallerinin karakteristikleri (sıklık, şiddet vs) ölçüm yapılan kas grubu ve kasılma şiddetine göre farklılıklar göstermektedir (Stegeman, 2005). Kasların biyoelektriksel aktivitelerini saptamak ve incelemek için Şekil 2.11'de gösterildiği üzere yüzeysel ve iğne olmak üzere 2 tip elektrot kullanılır (Merletti ve ark., 2001).



Şekil 2.11. Yüzeysel ve İğne EMG Elektrotları

İğne tipi olanlar deri içerisine giriş yaptığı için sportif uygulamalar da tercih edilmemektedir. Sürekli hareket halinde bulunulduğu için kullanıcılarda rahatsızlığa yol açmaktadır (Rubin, 2019). Bunun yerine pad biçiminde olan yüzeysel elektrotlar

kullanılır (Bao ve ark., 2018). Bu elektrotlar aracılığıyla elde edilen örnek bir SEMG (Surface Electromyography – Yüzey Elektromiyografisi) sinyali Şekil 2.12'de gösterilmiştir.



Şekil 2.12. Örnek SEMG Sinyali

SEMG'nin kas aktivitesi hakkında bilgi vermeyi amaçlayan ağrısız, iğnesiz ve sinyallerin deri yüzeyinden kaydedilmesiyle sağladığı uygulama kolaylığı en çok tercih edilen EMG yaklaşımı olmasının sebebidir (Kilby ve ark., 2016). SEMG için donanım ve yazılım olarak, SEMG sistemi ile uyumlu bir bilgisayar, ölçümler için zorunludur (Chowdhury ve ark., 2013).

Sinyal genliği mV ile µV aralığında değişen SEMG sinyali, kas kasılmaları esnasında aktif olan motor ünitenin elektriksel aktivitesinin iki elektrot aracılığıyla kaydedilmesiyle elde edilir (Christie ve ark., 2009; Chowdhury ve ark., 2013).

Elde edilen bu sinyaller esasen depolarizasyon ve repolarizasyon süreçlerinde oluşan kas fibrili zarındaki aksiyon potansiyellerine dayanır. Bu yönüyle SEMG; nöromusküler sistem hastalıklarının tespit edilmesinde, patolojik durumların saptanmasında ya da nöromusküler sistem ile ilgili çeşitli çalışmalarda kullanılmaktadır (Valentinuzzi, 2007; Morley ve Traum, 2018).

Sportif faaliyetlerde ise SEMG, kas performans ölçümü, tedavi ve egzersiz gidişatını analiz etme, spor aktivitelerinin geliştirilmesine yönelik analizlerde ve ergonomik çalışmalarda kas yanıtını açığa çıkarmada kullanılmaktadır (Pieter Clarys ve ark., 2010; Stastny ve ark., 2017).

Temel olarak SEMG sistemlerinin çalışması incelenirse; SEMG işaretleri monopolar (tek kutuplu) ve bipolar (çift kutuplu) olarak alınabilmektedir ve daha iyi sonuç vermesi sebebiyle bipolar mod daha sık tercih edilmektedir (Chowdhury ve ark., 2013). Şekil 2.13'de SEMG işaretlerinin çift kutuplu modda algılama yöntemi verilmiştir (Merletti ve ark., 2001; Kilby ve ark., 2016).

Ardından filtreleme (Alçak, yüksek veya bant geçiren), Analog - Dijital çevrim işlemlerinden sonra bilgisayar ortamında üzerinde çalışılabilir hale gelir (Liu ve ark., 2019; Wu ve ark., 2019). Böylece zaman - frekans analizi, özellik çıkartımı veya sınıflandırma işlemleri yapılabilir (Mahdavi ve ark., 2012; Lu ve ark., 2017; Phinyomark ve ark., 2020).

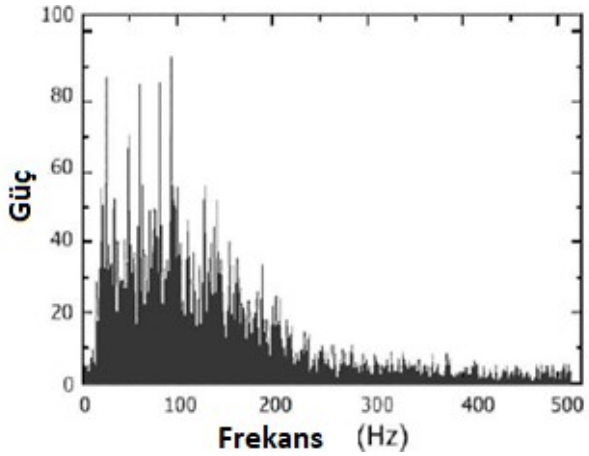


Şekil 2.13. SEMG Sinyalinin Ölçülmesinde Kullanılan Çift Kutuplu Yüzeysel Elektrotların Konumlandırılması

2.5.1. SEMG Sinyalinin Özellikleri

SEMG sinyalinin alınması sırasında, sinyalinin yapısını etkileyen iki durum vardır (Roberto ve Dario, 2016). Birincisi sinyal enerjisinin gürültü enerjisine oranıdır (SNR). Genel olarak gürültü, EMG sinyalinde istenmeyen elektriksel sinyallerdir. Diğer bir durum ise SEMG sinyaline, sinyalin karakteristiğini değiştiren farklı frekans bileşenlerinin katılmasıdır.

SEMG sinyali stokastik (rastlantısal) bir yapı gösterir ve Gausian dağılım fonksiyonuyla tanımlanır (De Luca ve ark., 2010; Sbrollini ve ark., 2018). SEMG sinyalinin genliği 0 ile 1,5mV (RMS - Root Mean Square) arasında değişir. Kullanılabilen sinyal enerjisi ise 50 ile 500Hz frekans aralığında olup baskın enerji 50 ile 150Hz arasında değişir. Kullanılabilen sinyaller, elektriksel gürültü seviyesinin üzerinde bir enerji taşırlar (De Luca ve ark., 2010). Şekil 2.14'de SEMG sinyaline ait frekans spektrumu görülmektedir (Shaw ve Bagha, 2012).



Şekil 2.14. SEMG Sinyaline Ait Frekans Spektrumu

SEMG'de gürültü sinyali çeşitli kaynaklardan doğabilir. Bu kaynaklar:

i) Sinyalin alımı ve kaydında kullanılan elektronik devre elemanları: Bütün elektronik cihazlar elektriksel gürültü üretirler. Bu gürültü, 0 Hz'den birkaç kHz'e kadar değişen frekans bileşenlerine sahiptir (Kreifeldt, 1971; De Luca ve ark., 2010). Bu gürültüyü tümüyle yok etmek mümkün değildir; ancak, kaliteli devre elemanları ve küçük boyutlu devre tasarımı ile azaltmak mümkündür.

ii) Çevresel gürültü: Çevresel gürültüye elektrik-güç kabloları, radyo ve televizyon yayını, florasan lambalar, ışık ampulleri vb. elektromanyetik radyasyon kaynakları sebep olur. Gerçekte her türlü elektromanyetik cihaz gürültü üretir. Bu durumlarda vücut yüzeyimiz elektrik-manyetik radyasyona maruz kalır. Çevresel gürültünün baskın frekansı 50Hz (ya da 60Hz) civarındadır. Genliği ise SEMG sinyalinin genliğinin 1-3 katı kadardır (Roberto ve Dario, 2016; Sbrollini ve ark., 2018; Wu ve ark., 2019).

iii) Hareket: Harekete bağlı oluşan gürültünün başlıca iki sebebi vardır. Bu sebepler; elektrot ile deri arasındaki yüzeyde oluşan kayma ve elektrotu yükselticiye bağlayan kablodaki harekettir. Her iki durumda da oluşan gürültü uygun devre tasarımı ile yok edilebilir. Bu elektriksel sinyaller frekans aralığı ise 0 ile 20 Hz arasında değişir (Chowdhury ve ark., 2013; Roberto ve Dario, 2016).

iv) Sinyalin doğal kararsızlığı: SEMG sinyal genliği quasi-random yapıdadır. 0 ile 20 Hz arasındaki frekans bileşenleri kararsız olup, gürültü olarak kabul

edildiği için sinyalden çıkarılmalıdır (Chowdhury ve ark., 2013; Zhilenkov ve ark., 2018).

2.5.2. SEMG Kullanılarak Spor ve Rehabilitasyon Alanında Yapılan Çalışmalar

Spor ve rehabilitasyon alanlarında SEMG (Surface Electromyography - Yüzeysel Elektromiyografi) kullanılarak yapılan çalışmalarda ise, Fukuda ve ark., yaptığı çalışmada 24 bayan sporcu üzerinde yaptığı deneylerde SEMG aracılığıyla kuvvet üretimi ve kas yorgunluğunun analizi üzerine çalışmıştır.

Çalışmalarında, kasılma sırasında kaydedilen RMS değerleri aracılığıyla motor ünitesindeki fizyolojik aktiviteyi incelemişlerdir. Çalışmada elde edilen değerlerin kullanılan 2, 4, 6 ve 8 kiloluk ağırlıklara göre değiştiği görülmüştür. Elde edilen RMS değerleri Çizelge 1.2'de verilmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen RMS değerleri ve kasılma kuvveti arasında bir ilişki saptanmıştır (Fukuda ve ark., 2010).

Çizelge 2.2. 2-8 Kiloluk Ağırlıkların Kaldırılması Esnasındaki Gerilim Değerleri

	MIVC (µV)	**2 kg (µV)**	**4 kg (µV)**	**6 kg (µV)**	**8 kg (µV)**
Rectus femoris	222.6 ± 142.9	71.3 ± 35.7	81.4 ± 43.6	98.6 ± 50.8	108.7 ± 57.2
Vastus lateralis	265.1 ± 106.0	114.1 ± 43.1	151.3 ± 121.0	136.7 ± 50.2	143.7 ± 53.6
Vastus medialis	182.2 ± 79.4	74.4 ± 32.6	90.0 ± 55.1	98.2 ± 47.5	115.8 ± 59.0
Bceps femoris	321.4 ± 195.5	68.0 ± 37.5	86.7 ± 45.4	104.6 ± 48.6	126.8 ± 58.7
Semitendinosus	399.0 ± 196.3	81.9 ± 33.9	108.8 ± 44.8	144.7 ± 63.2	173.5 ± 69.3
Brachial biceps	419.2 ± 182.6	84.2 ± 25.2	150.9 ± 59.2	229.7 ± 103.1	321.9 ± 122.7

(Watanabe ve ark., 2015) çalışmarında ise biceps brachii kasının SEMG aracılığıyla alansal dağılım paterni üzerindeki antrenmanlı ve antrenmansız etkisini araştırmışlardır. Çalışmada on erkek deneğin bir kolunun ağırlık antrenmanı 6 hafta çalışma ve 8 hafta çalışmasız olarak gerçekleştirilmiştir. Bu dönemlerde, sinyal değişimleri SEMG ile ölçülerek elde edilen güç kazanımının 8 haftalık dinlenme dönemindeki geçerliliği eldeki verilerin karşılaştırılması ile incelenmiştir.

(Pashaei ve ark., 2015) pille çalışan portatif dört kanallı bir sEMG sinyal toplama sistemi tasarlamış ve izometrik kasılmalarda MVC (Maximum Voluntary Contraction - Maksimum İstemli Kasılma) normalizasyonu ile test etmiş; (Gu ve ark., 2019b) yürüme sırasında diz üzerine ek bir mekanik yük uygulamak ve basit bir yürüyüşün diz ekstansörlerindeki egzersiz etkisini arttırmak için SEMG, IMU (Inertial Measurement Unit - Ataletsel Ölçüm Birimi) ve MVC normalizasyonu tabanlı bir

egzersiz cihazı geliştirmiş; (Cerone ve Gazzoni, 2017) giyilebilir kablosuz bir SEMG veri toplama sistemi geliştirerek giyilebilirlik ve hareket kabiliyeti bakımından MVC normalizasyonu ile klinik ve spor senaryolarında test etmiş, (Pino ve ark., 2018) fiziksel egzersiz sırasında üst uzuvlarda oluşan biyo-sinyal değişiklikleri aracılığıyla kullanıcıya geri bildirim vermek için kuru elektrotlarla donatılmış giyilebilir bir t-shirt içine yerleştirilmiş SEMG sistemi geliştirmiştir.

Ancak tüm bu sistemler hareket doğruluğuna yönelik bilgi verecek bir yapı içermedikleri için kullanımları, antrenman izleme ve destekleyici rehabilitasyon gibi kullanım gibi alanlarla sınırlı kalmaktadır.

Dikkat çekici bir çalışma olarak, (Ergeneci ve ark., 2018) geliştirdikleri adaptif kas kasılması saptama özelliğine sahip gömülü, kablosuz, giyilebilir SEMG veri toplama sistemi ile insan makine etkileşimi (human machine interaction), mimik tanıma (gesture recognition) ve yorulma takibi (fatigue tracking) alanlarında çözüm üretmeye çalışmıştır. Ancak bu çalışmada da, izotonik antrenmanların doğruluğunu saptayacak bir yapı bulunmadığı görülmüştür.

2.6. Kural Tabanlı Uzman Sistem Yaklaşımları

(Patel ve ark., 2013) çalışmalarında viral enfeksiyonların tanısı için web tabanlı bir uzman sistem önermiştir. Bu kural tabanlı uzman sistem, doktor konsültasyonuna yardımcı olarak tasarlanmış ve web tabanlı teşhis uygulamalarıyla kullanıldığında daha faydalı olduğu görülmüştür.

(Bursuk ve ark., 1999) kardiyolojik hastalıkların teşhisi için tıbbi bir uzman sistem tasarlamıştır. Tasarlanan bu sistem kural tabanlı olarak tasarlanarak, sistemin çıkarım motoru için bir kardiyolojik hastalık ağacı oluşturulmuştur. Sistemde sorulan soruların cevapları “evet” veya “hayır” şeklinde olup karar ağacı yapısına göre tasarlanmıştır. Sistem kardiyoloji temelli on üç hastalığın verilerini içermekte olup, yirmi beş hasta ile test edilmiştir. Test sonucunda, önerilen sistemin sonuçlarının doktor tanılarıyla uyumlu olduğu görülmüştür.

(Ali ve ark., 1999) acil servise göğüs ağrısıyla başvuran hastaların teşhis ve tedavisinde, acil servis doktorları tarafından kullanılmak üzere bir uzman sistem tasarlamıştır. Tasarlanan sistem, hastalıkla ilgili semptomlar ve konsültasyon sonuçlarını alarak kural tabanında eşleştirme yapar. Kural tabanı verilerini klinik olarak

tanımlanmış bir web sunucusu üzerinden alır. Devamında, sistemden elde edilen çıkarımlar, sonuç ve öneriler olarak doktor ve hastaya sunulmaktadır.

(Hossain ve ark., 2015) belirtisiz kızamık tanısı için uzman bir sistem geliştirmiştir. Sistem belirtisiz kızamığın teşhisinde inanç kuralı temelli çıkarım yöntemini kullanmaktadır. Önerilen bu sistem sonuçları, uzman tahmini ve Bulanık Mantık tabanlı bir sistemle karşılaştırılmıştır. Her iki deneysel durumda da inanç kuralına dayalı sistemin güvenilirliği ve doğruluğu test edilmiştir.

(Prasad ve ark., 1989) çalışmalarında, tıp öğrencilerine ve hekimlere bronşiyal astımın teşhisi ve tedavisinde eğitim vermek amacıyla kural tabanlı bir uzman sistem önermişlerdir. Bu sistem, dikkatle seçilmiş vakalar aracılığıyla, tıbbi uygulamalar üzerinden hastalığın teşhis ve tedavisini öğrencilere öğretmektedir. Sistem güvenilirliği ve doğruluğu, uzman hekimler ve iç hastalıkları doktorları tarafından test edilerek, kullanışlı bir sistem olduğu belirtilmiştir.

(Başçiftçi ve Avuçlu, 2018) çalışmalarında, hastada görülen semptomlara göre kanser riskini teşhis etmek için indirgenmiş kural tabanı kullanan bir tıbbi uzman sistem (MUS) geliştirmiştir. Toplam 13 semptom kullanılarak, tüm olasılıklar yerine indirgenmiş kurallar incelenmiştir. İndirgenmiş Kural Tabanı elde etmek için Boole fonksiyonlarının iki seviyeli basitleştirilmesi yöntemi kullanılmıştır.

(Selek ve ark., 2017) çalışmalarında, sıtma hastalığını tespit etmek amacıyla azaltılmış kural tabanını kullanarak, yeni bir tıbbi uzman sistem geliştirmiştir. Çalışmada, kural tabanı olarak sıtmaya ilişkin tüm semptomları kullanmak yerine, semptomlara dair azaltılmış kural tabanı kullanmışlardır. Böylece doktor yada gerekli ekipman yetersizliği olan bölgelerde, hastalığa erken teşhis koyabilmeyi amaçlamışlardır.

(Louzada ve ark., 2016) çalışmalarında, R verilerini kullanarak spor verilerinin gerçek zamanlı analiziyle futbolcuların yeteneklerini belirleme amacıyla web tabanlı bir uzman sistem geliştirmiştir. Geliştirdikleri sistem ücretsiz yazılımlar ve istatistik araçlarından oluşturulmuştur. Sporculardan elde edilen Z skoru (Fiziksel becerileri belirleme ölçeği) verilerini ana bileşen analizi ile işleyip uzman sistem aracılığıyla yetenek sınıflandırması yapmışlardır.

(Waßmann ve ark., 2020) sporcuların antrenman planlarını dinamik değişkenlere (örneğin uyku eksikliği, açlık, hava durumu ve stres) uyarlayabilme amacıyla kural tabanlı bir uzman sistem geliştirmişlerdir. Hava durumu ve yer gibi bazı parametreler otomatik olarak belirlenirken, kural tabanının kalan parametreleri kullanıcıların

antrenmandan önce ve sonra yapması gereken öz değerlendirme işlemi ile oluşturulmaktadır.

(Gu ve ark., 2019a) Hokey oyunu sonucunu tahmin için kural tabanlı bir uzman sistem geliştirmişlerdir. Bu sistemde, ana bileşen analizi, parametrik olmayan istatistiksel analiz ve destek vektör makinesi sınıflandırıcısını içeren çeşitli metodolojileri bir araya getirmişlerdir. Önerilen uzman sistem, tarihsel maçların sonuçları, oyuncu performans göstergeleri gibi bilgileri kural tabanında kullanarak hokey oyunu sonuçlarını sınıflandırıp tahmin etmektedir.

(Chen ve ark., 2014) uzman sistem kullanarak yaptıkları çalışmalarında, kullanıcının hangi Yoga hareketini gerçekleştirdiğini tanıyabilen ve bu hareket için gerekli bilgilerini internetten alabilen bir Yoga pozu tanıma sistemi önermişlerdir. Sistem, Kinect v2 kullanarak kullanıcının gövde silüetinin çıkarılması, sonrasında da bu silüetin uzman sistem aracılığıyla yoga hareketleri ile benzerliğini incelemektedir. Son olarak, yapılan harekette benzerlik bulunmaz ise, kullanıcıya yoga hareketlerini yaparken nelere dikkat etmesi gerektiğini hatırlatmak için ilgili bilgiler web üzerinden alınarak kullanıcılara hareketin nasıl yapıldığı hatırlatılmaktadır.

3. MATERYAL VE METOD

3.1. Spor Antrenmanlarında Kullanılan İzotonik Hareketler

İzotonik hareketler, hareket oluşturma amacıyla kas tendonlarının kısaldığı hareketlerdir. Halterden yüzmeye veya plank'a kadar yapılan her türlü hareket bu kategoridedir (Schoenfeld, 2010). Sporda, izotonik bir antrenman, genel olarak kas kütlesini veya performansını artırmak için belirli bir kas veya kas grubuna en fazla kuvvetin uygulandığı izotonik hareketlerden oluşmaktadır (Williams ve ark., 2017). Çoğu insan etkinliği ve atletik performansın bu tür hareketleri gerektirmesi nedeniyle, izotonik hareketler birçok antrenman protokolünün temelini oluşturur. Ayrıca bu hareketler aracılığıyla kas dayanıklılığı da arttırılabilmektedir (Williams ve ark., 2017; Wallace ve ark., 2018).

3.2. Veri Analizi

Veri analizi önce Excel'i ve ardından Sosyal Bilimler için İstatistiksel Paketi (SPSS sürüm 25 - Deneme sürümü; SPSS Inc.; Chicago; IL; ABD) kullanır. Antrenman etkinliği ve sistemin sporcu gelişimi üzerindeki etkisi için genellikle eşleştirilmiş t-testi ve bağımsız t-testi kullanılmaktadır (Willson ve Davis, 2008; Nathan ve ark., 2015; Wochatz ve ark., 2019). Eşleştirilmiş t-testi, iki farklı durumda gözlemlenen bir değişkenin ortalamalarını karşılaştırır.

Bu iki durum genellikle uygulanacak yöntemin aşamalarından elde edilen verilerin analizi ile ortaya çıkar (Hedberg ve Ayers, 2015). Böylece haftalık fiziksel beceri gelişiminin de incelenmesi amaçlanmıştır (Aktas, 2017). Eşleştirilmiş t testinden elde edilen sonuçlar, p değeri ve etki büyüklüğüne (Cohen's d) göre değerlendirilmiştir (Chang ve ark., 2018; Yom ve ark., 2019).

Deneme süresinin başında ve sonunda bilişsel yetenek gelişimini incelemek için eşleştirilmiş t ve bağımsız t testleri kullanılmıştır (Kim, 2018). Bağımsız t testi p değeri ve Levene testi kullanılarak ilişkisiz iki grupta ortalamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığını belirlenir (Kim, 2015).

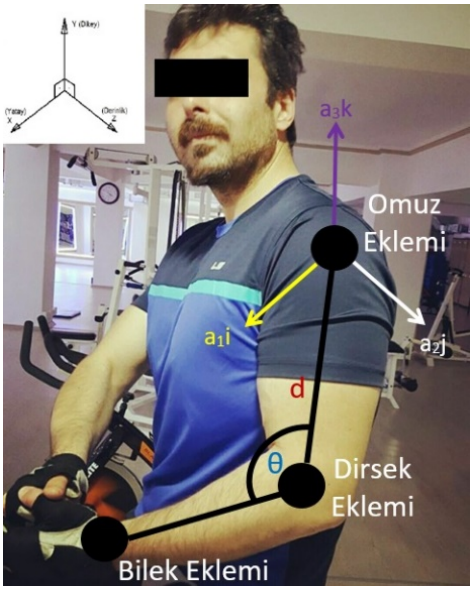
SPSS paket programında, p değeri Sig. (2-tailed) kısaltması ile verilerek ilgi kısaltmasını belirtir. P değeri ne kadar küçük olursa, istatistiksel olarak anlamlı farkın kanıtı artar. Bu değer 0.01 ile 0.05 arasında anlamlı bir fark, 0.001 ile 0.01 arasında

yüksek bir anlamlı fark ve 0.001'den küçükse çok yüksek bir fark olduğu belirtmektedir (Kim, 2015).

Çalışmalarımızda anlamlılık değeri p <0.05 olarak kabul edilmiştir (Xu ve ark., 2017). Etki büyüklüğü (d) iki olayın veya grubun ortalamaları arasındaki farkı ifade eder (Slob, 2017). Bu değer 0.2'den küçükse zayıf bir etki büyüklüğünün, 0.2 ile 0.5 arasında ise orta etki büyüklüğünün, 0.5 ile 0.8 arasında ise büyük bir etki büyüklüğünün ve 0.8'den büyük ise güçlü bir etki büyüklüğünün belirtecidir (Slob, 2017).

3.3. Eklemler arasındaki Açıların Elde Edilmesi

Çalışmalarımızda, saniyede 30 kare çekim yapabilen bir RGB kamera (1920 × 1080 piksel), bir derinlik sensörü (512 x 424 piksel) ve bir mikrofondan oluşan Kinect V2 kullanılmıştır. Kinect V2 içerisinde yer alan derinlik sensörünün çalışması, karşısında bulunan nesneye IR (Kızılötesi) ışınlar gönderip cisimden yansıyan ışınların gitme ve yansıyıp geri gelme süresini ölçerek 3D derinliği algılama prensibine göre çalışır (Konstantinidis ve ark., 2017; Clark ve ark., 2019). 3D derinlik bilgisi, Kinect V2 tarafından sunularak, kullanıcının eklem noktalarını takip etmek amacıyla gerekli hesaplamaların yapılabilmesine imkân sağlar (Naeemabadi ve ark., 2019). Buradan elde edilen veriler, Şekil 3.1'de gösterildiği üzere eklemlerin 3D konumlarını vektörlerle ifade etmek için kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Eklemler Arasındaki Mesafe ve Açı

Kinect V2'den elde edilen her bir derinlik verisi çerçevesinde bulunan herhangi bir pikselin derinliği üçgenleme prensibine göre üç boyutlu koordinatlara denklem 3.1'de gösterildiği gibi dönüştürülebilir. Bu sayede sensörden elde edilen bilgilerle, her hangi bir eklemin 3D koordinatının hesaplanabilmesine olanak sağlar.

$$X = \frac{(x_p - p_h/2)\tan(\theta_h}{p_h/2}$$
$$Y = \frac{(p_v/2 - y_p)\tan(\theta_v}{p_v/2} \qquad (3.1)$$

3.1'de "x_p" derinlik görüntüsündeki bir pikselin yatay koordinatını, "y_p" derinlik görüntüsündeki bir pikselin dikey koordinatını, "z_p" bu koordinatlardaki pikselin derinlik değerini, "p_h", yatay yönün toplam piksel sayısını, "p_v", dikey yönün toplam piksel sayısını, "θ_h" IR kameranın yatay görüş açısını ve "θ_v" IR kameranın dikey görüş açısını ifade etmektedir. 3.1'e bağlı olarak eklemlerin R^3'deki koordinatları hesaplandıktan sonra, eklemler için vektörler oluşturulmuş ve Dot product denilen çarpım işlemi gerçekleştirilmiştir.

Matematiksel olarak, Dot Product iki vektörü bir değer olarak alan ve sonuç olarak skaler değere döndüren süreçtir. Şekil 3.1'de gösterilen örnek üzerinden açıklarsak, el bileği - dirsek arasında oluşan sıfırdan farklı A ve dirsek - omuz arasında oluşan sıfırdan farklı B vektörleri $\vec{A} = \langle A_1, A_2, A_3, \dots, A_N \rangle$ ve $\vec{B} = \langle B_1, B_2, B_3, \dots, B_N \rangle$ olarak tanımlanan iki vektör olmak üzere Dot product denklem 3.2'de gösterilmiştir.

$$A * B = \sum_{i=1}^{n} A_i * B_i \qquad (3.2)$$

Burada $\vec{A}$ ve $\vec{B}$ vektörleri $A = a_1 i + a_2 j + a_3 k$ ve $B = b_1 i + b_2 j + b_3 k$ olmak üzere R3 koordinat sisteminde tanımlıdır. (3.2)'den elde edilen verilerle, bu vektörler arasındaki "Θ" açısı denklem (3.3) kullanılarak hesaplanır.

$$cos(\Theta) = \frac{\vec{A} \cdot \vec{B}}{\|\vec{A}\| \|\vec{B}\|} \qquad (33)$$

Burada $\underset{A}{\rightarrow}.\underset{B}{\rightarrow}$, $\vec{A}$ ve $\vec{B}$ vektörlerinin Dot Product sonucunu ifade etmektedir. $\left\|\underset{A}{\rightarrow}\right\|$, $\vec{A}$ vektörünün uzunluğunu, $\left\|\underset{B}{\rightarrow}\right\|$ ise $\vec{B}$ vektörünün uzunluğunu ifade edilerek Şekil 3.1'e uygun olarak denklem (3.4) ve (3.5)'de sunulmuştur.

$$\left\|\underset{A}{\rightarrow}\right\| = \sqrt{(omuzsol.x - dirseksol.x)^2 + (omuzsol.y - dirseksol.y)^2 + (omuzsol.z - dirseksol.z)^2} \quad (3.4)$$

$$\left\|\underset{B}{\rightarrow}\right\| = \sqrt{(dirseksol.x - bileksol.x)^2 + (dirseksol.y - bileksol.y)^2 + (dirseksol.z - bileksol.z)^2} \quad (3.5)$$

Devamında, 3.2 ve 3.3 kullanılarak her bir eklem koordinatı için elde edilen verilerle, eklemler arasındaki mesafe olan "d", denklem (3.6)'de gösterildiği gibi hesaplanır.

$$d = \sqrt{\sum_{i=1}^{N} (A_i - B_i)^2} \quad (3.6)$$

3.4. LR ve DSP Hareketlerinin Modellenmesi

Antrenman esnasında elde edilen verilerin işlenmesinde kullanılan yöntemler genellikle poz ve hareket benzerliği üzerine yoğunlaşmıştır. En doğru hareketi elde etmede uzman pozlarına başvurulmakta, ancak bunlarda da salon ortamındaki farklı ağırlıklarda, ya uzmanlar arasında hareket farklılıkları yâda bir kere yapılan hareketin bir daha birebir aynı yapılamaması durumu ortaya çıkmaktadır (Bailey, 2017). Bununla birlikte, antrenman hareketlerini yaparken hareket son formuna ulaşıncaya kadar olan süreçte sakatlanma yaşanabilmektedir (Reeves ve ark., 1998). Bu yüzden değerlendirmede kullanılan antrenman hareketlerini elde ederken dikkat edilmesi gereken esas husus, elde edilen poz ya da hareketin başlangıcından bitişine kadar olan sürecin sakatlıklara yol açmayacak şekilde modellenebilmesidir.

Bu amaca yönelik olarak, Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu (Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi) öğretim üyesi ve sertifikalı antrenör (Antalya Sport Center) görüşlerine başvurularak izotonik LR ve DSP hareketleri temel alınarak FR (Front Raise), AP (Arnold Press), OP (Overhead Press) ve MP (Military Press) hareketlerinde de kullanılabilecek olan LR ve DSP hareket modelleri tasarlanmıştır. Bu modellerde, Şekil 3.2'de görülen hareketler yapılırken omuz (A2 ve A3), dirsek (A1 ve A4), el bileği (A13 ve A14), kalça (A7 ve A8), diz (A9 ve A10), ayak bileği (A11 ve A12) ve omurga

(A5) açılarındaki değişimler kısım 3.3'de açıklandığı gibi elde edilmektedir. Hareket modellerinde, hareketlerin nasıl yapılması gerektiği ve hareket yanlış yapıldığında düzeltme amaçlı verilecek uyarılar tanımlanmaktadır.

LR ve FR antrenmanı için oluşturulan model, Şekil 3.2.(a)'da gösterildiği gibi açıklanırsa;

- Her elde bir dambıl ile 170º-180º aralığında (A5) dik durulmalı (Denklem 3.7) (Taniguchi, 1997),

$$R_1 = \begin{cases} 1, 170 \leq \text{A5} < 180 \\ 0, \text{Aksi Takdirde} \end{cases} \tag{3.7}$$

- Ayaklar arası mesafe (A11-A12) omuz genişliğinden (A2-A3) biraz daha dar ve kalça (A7-A8) genişliğinden biraz daha fazla olmalı (Denklem 3.8) (Taniguchi, 1997; Arandjelović, 2013),

$$R_2 = \begin{cases} 1, \text{mesafe}_{\text{A11-A12}} \leq \text{mesafe}_{\text{A2-A3}} \text{ Ve mesafe}_{\text{A7-A8}} \leq \text{mesafe}_{\text{A11-A12}} \\ 0, \text{Aksi Takdirde} \end{cases} \tag{3.8}$$

- Kollar, dirseklerde (A1 ve A4) 140º-160º aralığında açılmalı (Denklem 3.9) (Andersen ve ark., 2017),

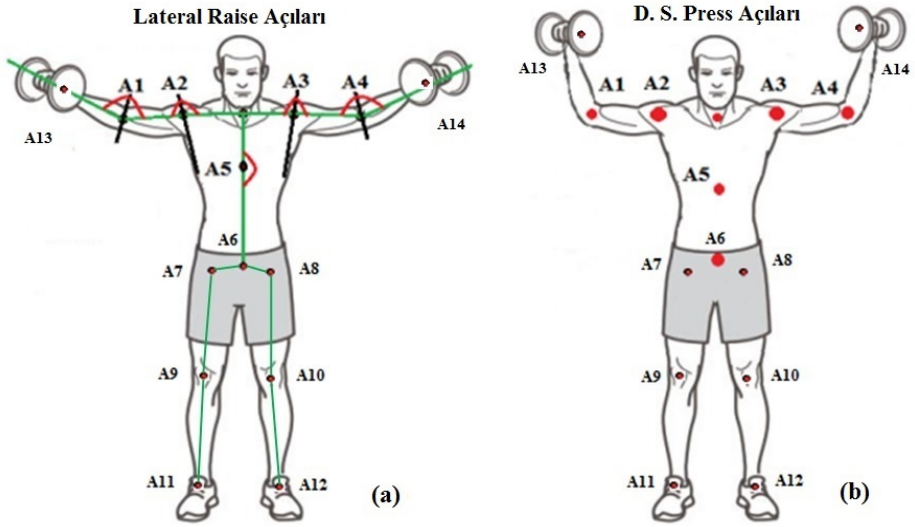
$$R_3 = \begin{cases} 1, 140 \leq \text{A1} \leq 160 \text{ Ve } 140 \leq \text{A4} \leq 160 \\ 0, \text{Aksi Takdirde} \end{cases} \tag{3.9}$$

- Dirsekler (A1 ve A4) omuz hizasında (A2 ve A3) 15º-30º aralığında açı oluşturuncaya kadar kollar yanlara doğru kaldırılmalı (Denklem 3.10) (Taniguchi, 1997; Andersen ve ark., 2017),

$$R_4 = \begin{cases} 1, 15 \leq \theta_{A1-A2} \leq 30 \, Ve \, 15 \leq \theta_{A3-A4} \leq 30 \\ 0, \text{Aksi Takdirde} \end{cases} \tag{3.10}$$

- Hareketin en son noktasında, bilekler (A13 ve A14) dirsekler (A1 ve A4) ile 10º-30º yapacak kadar yukarıda olmalı (Denklem 3.11) (Keogh ve ark., 2010; Andersen ve ark., 2017),

$$R_5 = \begin{cases} 1, 10 \le \theta_{A1-A6} \le 30 \, Ve \, 10 \le \theta_{A3-A7} \le 30 \\ 0, \text{Aksi Takdirde} \end{cases} \quad (3.11)$$



Şekil 3.2. Tasarlanan Hareket Modelleri: (a) LR Modeli, (b) DSP Modeli

DSP, AP, OP ve MP antrenmanı için oluşturulan model, Şekil 3.2.(b)'de gösterildiği gibi açıklanırsa;

- Hareket oturarak yapılıyorsa, 90º açıyla (A5) dik, hareket ayakta yapılıyorsa, 170º-180º aralığında dik durulmalı (Denklem 3.7) (Taniguchi, 1997),
- Dirsekler (A1 ve A4) kollarda dikey olarak 90º - 100º'lik bir açıya sahip olmalı (Denklem 3.12) (Seguin ve ark., 2002; Luczak ve ark., 2013),

$$R_6 = \begin{cases} 1, 90 \le \text{A1} \le 100 \text{ Ve } 90 \le \text{A4} \le 100 \\ 0, \text{Aksi Takdirde} \end{cases} \quad (3.12)$$

- Dumbeller dikey bir çizgide, kollar başın üstüne uzanmalı ve dambıllar neredeyse dokunma noktasına gelene kadar itilmeli (Denklem 3.13) (Keogh ve ark., 2010; Luczak ve ark., 2013),

$$R_7 = \begin{cases} 1, \text{mesafe}_{\text{A13-A14}} \le \text{mesafe}_{\text{A2-A3}} \text{ And } \text{mesafe}_{\text{A7-A8}} \le \text{mesafe}_{\text{A13-A14}} \\ 0, \text{Aksi Takdirde} \end{cases} \quad (3.13)$$

- Kaslardaki gerginliği korumak için dirsek (A1-A4) açıları 160º-170º olmalı (Denklem 3.14) (Willardson ve ark., 2009; Luczak ve ark., 2013),

$$R_8 = \begin{cases} 1, 160 \leq A1 \leq 170 \text{ Ve } 160 \leq A4 \leq 170 \\ 0, \text{Aksi Takdirde} \end{cases} \quad (3.14)$$

Hareket doğru yapıldığında ekranda kullanıcıya "Doğru Hareket" mesajı verilmekte, yanlış yapıldığında ise Çizelge 3.1'de gösterilen mesajlar geri dönüt olarak verilmektedir.

Çizelge 3.1. LR ve DSP Modelleri için Kullanıcıya Verilen Eşzamanlı Uyarılar

Uyarı No.	Uyarılar
1	Lütfen Dik Durunuz ve Ayaklarınızı Uygun Konuma Alınız
2	Ağırlığı Çok Kaldırmayınız
3	Dirsek Açıları Yetersiz, Dirseğinizi Daha Çok Açınız
4	Omuz Açıları Yetersiz, Ağırlığı Daha Çok Kaldırınız
5	Omuz ve Dirsek Açılarınız Hatalı, Sakatlanma Riski Var, Lütfen Daha Hafif Ağırlık Seçin.
6	Ağırlığı Daha Çok Kaldırınız.
7	Doğru Hareket
8	Hareketiniz Yanlış. Lütfen Antrenörünüzle Görüşerek, Antrenmanı Sonlandırınız.

3.5. Uzman Sistem ve Kural Tabanı Tasarımı

Uzman Sistem (US), belirli alanlarda karşılaşılan bir veya daha fazla bireysel yargı yetisi ve karar alma sürecinin kopyalanmasıyla oluşturulan karar destek yazılımıdır (Selek ve ark., 2017). Bu program tarafından kullanılan bilgi ve mantıksal çıkarım mekanizması, alanında uzman kişi ya da kişilerin bilgi ve mantıksal çıkarım mekanizmasına göre modellenmektedir (Wagner, 2017). Ayrıca, modelleme sürecinde kullanılacak karar yapılarının tartışmasız doğruluğa sahip olması gerekir. Böylelikle, kullanıcılara ihtiyaçları ve istekleri doğrultusunda bir US ile rehberlik edilebilir. US'in en önemli bölümlerinden biri olan bilgi veri tabanı, alanında uzman kişi veya kişilerin bilgi dağarcığına göre karar kuralları olarak oluşturulup güncellenmektedir (Başçiftçi ve Avuçlu, 2018). Bu kuralları oluştururken "If - Then" yapıları kullanılır. Bu yapılar şu şekilde ifade edilir;

If (one or more condition = True) then (outcome/result)

Bu yapı oluşturulurken birden fazla koşul kullanılabilir. Bu koşullar, duruma bağlı olarak "And" ve "Or" ifadeleri kullanılarak bağlanmaktadır. Örneğin, iki koşul kontrol ediliyorsa, "And" ifadesi kullanılarak koşulların her ikisinin de doğrulanması

gerçekleşir. Ancak iki koşuldan sadece biri yeterliyse “Or” ifadesi kullanılır. Spor alanına ilişkin bir örnek şu şekilde ifade edilebilir;

Algoritma 1. Spor Alanına ilişkin Örnek Bir Algoritma

Giriş: *Eklem Açıları J = (Dirsekaçısı1, Dirsekaçısı2, Omuzaçısı1, Omuzaçısı2, Belaçısı)*
Çıkış: Hareket Doğruluğu

```
If (Dirsek Açı Farkı ≤ 10°) ve (Omuz Açı Farkı ≤ 15°) ve (Bel Açısı ≥ 170°)
Then
    "Doğru Hareket"
Else
    "Yanlış Hareket"
End If
```

US’de çıkarım motoru, kullanıcının antrenman verilerinin kullanılmak üzere düzenlendiği çalışan hafızadan ve kural tabanından kuralları alarak işler. Çıkarım motoru; eşleştirme, seçme ve yürütme olmak üzere 3 ana işlev gerçekleştirir. Sistemimizde çıkarım motoru, alınan verilere göre kural tabanındaki kurallarda eşleşme arar. Bu eşleşme US'lerde ileri ve geri beslemeli olarak iki şekilde yapılır (Al-Ajlan, 2015).

Sistemimizde kullanım kolaylığı açısından ileri beslemeli model tercih edilmiştir (Sajid ve Hussain, 2018). Eşleşme ilgili kural ya da kuralları seçerek, belirtilen işlemleri yürütür (hareket doğruluğu ve hareket düzeltme verisi oluşturma). Buradan elde edilen çıkarımlar kullanıcı arayüzüne gönderilir.

Bu amaca uygun tasarlanan LR ve DSP hareket modelleri birleştirilerek US’in kural tabanı ve çıkarım motorunda kullanılmak üzere, hareket modeli ve hareketin yapılış durumlarına göre 8 kural (R1 - R8) ve 256 koşuldan oluşan bir kural tabanlı doğruluk tablosu tasarlanarak Çizelge 3.2'de sunulmuştur. Bu çizelgede, Y çıkış değerleri, doğru LR grubu hareketleri için "1", doğru DSP grubu hareketleri için "2" ve yanlış hareketler için "0" olarak tanımlanmıştır.

Çizelge 3.2. LR ve DSP için Doğruluk Tablosu

Durum.	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	Y
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0	1	0
2	0	0	0	0	0	0	1	0	0
…	…	…	…	…	…	…	…	…	…
7	0	0	0	0	0	1	1	1	1
…	…	…	…	…	…	…	…	…	…
135	1	0	0	0	1	1	1	1	2
…	…	…	…	…	…	…	…	…	…
248	1	1	1	1	1	0	0	0	1
…	…	…	…	…	…	…	…	…	…

Her iki hareket için de kullanılabilecek bir kural tabanı oluşturmak için Çizelge 3.3'de kuralın sağlandığı durumlar "1", ilgili kuralın sağlanmadığı durumlar "0" ve yapılan harekete göre ilgili kuralın önemsiz olduğu durumlar "X" ile işaretlenmiştir. Devamında, uzman görüşleri de incelenerek hareket akışına bağlı olarak hareket düzeltme bilgisi de verebilmek için, doğru yapılan ve düzeltilebilecek yanlış hareketlere göre Çizelge 3.1'de verilen uyarılar çıkış durumları olarak atanmıştır. Böylece hareketlerin akışlarına göre çalışabilecek bir doğruluk tablosu elde edilmiş ve Çizelge 3.3'de sunulmuştur.

Çizelge 3.3. LR ve DSP için Basitleştirilmiş Kural Tabanı

Durum.	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	Y
…	…	…	…	…	…	…	…	…	…
31	0	0	0	X	X	1	1	1	2
…	…	…	…	…	…	…	…	…	…
199	1	X	0	0	1	1	1	1	2
…	…	…	…	…	…	…	…	…	…
249	1	1	1	1	1	0	0	X	6
…	…	…	…	…	…	…	…	…	…

Bu tabloda her iki antrenman için de kullanılabilecek 12 ana kural model hareketin yapılış adımlarına ve uzman görüşlerine göre belirlenerek, örnek 5 kural; kural numarası (Y), sistem tarafından verilen uyarılar (Bkz. Çizelge 3.1) ve kural durumlarıyla (Q1-Q8) birlikte Çizelge 3.4'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.4. Örnek Ana Koşulların Örnek Çıkış Değerleri

Y	Verilen uyarı	Kural Koşulları							
		Q1	**Q2**	**Q3**	**Q4**	**Q5**	**Q6**	**Q7**	**Q8**
1	5	0	x	1	1	x	1	x	x
2	8	1	1	x	1	x	x	x	1
3	3	1	x	x	x	1	1	1	1
4	7	1	1	1	x	1	x	1	1
5	2	1	0	1	1	1	x	1	x

Çizelge 3.4’de gösterilen örnek kurallar ve uyarılara ek olarak, çıkarım motorunda hareketin yapılma koşullarına bağlı ortaya çıkan anlık kural çiftlerinin değişimleri, Çizelge 3.5’de gösterildiği üzere ileri beslemeli olarak işlenerek gerekli durumlarda kullanıcılara verilmek üzere Çizelge 3.1’de belirtilen uyarılar oluşturulmaktadır.

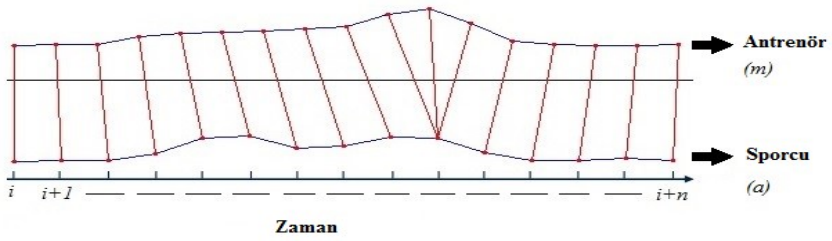
Çizelge 3.5. Hareket Akışına Göre Oluşturulan Harici Geri Dönütler

Kural Koşulları	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8
Q1	1	1	3	4	4	3	6	3
Q2	1	2	3	4	4	3	6	3
Q3	3	3	3	5	8	8	6	3
Q4	3	3	5	4	6	8	8	3
Q5	4	4	5	6	6	8	8	8
Q6	3	3	8	8	8	3	5	6
Q7	6	6	6	8	8	5	6	6
Q8	3	3	3	3	8	6	6	3

3.6. Dinamik Zaman Bükme

Zaman serilerinde, Dinamik Zaman Bükme (Dynamic Time Warp - DTW) metodu zaman ya da hız bakımından farklılık gösteren iki sinyalin benzerlik ölçümü için kullanılan bir metottur (Varatharajan ve ark., 2018). Örneğin; farklı kişilerin aynı antrenmanı yapma hızları farklı olabilir ya da antrenmanın kasılma ve gevşeme evrelerinde ki hızlanmalar veya yavaşlamalar farklı olabilir.

DTW yöntemi aracılığıyla, Antrenörün ve sporcunun antrenman verilerine ait benzerlik oranları, bu iki veri serisi arasındaki zamansal kaymaların ortadan kaldırılmasıyla hesaplanabilir. Şekil 3.3'de DSP antrenmanının 1 tekrarında elde edilen omuz açılarındaki değişim Antrenör (m) ve Sporcu (a) olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.3. DSP Antrenmanının 1 Tekrarında Elde Edilen Omuz Açıları

DTW metodu kullanılarak bu verilerin benzerliği bulunmak istenirse, sırasıyla Antrenör verileri M=$m_1,m_2,....,m_N$ ve sporcu verileri A=$a_1,a_2,....,a_X$ olarak ifade edilerek, dinamik programlama aracılığıyla N*X boyutunda bir uzaklık matrisi oluşturulur (Brill ve ark., 2019). Bu matrisin her (n,x) elemanı MN ve AX arasındaki genlik bakımından uzaklık olan $d(m_n, a_x)$ 'i içerir. Bu uzaklığın bulunmasında çok kullanılan fonksiyonlar ise denklem (3.15) ve (3.16)'da verilen öklid ve farkın karesi fonksiyonlarıdır (Morel ve ark., 2018; Brill ve ark., 2019).

$$d(m,a) = |m_n - a_x| \tag{3.15}$$

$$d(m,a) = (m_n - a_x)^2 \tag{3.16}$$

Böylece, toplam uzaklığı minimize ederek, *(1,1)* elemanından başlayıp *(N,A)*'da biten ve her bir adımda gidilecek en kısa yolların birleşiminden oluşan bükme yolu denklem (3.17)'de gösterildiği gibi bulunur.

$$W = w_1, w_2, ..., w_K \tag{3.17}$$

Matematiksel olarak, uzaklık matrisinin elemanları *d(n,a)*, ilk satırın ilk *n* elemanından her hangi birinden başlayan ve *(n,a)*'inci elemana kadar gelen minimum uzaklık yolundaki toplam uzaklığı saklamaktadır.

d(n,a) değeri *n=2,...,N* ve *a=2,...,X* için denklem (3.18)'de gösterildiği gibi hesaplanır.

Burada, *C* fonksiyonu *(n,x)* noktasının, ideal bükme yolu eğimine göre en uygun hizalama ile ilerlemesi gerektiğini hesaplar ve bükme yolu uzunluğunu da kontrol eder (Brill ve ark., 2019).

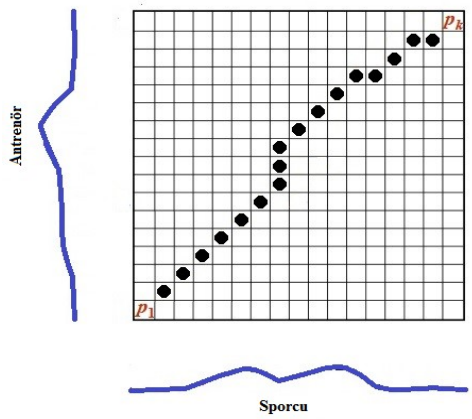
$$D(n,x) = d(M_n, A_x) + \min\begin{cases} D(n-1,x-1) + C(n-1,v-1), \\ D(n-1,x) + C(n-1,x), \\ D(n,x-1) + C(n,x-1) \end{cases} \tag{3.18}$$

Bükme yolu'nun uyması gereken üç temel şart vardır. Bunlardan ilki olan Sınır Şartı, bükme yolunun w_1*=(1,1)*'den başlayıp w_K*=(N,M)*'de diyagonal olarak (karşıt köşelerde) bitmesi gerektiğini bildirir.

İkinci olarak gelen devamlılık şartı ise, w_k*=(j,k)* verildiğinde, w_{k-1}*=(r,s)* için $j - r \le 1 \quad ve \quad k - s \le 1$ olarak, olası adımların komşu hücrelerden ilerlemesini sağlamak için her adımda yalnızca bir hücre ilerlemesini sağlar.

Son şart olan değişmezlik şartı ise, w_k*=(j,k)* ve w_{k-1}*=(r,s)* verildiğinde $j - r \ge 0 \quad ve \quad k - s \ge 0$ olarak her adımda farklı bir hücreye ilerlemesini sağlar.

Şekil 3.4'de gösterildiği üzere, en kısa yol (m_1, a_1) noktasından başlanarak (m_n, a_x) noktasına ulaşana kadar ilerlenerek hesaplanır.



Şekil 3.4. DTW'de En Kısa Yol Hesaplama

Uzaklık matrisinde birden fazla uygulanabilir bükme yolu olabilir. M ve A arasındaki bir büküm yolunun toplam eşleştirme maliyeti denklem (3.19) ile tanımlanır.

$$DTW(M,A) = \min\left\{\sqrt{\sum_{k=1}^{k} w_k / k}\right\} \tag{3.19}$$

(3.18)'de paydadaki k, bükme yollarının farklı uzunlukta olma olasılığına karşı kullanılmakta, w_k ise elde edilen yolları ifade etmektedir. DTW tek boyutlu karşılaştırma yerine çok boyutlu karşılaştırma için de kullanılabilir. Çok boyutlu durumda, tek bir eklemin açı değişimi yerine, ilgili harekete bağlı eklemlerin açı değişimlerinin incelenmesi mümkündür. Bu durumda çok boyutlu *DTW (N, A)*, tek boyutlu durumla benzer şekilde hesaplanır, ancak $d(n_m,a_x)$'in yeniden tanımlanması gerekir (Yu ve Xiong, 2019). Böylece DTW 'nin benzerlik çıkışı 0-100% arası olarak denklem (3.20) kullanılarak bulunur (Keogh ve Ratanamahatana, 2005; Yu ve Xiong, 2019).

$$\frac{\sum_{k=1}^{s}\left[1-\frac{D(m_{ik},a_{jk})}{90*5}\right]}{s} \tag{3.20}$$

(3.20)'de, s ile optimal büküm yolunun uzunluğu, “5” ile hareket değerlendirmesi için seçilen eklem noktalarının sayısını, $d(m_{ik}, a_{jk})$ ile uzaklık matrisindeki en uygun büküm yolunu ve "90" ile R^3'de eksenler arasındaki dik açı ifade edilmektedir.

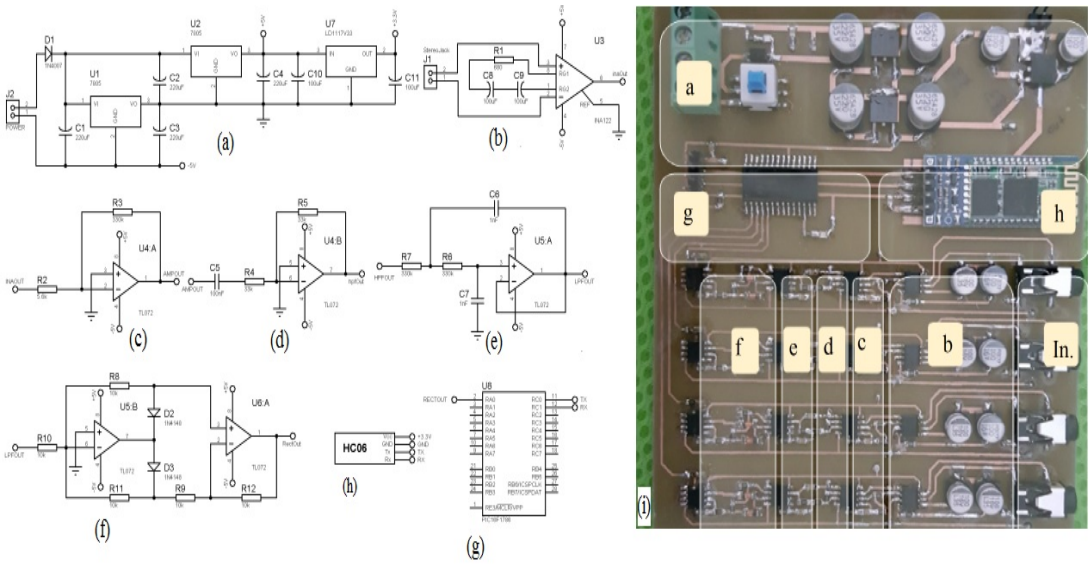
3.7. SEMG Devre Tasarımı

Tasarlanan SEMG devresi 4 kanaldan oluşmakta ve aynı anda 4 farlı kas grubunun biyopotansiyel değişimini izlemeye olanak sağlamaktadır. Her kanalda sırasıyla birer adet enstrümantasyon yükselteci, tersleyen yükselteç, alçak geçiren filtre, yüksek geçiren filtre ve tam dalga doğrultucu bulunmaktadır.

Şekil 3.4.(a) da gösterildiği üzere, devre, giriş koruması için bir diyot, devrenin çalıştığını gösteren bir işaretçi ve bir çalıştırma düğmesi ile donatılmıştır. Çalışma esnasında, Bluetooth beslemesi için LD1117 regülatörü ve +5V/-5V op-amp beslemesi için 7805 regülatörü kullanılmıştır.

İşlemek istediğimiz SEMG sinyalleri, genlikleri 0 ile 1,5mVolt (RMS) arasında olan MUAP sinyalleridir. Bu elektrik sinyalini işlemek için önce yükseltmek gerekmektedir.

Sistemde bu yükseltme, bipolar modda iki elektrot arasındaki farkın artırılmasıyla yapılmaktadır. Bu modda elde edilen ortak sinyali yükseltilirken aynı zamanda da arka plan gürültüsü baskılanmaktadır. Her kanaldan devreye giren probların iki tanesi tek diferansiyel modda çalışan INA 128P üzerinden yükselteç ve filtre devrelerine giderken diğer elektriksel olarak daha uzak bir bölgeye yerleştirilen referans probu ise devrenin toprağına bağlanmaktadır (Kilby ve ark., 2016). İlk aşamada Şekil 3.4.(b)'de gösterildiği üzere INA128P diferansiyel yükselteç kullanılarak yükseltme işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.4. SEMG Devresinin Blok Diagramı ve Montajlı Hali (a) Regulator Devresi, (b) Enstrümantasyon Yükselteci, (c) Tersleyen Yükselteç, (d) 1.derece Yüksek Geçiren Filtre, (e) 2. derece Sallen-Key Alçak Geçiren Filtre, (f) Tam Dalga Doğrultucu, (g) PIC 16F1786, (h) Bluetooth Modulü, (i) SEMG Devresinin Montajlı Hali.

INA 128P kullanma sebebimiz SEMG sinyalinin genliğinin düşük olması ve gürültü gibi diğer faktörler sebebiyle, kullanılacak olan amplifikatörün yüksek bir giriş empedansı ve yüksek bir ortak mod reddetme oranına (CMRR> 95 dB) sahip olması gerekliliğidir (Devaprakash ve ark., 2016). Bu yükselteç, CMRR> 120dB ve 10 GΩ'luk giriş empedansı özellikleriyle istenilen özellikleri taşımaktadır. Sistemimizde INA 128P kullanarak 60 Hz giriş sinyali için kazanç değerini G=74.52'ye ayarladığımızda yaklaşık 108 dB CMRR elde edilmiştir (instrument, 1985). Sistem tasarımında 60 Hz giriş sinyali seçmemizin sebebi ise SEMG sinyalinin 50 Hz - 150 Hz aralığında baskın olmasıdır. İkinci aşamada işlenebilir sinyal genliğini elde etmek için Şekil 3.4.(c)'de gösterildiği üzere TL072 aktif bir tersleyen yükselteç olarak kullanılmıştır. Bu aşamada da 60 Hz giriş sinyali kullanılarak yükselteç kazancı yaklaşık G=59 ve CMRR ise yaklaşık 100 dB elde edilmiştir (instrument, 1978). Sinyal yükseltme ve işleme devrelerinde, sinyalden gelen gürültüyü yok etmek ve gürültü bağışıklığı sağlamak için, frekans bandının tamamı yerine gerekli olan kısmı yükseltilmelidir. Bu, SEMG sinyalini filtreleyerek gerçekleştirilmektedir. Bu filtreleme işlemi sistemimizdeki alçak ve yüksek geçiren filtreler tarafından yapılmaktadır. İdeal SEMG sinyalleri 50Hz ve 500Hz arasında gözlenmektedir (Merletti, 2000). Sinyal, belirtilen ideal aralık dışındaki frekans bileşenlerinden ve "artifact" isimli sinyal kalıntılarından filtrelenmelidir (Raez ve ark., 2006). Bunun için, enstrümantasyon amplifikatörünün çıkışından gelen sinyal, ilk önce, kesme frekansı yaklaşık 48 Hz olan ve TL072 kullanılan yüksek geçiren bir filtrede (H.P.F.) kazancı 1 olacak biçimde Şekil 3.4.(d)'de gösterildiği üzere filtrelenmektedir. Devamında, TL072 kullanılan 2. dereceden bir Sallen-Key alçak geçiren filtre (L.P.F.) ile 3.4.(e)'de gösterildiği üzere filtrelenir. Devrede bu kısım direnç ve kapasitör değerleri aracılığıyla kesme frekansı yaklaşık 482Hz, kalite faktörü 0,5 ve kazancı 1 olarak tasarlanmıştır.

Ardından Şekil 3.4.(f)'de gösterilen tam dalga doğrultucu kullanılarak tüm SEMG sinyali pozitif seviyeye taşınmıştır. Bu işlemle, SEMG sinyalinin zarfı (Elektrotların yerleştirildiği kas bölgesindeki tüm sinyal) kayıpsız olarak elde edilmiştir (Negro ve ark., 2015). Böylece devrenin antrenman verimliliği dışında protez kontrolü ve ergonomi alanlarında da kullanımı amaçlanmaktadır.

Tam dalga doğrultucu çıkışlarının bağlı olduğu ve Şekil 3.4.(g)'de gösterilen PIC16F1786 mikrodenetleyicisi, 11 tane 12 bit A/D (Analog / Dijital) dönüştürücü içermektedir. Devrede her kanalın doğrultucusundan elde edilen veriler sırasıyla bu kontrolörün RA0-RA3 girişlerine bağlanmaktadır. Bu mikrodenetleyici, yazdığımız

program aracılığıyla A/D dönüştürme işlemini 20msn'lik zaman aralıklarında gerçekleştirmektedir.

Dönüştürülen kanal verileri dizi haline getirilerek, RC0 çıkışından Bluetooth modülüne veri olarak gönderilmektedir. Gönderilen veriler her bir adımda 2.4 μV çözünürlüğe sahiptir. Şekil 3.4.(h)'de gösterilen HC-06 Bluetooth modülü aracılığıyla 4800bps hızında gönderilen veriler, C# dilinde yazılmış veri toplama programı tarafından alınarak işlenmektedir. Şekil 3.4.(i) 'de gösterilen devrenin monte edilmiş hali giyilebilir bir kemerin içine yerleştirilmiştir.

Devrenin çalışması için gerekli enerji 10000 mA Lithium pil üzerinden elde edilmiştir. Sistemde pil kullanarak her hangi bir yalıtıma gerek kalmadan Güç Hattı Girişimini (PLI) en aza indirmek amaçlanmıştır (Zhang ve ark., 2009).

3.8. Kalman Filtresi

Kasılma dedeksiyonu ve kasılmalar arasındaki istenmeyen sinyallerin filtrelenmesi işleminde verileri karşılaştırma amacıyla kullandığımız ilk filtre Kalman Filtresidir. Bu filtre, durum uzayı modeli ile gösterilen bir dinamik sistemde, modelin önceki bilgileriyle birlikte giriş ve çıkış bilgilerinden sistemin durumunu tahmin etmede kullanılan bir filtredir (Toprak ve Güler, 2008; Chui ve Chen, 2017). Çalışması temel olarak, filtre olarak kullanılan modelin tahmini olarak elde ettiği verilerin, gözlem verileri ile karşılaştırılıp elde edilen farkın Kalman kazancı olarak bilinen bir çarpan ile ölçeklendirilmesine dayanır. Bu çarpan daha sonraki tahminleri iyileştirmek için modele bir girdi olarak geri besleme şeklinde uygulanmaktadır. Böylece gerçeğe daha yakın tahminler üretilmeye çalışılır. Sistem modellenirken denklem (3.21)'de gösterildiği üzere x ile belirtilen SEMG veri dizisinde belli bir zamandaki k verisi $\hat{X}_k$ olarak tahmin edilerek verilerdeki bozulmanın en aza indirgenmesi amaçlanmıştır.

$$\hat{X}_k = K_k . Z_k + (1 - K_k) . \hat{X}_{k-1} \tag{3.21}$$

Burada Z_k kesinleştirilmek istenen ölçüm verisini, K_k kalman kazancını ve $\hat{X}_{k-1}$ ise bir önceki döneme ait ölçüm değerini ifade etmektedir. Bu bilgi aracılığıyla sistem modellenirse hesaplama ve güncellemeden oluşan iki denklemli bir model denklem (3.22) ve (3.23) de gösterildiği üzere elde edilir.

$$x_k = Ax_{k-1} + Bu_k + w_{k-1} \tag{3.22}$$

$$z_k = Hx_k + v_k \tag{3.23}$$

SEMG ölçümü olan her bir x_k değeri doğrusal bir stokastik denklem (3.22) kullanılarak değerlendirilmektedir. Herhangi bir x_k, önceki değerinin bir sonraki kontrol sinyali k ve süreç gürültüsünün doğrusal bir birleşimi olarak ifade edilmektedir. Denklem (3.23) ise doğruluğundan emin olmadığımız herhangi bir ölçüm değerinin, sinyal değeri ve ölçüm gürültüsünün doğrusal bir birleşimi olduğu kabul edilmektedir.

3.9. EKHW filtresi

Kasılma dedeksiyonu ve kasılmalar arasındaki istenmeyen sinyallerin filtrelenmesi işleminde karşılaştırma amacıyla kullandığımız ikinci filtre olan Haar Dalgacığı (HW), kısa zamanlı fourier dönüşümü'ne benzer biçimde dalgacık dönüşümü işlevini ana dalgacık görmekte, ancak bu dalgacık dönüşüm işlemi sırasında ölçeklenmekte ve kaydırılmaktadır (Burns ve ark., 2010).

Ölçeklendirme, sinyalin (*f(t)*) genişletilmesi ve daraltılmasına, kayma da denklem (3.24)'deki zaman eksenindeki (*t*) dalga kaymasına (τ) karşılık gelmektedir (Schimmack ve ark., 2016; Roldan-Vasco ve ark., 2018)

$$F(\omega,\tau) = \int f(t)w(t-\tau)e^{-j\omega t}dt \tag{3.24}$$

HW, dalgacık tabanlı bir ölçeklendirilmiş "kare şekilli" fonksiyon dizisidir. HW 'in ana fonksiyonu olan $\Psi(t)$ ve ölçekleme fonksiyonu olan $\varphi(t)$ denklem (3.25)' de verildiği üzere *t* zaman aralığında tanımlanmaktadır.

$$\psi(t) = \begin{cases} 1, & 0 \le t \le \frac{1}{2}, \\ -1, & \frac{1}{2} < t \le 1, \\ 0, & otherwise\ , \end{cases} \quad \varphi(t) = \begin{cases} 1, & 0 \le t \le \frac{1}{2} \\ 0, & otherwise \end{cases} \tag{3.25}$$

Her n,k çifti Z'de tamsayı olacak şekilde, Haar fonksiyonu $\psi_{n,k}$ R^3'de denklem (3.26)'da gösterildiği gibi tanımlanmıştır.

$$\varphi_{n,k}(t) = 2^{n/2}\varphi(2^n t - k), \quad t \in \Re \tag{3.26}$$

Sistemimizde HW seçme nedenimiz, HW kullanarak kompakt destekli herhangi bir sürekli gerçek fonksiyonun aynı şekilde yakınsanabilmesi, ayrıca [0, 1] aralığındaki herhangi bir sürekli gerçek fonksiyonunun *φ(t), φ(2t),.., φ(2nt)* doğrusal kombinasyonları ile [0, 1] üzerinde aynı şekilde yakınsanabilmesidir.

SEMG sinyalleri kullanıcı temelli bir yapıda olduğundan izotonik kas kasılmaları arasında oluşan SEMG sinyalleri kişiye göre farklılık gösterebilir. Daha kolay işleme ve güç analizi yapma amacıyla kasılmalar arasındaki bu sinyalleri filtrelemenin en hızlı ve güvenilir yolu kişiye göre kalibrasyon yada eşik kesmesi işleminin uygulanmasıdır. Bu yöntemde kişi antrenmana başlamadan önce elinde kullanacağı ağırlıkla yaklaşık 2-4 saniye kadar beklemekte bu esnada antrenörü sistemde eşik kesmesi işlemini yapabilmektedir. Eşik kesmesi ortalama değer, standart sapma ve sinyal eğiminin hesaplanmasına dayanmaktadır. Yapılan işlemde öncelikle elde edilen sinyalin ortalama ve standart sapması denklem (3.27) ve (3.28)'e göre hesaplanır.

$$A = \frac{1}{n} * \sum^{n} \tag{3.27}$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N}\sum^{N}(x_i - } \tag{3.28}$$

Burada x_i ortalamaya katılan değerler, μ ortalama değer, N ise toplam değer sayısıdır. Ardından veri penceresindeki sinyalin eğimi denklem (3.29) kullanılarak hesaplanır.

$$s = \frac{\sum(x-\bar{x})(y-\bar{y})}{\sum(x-\bar{x})^2} \tag{3.29}$$

Ortalama, standart sapma ve eğim değerleri bulunduktan sonra bu koşula uyan tüm SEMG sinyalleri sıfıra eşitlenir.

3.10. RMS ve MA

SEMG sinyali yakalandıktan sonra, yaygın olarak kullanılan RMS veya MA değerleri kullanılarak analiz edilmektedir (Ranaldi ve ark., 2018). RMS analizinde, SEMG sinyali değişim gücünü ölçmek için tasarlanmış bir matematiksel işlem grubuna

tabi tutulmaktadır. Böylece kas kasılmaları gibi olayların yoğunluğu ve süresi incelenebilir. Bu nedenle, RMS değeri kasılma sırasında seçilen bir parametredir ve vücuttaki fizyolojik aktivite seviyesini yansıtmaktadır. Matematiksel olarak, sürekli zamanlı bir dalga formunun RMS değeri, T1≤t≤T2 aralığında tanımlanan *f(t)* denklem (3.30) ve (3.31)'de gösterilen sürekli dalga formunu tanımlayan bir fonksiyonun kareköküdür.

$$f_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T_2 - T_1}\int_{T_1}^{T_2} [f(t)]^2 dt} \tag{3.30}$$

$$f_{rms} = \lim_{T \to \infty} \sqrt{\frac{1}{T}\int_{0}^{T} [f(t)]^2 dt} \tag{3.31}$$

Diğer bir yöntem olarak kullandığımız MA, uzun vadeli eğilimleri tahmin etmek için bir veri setindeki değişiklikleri analiz etme tekniğidir. Verilen bir n zaman penceresi için $t_1, t_2, t_3, \ldots, t_n$ zamanlarında gösterilen *S* değişkeninin bu zaman aralığına karşılık gelen $s_1, s_2, s_3, \ldots, s_n$ değerleri biliniyorsa, MA pencere boyutunu $N = 2k + 1$ olarak tanımlanarak denklem (3.32)'de belirtildiği gibi işlenmektedir.

$$MA = \frac{1}{N}\sum_{j=-k}^{+k} S_{i-j} \tag{3.32}$$

Böylece, j anında verilen zaman penceresindeki değişiklikler, j anının k süresi içindeki zaman serisinin ortalaması alınarak elde edilmektedir. Sistemimizde yukarıda belirtilen RMS ve MA yöntemlerini ayrı ayrı kullanmak yerine, bu yöntemlerin bir birleşimi olan hareketli bir pencerede RMS değerini hesaplayarak Moving - RMS (M-RMS) yöntemi kullanılmıştır.

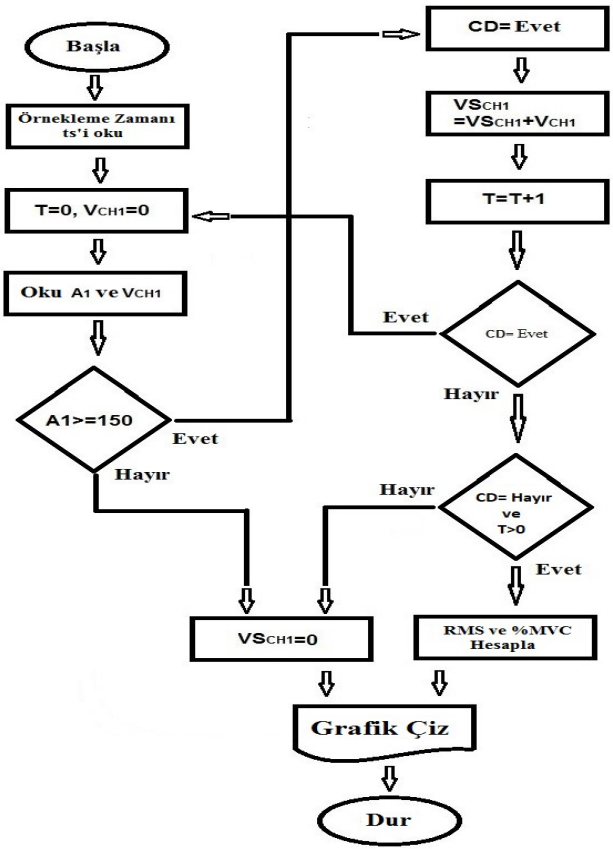
Bu yöntemde işlem hareketli pencerenin herhangi bir t zaman aralığında yapılabilmekte, bu nedenle denklem (3.33)'de gösterildiği gibi belirli bir zaman aralığında filtre gibi davranmaktadır.

$$x_{RMS}[i] = \left(\frac{1}{n_0}\sum_{j=(i-N+1)}^{i} x^2[k]\right)^{1/2} \tag{3.33}$$

Bu denklemde N pencere uzunluğunu, x(k) ise pencere içindeki verileri ifade etmektedir.

3.11. Kinect V2 Kullanarak Elde Edilen Kasılma Dedeksiyonu Filtresi

Kasılma dedeksiyonu ve kasılmalar arasındaki istenmeyen sinyallerin filtrelenmesi işleminde kullanılmak üzere tasarladığımız bu filtrede kasılma tespiti, antrenman esnasında takip edilen eklemlerinin açı değerlerine göre yapılır (Bkz. Kısım 3.3). Açı değeri, hareket modeline göre belirtilen aralığın dışındaysa (Bkz. Kısım 3.4), SEMG değerleri sıfır olarak atanır. Belirtilen açı aralıklarında ise sistemde kasılma algılanır. Kasılma algılama sonucu elde edilen SEMG değerleri, kasılma esnasındaki M-RMS değerini (Bkz. Kısım 3.10) hesaplamak için kullanılır. Sistemin akış şeması Şekil 3.5'de verilmiştir.



Şekil 3.5. Kasılma Tespiti ve M-RMS Akış Şeması

Akış diyagramında; A1 izlenen eklem açısını, T kasılma anında okunan SEMG verisi sayısını, CD kasılma durumunu, V_{CH1} elektrotların bağlı olduğu kanaldan okunan SEMG verisini, VS_{CH1} ise toplamda okunan SEMG verilerinin toplamını ifade etmektedir.

3.12. MVC Normalizasyonu

%MVC (MVC normalizasyonu), SEMG sinyallerinde genlik analiz tekniği olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Sonuçlar, denekler arasında veri karşılaştırırken ortak bir arka plan oluşturmak için kullanılabilecek MVC değerinin bir yüzdesi olarak gösterilmektedir (Mazumdar ve ark., 2017; Cahyadi ve ark., 2018). SEMG sinyalleri, kullanıcıya bağlı olan ve aynı hareketle aynı pozisyondan ölçüldüğünde bile kayıtların değişmesine neden olabilecek bir yapıya sahiptir (Cahyadi ve ark., 2018). Bu nedenle, MVC normalizasyonu bu farkı yok etmek ve denekler arasında veri karşılaştırmasını sağlamada kullanılmaktadır. MVC, belirli bir amaçla elde edilen SEMG sinyallerini normalleştirmek için bu ölçüm sırasında elde edilen en yüksek değeri, SMVC (Submaximal Voluntary Contraction) ise istemli olarak kaydedilen SEMG verilerini ifade etmektedir. Denklem (3.34)' de gösterildiği üzere %MVC, SMVC'nin MVC'ye göre normalize edilmiş değerinin 100 ile çarpımına karşılık gelmektedir (Rousanoglou ve ark., 2007; Paquin ve Power, 2018)

$$\%MVC = (\frac{SMVC}{MVC}) * 100 \tag{3.34}$$

4. HAREKET DOĞRULUĞU TEMELİNDEKİ SPORCU DESTEK SİSTEMİ

4.1. Kinect V2, Hareket Modeli ve Uzman Sistem Kullanan Hareket Doğruluğu Temelindeki Sporcu Destek Sistemi Özellikleri

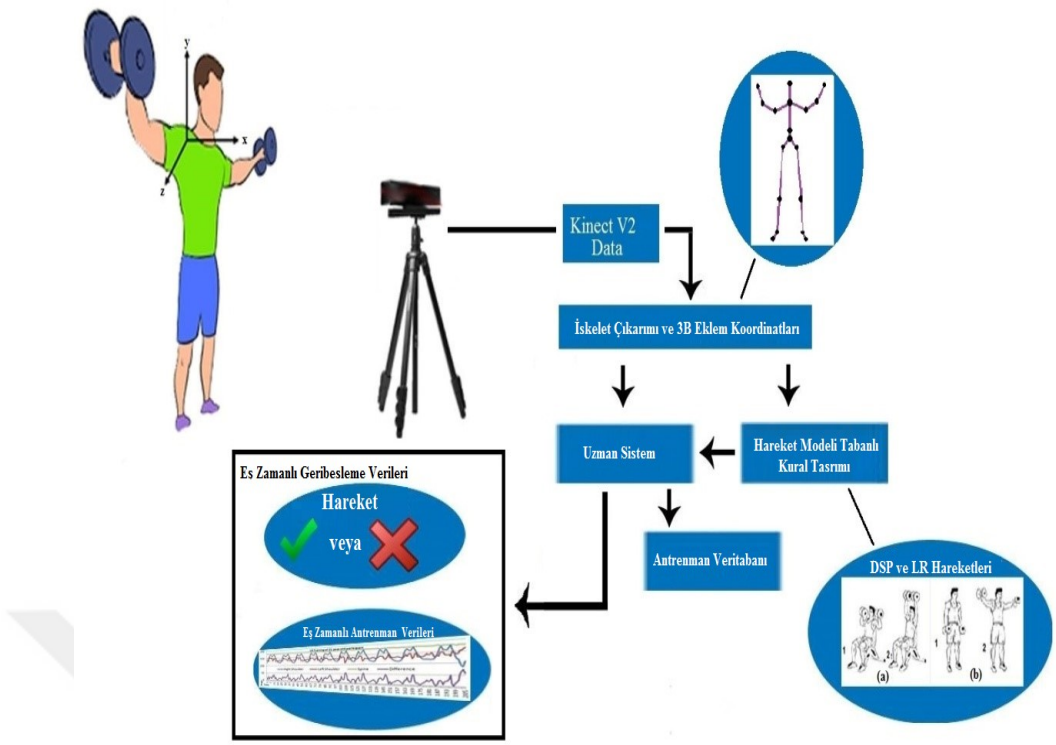
Bölüm 1 ve 2'deki çalışmalar incelendiğinde hareket doğruluğunu belirlemeye yönelik tasarlanacak bir sporcu destek sisteminde olması gerektiği düşünülen 10 ana özellik aşağıdaki gibi sıralanabilir.

Bunlar;

i. Eş zamanlı çalışma (E),
ii. Hareket doğruluğunu belirleme (HD),
iii. Hareket düzeltmesi için geri bildirim verme (GB),
iv. İskelet - Açı Çıkartımı (İ),
v. Antrenmanlarda kullanılabilirlik (AK),
vi. Rehabilitasyonda kullanılabilirlik (RK),
vii. Fiziksel yeteneğe yönelik olma (FY),
viii. Bilişsel yeteneğe yönelik olma (BY),
ix. Poz analizi yapabilme (PA),
x. Hareket modeli analizi yapabilme (MA) özellikleridir.

Tüm bu özelliklerin antrenman veya rehabilitasyon süreçlerinde eş zamanlı kullanılabilir olması; özellikle başlangıç düzeyindeki sporcuların vücut geliştirme ve ağırlık kaldırma gibi sporlarda sağlıklı bir antrenman gerçekleştirebilmeleri, sporcunun hareketle ilgili fiziksel ve bilişsel becerileri gelişinceye kadar performans değerlendirmesinin anlık yapılabilmesi, gerektiği anlarda antrenmana müdahale edilerek sakatlanma sürecinin önlenmesi veya rehabilitasyon süreçlerinin veriminin arttırılmasında faydalı olabilir.

Bu unsurlardan yola çıkarak çalışmamızın bu kısmında, Şekil 4.1'de gösterildiği gibi Kinect V2 ve uzman sistem (US) kullanılarak yeni bir sporcu destek sistemi önerilmektedir.



Şekil 4.1. Sunulan Örnek Antrenman Doğruluğu Sistemi

Ayrıca bu çalışmaların karşılaştırmalı bir özeti ve çalışmamızın özellikleri Çizelge 4.1'de sunulmaktadır.

Çizelge 4.1. Sunulan Sistemin Özelliklerinin Diğer Sistemlerle Karşılaştırılması

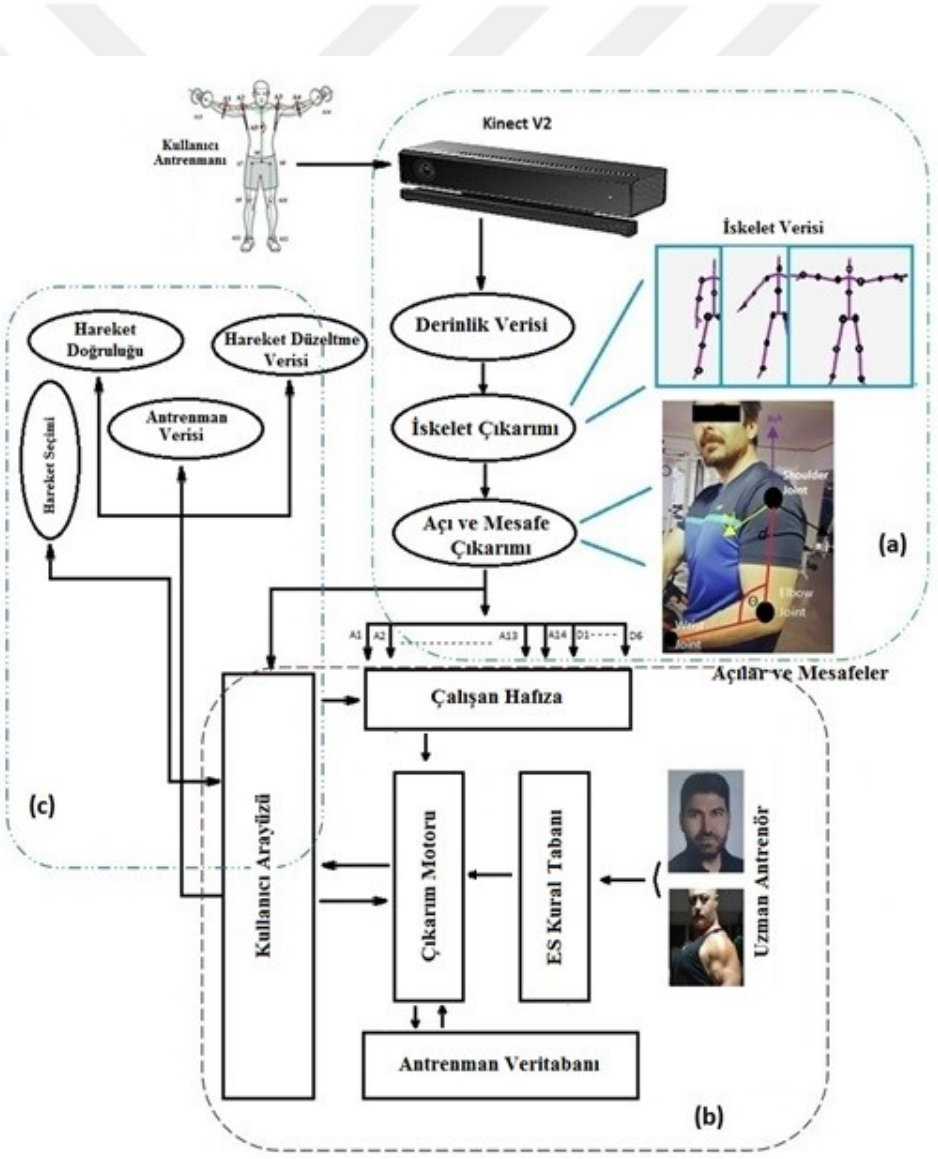
Sistemler	E	HD	GB	İ	AK	RK	FY	BY	PA	MA
(Fernandez-Cervantes ve ark., 2018)	+	+	-	+	+	+	+	-	+	-
(Mehdi ve ark., 2017)	-	+	-	+	+	-	+	-	+	+
(Elaoud ve ark., 2019)	-	+	-	+	+	-	+	-	+	-
(Scherer ve ark., 2016)	+	+	-	+	+	-	+	-	+	-
(Mateo ve ark., 2018)	+	+	-	+	+	+	+	+	+	+
(Szykman ve ark., 2018)	+	-	-	+	-	+	+	+	+	-
(Yu ve Xiong, 2019)	+	+	-	+	+	-	+	+	+	+
(Su, 2016)	+	+	-	+	-	+	+	-	+	-
(Parisi ve ark., 2016)	+	-	-	+	+	+	-	-	+	+
(Rocha ve ark., 2015; Cikajlo ve ark., 2018; Pachoulakis ve ark., 2018)	+	-	-	+	-	+	-	-	+	+
Önerilen Sistem	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+

Önerilen sistemde, Kinect V2 verilerinden hesaplanan açı ve mesafe verilerini geliştirilen hareket modeline göre kullanan kural tabanlı US, öncelikle sporcuların

hareketlerinin doğruluğunu ve hareketlerdeki bozulmaları tespit eder. Ardından, kullanıcıya hareketi nasıl düzelteceklerini belirten eş zamanlı geri dönütler verir.

4.2. Tasarlanan Hareket Doğruluğu Temelindeki Sporcu Destek Sisteminin Yapısı

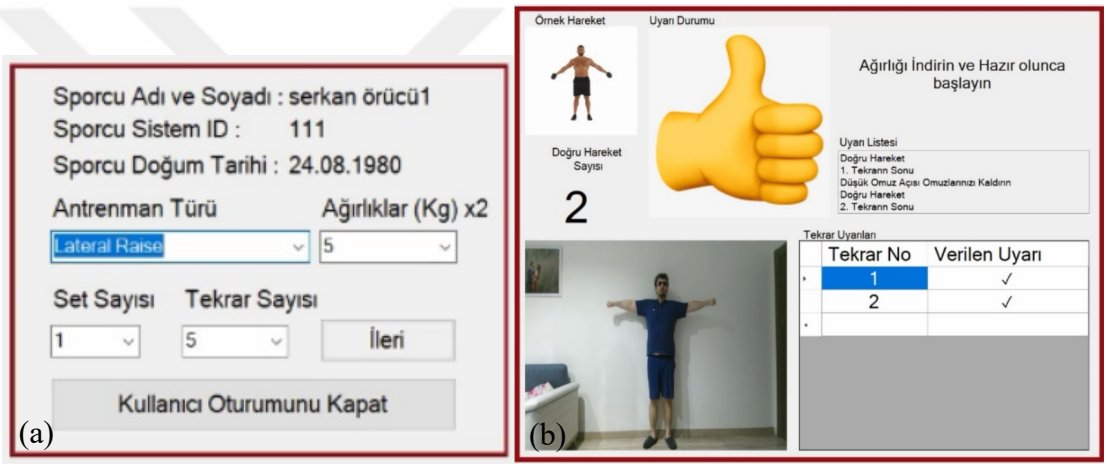
Sistemimizde antrenman esnasındaki hareket verileri Kinect V2 aracılığıyla USB 3.0 bağlantısı üzerinden alınmaktadır. Alınan veriler derinlik verisi şeklindedir. Sistem C# dilinde yazılmıştır. Sistemin çalıştırıldığı bilgisayar özellik olarak i7 2.4Ghz işlemci, 12Gb Ram, 1TB Hdd ve 4Gb harici ekran kartına sahiptir. Sistemde kullandığımız Kinect V2'ye ait olan ve Microsoft'un resmi web sitesinden indirilebilir SDK 2.0 ile işlenerek Şekil 4.2.(a)' da gösterildiği gibi iskelet çıkarımı yapılır.



Şekil 4.2. Sistem Yapısı: (a) Antrenman Verisi Çıkarımı, (b) US Yapısı, (c) Kullanıcıya Geri Dönüt Verme

Devamında iskelet çıkarımından elde edilen veriler kullanılarak eklem açıları ve eklemler arası mesafeler hesaplanır (Bkz. Bölüm 3.3). Elde edilen açı ve mesafe değerleri US'e çalışan hafıza üzerinden giriş değerleri olarak gönderilir. Hareket modeline göre geliştirdiğimiz US Şekil 4.2.(b)'de gösterildiği üzere 5 kısımdan oluşmaktadır. Bunlar; US kural tabanı, Sistem veritabanı, Çalışan Hafıza, Çıkarım modülü ve Kullanıcı arayüzü' dür.

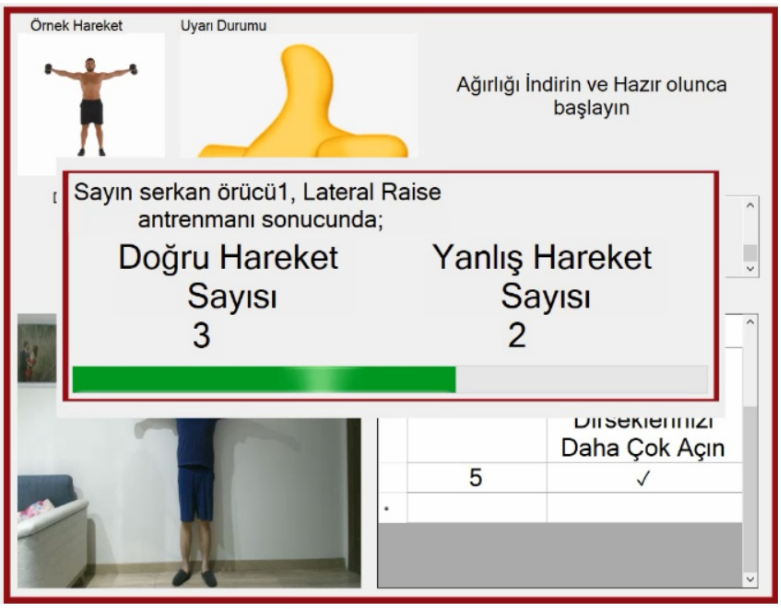
Şekil 4.3.(a)' da gösterilen seçim arayüzü; yapılacak antrenman, set sayısı, tekrar sayısı ve ağırlık seçimi gibi özelliklerin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Şekil 4.3.(b)'de gösterilen sistem arayüzü ise antrenmanla ilgili US'den elde edilen çıkarımları kullanıcıya vermede kullanılmaktadır.



Şekil 4.3. Kullanıcı Arayüzleri; (a) Seçim, (b) Antrenman

Seçilen bu bilgiler çıkarım motoruna gönderilerek çalışma seçiminde kullanılmaktadır. Bu arayüzde; sporcuya yaptığı antrenman ile ilgi doğruluk uyarısı, yanlış hareket yapıldığında hareketi düzeltmeye yönelik geri dönüt verisi, animasyon olarak uyarı durumları, doğru hareket sayısı, uyarıların bir listesi ve sporcunun antrenman esnasındaki hareketlerini gösteren bir video ekranı bulunmaktadır.

Kullanıcı antrenmanındaki tekrar sayısına ulaştığında program sonlanarak, sporcuya antrenmanındaki doğru hareket ve yanlış hareket sayısı Şekil 4.4'de gösterildiği üzere kullanıcıya sunulmaktadır.



Şekil 4.4. Doğruluk Sisteminden Çıkarken Verilen Uyarılar

5. HAREKET VERİMLİLİĞİ TEMELİNDEKİ SPORCU DESTEK SİSTEMİ

5.1. SEMG, KINECT V2, M-RMS ve %MVC Kullanan Hareket Yeterliliği Belirleme Sistemi

Antrenman sırasında sporcu performansının eşzamanlı izlenebilirliği, başlangıç seviyesindeki sporcuların halter ve vücut geliştirme gibi sporlarda sağlıklı antrenman yapabilmeleri için bir zorunluluktur (Panariello ve ark., 2017; Williams ve ark., 2017). Bu özellik, antrenörün bulunmadığı zamanlarda veya sporcunun hareketle ilgili motor becerileri yeterince gelişinceye kadar anlık olarak performans değerlendirmesinin yapılmasını sağlar. Bu amaçla antrenman sırasında kullanılacak bir SEMG sisteminde şu özelliklerin bulunması gerektiği görülmüştür (Gondin ve ark., 2011; Von Werder ve ark., 2015; Grosprêtre ve ark., 2018; Vigotsky ve ark., 2018) :

- Performans analizinde antrenman verimliliğini izlemek için gerekli SEMG verilerini sağlayabilme,
- İzotonik egzersizler sırasında hareket gürültüsünü ve diğer faktörlerin bir sonucu olarak ortaya çıkan SEMG sinyallerindeki gürültü ve bozulmaları filtreleyebilme,
- Kalibrasyon vb. prosedürleri kısa bir süre içinde gerçekleştirebilme,
- Biyomedikal sistemlere çok yakın veriler elde edebilme ve,
- Antrenman ortamında eş zamanlı kullanılabilme.

Endüstriyel alanda kullanımda, SEMG veri toplama ve işleme için çeşitli sistemler mevcuttur. WB-EMG (Imtiaz ve ark., 2013), BiometricsDatalog (Jones ve ark., 2016), Myo Armband (Sadeghi Esfahlani ve ark., 2018), DelsysTrignio (Delsys), BITalino (bitalino), Mbody3 (MyonTec, 2010), Mpower (Mpower, 2010), MyoTrac (MyoTrac, 2010), MyoWare (Silva, 2018), Shimmer (Burns ve ark., 2010) ve hastane (Neuroswiss, 2010) sistemi bu tür sistemlerdir. (Delsys; Imtiaz ve ark., 2013; Jones ve ark., 2016)'de belirtilen sistemler ve hastanede ölçtüm yaptığımız sistem (Neuroswiss, 2010) antrenman sırasında giyilebilir değildir. (Sadeghi Esfahlani ve ark., 2018) 'de belirtilen sistem giyilebilir ve kablosuz iletimi destekler ancak üretimi durdurulmuştur. Kullanılan elektrotlar ve CMRR açısından, bu ürünler arasında bir fark bulunmamakta ve hepsi SENIAM kriterlerine uygunluk sağlamaktadırlar. Sistem (Imtiaz ve ark., 2013;

Jones ve ark., 2016) ve (bitalino) gürültü ve veri işleme filtrelerine sahip değildir, (Delsys; Sadeghi Esfahlani ve ark., 2018) 'deki sistemler bir Notch filtresi ve donanımda dar bant genişliğine sahip bir bant durdurma filtresi kullanır. (Imtiaz ve ark., 2013; Silva, 2018)'daki sistemler tek kanallı kullanım için tasarlanmıştır ancak çok kanallı izlemeyi desteklemez. (Mpower, 2010; MyonTec, 2010; MyoTrac, 2010; Neuroswiss, 2010; Silva, 2018)'daki sistemler giyilebilir ve çoklu kas gruplarını izleyebilir olmalarına rağmen kasılma tespiti ve eşzamanlı MVC analizi içermemektedir. Bu karşılaştırmaların bir özeti Çizelge 5.1'de sunulmaktadır.

Çizelge 5.1. SEMG Sistemlerinin Karşılaştırılması

Sistemler	Sinyal Türü	Kanal Sayısı	Kazanç	ADC Çözünürlük (bits)	Giyilebilir	Filtre Türü	Kasılma Dedeksiyonu	Eş Zamanlı %MVC.	CMRR	Bağlantı Türü
Sunulan Sistem	SEMG	4	4400	12	Var	Donanım + Yazılım	Var	Var	>90	Bluetooth
WB-EMG	SEMG	1	100-10000	12	Yok	Donanım + Yazılım	Yok	Yok	>90	Bluetooth
Biometrics Datalog	SEMG	8	1000	14	Yok	Yok	Yok	Yok	>90	Bluetooth
Myo Armband	SEMG	8	>= 1000	8	Var	Notch	Yok	Yok	>90	Bluetooth
Delsys Trignio	SEMG	16	909	16	Yok	Notch	Yok	Yok	>90	RF
BITalino	SEMG	6'ya kadar	1000	6-10	Var	Yok	Yok	Yok	>90	Bluetooth
Mbody3	SEMG	6'ya kadar	>= 1000	24	Var	Donanım + Yazılım	Yok	Yok	>90	Bluetooth
Mpower	SEMG	4	>= 1000	-	Var	Donanım + Yazılım	Yok	Yok	>90	Bluetooth
MyoTrac	SEMG	2	>= 1000	14	Var	Butterworth	Yok	Yok	>90	Bluetooth
MyoWare	SEMG	1	>= 1000	-	Var	Yok	Yok	Yok	>90	Bluetooth
Shimmer	SEMG	60'a kadar	>= 1000	16	Var	Donanım + Yazılım	Yok	Yok	>90	Bluetooth
Hastane	SEMG	8	1-10000	24	Yok	Donanım + Yazılım	Var	Yok	>90	Usb

Çizelge incelendiğinde, bu sistemlerin hepsinin eşzamanlı olarak antrenman esnasında izlenen kas veya kas gruplarındaki biyopotansiyel değişiklikleri gözlemleyebildiği, ancak hiçbirinin antrenman sırasında performans analizi için gerçek zamanlı MVC normalizasyonu ve kasılma tespit prosedürlerini içermediği görülmektedir.

Bu özelliklerin antrenman sürecinde eşzamanlı olarak izlenebilmesi özellikle yeni başlayan sporcuların halter ve vücut geliştirme gibi sporlarda sağlıklı bir

antrenman yapmaları, hareket ile ilgili motor becerileri gelişinceye kadar gerekli anlarda sporcunun antrenmanına müdahale ederek yaralanma sürecinin önlenmesinde veya performans değerlendirmesi için faydalı olabilir.

Bu unsurlara dayanarak, gerçek zamanlı MVC normalizasyonu ve kasılma saptama süreçleri ile antrenman esnasında performans izleme ve analizini mümkün kılan yeni bir kablosuz giyilebilir SEMG veri toplama sistemi getirilmiştir. Sistemimizde kullanılan SEMG devresi tarafımızdan gelecekteki çalışmalarda kullanılacak ve ihtiyaçlarımıza göre geliştirilecek şekilde tasarlanmıştır.

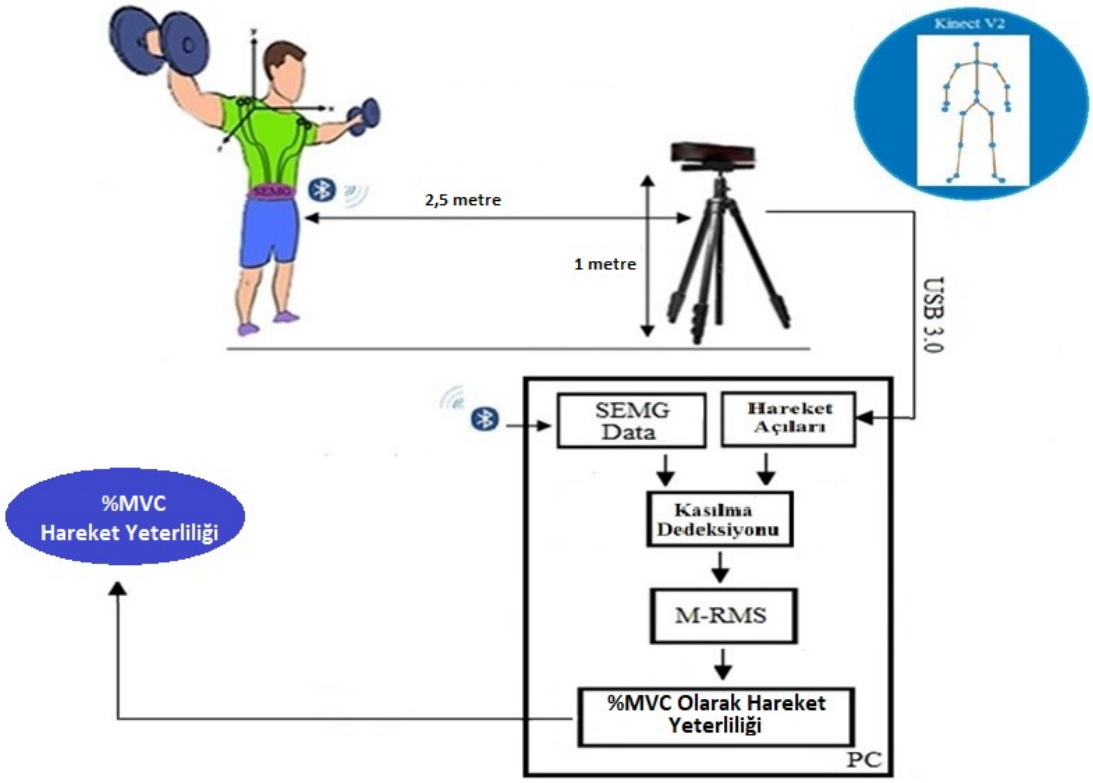
5.2. Tasarlanan Hareket Yeterliliği Sisteminin Yapısı

Sunulan sistemde, SEMG devresindeki donanım filtrelemesine ek olarak kasılma dedeksiyonunun tespitine yönelik olarak Kinect V2 kullanarak oluşturduğumuz dijital filtre de kullanılmaktadır. Bu filtreden elde ettiğimiz sonuç EKHW ve Kalman filtre metodlarından elde ettiğimiz sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Daha sonra, filtrelenen veriler MA ve RMS yöntemlerini içeren M - RMS yöntemi ile işlenerek, MVC normalizasyonu ve gerçek zamanlı performans analizi ve izleme yapabilen bir antrenman destek sisteminde kullanılmaktadır.

Sistemimiz dört farklı yüzeysel kas grubunun nöromüsküler değişikliklerini aynı anda takip etme kapasitesine sahiptir. Şekil 5.1'de gösterildiği üzere kasların nöromüsküler sinyalleri sistem yüzey elektrotları tarafından alındığında, önce SEMG devresindeki enstrümantasyon ve amplifikatör aşamalarından geçerler ve bundan sonra birinci derece yüksek geçiren ve ikinci derece Sallen-Key alçak geçiren filtreleri ile filtrelenir. Son olarak 12 bit analog-dijital dönüşümden sonra, elde edilen veriler Bluetooth aracılığıyla bilgisayara gönderilir.

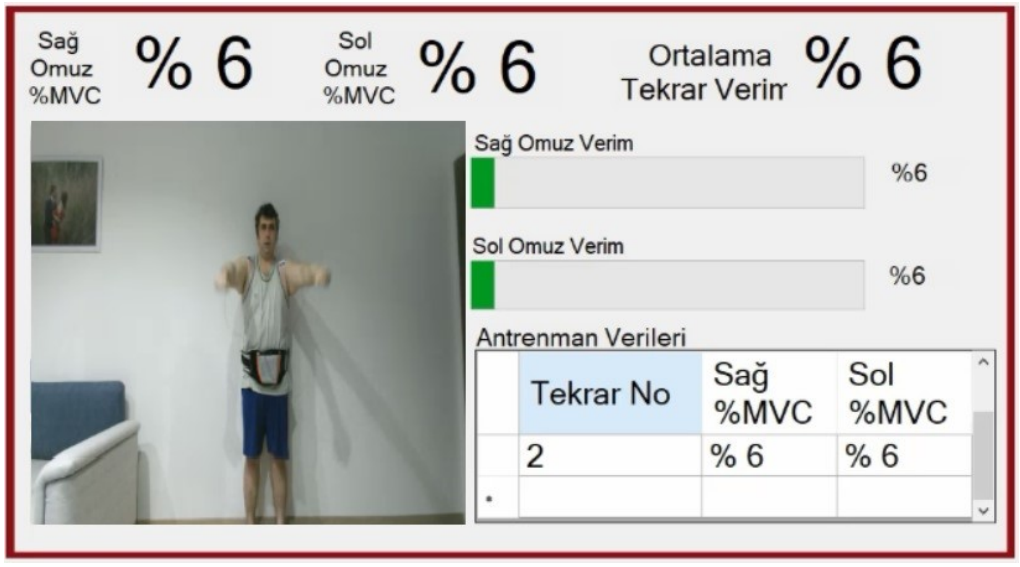
C # 'da geliştirdiğimiz yazılım tarafında, sistemimiz bilgisayar tarafından alınan her SEMG kanalı verisini Kinect V2'den elde edilen hareket esnasındaki kasılma açılarına göre filtreleyerek, her 100 ms zaman penceresi için M-RMS değerlerini hesaplar.

Bu işlemden sonra, antrenmanın her bir setindeki her bir tekrarın %MVC değerini önceden kaydedilmiş MVC değerlerine göre işleyerek, bunları ekranda verilerin alındığı kas omuz kası ismine göre gösterip veritabanına kaydeder.



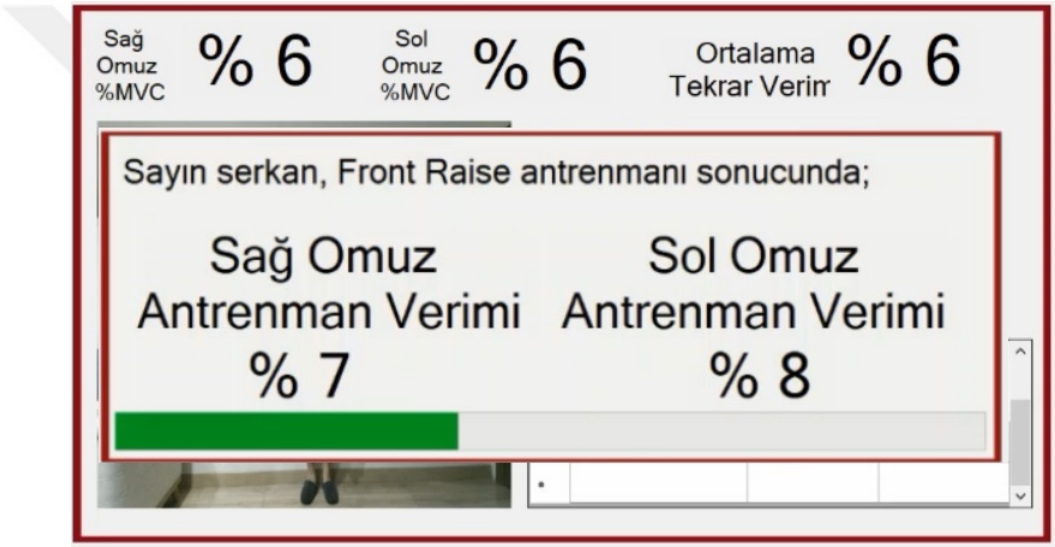
Şekil 5.1. Önerilen Sistemin Blok Diagramı

Şekil 5.2'de ise antrenman yeterliliği sistemi görülmektedir. Yeterlilik veya hibrit sistemlerinin kullanımında dikkat edilmesi gereken en önemli nokta giyilebilir SEMG üzerinde bulunan elektrotların yerleşimidir. Elektrot yerleşimi herhangi bir hataya yol açmamak için uzman antrenör tarafından yapılmalıdır.



Şekil 5.2 Antrenman Yeterliliği Sistemi

Antrenman yeterliliği kısmında sporcuya yaptığı antrenmandaki her bir tekrarın sağ omuz, sol omuz ve ortalama tekrar verimi %MVC biçiminde eş zamanlı olarak kullanıcıya sunulmakta, aynı zamanda omuz yeterlilik verileri tekrar sayısı ile birlikte antrenman verileri kısmında gösterilmektedir. Bununla birlikte sporcu motivasyonunu arttırmak için eş zamanlı %MVC değişimi sağ ve sol omuz verimi adı altında Progress Bar çubuklarında kullanıcıya sunulmakta ve sporcunun antrenman esnasındaki hareketlerini gösteren bir video ekranı bulunmaktadır. Kullanıcı antrenmanındaki tekrar sayısına ulaştığında program sonlanarak, sporcuya antrenmandan elde edilen sağ ve sol omuz için %MVC biçiminde ortalama tekrar verimi Şekil 5.3'de gösterildiği biçimde kullanıcıya sunulmaktadır.



Şekil 5.3. Yeterlilik Sisteminden Çıkarken Verilen Uyarılar

6. TASARLANAN HİBRİT SPORCU DESTEK SİSTEMİ

6.1. Hibrit Hareket Doğruluğu ve Yeterliliği Belirleme Sistemi

Şimdiye kadar bahsettiğimiz tüm çalışmalar doğrultusunda, antrenman ve rehabilitasyon süreçlerinde hareket doğruluğunun tespiti ve antrenman yeterliliği analizinin eş zamanlı yapılabilmesiyle, bu süreçlerdeki gelişimin arttırılıp, gerektiği anlarda sürece müdahale edilerek sakatlanmaların engellenebileceği öngörülmüştür.

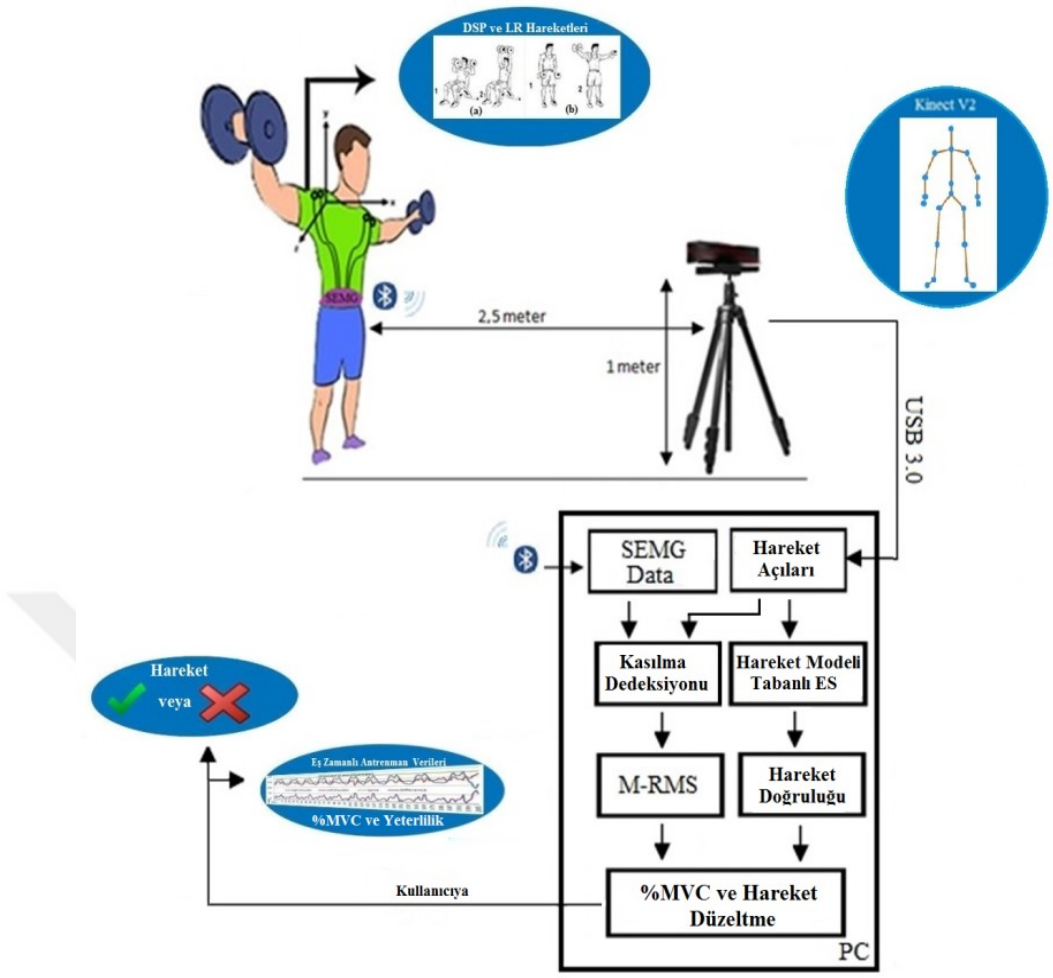
Bu amaçla kullanılacak hibrit bir sporcu destek sisteminin:

- Açı değişimlerini algılayabilmesi,
- Hareket doğruluğunu tespit edebilmesi,
- Antrenmanlar sırasında kas kasılmalarını tespit edebilmesi,
- Kas aktivasyonu ve yeterliliğinin incelenmesi için gerekli sEMG verilerini sağlayabilmesi,
- Giyilebilir olması,
- Kalibrasyona ihtiyaç duyulmaması veya kısa süreli kalibrasyon ve,
- Antrenman ve rehabilitasyon süreçlerinde gerçek zamanlı olarak kullanılabilir olması gerektiği görülmüştür.

Bu özelliklerin hepsinin birlikte sağlanmasıyla ağırlık kaldırma ve vücut geliştirme gibi sporlarda veya rehabilitasyon süreçlerinde daha sağlıklı antrenman gerçekleştirilebilmesi, yeni sporcuların hareketle ilgili motor becerileri gelişinceye kadar performans değerlendirmesinin anlık yapılabilmesi ve gerektiği anlarda (yanlış hareket, aşırı ağırlık vs.) antrenmana müdahale edilerek sakatlanma sürecinin önüne geçilebilmesi mümkündür.

Bu unsurlara dayanarak çalışmamızda Şekil 6.1'de gösterildiği üzere, geliştirdiğimiz Kinect V2 kullanan kural tabanlı US ve 4 kanallı kablosuz giyilebilir SEMG devresi kullanılarak, antrenman performansını izleme ve analizinde kullanılmak üzere gerçek zamanlı hibrit bir sporcu destek sistemi önerilmiştir.

Sistemimizde, antrenman hareketlerinin doğruluğunun tespiti Kinect V2 ve US kullanılarak, dinamik kas kasılmalarının algılanması ve gerçek zamanlı MVC Normalizasyonu ile antrenman yeterliliğinin tespiti ise Kinect V2 ve SEMG devresi kullanılarak yapılmakta ve bu iki yapı birbiriyle senkronize çalışmaktadır.



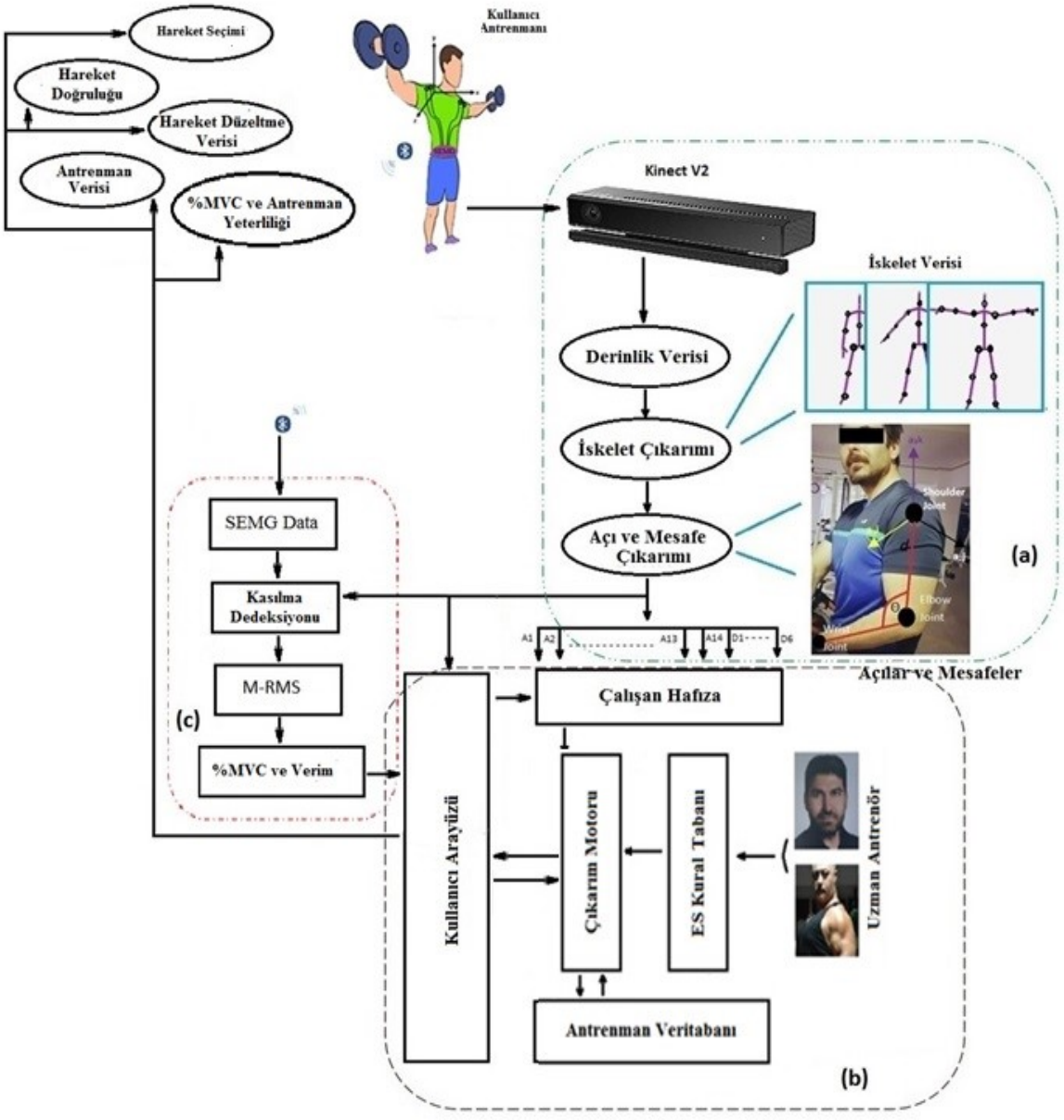
Şekil 6.1. Önerilen Hibrit Destek Sistemi

6.2. Hibrit Sistemin Yapısı

Hareket doğruluğu ve yeterliliğinin belirlenmesi amacıyla geliştirdiğimiz hibrit sistem hareket doğruluğu ve hareket yeterliliği sistemlerinin birleşiminden oluşmaktadır.

Şekil 6.2.(b)'de sistemin hareket doğruluğu belirleme kısmı gösterilmektedir. Antrenman esnasındaki hareket verileri Şekil 6.1.(a)'da gösterildiği üzere derinlik verisi olarak Kinect V2 üzerinden alınmaktadır. Derinlik verilerden iskelet çıkarımı aracılığıyla eklem açıları ve eklemler arası mesafeler hesaplanır. Bu açı ve mesafe değerleri Şekil 6.2.b'de gösterildiği üzere US'e çalışan hafıza üzerinden giriş değerleri olarak gönderilir. Kısım 3.4'de elde edilen hareket modelini kullanan US 5 kısımdan oluşmaktadır Bunlar; US kural tabanı, Sistem veritabanı, Çalışan Hafıza, Çıkarım modülü, ve Kullanıcı arayüzü'dür. Şekil 6.2.c'de gösterilen hareket yeterliliği

sisteminde, kasların nöromüsküler sinyalleri yüzey elektrotları tarafından aldığında, bu sinyaller önce SEMG devresinde enstrümantasyon ve amplifikasyon aşamalarından geçerek, birinci derece yüksek geçiren ve 2. derece Sallen-Key alçak geçiren filtrelerle filtrelenmektedir. Devamında, 12 bit analog-dijital dönüşüm yapıldıktan sonra, elde edilen veriler bilgisayara Bluetooth yoluyla gönderilmektedir. Yazılım tarafında, bilgisayar tarafından alınan her SEMG kanal verisi Kinect V2 üzerinden elde edilen kasılma dedeksiyonu verisine göre işlenmektedir. Tüm bu işlemler sonrasında, elde edilen %MVC, SEMG ve hareket doğruluğu verileri kullanıcı arayüzü üzerinden kullanıcıya geri dönüt olarak verilerek veri tabanına kaydedilir.



Şekil 6.2. Önerilen Hibrit Sistemin Yapısı

Sistem kullanılarak yapılan antrenmanlarda, kas aktivasyon açıları omuzlarda (A2 ve A3) DSP için 160^{o}'den küçük ve LR için 120^{o}'den büyük olarak kabul edilmiştir (McCurdy ve Vela, 2015; Cao ve ark., 2017a).

Hibrit antrenman sisteminin arayüzü ise Şekil 6.3'de görülmektedir. Bu kısımda sporcuya yaptığı antrenmandaki tekrarlar ile ilgili doğruluk uyarısı, yanlış hareket yapıldığında hareketi düzeltmeye yönelik geri dönüt verisi, animasyon olarak uyarı durumları, uyarıların bir listesi, doğru hareket sayısı, yanlış hareket sayısı, hareket ile %MVC türünden ortalama tekrar verimi, sporcunun antrenman esnasındaki hareketlerini gösteren bir video ekranı ve yine sporcu motivasyonunu arttırmak için eş zamanlı %MVC değişimi sağ ve sol omuz adı altında dikey uyarı çubuklarında kullanıcıya sunulmaktadır.



Şekil 6.3. Hibrit Antrenman Sistemi

Kullanıcı antrenmanındaki tekrar sayısına ulaştığında program sonlanarak, sporcuya antrenmandan elde edilen doğru hareket sayısı, yanlış hareket sayısı ve %MVC biçiminde ortalama tekrar verimi Şekil 6.4'de gösterildiği üzere kullanıcıya sunulmaktadır.



Şekil 6.4. Hibrit Sistemden Çıkarken Verilen Uyarılar

7. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu kısımda tasarlanan sistemler kullanılarak yapılan deneysel çalışmaların özellikleri açıklanmıştır.

7.1. Hareket Doğruluğu Temelindeki Sporcu Destek Sisteminin Katılımcıları ve Kurulumu

Bu çalışmamıza 5 erkek ve 5 kadın (10 müsabık olmayan sporcu) gönüllü olarak katılmıştır. Katılımcıların numara, yaş, cinsiyet, kilo ve boy bilgileri Çizelge 7.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 7.1. Katılımcıların Cinsiyeti, Yaşı, Boyu ve Ağırlığı Hakkında Bilgiler

Katılımcı No	Yaş	Cinsiyet	Boy (cm)	Kilo (kg)
1	21	Erkek	163	80
2	25	Erkek	178	82.3
3	29	Erkek	180	87
4	33	Erkek	177	85
5	37	Erkek	193	104.6
6	27	Kadın	180	70
7	22	Kadın	160	62
8	24	Kadın	172	60
9	19	Kadın	167	58
10	21	Kadın	165	58

Önerilen sistemin testleri 10 gönüllü katılımcı ile LR ve DSP antrenmanında sertifikalı bir antrenörün gözetimi altında gerçekleştirilmiştir. LR ve DSP hareketlerinin seçilme nedeni, her iki hareketin de spor antrenmanı ve rehabilitasyon süreçlerinde en sık kullanılan hareketler olması ve en fazla yaralanmanın yaşandığı üst ekstremitenin omuz bölgesini etkilemesidir (Lavallee ve Balam, 2010).

Giriş kısmında da bahsedildiği üzere diğer çalışmalarda incelenen sistemlerde, elde edilen verilerin doğruluğu ya hareket benzerliği ya da poz benzerliği üzerinden yapılmıştır. Ancak salon ortamında, ağırlıklarla yapılan izotonik hareketlerde farklı ağırlıklarda bile farklılıklar oluşabildiğinden (Adelsberger ve Tröster, 2013; Jeong ve ark., 2016; Ericsson, 2017) çalışmamızda, sistem tarafından verilen kararların doğruluğu sertifikalı antrenörün kararları ile karşılaştırılmıştır. Bu amaçla öncelikle katılımcılardan 1 set 10 tekrar (%50-90 Load, 1set 10 Reps) DSP ve LR antrenmanları yapmaları istenmiştir. Sistem kararları ve antrenörün kararları yapılan her iki

antrenmandaki toplam 200 kararın kaydedilerek karşılaştırılması aracılığıyla yapılmıştır.

Ayrıca katılımcılardan LR ve DSP antrenmanlarında sistemi dört hafta kullanmaları istenmiştir. Bu süreçte antrenmanlarında sistemin çıktılarından ve tavsiyelerinden faydalanmışlardır.

Bu süreç sırasında, ilgili eklemlerin ortalama yer değiştirme verileri, yapılan her antrenmanda kaydedilmiştir. Böylece, katılımcıların performansındaki değişim ve sistemin fiziksel-bilişsel gelişim üzerindeki etkisi bu verilerle aracılığıyla analiz edilmiştir (Yom ve ark., 2019).

7.2. Hareket Verimliliği Temelindeki Sporcu Destek Sisteminin Katılımcıları ve Kurulumu

Çalışmamıza en az 2 yıl spor deneyimi olan 5 erkek ve 2 kadın (7 müsabık olmayan sporcu) gönüllü olarak katılmıştır. Katılımcıların numara, yaş, cinsiyet, kilo ve boy bilgileri Çizelge 7.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 7.2. Katılımcıların Cinsiyeti, Yaşı, Boyu ve Ağırlığı Hakkında Bilgiler

Katılımcı No	Yaş	Cinsiyet	Boy (cm)	Kilo (kg)
1	21	Erkek	163	80
2	25	Erkek	178	82,3
3	29	Erkek	180	87
4	33	Erkek	177	85
5	37	Erkek	193	104,6
6	24	Kadın	180	70
7	27	Kadın	172	68

Katılımcılar çalışmamızın içeriği hakkında bilgilendirilmiş tüm antrenmanlar ve ölçümler uzman bir antrenörün gözetimi altında yapılmıştır. SEMG için Şekil 7.1'de gösterilen 10 mm çaplı elektrotlar seçilerek SENIAM (Kasların İnvaziv Olmayan Kas Değerlendirmesi İçin Yüzey Elektromiyografisi) olarak bilinen Avrupa girişiminin önerilerinde açıklandığı gibi, bipolar konfigürasyonda kasın ortasına 1-2 cm aralıkla ve referans elektrodu ise elektriksel olarak nötr olan bir bölgeye yerleştirilir (Merletti, 2000). Elektrotlar ve devre kanalları arasındaki bağlantı, Şekil 7.1'de gösterildiği gibi 3.5 mm uçları, 3 renk kodu (Kırmızı, Yeşil ve Mavi) ve etiketli kontakları (L, F, R) olan zırhlı kablolar kullanılarak sağlanır.



Şekil 7.1. Elektrotlar ve Zırhlı Kabloların Örnek Görünümü

Ölçümlerimiz 3 bölümden oluşmaktadır. İlk bölümde 8 tekrar ve 1 set Dumbbell Biceps Curl (DBC) (Bkz. Ek-1) antrenmanı maksimum% 60-70 yük kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Bu bölümde ilk olarak, devreden elde edilen analog filtre verilerinin antrenman esnasında elde edilen biyo-potansiyel aktivite değişikliklerini yansıtıp yansıtmadığı incelenmiştir. Devamında, devreden elde edilen analog filtreli veriler, izotonik kasılmaların algılanabilirliğini incelemek için Kinect V2 üzerinden elde edilen hareket verileri aracılığıyla işlenmiştir. İkinci bölümde, geliştirilen sistemin doğruluğu Karaman Devlet Hastanesinde kullanılan Biyomedikal Sistem (Viking on Nicolet EDX) ile karşılaştırılmıştır (Bkz. Çizelge 5.1). Bu karşılaştırmada her iki sistemden elde edilen RMS değerleri kullanılmıştır. Üçüncü bölümde, sistemin çıktısı olarak M - RMS ve %MVC değerlerinin kullanılabilirliği performans geri bildirimi açısından incelenmiştir. Bu amaçla, ilk olarak kullanıcılardan ikinci bir DBC (8 tekrar 1 set) antrenmanı gerçekleştirmeleri istenerek elde edilen M - RMS değerleri kaydedilmiştir. Buna ek olarak, antrenman ortamında tüm kullanıcılardan 5 kg dambıl ve maksimum ağırlık (Erkekler 17.5 kg, 20 kg ve 25 kg dambıl, kadınlar 12.5 kg ve 15 kg dambıl) kaldırmalarını istenerek % MCV ölçümü yapılmıştır.

7.3. Tasarlanan Hibrit Sporcu Destek Sisteminin Katılımcıları ve Kurulumu

Çalışmamıza 5 erkek ve 5 kadın (10 müsabık olmayan sporcu) gönüllü olarak katılmıştır. Tüm katılımcılara çalışmamızın içeriği hakkında bilgi verilmiştir. Çalışmamız sertifikalı bir vücut geliştirme antrenörü gözetiminde Antalya Spor

Merkezinde gerçekleştirilmiştir. Katılımcılara ait antropometrik veriler (yaş, cinsiyet, kilo ve boy) Çizelge 7.3'de gösterilmiştir.

Çizelge 7.3. Katılımcıların Cinsiyeti, Yaşı, Boyu ve Ağırlığı Hakkında Bilgiler

Katılımcı No	Yaş	Cinsiyet	Boy (cm)	Kilo (kg)
1	21	Erkek	163	80
2	25	Erkek	178	82.3
3	29	Erkek	180	87
4	33	Erkek	177	85
5	37	Erkek	193	104.6
6	27	Kadın	180	70
7	22	Kadın	160	62
8	24	Kadın	172	60
9	19	Kadın	167	58
10	21	Kadın	165	58

Önerdiğimiz sistemin testleri 3 kısımdan oluşmaktadır. İlk kısımda antrenörden % 40-90'lık maksimum yük kullanarak yapılan 10 tekrar 3 set Dumbell Shoulder Press (DSP) ve Lateral Raise (LR) antrenmanları yapması istenmiştir. Buradan elde edilen veriler DTW ve US ile işlenerek sistemin kararlarının yeterliliği ve doğruluğu bakımından antrenörün kararlarıyla karşılaştırılmıştır.

İkinci kısımda,10 gönüllü katılımcıyla LR ve DSP antrenmanları sertifikalı antrenör gözetiminde gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler, US ve antrenör kararlarıyla karşılaştırılarak, sistemin antrenmanlarda kullanılabilirliliği incelenmiştir.

Üçüncü kısımda, SEMG devresinden elde edilen verilerin Kinect V2'den elde edilen açı değerleri ile işlenmesiyle, antrenmanlarda gerçekleştirilen dinamik kas kasılmalarının tespit edilebilirliği, M - RMS yöntemi ve MVC normalizasyonu yoluyla ölçeklendirilerek antrenman ve rehabilitasyon süreçlerinde kullanılabilirliği incelenmiştir.

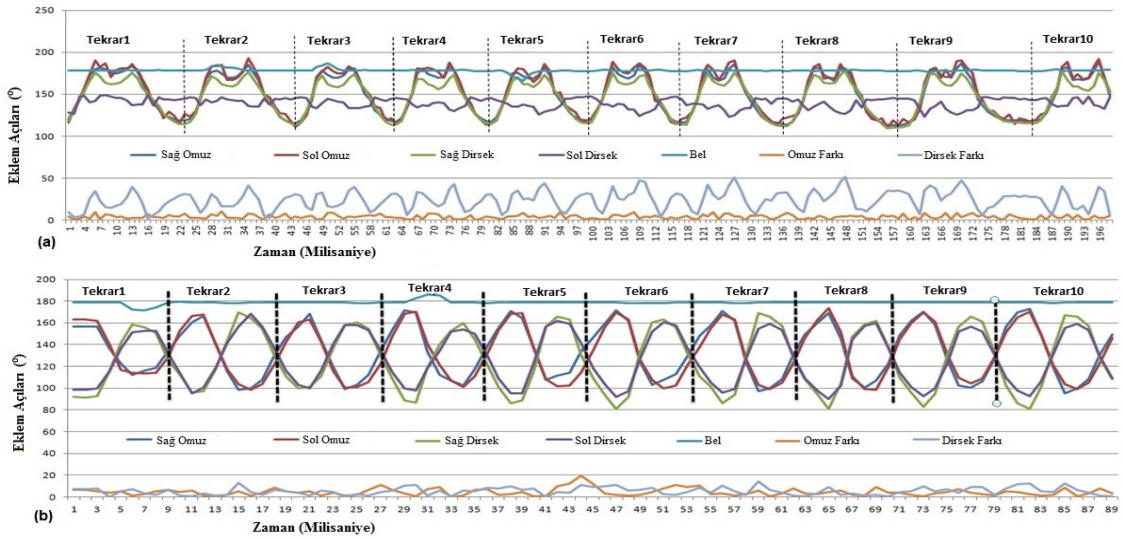
8. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

Bu kısımda, çalışmada tasarlanan hareket doğruluğu temelindeki sporcu destek sistemi, hareket yeterliliği temelindeki sporcu destek sistemi ve hibrit sporcu destek sisteminden elde edilen doğruluk ve yeterlilik verileri incelenerek, bu sistemlerin gönüllü katılımcıların kullanarak gerçekleştirdikleri antrenmanlardan edilen veriler ve bu verilerin analizleri de sunulmuştur.

8.1. Hareket Doğruluğu Sistemi Sonuçları

8.1.1. Antrenmanlardan Elde Edilen Kinect V2 Verileri

Sistem kullanılarak elde edilen verilerin örneği 3 ve 6 numaralı katılımcıların sonuçları üzerinden, her bir tekrar işaretlenerek gösterilmiştir. Şekil 8.1.(a), 12,5 kg dumbbell kullanılarak yapılan LR antrenmanında 3 numaralı katılımcının sağ ve sol omuz açılarını, bu açılardaki farklılıkları ve omurga açısını göstermektedir.



Şekil 8.1. Örnek LR ve DSP Antrenmanı Sonuçları: (a) LR için Açı Değişimleri, (b) DSP için Açı Değişimleri

Şekil incelendiğinde. Tekrar2, Tekrar3 ve Tekrar5'de hareket esnasında bel açısında bozulmalar görülmektedir. Bu durumla ilgili olarak öğretim üyemize danıştığımızda, hareket için gerekli desteğin sırttan alındığı, bununda aşırı cervical spine bükülmesine yol açarak ileriki aşamalarda boyun ve omurga rahatsızlıklarına

sebep olabileceği görülmüştür (Durall ve ark., 2001). Ayrıca tüm tekrarlarda omuz açıları kabul edilebilir aralıkta iken (Bkz. Kısım 3.4), dirsek açılarında oluşan fark sol dirseğin yeteri kadar açılmadığı, bunun da kullanılan ağırlığın yüksek olması sebebiyle hareketin biçiminin bozularak eklemlerin zarar görmesine ve yaralanmalara sebep olabileceği görülmektedir (Davies ve ark., 2016). Şekil 8.1.(b), 25 kg dumbbell kullanılarak gerçekleştirilen DSP antrenmanı sırasında elde edilen 6 numaralı katılımcının verilerini göstermektedir.

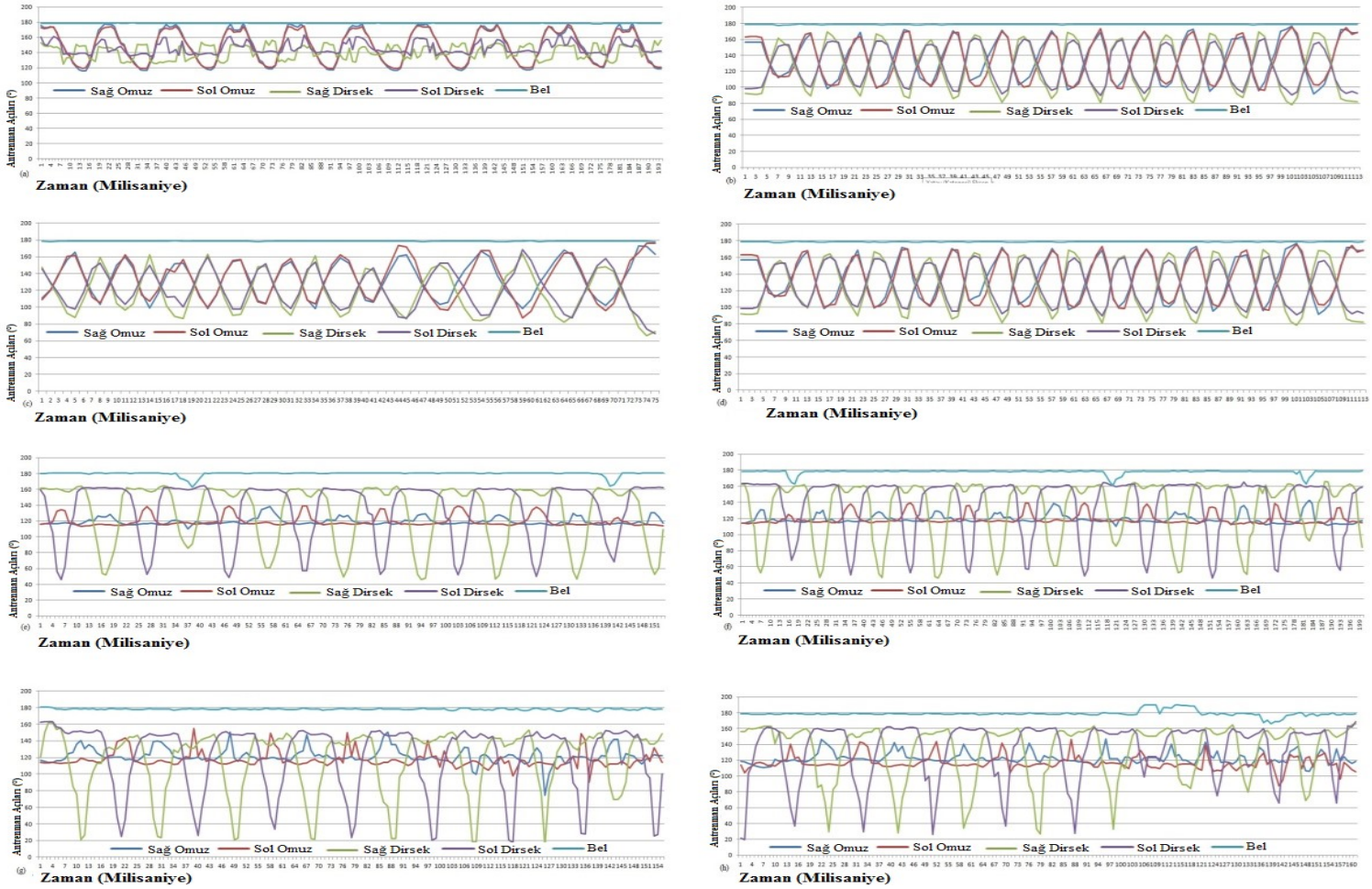
Şekil incelendiğinde, Tekrar1 ve Tekrar4'de ağırlığın yukarı kaldırılması sürecinde, gerekli desteğin sırttan alınarak bel açısının bozulduğu ve hareketin yanlış yapıldığı görülmektedir (McCurdy ve Vela, 2015).

Tekrar2, Tekrar3 ve Tekrar8'de hareket açılarının kabul edilebilir sınırlarda olduğu (Bkz kısım 3.4) ve hareketin doğru yapıldığı görülmektedir. Bu durumda sistem, kullanıcıya "Doğru Hareket" mesajı vermektedir.

Tekrar1, Tekrar4, Tekrar5, Tekrar6, Tekrar7, Tekrar8, Tekrar9 ve Tekrar10'da ağırlığın aşağı indirilme sürecinde sağ dirsek açısının sol'dan daha az olduğu görülmüştür.

Öğretim üyemize danıştığımızda, bu durumun da yapılan hareket dengesinin bozularak Rotator cuff kas grubunda strese sebep olduğu ve yaralanmalara yol açabileceği görülmektedir (Koyama ve ark., 2015; McKean ve Burkett, 2015).

Aynı durum ağırlığın yukarı kaldırılması sürecinde; Tekrar7, Tekrar 9 ve Tekrar10'da dirsek açılarının oluşturduğu farkta da görülmüştür. Sistemden elde edilmiş diğer kullanıcılara ait olan verilerden bazıları Şekil 8.2' de sunulmuştur.



Şekil 8.2. LR ve DSP Antrenmanlarından Elde Edilen Diğer Katılımcıların Verileri (a) LR için Bir Numaralı Katılımcı Sonuçları, (b) DSP için İki Numaralı Katılımcı Sonuçları, (c) DSP için Dördüncü Katılımcı Sonuçları, (d) Katılımcı Numarası Sonuçları LR için beş, (e) LR için Yedi Numaralı Katılımcı Sonuçları, (f) LR için Sekiz Numaralı Katılımcı Sonuçları, (g) LR için Dokuz Numaralı Katılımcı Sonuçları, (h) LR için On Numaralı Katılımcı Sonuçları

8.1.2. Sistemin Kararlarının Antrenör Kararlarıyla Karşılaştırılması

Çalışmamızın bu kısmında, katılımcılardan 1 set 10 tekrar (%50-90 Load) LR ve DSP antrenmanları yapmaları istenmiştir. Bu esnada, her iki antrenmandan elde edilen toplam 200 hareketin verisi US ile işlenerek, elde edilen kararlar antrenörün kararlarıyla karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada elde edilen tüm sonuçlar, hem US hem de antrenör bazında, katılımcı ve tekrar numaraları ile birlikte Çizelge 8.1'de sunulmuştur.

Çizelge 8.1. Antrenörün Kararlarının Sistem Kararları ile Karşılaştırılması

			Tekrar Numarası									
	Kat. No	Karar Türü	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
DSP	1	Antrenör	√	√	X	X	√	X	√	√	√	√
		US	√	√	X	X	√	X	√	√	√	√
	2	Antrenör	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√
		US	√	√	√	√	√	X	X	X	√	√
	3	Antrenör	√	√	√	√	X	√	X	√	√	X
		US	√	√	√	X	X	√	X	X	√	X
	4	Antrenör	X	√	√	√	√	√	√	X	√	X
		US	X	X	√	√	X	√	√	X	√	X
	5	Antrenör	√	√	√	√	√	√	X	X	√	X
		US	√	√	√	√	√	√	X	X	X	X
	6	Antrenör	X	√	√	X	√	X	√	√	√	√
		US	X	√	√	X	√	X	√	X	X	√
	7	Antrenör	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√
		US	√	√	X	√	√	X	√	√	√	X
	8	Antrenör	X	X	√	√	X	√	√	√	X	X
		US	X	X	√	√	X	X	√	√	X	X
	9	Antrenör	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√
		US	X	X	√	√	√	√	X	√	√	√
	10	Antrenör	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X
		US	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X
LR	1	Antrenör	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√
		US	√	√	X	√	√	√	X	X	√	√
	2	Antrenör	√	√	√	√	X	X	√	√	√	√
		US	√	√	√	√	X	X	√	√	√	√
	3	Antrenör	√	√	√	√	X	X	X	√	√	√
		US	X	X	√	X	X	X	√	√	√	X
	4	Antrenör	√	√	X	X	√	√	√	X	X	X
		US	√	√	X	X	√	√	X	X	X	X
	5	Antrenör	X	X	√	√	√	√	√	X	X	√
		US	√	√	√	√	√	√	√	√	X	X
	6	Antrenör	√	√	X	√	√	X	X	√	√	√
		US	√	√	X	√	√	X	X	√	X	√
	7	Antrenör	X	X	√	√	√	√	X	√	√	√
		US	X	X	X	√	√	√	X	√	√	√
	8	Antrenör	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X
		US	√	√	X	X	√	√	√	√	√	X
	9	Antrenör	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√
		US	√	√	√	X	X	√	X	√	√	√
	10	Antrenör	√	X	√	√	√	√	X	√	√	X
		US	√	X	X	√	√	X	X	√	√	X

X: Yanlış Hareket, √: Doğru Hareket

Çizelge 8.1 incelenirse, tasarladığımız US'in aldığı kararların antrenörün kararlarıyla, DSP antrenmanında %89, LR antrenmanında %82 ve toplamda %85,5 oranında benzerlik gösterdiği görülmektedir. Bu da sistemin spor alanında (Ojeda-Castelo ve ark., 2018) ve rehabilitasyon alanında (Rybarczyk ve ark., 2018), ev - spor salonu ortamında kullanıma uygun olduğunu işaret etmektedir.

8.1.3. Sistemin Fiziksel ve Bilişsel Gelişim Üzerindeki Etkisi

Sistemin fiziksel ve bilişsel gelişim üzerindeki etkisini incelemek için katılımcılardan dört hafta boyunca sistemi kullanarak LR ve DSP antrenmanlarını (4 Set, 8-12 Tekrar ve %70-90 Yük) gerçekleştirmeleri istenmiştir.

Gerçekleştirilen bu antrenmanlar sırasında katılımcıların Glenohumeral eklemleri (sağ ve sol omuz) ve omurga yer değişim değerleri kaydedilmiştir. Kaydedilen veriler Şekil 8.3'de antrenman türüne, katılımcı sayısına ve eklem türüne göre eklemlerdeki konum değişikliği miktarı (cm) olarak gösterilmiştir.

LR ve DSP antrenmanlarından etkilenen Glenohumeral eklemlerin ve omurganın ortalama haftalık yer değiştirmesini gösteren Şekil 8.3 incelendiğinde, kullanıcıların hareketlerini momentum kullanmadan sadece ilgili kasları kullanarak yapmaya başladığı ve yaralanma riskini en aza indirdiği gözlenmiştir (Ericsson, 2017).

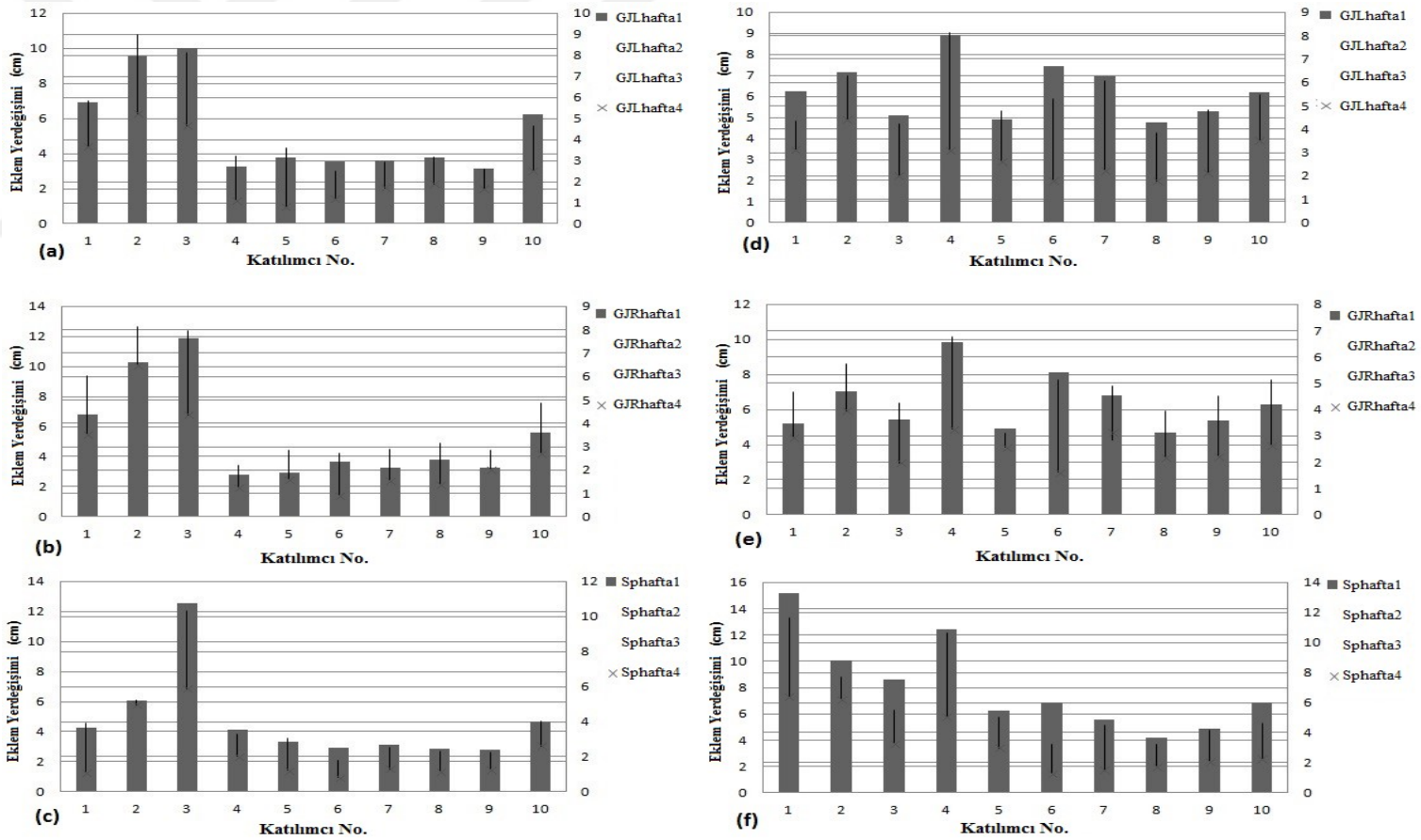
Ayrıca, bu verilerde DSP antrenmanında ortalama % 54.84 ± 12.72, LR antrenmanında ortalama %58.08 ± 11.32 iyileşme gözlenmektedir.

Bu, her katılımcının sistemin kullanım sürecinin sonunda antrenmanlarını daha kararlı gerçekleştirdiğinin göstergesidir (Yadav ve ark., 2019). Antrenmanlardaki bu iyileşme oranlarının ayrıntılı bir analizi Çizelge 8.2'de gösterilmektedir.

Çizelge 8.2. Sistemin Kullanım Sürecinin Sonunda Gerçekleşen İyileştirme Oranları

		Katılımcı No.									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
DSP	%GJL	47.25	45.29	53.49	66.15	78.84	66.20	53.04	49.47	46.96	59.10
	%GJR	48.24	36.78	63.22	54.80	45.58	75.54	51.84	64.14	37.61	51.87
	%S	74.12	18.59	53.34	51.34	63.75	72.60	58.20	59.65	54.15	43.99
LR	%GJL	50.08	38.15	60.47	65.21	46.12	75.81	67.91	62.32	59.36	43.06
	%GJR	43.19	43.59	63.65	67.01	47.76	80.30	54.25	53.42	58.32	58.10
	%S	57.95	38.51	61.63	59.02	52.08	81.10	71.58	57.96	57.41	66.96

%GJL: Glenohumeral sol eklemde % iyileşme; %GJR: Glenohumeral sağ eklem % iyileşme; %S: omurga % iyileşme



Şekil 8.3 Dört Haftalık Antrenman Süresinde Katılımcıların Eklemlerindeki Yerdeğişim (DSP: Dumbbell Shoulder Press, LR: Lateral Raise, GJLhafta1: Glenohumeral Sol Eklem Hafta 1, GJRhafta1: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 1, Sphafta1: Omurga Hafta 1, GJRhafta2: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 2, Sphafta2: Omurga Hafta 2, GJLhafta2: Glenohumeral Sol Eklem Hafta 2, GJRhafta3: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 3, Sphafta3: Omurga Hafta 3, GJLhafta3: Glenohumeral Sol Eklem Hafta 3, GJRhafta4: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 4, Sphafta4: Omurga Hafta 4, GJLhafta4: Glenohumeral Sol Eklem Hafta 4). (a) DSP için sol glenohumeral eklem yer değiştirmesi; (b) DSP için sağ glenohumeral eklem yer değiştirmesi; (c) DSP için omurga yer değiştirmesi; (d) LR için sol glenohumeral eklem yer değiştirmesi; (e) LR için sağ glenohumeral eklem yer değiştirmesi; (f) LR için omurga yer değiştirmesi.

Şekil 8.3'de gösterilen veriler, anlamlılık ölçütü p <0.05'e göre SPSS kullanılarak eşleştirilmiş t-testi aracılığıyla analiz edilip, sonuçlar Çizelge 8.3'de sunulmuştur.

Çizelge 8.3. Dört Haftalık Antrenman Sürecinin Eşleştirilmiş T-Test Sonuçları

Çift No.	Çift Grupları	Eşleştirilmiş Farklar					t	df	Sig, (2-tailed)	Etki Boyutu (d)
		Ort.	Std. Sapma	Std, Hata, Ort.	Farkın % 95 Güven Aralığı					
					En Düşük	En Yüksek				
1	DSP_GJL1 DSP_GJL2	0,82100	0,58936	0,18637	0,39940	1,24260	4,405	9	0,002	0,328
2	DSP_GJL1 DSP_GJL3	1,99400	1,04455	0,33032	1,24677	2,74123	6,037	9	0,000	0,884
3	DSP_GJL1 DSP_GJL4	2,93600	1,23701	0,39118	2,05110	3,82090	7,506	9	0,000	1,351
4	DSP_GJR1 DSP_GJR2	1,06900	1,14143	0,36095	0,25247	1,88553	2,962	9	0,016	0,383
5	DSP_GJR1 DSP_GJR3	2,17300	1,69575	0,53624	0,95994	3,38606	4,052	9	0,003	0,814
6	DSP_GJR1 DSP_GJR4	2,85100	1,85241	0,58578	1,52586	4,17614	4,867	9	0,001	1,093
7	DSP_S1 DSP_S2	0,78800	0,57569	0,18205	0,37618	1,19982	4,329	9	0,002	0,288
8	DSP_S1 DSP_S3	1,68400	1,59516	0,50443	0,54289	2,82511	3,338	9	0,009	0,698
9	DSP_S1 DSP_S4	2,43900	1,59002	0,50281	1,30157	3,57643	4,851	9	0,001	0,998
10	LR_GJL1 LR_GJL2	0,96600	0,61281	0,19379	0,52762	1,40438	4,985	9	0,001	0,744
11	LR_GJL1 LR_GJL3	2,48900	0,93475	0,29560	1,82032	3,15768	8,420	9	0,000	2,114
12	LR_GJL1 LR_GJL4	3,61400	1,28388	0,40600	2,69556	4,53244	8,901	9	0,000	3,225
13	LR_GJR1 LR_GJR2	1,55200	0,88919	0,28119	0,91591	2,18809	5,519	9	0,000	1,150
14	LR_GJR1 LR_GJR3	2,98800	1,18392	0,37439	2,14108	3,83492	7,981	9	0,000	2,364
15	LR_GJR1 LR_GJR4	3,71900	1,57827	0,49909	2,58998	4,84802	7,452	9	0,000	2,972
16	LR_S1 LR_S2	2,06300	1,10056	0,34803	1,27571	2,85029	5,928	9	0,000	0,630
17	LR_S1 LR_S3	1,40200	0,74800	0,23654	0,86691	1,93709	5,927	9	0,000	0,442
18	LR_S1 LR_S4	4,80100	2,03101	0,64226	3,34810	6,25390	7,475	9	0,000	1,686

(CRITERIA=CI(.9500)) (DSP: Dumbbell Shoulder Press, LR: Lateral Raise, GJLhafta1: Glenohumeral Sol Eklem Hafta 1, GJRhafta1: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 1, Sphafta1: Omurga Hafta 1, GJRhafta2: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 2, Sphafta2: Omurga Hafta 2, GJLhafta2: Glenohumeral Sol Eklem Hafta 2, GJRhafta3: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 3, Sphafta3: Omurga Hafta 3, GJLhafta3: Glenohumeral Sol Eklem Hafta 3, GJRhafta4: Glenohumeral Sağ Eklem Hafta 4, Sphafta4: Omurga Hafta 4, GJLhafta4: Glenohumeral Sol Eklem Hafta 4).

Bu çizelgede, katılımcıların yaptıkları antrenmanlara göre haftalık çiftler halinde (1-2, 1-3, 1-4) eklem yer değiştirmelerinin eşleştirilmiş t-test analizi sonuçları mevcuttur. Ayrıca, elde edilen etki boyutu değerleri çizelgenin son sütununa

eklenmiştir. Analiz sonuçları, ilk haftadan itibaren sistemin kullanımıyla DSP (Çift 1-Çift 9) ve LR (Çift 10- Çift 18) antrenmanlarında fiziksel yetenek ($p < 0.005$) gelişiminde önemli bir değişiklik olduğunu ve bu değişikliğin süreç boyunca devam ettiğini işaret etmektedir. Sonuçlar etki büyüklüğü açısından incelendiğinde DSP antrenmanının birinci ve ikinci haftalarının karşılaştırılmasında çift 1, çift 4 ve çift 7 verilerinde küçük ve orta etkiler gözlenirken, ikinci haftadan itibaren diğer çiftlerde büyük ve güçlü etkiler olduğuna işaret etmektedir. LR antrenmanında ise, çift 10, çift 16 ve çift 17'de sadece orta ve büyük etkiler gözlenirken, geri kalan çiftlerin güçlü etkileri olduğu görülmüştür.

Bu sonuçlar da p değerine göre fiziksel yeteneklerde önemli bir değişiklik olduğu sonucunu desteklemektedir. Antrenman sürecinde bilişsel gelişimi incelemek için 1. ve 4. haftaların sol glenohumeral eklemi, sağ glenohumeral eklemi ve omurga verilerine bağımsız t testi uygulanmıştır. Bu testten elde edilen sonuçlar Çizelge 8.4'de sunulmuştur.

Çizelge 8.4. Dört Haftalık Antrenman Sürecinin Bağımsız T-Test Sonuçları

Bağımsız T-Testi										
		Levene'nin Varyans Eşitliği Testi		Ortalamalar Eşitlik için T-testi						
									Farkın % 95 Güven Aralığı	
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Ort. Fark	Std. Hata Farkı	En Düşük	En Yüksek
DSP-GJL Hafta 1-4	Eq. var. assum.	4,531	0,047	3,022	18	0,007	2,93600	0,97154	0,89488	4,97712
	Eq. var. not as.			3,022	14,514	0,009	2,93600	0,97154	0,85916	5,01284
DSP-GJR Hafta 1-4	Eq. var. assum.	3,458	0,079	2,444	18	0,025	2,85100	1,16635	0,40058	5,30142
	Eq. var. not as.			2,444	13,827	0,029	2,85100	1,16635	0,34649	5,35551
DSP-S Hafta 1-4	Eq. var. assum.	0,439	0,516	2,232	18	0,039	2,43900	1,09288	0,14295	4,73505
	Eq. var. not as.			2,232	14,679	0,042	2,43900	1,09288	0,10513	4,77287
LR-GJL Hafta 1-4	Eq. var. assum.	1,741	0,204	7,211	18	0,000	3,61400	0,50118	2,56106	4,66694
	Eq. var. not as.			7,211	15,317	0,000	3,61400	0,50118	2,54768	4,68032
LR-GJR Hafta 1-4	Eq. var. assum.	5,064	0,037	6,645	18	0,000	3,71900	0,55968	2,54316	4,89484
	Eq. var. not as.			6,645	12,178	0,000	3,71900	0,55968	2,50154	4,93646
LR-S Hafta 1-4	Eq. var. assum.	3,168	0,092	3,771	18	0,001	4,80100	1,27326	2,12598	7,47602
	Eq. var. not as.			3,771	13,899	0,002	4,80100	1,27326	2,06826	7,53374

Eq. var. assum.: Varsayılan eşit varyanslar, Eq. var. not as.: Eşit farklar varsayılmadı, (CRITERIA=CI(.9500)) (DSP: Dumbbell Shoulder Press, LR: Lateral Raise, S: Omurga, GJL: Glenohumeral Sol Eklem, GJR: Glenohumeral Sağ Eklem, Hafta 1-4: Hafta 1 ve Hafta 4'ün Eklem Verileri).

Çizelge 8.4 öncelikle Sig. değeri'ne (Levene Testi) göre incelenmiştir. Bu değer 0.05'in altındaysa, varyansların homojen olmadığı anlaşılır. Bu durumda, varsayılamayan eşit varyanslar kullanılır. Ancak, Sig. değeri 0.05'ten büyükse, varyansların homojen olduğuna karar verilir. Bu durumlarda kullanılan p değerleri (Sig. (2-kuyruklu)) çizelgede altı çizili olarak gösterilmiştir.

Bu değerler DSP hareketi açısından incelendiğinde, glenohumeral sol eklem, omurga ve glenohumeral sağ eklemin p değerleri antrenman sürecinden önce ve sonra bilişsel yeteneklerde önemli bir değişiklik olduğunu göstermektedir ($p < 0.05$). Aynı durum, işlem öncesi ve sonrasında bilişsel yeteneklerde önemli bir değişiklik olduğunu gösteren LR hareketinin p değerlerinde de gözlenmiştir. Ayrıca, bu sonuçlar Çizelge 8.3'deki 3, 6, 9, 12, 15 ve 18'inci veri çiftlerinde de gösterilen etki büyüklüğü değerleriyle de desteklenmektedir (Slob, 2017; Yom ve ark., 2019). Çizelge 8.2 ve 8.3'deki bu durumlar, hareketleri daha istikrarlı yapmanın yanı sıra, sistemin kullanımının antrenmanı daha doğru ve etkili hale getirmiştir. Bu da, hareketlerle ilgili fiziksel ve bilişsel yeteneklerde bir artış olduğunun göstergesidir (Lee ve ark., 2016; Bačić ve Hume, 2018; Choi ve ark., 2019).

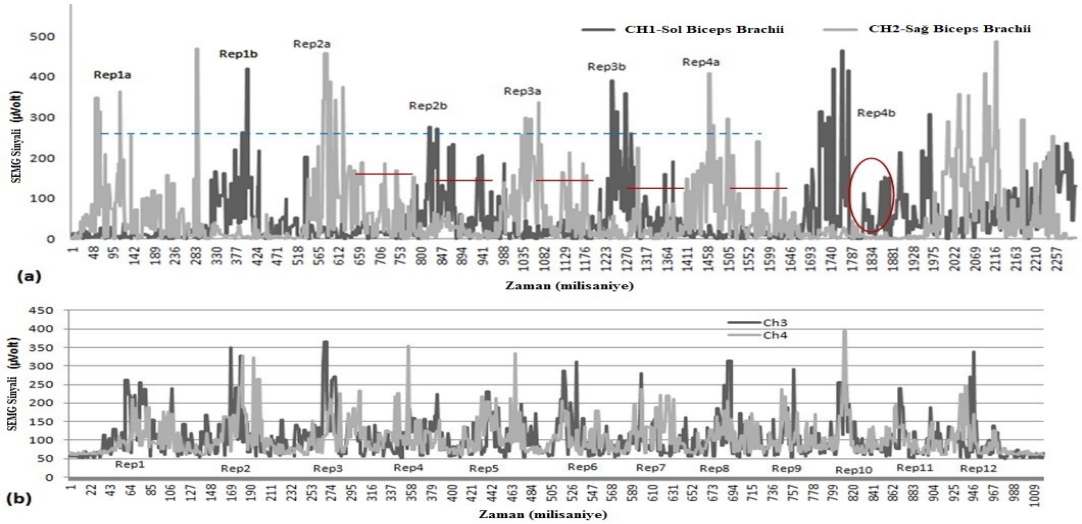
8.2. Hareket Yeterliliği Sistemi Sonuçları

8.2.1. Hareket Yeterliliği Sisteminden Elde Edilen Veriler

İkinci katılımcı tarafından gerçekleştirilen DBC antrenmanının ilk 4 tekrarının analog filtrelenmiş verileri, hareketin her tekrar için (a) ve (b) olarak işaretlenerek Şekil 8.4 (a) 'da gösterilmiştir. Sol BB (LBB-Sol Biceps Brachii) verileri CH1'den (SEMG devresinin ilk kanalı) ve sağ BB (RBB-Sağ Biceps Brachii) verileri CH2'den (SEMG devresinin ikinci kanalı) elde edilmektedir. Elde edilen verilerden Tekrar2b, Tekrar3a, Tekrar3b ve Tekrar 4a'da (100-200µV arasında) bir miktar azalma ve Tekrar 4b'de ağırlığı aşağı indirme (kasın gevşeme süresi) sırasında bir veri değişikliği gözlenmiştir.

Elde edilen bu verileri incelemek için Beden Eğitimi ve Spor Öğretmenliği bölümü öğretim üyesi (Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi) ile görüştüğümüzde, düşüşün hareketin bozulmasından kaynaklandığını belirtmiştir. Danışılan öğretim üyesinin görüşlerine göre bu değişikliğin, ağırlığın daha yavaş aşağı indirilmesi sonucunda kas aktivasyon süresinin uzamasından kaynaklandığı görülmüştür (Denier van der Gon ve ark., 1985; Roman-Liu ve Bartuzi, 2018). Dördüncü katılımcı tarafından

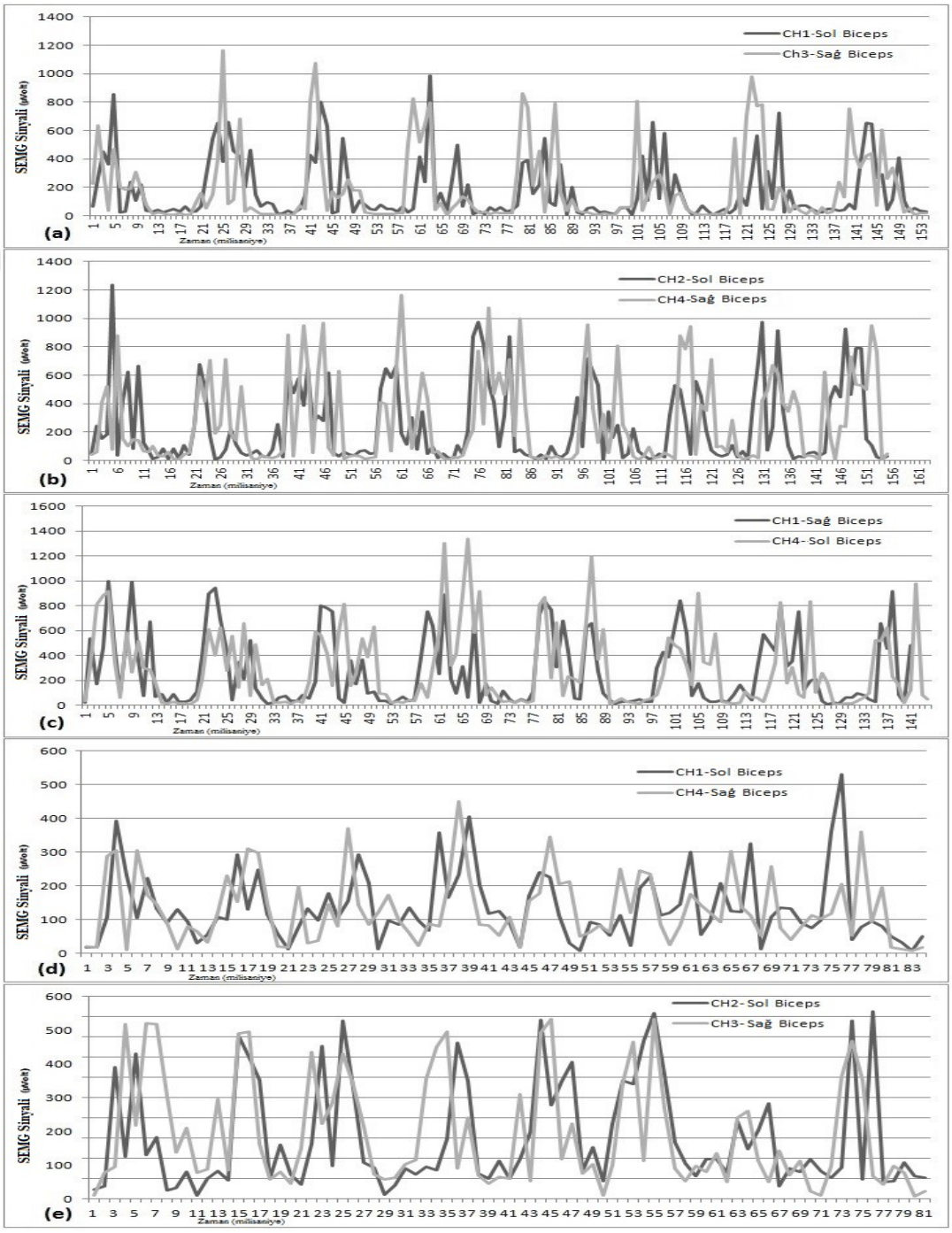
gerçekleştirilen diğer bir antrenman verisi Şekil 8.4 (b) 'de gösterilmiştir. Bu antrenmanda LBB verileri CH3'ten (SEMG devresinin üçüncü kanalı) ve RBB verileri CH4'ten (SEMG devresinin dördüncü kanalı) elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlar öğretim üyesinin işaret ettiği ve (Denier van der Gon ve ark., 1985; Newton ve ark., 1996)'da belirtilen kasılma ve gevşeme durumlarına göre incelendiğinde, BB kaslarının Tekrar1, Tekrar5, Tekrar7 ve Tekrar9'da normal olarak kasıldığı ve gevşediği, Tekrar2'de ise BB kaslarının hızlı bir şekilde kasıldığı ve normal biçimde gevşediği gözlenmektedir.



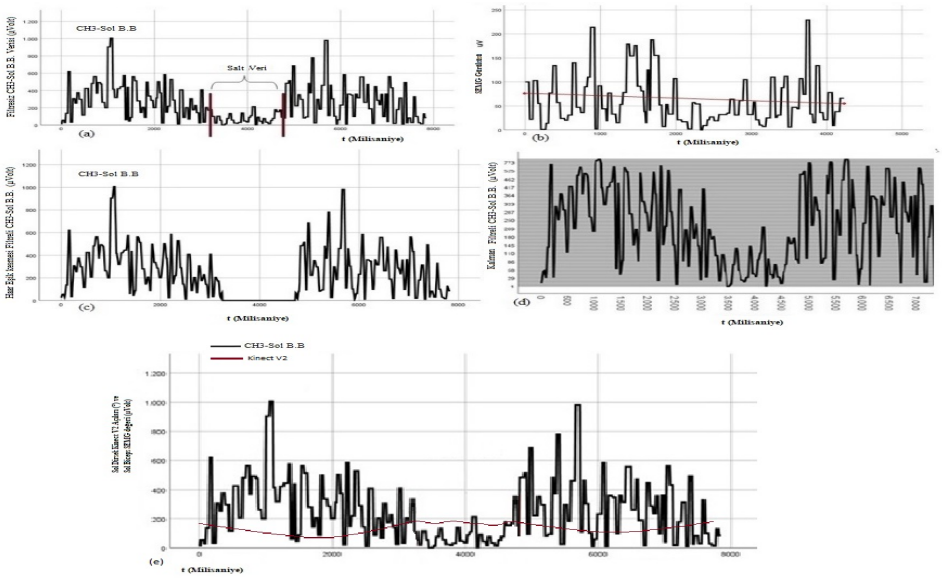
Şekil 8.4. Antrenman Sırasında SEMG Devresinden Elde Edilen Veriler: (a) İki Numaralı Katılımcı Örnek Sonuçları, (b) Altı Numaralı Katılımcı Örnek Sonuçları

Tekrar3'de sol BB' nin sağdan daha çok kasılarak ikisininde normal gevşediği, Tekrar4'de gerekli desteğin başka bölgelerden alınarak hareketin bozulduğu, Tekrar6 ve Tekrar8'de sol BB kasının daha çok, sağ BB kasının normal kasılıp her ikisininde normal gevşediği görülmektedir. Tekrar10'da sol BB normal sağ BB daha çok kasılarak her ikisinin de normal gevşediği, Tekrar11 ve Tekrar12'de yorgunluğa bağlı olarak harekette bozulma oluştuğu görülmektedir. Ayrıca, bu antrenmanlardan elde edilen diğer katılımcıların verileri Şekil 8.5'te sunulmaktadır. Şekil 8.6'da 4 numaralı katılımcının 17,5 kg ile yaptığı DBC antrenmanından sol BB kasına ait Kinect V2, EKHW ve Kalman filtreleri ile işlenmiş 1 tekrarının verisi gösterilmiştir. Şekil 8.6.(a)'da SEMG sinyalinin analog filtrelenmiş halini, Şekil 8.6.(b)'de eşik kesmesi ön ölçümünü göstermektedir. Burada ölçülen ortalama ve standart sapma 61.11±51.61 µV, eğim ise 0.005^{o} olarak bulunmuştur. Kalman filtresi ile işlenmiş veriler Şekil 8.6.(d)'de,

Kinect V2 verileri ile filtrelenmiş veriler ise Şekil 8.6.(e)'de, gösterilmiştir. Filtreleme sonuçları, Kinect V2 verilerine göre gerçekleştirilen filtreleme işleminin hem kasılmalar arasındaki istenmeyen sinyalleri hem de değişik hareket açılarında kasılma dedeksiyonu verilerinin elde edilmesinde daha iyi sonuç verdiğini göstermektedir. Bu işlemin sonucunda sistemimizde Kinect V2 filtresi kullanımına karar verilmiştir.



Şekil 8.5. Antrenmanlardan Elde Edilen Diğer Katılımcıların Verileri (a) Bir Numaralı Katılımcı Sonuçları, (b) Üç Numaralı Katılımcı Sonuçları, (c) Beş Numaralı Katılımcı Sonuçları, (d) Altı Numaralı Katılımcı Sonuçları, (e) Yedi Numaralı Katılımcı Sonuçları



Şekil 8. 6. Filtreleme Sonuçlarının Karşılaştırılması. (a) Filtresiz SEMG verisi, (b) Eşik Filtresi ön ölçümü, (c) Eşik Filtreli SEMG Sinyali, (d) Kalman Filtreli SEMG sinyali, (e) Kinect V2 Verileri ve SEMG Sinyali

8.2.2. Önerilen Sistemin Mevcut Biyomedikal Sistem ile Karşılaştırılması

Sistemimizden elde edilen verilerin doğruluğu Karaman Devlet Hastanesinde bulunan SEMG cihazı ile iki bay ve iki bayan katılımcının verileri üzerinden Şekil 8.7'de gösterildiği üzere karşılaştırılmıştır.



Şekil 8.7. Yeterlilik Sistemin Kullanımına Ait Fotograflar (a) Hastane ortamında yapılan ölçüm ve Mevcut Biyomedikal Sisteme ait bir fotoğraf, (b) Spor salonunda antrenman öncesi alınan bir fotoğraf

Bu işlem Çizelge 8.5'de gösterildiği gibi gönüllülerin boşta, 5kg dumbbell ve kaldırabildikleri maksimum ağırlığı izometrik olarak, önce spor salonunda sonra hastane sisteminde 90 sn arayla üç kere kaldırmasıyla elde edilen toplam 108 ölçümün verileri üzerinden yapılmıştır. Bu prosedürde, önce hastane sisteminden verilen veriler

kaydedilmiş, daha sonra sistemden elde edilen veriler üzerinden M - RMS hesaplanmıştır.

Çizelge 8.5. Spor Salonu ve Hastanede Ölçülen M-RMS Sonuçları

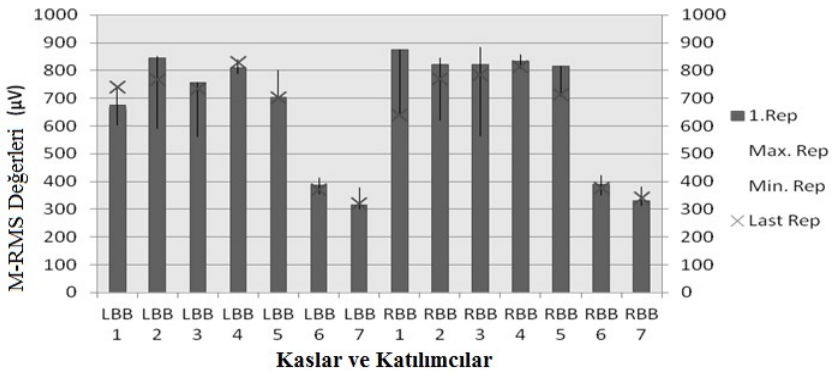
			Katılımcılar/Ağırlık (No/Kg)											
Ö.N.	K.İ.	Tip	1/Boş	2/Boş	3/Boş	4/Boş	1/5	2/5	3/5	4/5	1/25	2/25	3/15	4/12.5
I	Sol BB	S	70,69	69,72	51,18	43,82	123,69	129,54	97,54	93,64	914,7	935,98	566,98	547,64
		H	67,13	72,31	47,24	45,9	137,42	141,94	108,66	101,05	950,94	1112,53	616,53	604,36
	Sağ BB	S	71,4	69,75	49,66	42,45	119,11	127,41	96,86	93,95	960,71	937,69	565,69	515,43
		H	69,64	70,51	50,22	43,93	135,57	143,13	107,93	97,14	943,82	1117,15	615,15	545,64
II	Sol BB	S	69,86	68,84	52,03	43,15	121,82	128,9	95,71	93,8	907,35	934,5	563,5	518,06
		H	70,39	69,61	51,76	43,75	138,87	139,69	105,78	101,55	942,14	1116,89	614,89	595,59
	Sağ BB	S	69,84	71,34	49,01	46,68	122,96	126,95	96,5	93,61	950,6	932,61	562,61	526,48
		H	71,82	67,83	50,25	43,27	136,52	142,8	106,73	102,46	1002,4	1110,94	612,94	598,81
III	Sol BB	S	69,45	70,89	50,96	46,22	124,61	128,91	97,88	89,07	907,15	934,34	564,34	511,19
		H	68,57	69,97	50,24	46,71	138,81	139,69	106,74	105,67	1000,8	1115,11	614,11	583,55
	Sağ BB	S	71,64	67,65	52,01	43,55	122,97	129,74	95,38	92,52	948,63	930,36	562,36	539,49
		H	68,56	69,63	49,72	44,79	135,94	145,8	107,5	104,28	1000,9	1110,61	612,61	543,35

Ö: Ölçüm Numarası, BB: Biceps Brachii, S: Sistem, H: Hastane, K.İ.: Kas İsmi

Bu ölçüm sonucunda tasarlanan sistemde sol BB için %90.95±3.35 ve sağ BB için %90.75±3.75 oranında doğruluk elde edilmiştir.

8.2.3. M - RMS ve %MVC Değerleri

Antrenman sırasında, gönüllülerden kullanıcılara sunulan M - RMS değerlerinin geri bildirim olarak kullanılabilirliğini incelemek için ikinci bir antrenman yapmaları istenmiştir. Bu antrenmandan elde edilen sonuçlar, inceleme kolaylığı açısından Şekil 8.8 ve Çizelge 8.6'te sunulmuştur.



Şekil 8.8. Katılımcıların DBC Sonuçları

Çizelge 8.6. Spor salonunda Antrenman Geri Bildirimi Olarak Kullanılan M-RMS Sonuçları

Kaslar ve Katılımcılar	Tekrar1	Tekrar2	Tekrar3	Tekrar4	Tekrar5	Tekrar6	Tekrar7	Tekrar8
Sol BB 1	862	798	738	683	782	556	715	741
Sol BB 2	845	779	852	786	590	812	796	766
Sol BB 3	757	725	721	560	712	699	645	736
Sol BB 4	810	841	840	804	828	832	791	830
Sol BB 5	704	802	651	670	604	354	558	701
Sol BB 6	387	413	395	354	367	403	381	370
Sol BB 7	316	328	372	346	377	302	328	319
Sağ BB 1	876	833	811	790	815	846	704	653
Sağ BB 2	823	817	847	834	649	747	621	770
Sağ BB 3	821	793	766	696	566	884	685	785
Sağ BB 4	832	853	856	821	819	808	809	815
Sağ BB 5	815	763	750	753	718	707	725	714
Sağ BB 6	389	422	418	350	371	402	361	378
Sağ BB 7	331	380	365	351	372	348	314	341

Çizelge incelendiğinde sistemin antrenman esnasında kaslarda oluşan minimum ve maksimum biyopotansiyel değişiklikleri de ölçebildiği görülmektedir (Newton ve ark., 1996; Maeo ve ark., 2014).

Son olarak, kullanıcılardan 5 kg dambıl ve kaldırabilecekleri maksimum ağırlığı kaldırmaları istenmiştir. Böylece, elde edilen M- RMS değerleri aracılığıyla performans geri beslemesinde kullanılmak üzere %MVC ölçülmüş ve elde edilen sonuçlar Çizelge 8.7'da sunulmuştur.

Çizelge 8.7 incelenirse, sistemin antrenman esnasında antrenman verimliliğini %MVC'ye dayalı olarak % 96.87 ± 2.74 başarı oranı ile ölçebildiği görülmektedir.

Tasarlanan antrenman verimliliği sisteminden elde edilen veriler, biyomedikal alanında kullanılan sistemlerden elde edilen veriler ile karşılaştırıldığında, yaklaşık %90 oranında doğruluğa sahip olduğu görülmektedir.

Filtreli veriler karşılaştırıldığında Kinect V2 ile filtreleme metodunun EKHW ve Kalman filtresi metodlarına göre daha iyi sonuç verdiği görülmektedir. Kinect V2 temelli filtreleme metodu hem kas kasılmaları arasındaki istenmeyen sinyalleri tamamen filtre edebilmekte hem de farklı ağırlıklarda bile ön ölçüm yapma gereksinimini ortadan kaldırdığı görülmektedir. Bu da elde edilen verilerin sporcuların eş zamanlı performans izleme ve analizinde kullanılmasına olanak sağlamaktadır.

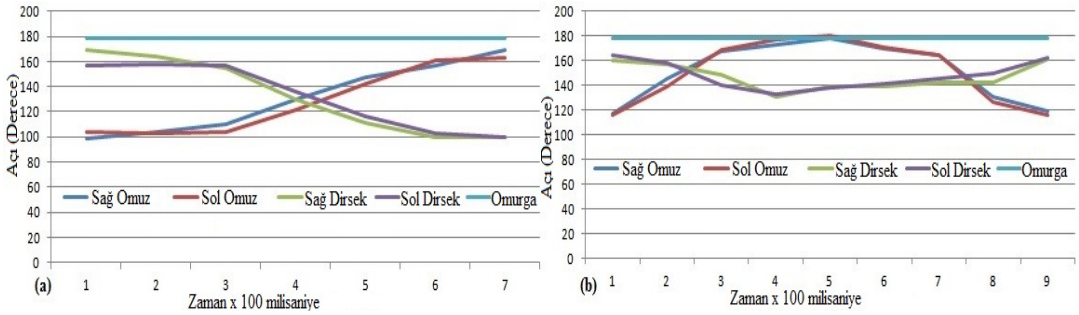
Çizelge 8.7. Spor Salonundaki %MVC Sonuçları

Kas İsmi	Katılımcı. No	Kg	SMVC (µV)	MVC (µV)	%MVC
Sol BB	1	5	138.3	850.26	16.26
		17.5	845.47	850.26	99.43
	2	5	138.30	992.6	13.93
		25	987.15	992.6	99.45
	3	5	152.6	960.13	15,89
		20	898.25	960.13	93,55
	4	5	155.4	963.30	16.13
		20	929.1	963.30	96.44
	5	5	158.9	967.5	16.42
		20	956.76	967.5	98.88
	6	5	89.5	615.7	14.53
		15	614.74	615.7	99.84
	7	5	93.5	545.2	17.14
		12.5	538.9	545.2	98.84
Sağ BB	1	5	136.5	875.9	15.58
		17.5	854.15	875.9	97.51
	2	5	140.22	996.4	14.07
		25	985.92	996.4	98.94
	3	5	154.42	972.4	15,88
		20	893.56	972.4	91,89
	4	5	156.8	968.7	16.18
		20	930.76	968.7	96.08
	5	5	164.45	972.65	16.90
		20	910.5	972.65	93.61
	6	5	97.1	614.4	15.80
		15	609.9	614.4	99.26
	7	5	92.2	515.16	17.89
		12.5	506.3	515.16	98.28

8.3. Hibrit Sisteme Ait Sonuçlar

8.3.1. Hibrit Sistemin ve DTW Metodunun Kararlarının Antrenör Kararlarıyla Karşılaştırılması

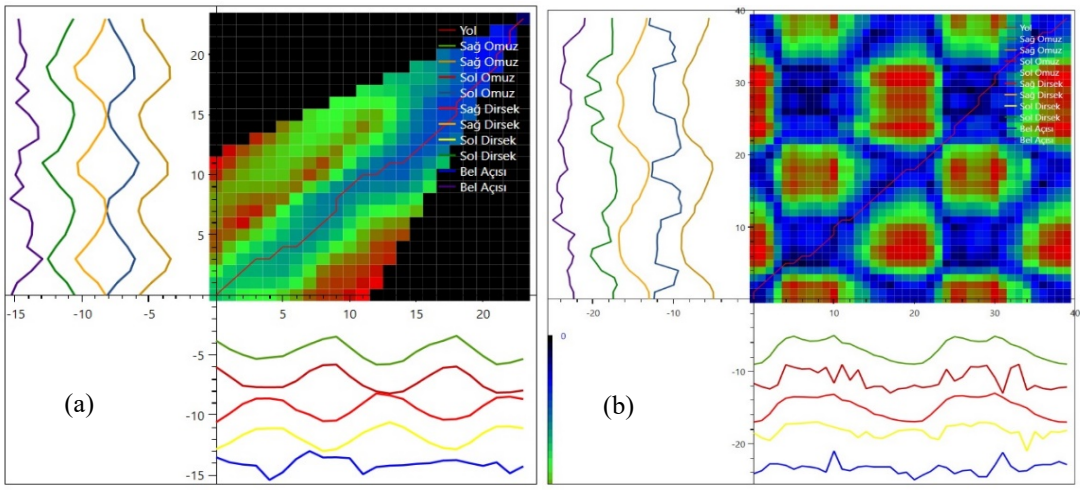
Bu kısımda öncelikle, antrenörden 1 tekrar (%25-30 ağırlıkla) LR ve DSP hareketleri gerçekleştirmesi istenmiştir. Bu hareketlerden elde edilen Kinect V2 verileri Şekil 8.9'da gösterildiği üzere DTW yöntemi için model olarak kullanılmıştır.



Şekil 8.9. Model Antrenman Verileri (a) DSP antrenmanı için (b) LR antrenmanı için

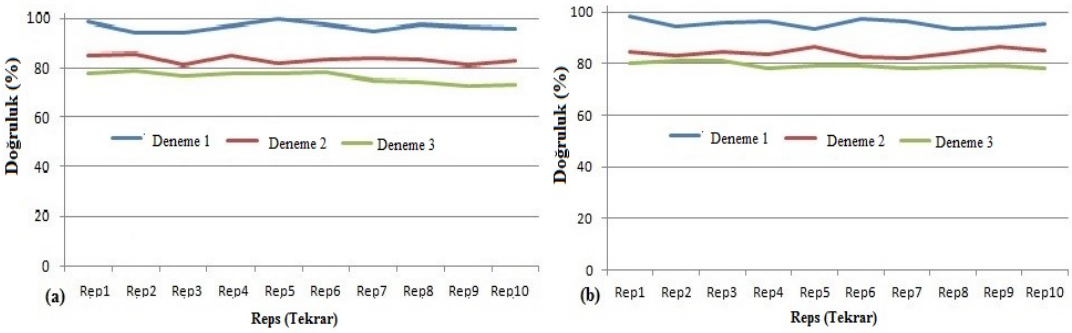
Çalışmamızda, salon ortamında ağırlıklarla yapılan izotonik hareketlerde farklı ağırlıklarda bile hareket farklılıkları oluşabildiğinden, antrenörden LR ve DSP antrenmanı yapması istenmiştir (Adelsberger ve Tröster, 2013; Jeong ve ark., 2016; Ericsson, 2017). 3 set 10 tekrar olarak yapılan bu antrenmanlarda, antrenör ilk setleri %30-40, ikinci setleri % 50-70 ve son setleri %80-100 oranında ağırlık kullanarak (DSP için 35 kg max. ve LR için 17.5 kg. max.) yapmış (Mateo ve ark., 2018; Yu ve Xiong, 2019) ve devamında yaptığı hareket ile ilgili hareket doğruluğunu belirtmiştir.

Buradan elde edilen veriler DTW ve modele göre tasarlanan kural tabanlı US ile işlenerek antrenörün kararlarıyla karşılaştırılmıştır. Karşılaştırılan verilerin bir örneği DSP antrenmanı için Şekil 8.10.(a) ve LR antrenmanı için Şekil 8.10.(b)'de gösterilmiştir.



Şekil 8.10. DTW metodu ile verilerin analizi (a) DSP antrenmanı analizi (b) LR antrenmanı analizi

Öncelikle, DTW metodundan elde edilen veriler Şekil 8.11'da gösterilmiştir.



Şekil 8.11. DTW metodundan elde edilen veriler (a) DSP antrenmanı (b) LR antrenmanı

Şekil 8.11.(a) ve (b)'de görüldüğü üzere antrenmanlarda ağırlık arttırıldıkça hareketteki bozulma oranı artmakta ve doğruluk oranı da düşmektedir. Bu noktada, DTW'nin antrenmanlarda kullanılabilirlik seviyesini belirlemek için LR ve DSP antrenmanlarından elde edilen verilerin Ortalama ve Standart Sapma değerleri hesaplanmıştır. Bu hesaplama sonucu antrenmanlarda kullanılacak doğruluk oranı DSP için %85.3±8.804 ve LR için %86.43±7.02 olarak tespit edilmiştir.

Devamında, DTW'ile işlenen verilerle karşılaştırılması, antrenman türü, deneme numarası, US hareket doğruluğu ve DTW sonuçları ile birlikte Çizelge 8.8'de gösterilmiştir.

Çizelge 8.8. LR ve DSP Hareketleri için Hareket Doğruluğu ve Sistem Uyarıları

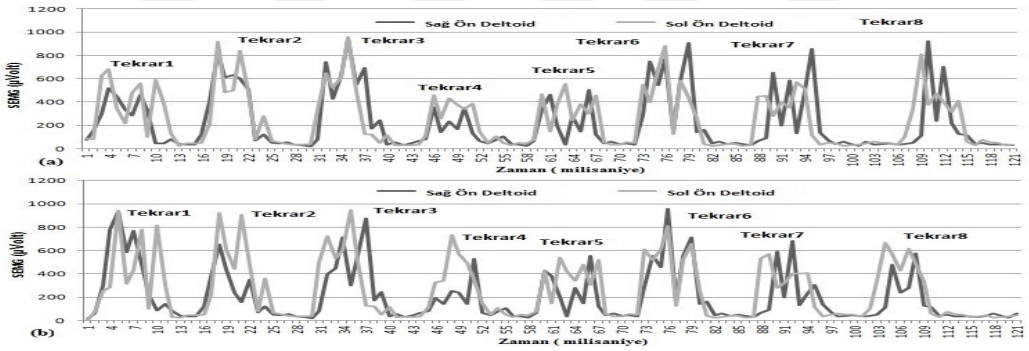
			Tekrarlar									
Antr. Türü	Den. No.	Karar Türü	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
DSP Antrenmanı	1	US	√	X	X	√	√	√	X	√	√	√
		DTW	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
		Antrenör	√	X	X	√	√	√	X	√	√	X
	2	US	√	√	X	√	X	X	√	X	X	X
		DTW	√	√	X	√	X	X	√	X	X	X
		Antrenör	√	√	X	√	X	√	√	X	√	√
	3	US	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
		DTW	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
		Antrenör	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
LR Antrenmanı	1	US	√	X	√	√	X	√	√	X	√	√
		DTW	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
		Antrenör	√	√	√	√	X	√	√	X	X	√
	2	US	X	√	X	X	X	√	√	X	X	X
		DTW	X	X	X	X	√	X	X	X	√	X
		Antrenör	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√
	3	US	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
		DTW	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
		Antrenör	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X

X: Yanlış Hareket, √: Doğru Hareket

Şekil 8.11 ve Çizelge 8.8 verileri incelenirse, US'in kararlarının antrenörün kararlarıyla DSP hareketinde %86, LR hareketinde ise %70 oranında benzerlik gösterdiği, DTW'nin ise doğruluk oranı üzerinden belirlenen hareket doğruluğu kararlarının ise DSP hareketinde %76 ve LR hareketinde %70 oranında antrenör kararlarıyla benzerlik gösterdiği görülmektedir.

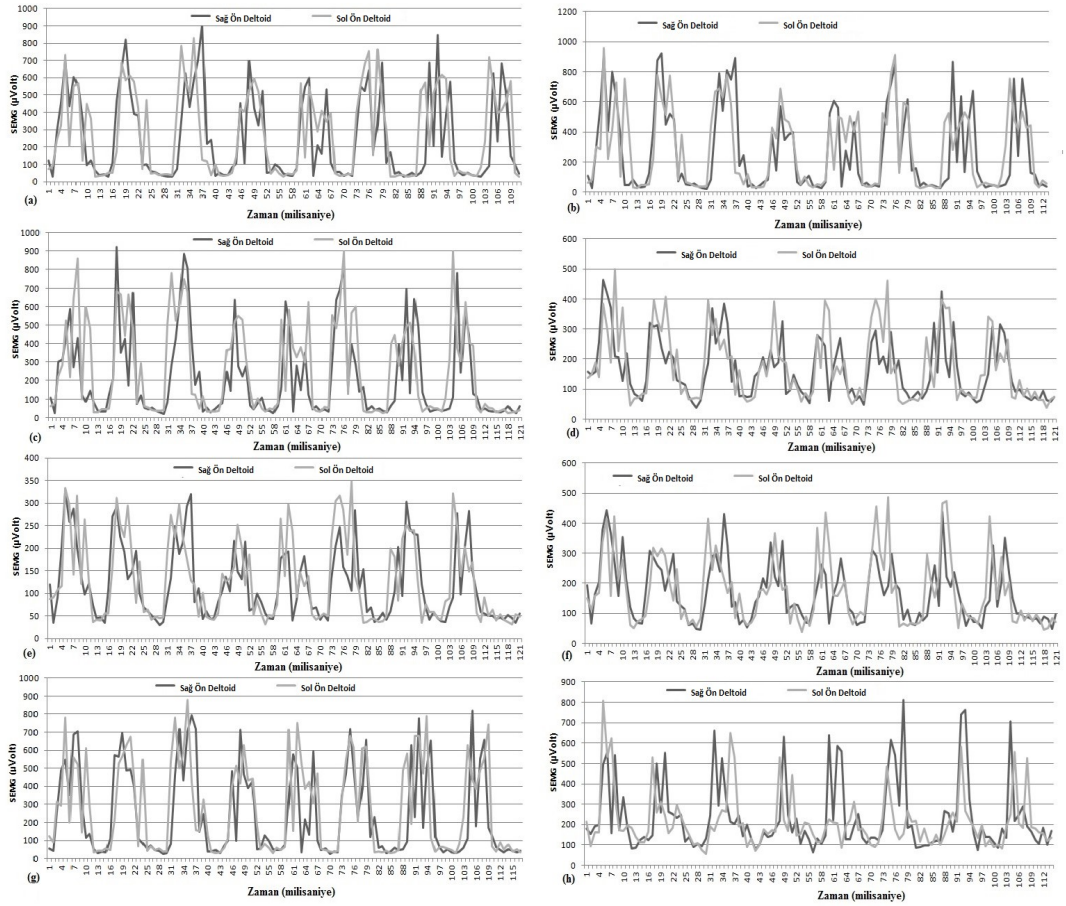
8.3.2. LR ve DSP Antrenmanlarından Hibrit Sistem ile Elde Edilen SEMG Verilerinin İncelenebilirliği

Hibrit sistem aracılığıyla elde edilen verilerin antrenmanlarda kullanılabilirliğini incelemek amacıyla daha önceki çalışmalarımızda yaptığımız gibi kullanıcılardan 1 set 8 tekrar (%50 - 90 yük) olacak şekilde LR ve DSP antrenmanları yapmaları istenmiştir. Önemli örnekler olmak üzere 3'üncü ve 8'inci katılımcılara ait DSP antrenmanının verileri Şekil 8.12'de ve 4'üncü ve 6'ıncı katılımcılara ait LR antrenmanının verileri Şekil 8.14'de her bir tekrar (Tekrar1-Tekrar8) işaretlenerek gösterilmiştir.



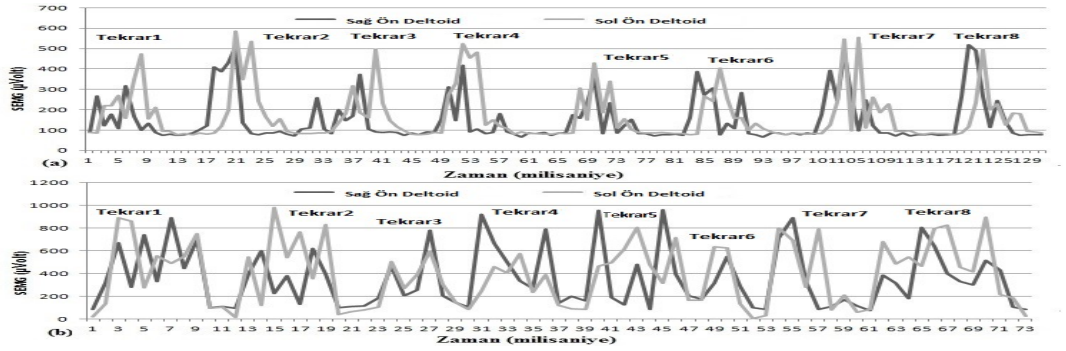
Şekil 8.12. DSP Antrenmanı Sırasında Hibrid Sistemden Elde Edilen Örnek SEMG Verileri. (a) Üç Numaralı Katılımcı Örnek Sonuçları, (b) Sekiz Numaralı Katılımcı Örnek Sonuçları

Şekil 8.12.(a) incelendiğinde, 2, 3, 6 ve 8'inci tekrarların normal olarak yapıldığı görülmektedir. 1'inci ve 7'nci tekrarda ağırlığın yeteri miktarda kaldırılmaması sebebiyle bir düşüş görülüp (Andersen ve ark., 2012), 4 ve 5'inci tekrarlarda görülen düşüşün hareketin bozulmasından – dengesizleşmesinden kaynaklı olduğu anlaşılmaktadır (Kohler ve ark., 2010). Şekil 8.12.(b) incelendiğinde ise 1, 2, 3 ve 6'ıncı tekrarların normal olarak yapıldığı görülüp, 4, 5, 7 ve 8'inci tekrarlarda hareketin bozulmasından kaynaklı düşüşler olduğu görülmektedir (Kohler ve ark., 2010; Saeterbakken ve Fimland, 2013). Diğer kullanıcılara ait DSP antrenmanı verileri ise Şekil 8.13'de sunulmuştur.



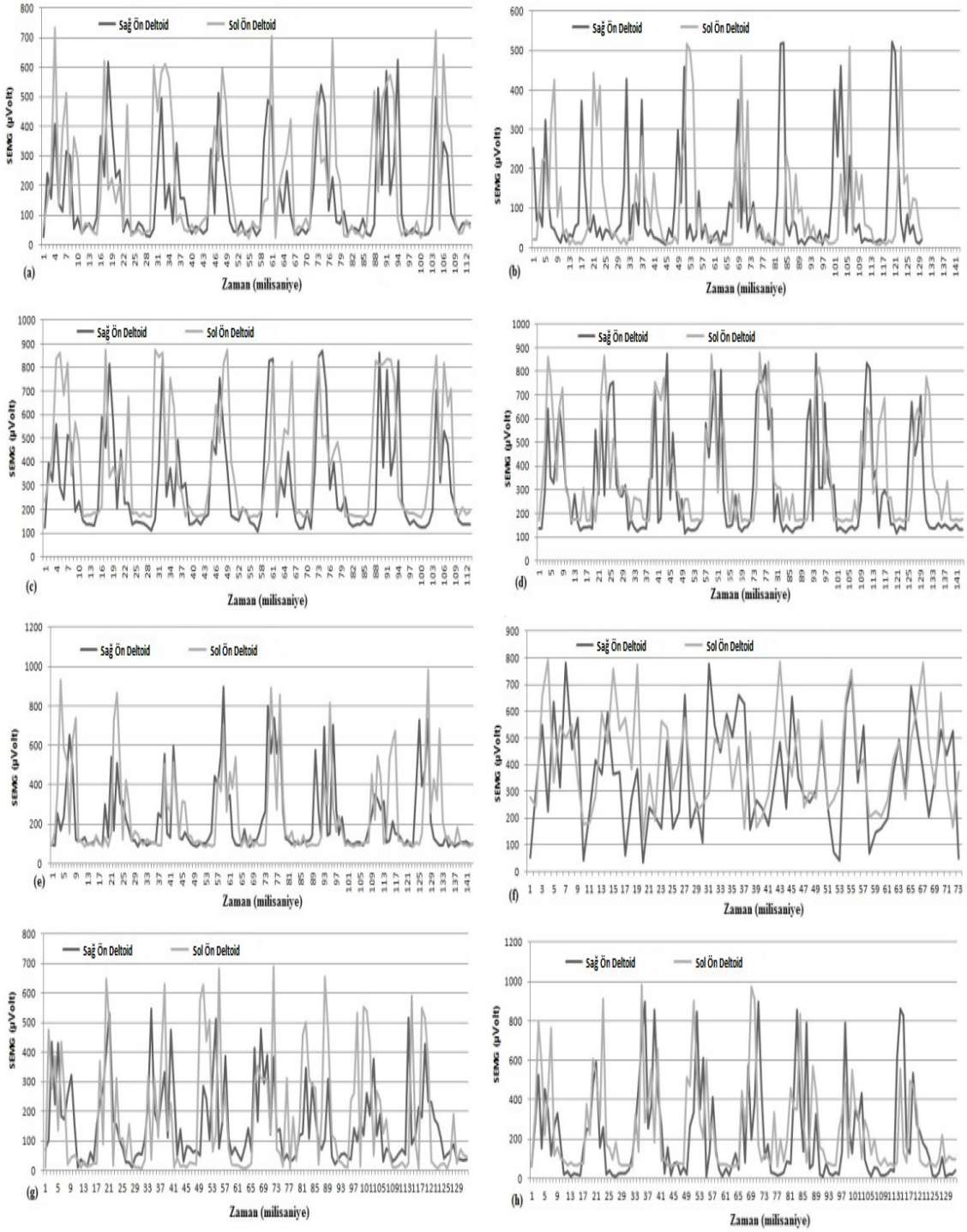
Şekil 8.13. DSP Antrenmanından Elde Edilen Diğer Katılımcıların Verileri. (a) Bir Numaralı Katılımcı Sonuçları, (b) İki Numaralı Katılımcı Sonuçları, (c) Dört Numaralı Katılımcı Sonuçları, (d) Beş Numaralı Katılımcı Sonuçları, (e) Altı Numaralı Katılımcı Sonuçları, (f) Yedi Numaralı Katılımcı Sonuçları, (g) Dokuz Numaralı Katılımcı Sonuçları, (h) On Numaralı Katılımcı Sonuçları.

Şekil 8.14.(a) incelendiğinde 1., 3., 4. ve 6'ıncı tekrarlarda hareket bozulmasına (Andersen ve ark., 2012; Sundstrup ve ark., 2012) ve ağırlığın yeterince kaldırılmamasına (Sundstrup ve ark., 2012; Andersen ve ark., 2017) bağlı değer düşüşleri görülmektedir.



Şekil 8.14. LR Antrenmanı Sırasında Hibrid Sistemden Elde Edilen Örnek SEMG Verileri. (a) Dört Numaralı Katılımcının Örnek Sonuçları, (b) Altı Numaralı Katılımcının Örnek Sonuçları.

Şekil 8.14.(b) incelendiğinde Tüm tekrarlarda ego-lifting'e bağlı oluşan hareket bozulmalarına dayalı değer değişimleri görülmektedir (Paddon-Jones ve ark., 2001). Diğer kullanıcılara ait LR antrenmanı verileri ise Şekil 8.15'de sunulmuştur.



Şekil 8.15. LR Antrenmanından Elde Edilen Diğer Katılımcıların Verileri. (a) Bir Numaralı Katılımcı, (b) İki Numaralı Katılımcı, (c) Üç Numaralı Katılımcı, (d) Beş Numaralı Katılımcı, (e) Yedi Numaralı Katılımcı, (f) Sekiz Numaralı Katılımcı, (g) Dokuz Numaralı Katılımcı, (h) On Numaralı Katılımcı

8.3.3. Hibrit Sistem ile elde edilen Kasılma Dedeksiyonu ve SMVC Ön Ölçüm Sonuçları

Hibrit sistem aracılığıyla kasılma dedeksiyonunun ve antrenman veriminin incelenebilmesi amacıyla daha önceki çalışmamızda da yaptığımız gibi kullanıcılardan sistemi kullanarak 3 tekrar (1 Tekrar. Max.- 90 Saniye aralıkla) olacak şekilde LR ve DSP antrenmanları yapmaları istenmiştir. Bu antrenmanlar sonucu kasılma dedeksiyonu kullanılarak her bir tekrarda sağ ve sol anterior deltoid kaslarından elde edilen M - RMS tabanlı SMVC ölçümleri ve ortalama SMVC değerleri (Ortalama±Standart Sapma) Çizelge 8.9 ve Çizelge 8.10'da ölçüm yapılan kas ismi, katılımcı numarası ve kullanılan ağırlıklarla birlikte verilmiştir.

Çizelge 8.9. LR ve DSP Antrenmanlarında Sol Ön Omuz için Kasılma Dedeksiyonu Kullanılarak Elde Edilen M - RMS Tabanlı SMVC Sonuçları

		Lateral Raise			Dumbbell Shoulder Press		
Kas İsmi	Katılımcı N.	Kg	SMVC (µV)	Ortalama SMVC (µV)	Kg	SMVC (µV)	Ortalama SMVC (µV)
Sol Anterior Deltoid	1	7,5	266,16 275,11 270,6	270,62±4,47	12,5	264,03 279,25 298,35	280,54±17,19
	2	7,5	322,8 310,29 238,13	290,41±45,7	12,5	230,48 278,95 192,65	234,03±43,25
	3	10	286,31 336,71 334,42	336,48±18,07	17,5	422,27 394,71 399,7	405,56±14,68
	4	12,5	334,98 407,41 377,89	383,43±21,75	25	627,45 651,23 626,27	634,98±14,08
	5	12,5	378,53 436,83 427,02	414,13±31,22	30	675,63 677,23 721,29	691,38±25,91
	6	5	124,17 163,17 168,41	151,92±24,17	7,5	106,79 123,03 122,77	117,53±9,3
	7	7,5	223,22 288,71 210,36	240,76±42,02	7,5	167,19 234,73 157,56	186,49±42,05
	8	10	137,71 144,45 148,01	143,39±5,23	10	100,53 110,07 111,9	107,5±6,11
	9	2,5	141,05 201,92 156,9	171,29±3,84	7,5	119,75 172,44 138,39	143,52±26,71
	10	5	256,78 268,23 273,59	264,53±6,72	10	188,47 260,45 240,76	229,89±37,2

Çizelge 8.10. LR ve DSP Antrenmanlarında Sağ Ön Omuz için Kasılma Dedeksiyonu Kullanılarak Elde Edilen M - RMS Tabanlı SMVC Sonuçları

		Lateral Raise			Dumbbell Shoulder Press		
Kas İsmi	Katılımcı N.	Kg	SMVC (µV)	Ortalama SMVC (µV)	Kg	SMVC (µV)	Ortalama SMVC (µV)
Sağ Anterior Deltoid	1	7,5	273,91 245,73 241,7	272,78±3,65	12,5	282,69 286,98 273,89	281,19±6,68
	2	7,5	285,19 319,33 235,81	293,78±14,34	12,5	244,69 241,73 211,76	232,73±18,22
	3	10	314,1 346,51 363,64	334,75±17,94	17,5	418,53 411,89 403,28	411,23±7,64
	4	12,5	315,47 423,24 352,21	390,31±35,80	17,5	655,53 627,42 630,89	637,95±15,33
	5	12,5	345,45 419,86 464,33	409,88±60,07	25	682,93 691,24 692,65	688,94±5,23
	6	5	125,37 179,01 191,3	165,23±35,06	7,5	115,59 115,74 124,68	118,67±5,21
	7	5	229,73 266,29 232,83	242,95±20,27	7,5	203,85 184,67 179,19	189,24±12,95
	8	5	148,41 136,03 129,33	137,92±9,68	10	109,82 121,75 113,59	115,05±6,1
	9	2,5	125,98 176,43 150,81	167,07±14,14	7,5	145,87 144,09 132,73	140,9±17,13
	10	5	226,86 236,97 305,47	265,10±33,90	10	210,53 193,85 281,03	228,47±46,28

Bu ölçümün ardından katılımcılardan 4 haftalık deneme süresi boyunca yaptıkları her LR ve DSP antrenmanında sistemi kullanmaları istenmiştir.

8.3.4. Önerilen Hibrit Sistemin 4 Haftalık Kullanımında Elde Edilen Antrenman Doğruluğu ve Yeterliliği Sonuçları

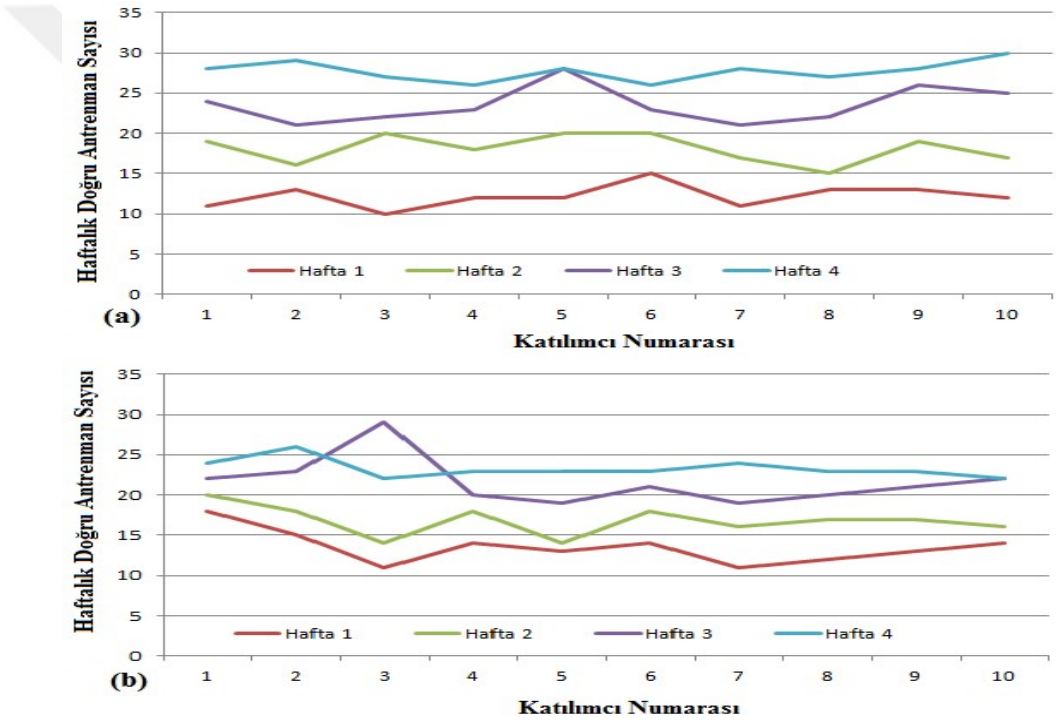
Sistemin fiziksel ve bilişsel gelişim üzerindeki etkisini incelemek için katılımcılardan dört hafta boyunca sistemi kullanarak önceki çalışmalarımızda olduğu

gibi LR ve DSP antrenmanı (3 Set - 10 Tekrar ve %50-90 Yük) gerçekleştirmeleri istenmiştir.

Gerçekleştirilen bu antrenmanlar sırasında katılımcıların her bir set için elde edilen antrenman doğruluğu ve antrenman yeterliliği verileri kaydedilmiştir.

Kaydedilen verilerden antrenman doğruluğu verileri antrenman haftası, antrenman türü, katılımcı numarası, set ve tekrar sayıları belirtilerek LR antrenmanı için Çizelge 8.10'da ve DSP antrenmanı için Çizelge 8.11'de gösterilmiştir.

LR ve DSP antrenmanlarından elde edilen hareket doğruluğu verileri her antrenman haftası için yapılan doğru hareket sayısına göre ölçeklenerek, kişi ve hareket bazında Şekil 8.16'de sunulmuştur.



Şekil 8.16. LR ve DSP Antrenmanlarından elde edilen Hareket Doğruluğu Verileri

Şekil 8.16.(a) incelendiğinde kullanıcıların LR antrenmanını sürecin başlangıcında %40,7±4,7 oranında doğrulukla yaparken süreç sonunda bu oranı %92,3±4,2 oranına çıkararak LR antrenmanında %51,7±6,9 oranında iyileşme göstermiştir. Şekil 8.16.(b) incelendiğinde ise kullanıcıların DSP antrenmanını sürecin başlangıcında %45±6,9 oranında doğrulukla yaparken, süreç sonunda bu oranı %77,7±3,9 oranına çıkartarak DSP antrenmanında %32,7±6,4 oranında iyileşme göstermiştir.

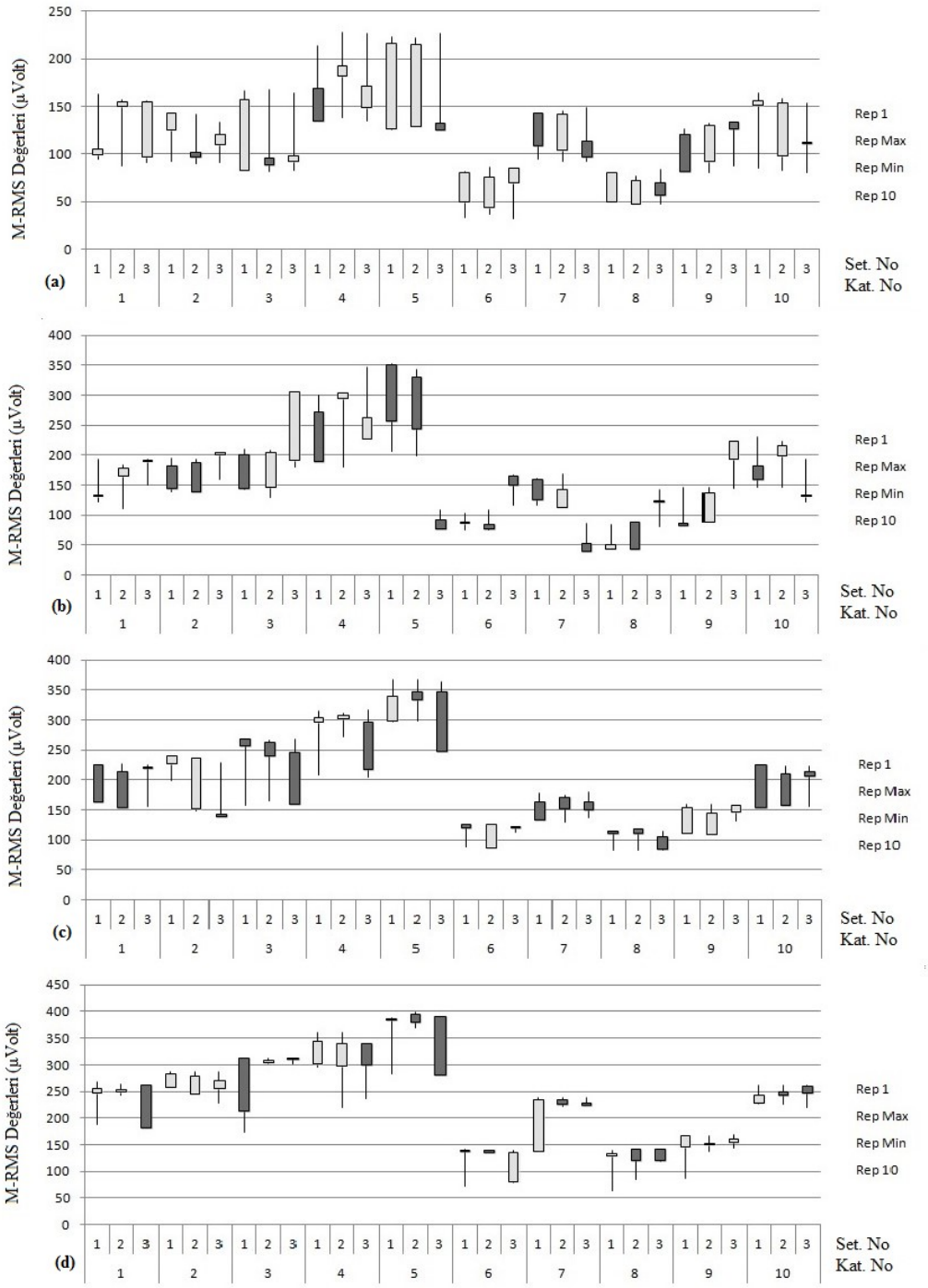
Çizelge 8.11. 4 Haftalık LR Antrenmanı Doğruluk Sonuçları

		Lateral Raise Hafta 1										Lateral Raise Hafta 2										Lateral Raise Hafta 3										Lateral Raise Hafta 4									
		Tekrar No.										Tekrar No.										Tekrar No.										Tekrar No.									
K. No.	Set No	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	1	X	X	√	X	X	√	X	√	√	X	x	x	√	X	√	√	x	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X	√	X	√	√
	2	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
1	3	X	√	X	X	√	X	X	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X
	1	X	X	√	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	2	√	X	X	X	X	X	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√
2	3	√	√	X	√	X	√	√	X	X	√	√	√	X	√	X	X	√	X	X	X	√	√	√	√	X	X	√	√	√	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	1	X	X	X	X	√	√	X	X	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	X	√	√	√	X	X	X	X	X	√	√	√	√	X	X	√	X	√	√	X
	2	X	X	X	X	√	X	√	√	X	X	√	√	√	X	√	√	X	X	X	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√
3	3	X	X	√	√	X	√	X	√	X	X	X	√	X	√	X	X	X	X	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	1	X	√	X	√	X	X	√	X	√	X	X	X	√	X	√	X	√	X	√	√	√	X	X	X	√	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	2	X	X	√	X	X	X	X	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	X	√
4	3	√	X	√	X	√	√	√	√	√	X	√	X	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X	√	√	X	√
	1	X	√	√	√	X	√	X	X	√	√	X	√	X	√	X	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	X	√	√	√	X	√	X	√	√	√	X	X	√	√	√
	2	X	√	√	√	X	√	X	X	X	√	√	X	√	X	X	X	√	√	X	X	√	X	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
5	3	X	X	X	X	X	√	X	X	√	X	√	√	√	√	√	√	X	X	X	X	X	√	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X
	1	√	X	X	√	√	X	X	X	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X	√	X	√	X	X	X	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	2	X	X	√	√	√	X	X	√	X	√	√	√	√	X	X	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
6	3	√	X	√	√	X	X	√	X	√	√	√	√	√	X	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	X	X	X	√	√	√	√
	1	√	√	X	X	√	X	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	X	X	X	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	X	√
	2	√	√	X	X	√	X	√	√	√	√	√	√	√	X	X	X	X	X	√	X	√	X	X	X	X	√	√	√	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√
7	3	√	X	X	X	X	X	X	√	X	X	X	X	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	1	X	√	√	X	√	√	X	X	√	√	X	X	√	√	√	X	X	√	√	X	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	√
	2	X	X	X	X	X	X	X	X	√	√	X	X	√	√	X	X	√	√	√	X	√	√	√	√	X	X	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√
8	3	√	X	√	X	X	X	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	1	X	X	X	X	√	√	X	X	√	X	√	√	X	X	√	X	X	√	√	√	X	√	√	X	X	√	√	X	√	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	√
	2	X	X	√	X	√	X	X	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	X	X	X	X	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	X	√	√	√	X	√	√	√	√
9	3	√	√	X	√	X	√	√	√	√	√	X	√	√	X	√	X	X	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	1	X	X	√	X	X	√	√	X	√	√	√	√	X	X	√	√	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	X	√	√	X	√	√
	2	X	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	X	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
10	3	√	X	X	√	X	X	X	X	√	X	√	√	X	√	√	√	X	X	X	√	X	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X

Çizelge 8.12. 4 Haftalık DSP Antrenmanı Doğruluk Sonuçları

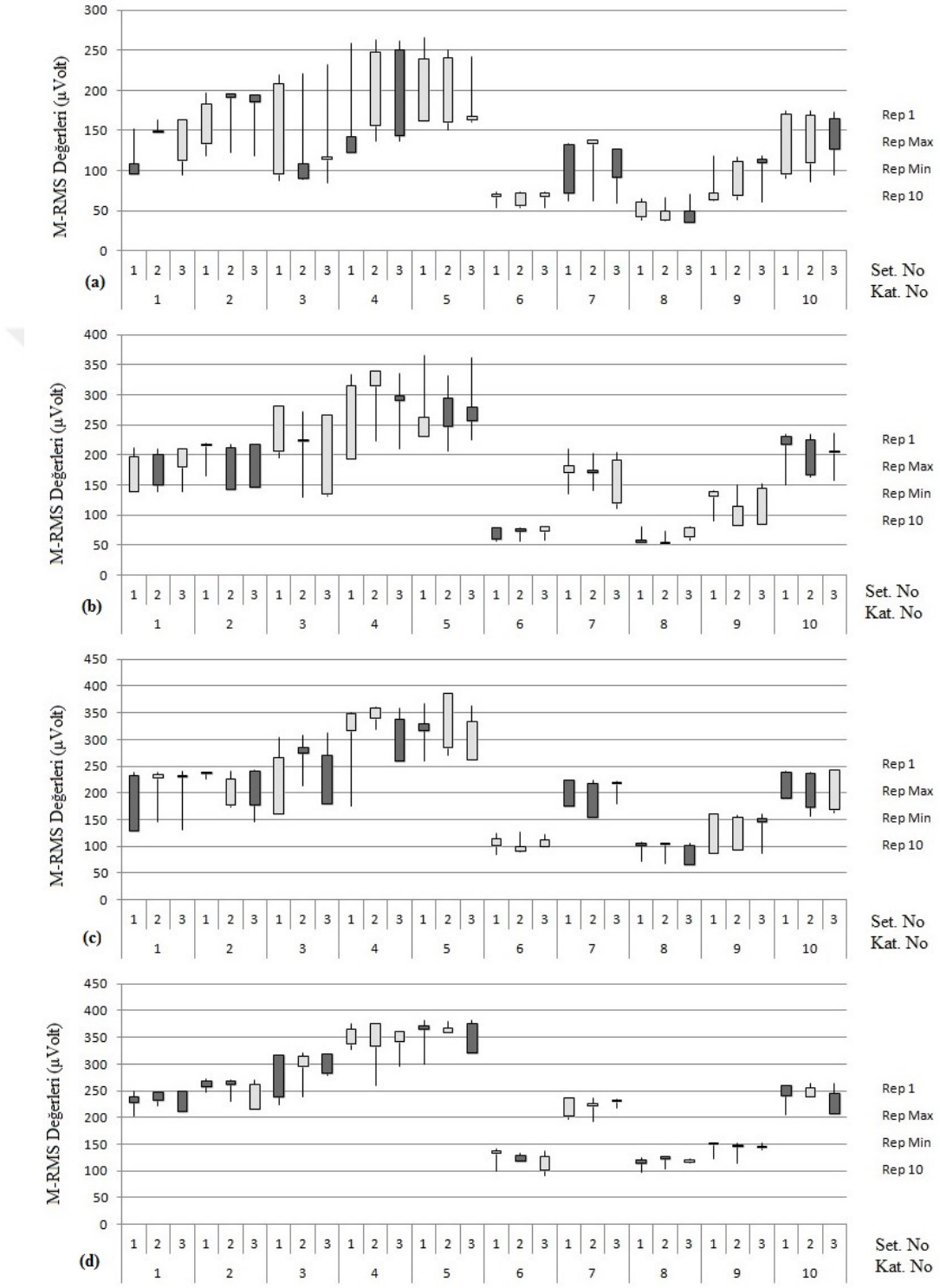
		DSP Hafta 1										DSP Hafta 2										DSP Hafta 3										DSP Hafta 4									
		Tekrar No.										Tekrar No.										Tekrar No.										Tekrar No.									
K. No.	Set No	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	1	√	√	√	X	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X	√	X	√	√	√	X	√	X	√	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√
	2	√	X	X	X	√	X	√	X	X	X	√	√	√	√	X	√	√	√	X	√	√	X	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√
1	3	X	X	X	X	√	√	√	√	X	X	√	√	X	√	√	X	X	X	X	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	X
	1	X	√	√	√	X	X	X	√	√	X	√	√	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√
	2	X	X	√	√	X	√	X	√	X	√	√	X	√	√	√	X	X	X	X	X	√	X	√	X	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√
2	3	√	√	X	√	X	√	√	X	X	X	X	√	X	√	√	√	X	√	√	X	X	√	√	√	√	√	X	√	√	X	√	X	√	√	√	X	X	√	√	√
	1	X	X	√	X	√	X	√	X	X	√	√	√	√	√	X	√	√	X	X	X	X	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√
	2	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	X	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√
3	3	√	X	√	X	√	√	X	X	X	X	√	X	√	√	X	√	√	√	√	X	√	√	X	√	X	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√
	1	X	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	√	X	X	X	√	√	X	X	X	X	√	√	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	2	X	√	X	√	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√
4	3	√	X	X	√	X	√	X	X	√	X	√	√	√	√	√	√	X	X	√	X	√	√	√	X	X	X	√	√	√	X	√	√	√	X	X	√	√	√	X	√
	1	X	√	√	X	√	X	√	√	X	X	√	√	√	√	√	√	X	X	X	X	√	X	√	√	X	√	X	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	2	√	X	√	X	X	√	X	X	X	√	X	X	X	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	X	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
5	3	√	X	√	X	√	X	√	√	√	√	X	√	X	X	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	X
	1	√	√	√	X	X	√	X	√	√	X	X	X	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	X	√	√	√	√	X	√	X	√	√	√	X	√	√	X	√	√
	2	√	X	√	X	X	X	X	√	√	X	√	√	√	√	X	√	X	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
6	3	√	√	X	X	√	√	X	√	√	X	X	√	√	X	√	√	√	X	X	√	X	√	√	X	√	X	√	X	X	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√
	1	√	X	X	X	√	√	X	√	X	X	X	√	√	X	X	X	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	X	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	2	√	√	X	X	X	√	X	√	√	√	√	X	X	√	√	√	X	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√
7	3	√	√	X	X	X	√	X	√	X	X	√	X	√	√	√	X	X	√	X	√	√	X	X	√	X	X	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√
	1	√	X	√	√	√	X	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	X	X	X	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√
	2	X	√	X	X	X	X	√	√	√	X	X	√	√	√	X	X	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	√	√	X
8	3	√	√	√	X	√	√	X	X	X	X	√	X	√	√	√	X	√	√	X	X	√	√	X	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√
	1	√	X	X	√	√	X	X	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	2	X	X	√	√	√	√	X	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	√	X	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	√	X
9	3	√	√	√	X	X	X	X	√	√	X	X	X	X	X	√	X	X	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	√	√	√	X	√
	1	X	X	X	√	√	√	√	√	X	√	√	X	X	√	X	√	√	X	√	√	X	√	√	X	√	X	√	X	√	√	X	√	√	√	√	√	√	X	√	√
	2	X	X	X	√	X	√	√	√	√	X	√	X	√	√	X	√	√	X	X	X	√	X	√	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√	√
10	3	√	√	√	X	√	X	X	X	√	X	√	√	√	X	√	√	X	X	X	√	√	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	√	√	X	√	√	√	√

Süreç sonunda kaydedilen verilerden LR antrenmanına ait antrenman yeterliliği verileri, antrenman haftası, katılımcı numarası, set numarası ve tekrarlarda elde edilen ortalama M - RMS değerleri (µVolt) belirtilerek Şekil 8.17'da gösterilmiştir.



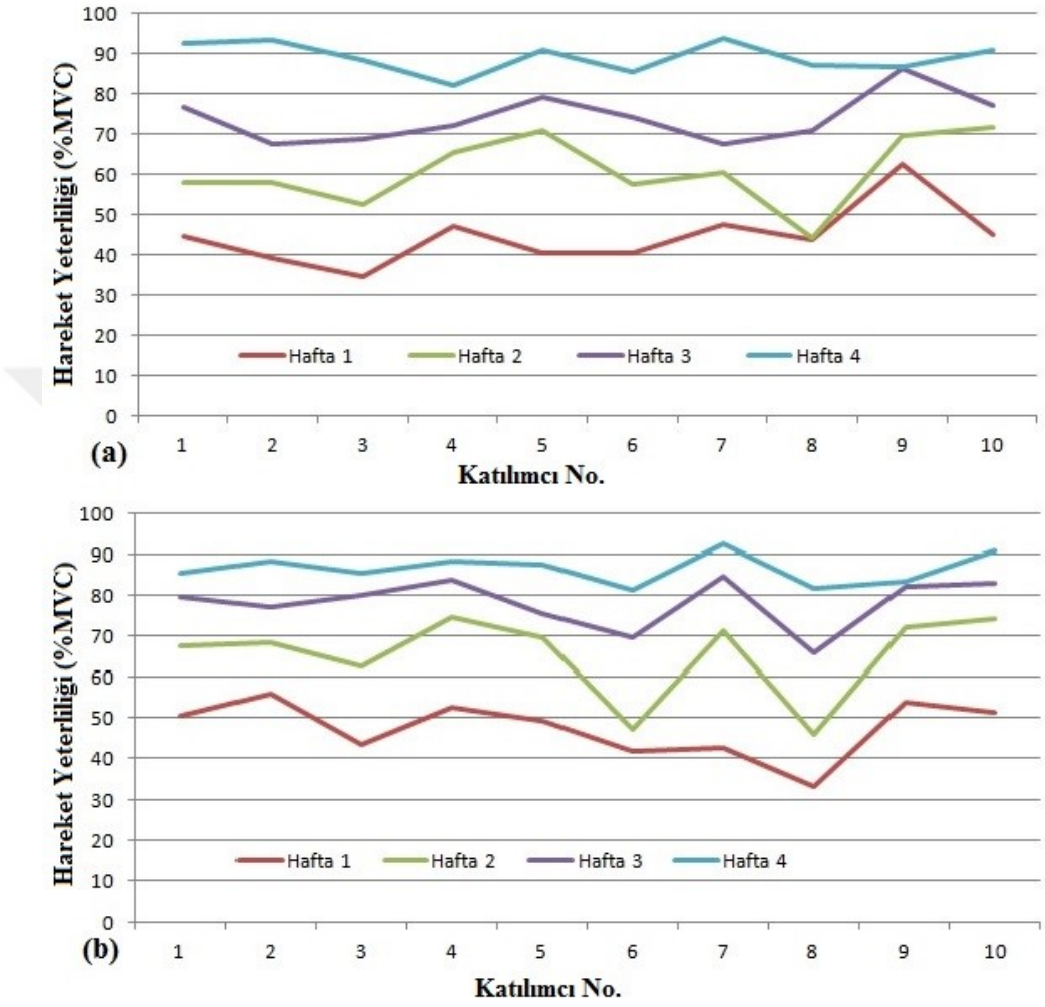
Şekil 8.17. 4 Haftalık LR Antrenmanı Yeterlilik Sonuçları. (a) Hafta 1 Sonuçları, (b) Hafta 2 Sonuçları, (c) Hafta 3 Sonuçları, (d) Hafta 4 Sonuçları.

DSP antrenmanına ait antrenman yeterliliği verileri ise Şekil 8.18'de antrenman haftası, katılımcı numarası, set numarası ve tekrarlarda elde edilen ortalama M - RMS (MVC) değerleri (µVolt) belirtilerek gösterilmiştir.



Şekil 8.18. 4 Haftalık DSP Antrenmanı Yeterlilik Sonuçları. (a) Hafta 1 Sonuçları, (b) Hafta 2 Sonuçları, (c) Hafta 3 Sonuçları, (d) Hafta 4 Sonuçları.

LR ve DSP antrenmanlarından her antrenman haftası için elde edilen ortalama M-RMS değerleri, bir önceki kısımda sunulan SMVC ölçümlerine göre %MVC tabanında ölçeklenerek, kişi ve hareket bazında Şekil 8.19'da sunulmuştur.



Şekil 8.19. LR ve DSP Antrenmanlarından elde edilen Hareket Doğruluğu Verileri

Şekil 8.19.(a) incelendiğinde kullanıcıların LR antrenmanını sürecin başlangıcında %44,6±7,5 oranında verimlilikte yaparken süreç sonunda bu oranı %89,2±3,8 oranına çıkartarak LR antrenmanı veriminde %44,6±9 oranında iyileşme göstermiştir. Şekil 8.19.(b) incelendiğinde ise kullanıcıların DSP antrenmanını sürecin başlangıcında %47,4±7,1 oranında verimlilikte yaparken, süreç sonunda bu oranı %86,6±3,8 oranına çıkartarak DSP antrenmanı veriminde %39,2±6,6 oranında iyileşme göstermiştir.

Sonuçlar incelendiğinde, kullanıcıların hareketlerini momentum kullanmadan sadece ilgili kasları kullanarak yapmaya başladığı ve yaralanma riskini en aza indirdiği

gözlenmiştir (Ericsson, 2017). Ayrıca, bu durum her katılımcının sistemin kullanım sürecinin sonunda antrenmanlarını daha kararlı gerçekleştirdiğinin göstergesidir (Yadav ve ark., 2019).

8.3.5. Önerilen Hibrit Sistemin 4 Haftalık Kullanımının Fiziksel ve Bilişsel Gelişim Üzerindeki Etkileri

Bu bölümde, bir önceki kısımda sunulan sistemin dört haftalık kullanımı sonuçları (LR için Çizelge 8.11 ve Şekil 8.17, DSP için Çizelge 8.12 ve Şekil 8.18) analiz edilerek sistemin fiziksel ve bilişsel gelişim üzerindeki etkisi incelenmiştir.

Fiziksel gelişim, bu antrenmanlardan elde edilen SEMG değerlerinin, eşleştirilmiş t testi kullanılarak analizi ile incelenmiştir (Thomas ve ark., 2017; Csirkés ve ark., 2019). Bilişsel gelişim ise, yine bu antrenmanlardan elde edilen doğruluk oranlarının, haftalık çiftler halinde (1-2, 1-3, 1-4) eşleştirilmiş t testi kullanılarak analizi ile incelenmiştir (Chen ve ark., 2019). Ayrıca, elde edilen etki boyutu değerleri ilgili çizelgelerin son sütununa eklenmiştir. Fiziksel gelişimi incelemek için yapılan eşleştirilmiş t testi sonuçları Çizelge 8.13'de verilmiştir.

Çizelge 8.13. LR ve DSP Antrenmanlarındaki Fiziksel Gelişimin Eşleştirilmiş T-Testi ile Analizi

		Eşleştirilmiş T-Testi								
		Eşleştirilmiş Farklar								
		Ortalama	Standart Sapma	Std. Hata Ortalaması	Farkın %95 Güven Aralığı		T	df	Sig. (2-tailed)	Etki Boyutu
					En Düşük	En Yüksek				
LR	Hafta 1- 2	-48,753	43,396	7,923	-64,958	-32,549	-6,153	29	0,000	1,123
	Hafta 1- 3	-80,439	38,527	7,034	-94,825	-66,052	-11,436	29	0,000	2,087
	Hafta 1- 4	-121,596	52,539	9,592	-141,215	-101,978	-12,677	29	0,000	2,314
DSP	Hafta 1-2	-50,640	28,304	5,168	-61,209	-40,071	-9,799	29	0,000	1,789
	Hafta 1 -3	-81,853	32,499	5,934	-93,988	-69,717	-13,795	29	0,000	2,518
	Hafta 1- 4	-103,672	37,023	6,759	-117,496	-89,847	-15,337	29	0,000	2,802

Analiz sonuçları, ilk haftadan itibaren sistemin kullanımıyla, LR (Hafta 1 - 2, Hafta 1 - 3 ve Hafta 1 - 4) ve DSP (Hafta 1 - 2, Hafta 1 - 3 ve Hafta 1 - 4)

antrenmanlarında, fiziksel yetenek (p <0.005, d >0,8) gelişiminde önemli bir değişiklik olduğunu ve bu değişikliğin süreç boyunca devam ettiğini işaret etmektedir.

Sonuçlar etki büyüklüğü açısından incelendiğinde ise sistemin kullanımıyla LR ve DSP antrenmanlarının ilk haftalarından itibaren katılımcıların fiziksel gelişimlerinde güçlü etkiler olduğuna işaret etmektedir. Bu sonuçlar da p değerine göre fiziksel yeteneklerde önemli bir değişiklik olduğu sonucunu desteklemektedir.

Bilişsel gelişimi incelemek için yapılan Eşleştirilmiş t testi sonuçları Çizelge 8.14'de verilmiştir.

Çizelge 8.14. LR ve DSP Antrenmanlarındaki Bilişsel Gelişimin Eşleştirilmiş T-Testi ile Analizi

Eşleştirilmiş T-Testi										
		Eşleştirilmiş Farklar					T	df	Sig. (2-tailed)	Etki Boyutu
		Ortalama	Standart Sapma	Std. Hata Ortalaması	Farkın %95 Güven Aralığı					
					En Düşük	En Yüksek				
LR	Hafta 1- 2	-5,900	2,378	,752	-7,601	-4,199	-7,845	9	,000	2,481
	Hafta 1- 3	-11,300	2,584	,817	-13,149	-9,451	-13,828	9	,000	4,373
	Hafta 1- 4	-15,500	2,068	,654	-16,980	-14,020	-23,699	9	,000	7,495
DSP	Hafta 1- 2	-3,300	1,337	,423	-4,257	-2,343	-7,802	9	,000	2,468
	Hafta 1- 3	-8,100	3,725	1,178	-10,765	-5,435	-6,876	9	,000	2,174
	Hafta 1- 4	-9,800	1,932	,611	-11,182	-8,418	-16,039	9	,000	5,072

Analiz sonuçları, ilk haftadan itibaren sistemin kullanımıyla, LR (Hafta 1 - 2, Hafta 1 - 3 ve Hafta 1 - 4) ve DSP (Hafta 1 - 2, Hafta 1 - 3 ve Hafta 1 - 4) antrenmanlarında, bilişsel yetenek (p <0.005, d >0,8) gelişiminde önemli bir değişiklik olduğunu ve bu değişikliğin süreç boyunca devam ettiğini işaret etmektedir.

Sonuçlar etki büyüklüğü açısından incelendiğinde ise sistemin kullanımıyla LR ve DSP antrenmanlarının ilk haftalarından itibaren katılımcıların bilişsel gelişimlerinde güçlü etkiler olduğuna işaret etmektedir. Bu sonuçlar da p değerine göre bilişsel yeteneklerde önemli bir değişiklik olduğu sonucunu desteklemektedir.

Çizelge 8.13 ve Çizelge 8.14'de sunulan sonuçlar kullanıcıların hareketleri daha istikrarlı yapmalarının yanı sıra, sistemin kullanımının antrenmanı daha doğru hale getirdiğinin ve hareketlerle ilgili fiziksel ve bilişsel yeteneklerin arttığının da bir göstergesidir (Lee ve ark., 2016; Bačić ve Hume, 2018; Choi ve ark., 2019).

9. ÖNERİLER

Çalışmalarımızın ilki olan spor antrenmanlarını izleme, antrenman doğruluğunun tespiti ve iyileştirilmesi amacıyla geliştirdiğimiz hareket doğruluğu sisteminde, hareket modeline göre tasarlanmış ve Kinect V2 kullanan kural tabanlı bir uzman sistem önerilmiştir. Sistemin kullandığı kural tabanının tasarım sürecinde, uzmanların görüşlerine başvurularak LR ve DSP için hareket modelleri oluşturulmuştur. Oluşturulan bu hareket modellerine göre US kural tablosu tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan kural tabanında, LR ve DSP hareketleri için kural tablosu incelenerek her iki hareket için de kullanılabilecek 12 ana kural belirlenmiştir. Çalışma esnasında US, dirsek, el bileği, kalça ve omuz eklem verilerinin değişimini, içerdiği kural tabanına göre işleyerek karar vermektedir. Sistemin testi gerçek spor salonu ortamında 10 katılımcı tarafından gerçekleştirilmiştir. Elde edilen verilerden ilki US'in karar verme yeteneği hakkındadır. Sistemden alınan kararların antrenör kararlarıyla %85,5 oranında benzerliğe sahip olduğu görülmüştür.

Önerilen sistemin antrenman sürecine etkisini değerlendirmek için dört haftalık planlanmış bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları, sistem kullanılarak yapılan antrenmanlardaki eklem konumu değişimlerine göre, fiziksel ve bilişsel yeteneklere yönelik olarak ilk haftadan itibaren anlamlı bir değişimi işaret etmekte ve bu değişimin süreç boyunca devam ettiğini göstermektedir. Bu da sisteminin antrenör eksikliği olan salonlarda, evinde spor yapmak isteyen bireyler tarafından, tek başına çalışan sporcular tarafından ya da evden - uzaktan gerçekleştirilen rehabilitasyon süreçlerinde kullanılabilir bir karar destek sistemi olduğunu göstermektedir.

Çalışmalarımızın ikincisi olarak, spor antrenmanlarını izleme, hareket yeterliliğinin tespiti ve iyileştirilmesi amacıyla hareket yeterliliği sistemi geliştirilmiştir. Sistemden elde edilen veriler biyomedikal alanında kullanılan sistemlerden elde edilen veriler ile karşılaştırıldığında, yaklaşık %90 oranında doğruluğa sahip olduğu görülmüştür. Tasarlanan sistemden dirsek ve omuz için farklı açılarda da veri alınabildiği, bunun da çoklu kas gruplarının nöromüsküler değişikliklerinin elde edilebileceği ve bu sayede sistemin bilgisayarlı görme ve insan-bilgisayar etkileşimi konusundaki çalışmalarda kullanılabileceği görülmüştür.

Spor salonunda 7 gönüllü ile yapılan ölçümlerde, sistemin antrenman esnasında M-RMS olarak elde edilen gücü verim olarak %MVC üzerinden %96.87±2.74 başarıyla ölçekleyebildiği görülmektedir. Bu da elde edilen verilerin sporcuların eş zamanlı

izlenmesinde ve performans analizinde kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Bu özellikleriyle sistemin, vücut geliştirme antrenmanları veya rehabilitasyon süreçlerinde; sporcular, antrenörler, kinesiologlar ve rehabilitasyon uzmanları tarafından kolaylıkla kullanılabileceği düşünülmektedir. Bunların yanı sıra sistemin spor salonlarında kullanılmasıyla akıllı antrenman köşelerinin de oluşturulması mümkündür.

Çalışmalarımızın üçüncü ve sonuncusu olarak spor antrenmanlarını izleme, hareket doğruluğunun ve yeterliliğinin tespitini sağlama amacıyla hibrit bir sistem geliştirilmiştir. Bu hibrit sistem önceki çalışmalarımızda geliştirdiğimiz iki sistemin birleşiminden oluşmaktadır.

Sistemin karar verme yeteneği DTW metodu ve antrenörün kararlarıyla karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada, US'in kararlarının antrenörün kararlarıyla DSP hareketinde %86, LR hareketinde ise %70 oranında benzerlik gösterdiği, DTW'nin ise doğruluk oranı üzerinden belirlenen hareket doğruluğu kararlarının ise DSP hareketinde %76 ve LR hareketinde %70 oranında antrenör kararlarıyla benzerlik gösterdiği görülmektedir. Devamında hibrit sistemin kasılma dedeksiyonu özelliği kullanılarak 10 gönüllü aracılığıyla LR ve DSP hareketleri için MVC (M-RMS) ölçümü yapılmıştır.

Son olarak yine 10 gönüllü katılımcıdan sistemi 4 hafta boyunca LR ve DSP antrenmanlarında test etmeleri istenmiştir. Bu sürenin sonunda, katılımcıların hareketlerini LR antrenmanında %58.08 ± 11.32 ve DSP antrenmanında ise %54.84 ± 12.72 oranında iyileştirdiği görülmüştür. Katılımcıların antrenman verimliliğinde ise LR antrenmanında %44,6±9, DSP antrenmanında ise %39,2±6,6 oranında artış görülmüştür. Buradan elde edilen antrenman doğruluğunu ifade eden sistem kararları ve SMVC değerlerinin %MVC ile ölçeklenmesiyle elde edilen antrenman verimliliği değerleri üzerinden sistemin fiziksel ve bilişsel gelişime etkisi incelenmiştir. Analiz sonuçları fiziksel ve bilişsel yeteneklere yönelik olarak ilk haftadan itibaren anlamlı bir değişimi ($p<0,05$, $d>0,8$) işaret etmekte ve bu değişimin süreç boyunca devam ettiğini göstermektedir. Bu da tasarlanan hibrit sporcu destek sisteminin antrenman doğruluğunu ve verimliliğini arttırmada, yaralanma riskini azaltmada, spor salonlarında - evlerde, fizik tedavi merkezlerinde, yeni sporcuların motor becerileri gelişinceye kadar düşük maliyetli bir insan-bilgisayar etkileşimli antrenman karar destek sistemi olarak kullanılabileceğini ortaya koymaktadır. Ancak sistem LR, DSP ve bu hareketlerin benzerleri dışındaki hareketler içinde kullanılmak istenirse, o hareketler için hareket modeli ve bu modele bağlı olarak kural tasarımı yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

Adelsberger, R. ve Tröster, G., 2013, Experts lift differently: Classification of weight-lifting athletes, *2013 IEEE International Conference on Body Sensor Networks*, 1-6.

Agahian, S., Negin, F. ve Köse, C., 2019, Improving bag-of-poses with semi-temporal pose descriptors for skeleton-based action recognition, *The Visual Computer*, 35 (4), 591-607.

Aktas, S., Guven, F. , Er, Y., 2017, Effects of badminton training on some physical parameters in badminton players aged 10 to 12 years, *Turkish Journal of Sport and Exercise*, 19 (3), 345-349.

Al-Ajlan, A., 2015, The comparison between forward and backward chaining, *International Journal of Machine Learning and Computing*, 5 (2), 106.

Ali, S., Chia, P. ve Ong, K., 1999, Graphical knowledge-based protocols for chest pain management, *Computers in Cardiology 1999. Vol.26 (Cat. No.99CH37004)*, 309-312.

Allseits, E., Kim, K. J., Bennett, C., Gailey, R., Gaunaurd, I. ve Agrawal, V., 2018, A Novel Method for Estimating Knee Angle Using Two Leg-Mounted Gyroscopes for Continuous Monitoring with Mobile Health Devices, *Sensors (Basel)*. 18 (9), 2759.

Andersen, C. H., Zebis, M. K., Saervoll, C., Sundstrup, E., Jakobsen, M. D., Sjøgaard, G. ve Andersen, L. L., 2012, Scapular Muscle Activity from Selected Strengthening Exercises Performed at Low and High Intensities, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26 (9), 2408-2416.

Andersen, L. L., Vinstrup, J., Jakobsen, M. D. ve Sundstrup, E., 2017, Validity and reliability of elastic resistance bands for measuring shoulder muscle strength, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27 (8), 887-894.

Angelov, G. V., Nikolakov, D. P., Ruskova, I. N., Gieva, E. E. ve Spasova, M. L., 2019, Healthcare Sensing and Monitoring, In: Enhanced Living Environments: Algorithms, Architectures, Platforms, and Systems, Eds: Ganchev, I., Garcia, N. M., Dobre, C., Mavromoustakis, C. X. ve Goleva, R., *Cham*: Springer International Publishing, p. 226-262.

Appelbaum, L. G. ve Erickson, G., 2018, Sports vision training: A review of the state-of-the-art in digital training techniques, *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 11 (1), 160-189.

Arandjelović, O., 2013, Does cheating pay: the role of externally supplied momentum on muscular force in resistance exercise, *European Journal of Applied Physiology*, 113 (1), 135-145.

Bačić, B. ve Hume, P. A., 2018, Computational Intelligence for Qualitative Coaching Diagnostics: Automated Assessment of Tennis Swings to Improve Performance and Safety, *Big Data*, 6 (4), 291-304.

Bahamonde, R., 2005, Review of the biomechanical function of the elbow joint during tennis strokes : review article, *International SportMed Journal*, 6 (2), 42-63.

Bailey, R., 2017, Sport, physical activity and educational achievement – towards an explanatory model, *Sport in Society*, 20 (7), 768-788.

Bao, X., Zhou, Y., Wang, Y., Zhang, J., Lü, X. ve Wang, Z., 2018, Electrode placement on the forearm for selective stimulation of finger extension/flexion, *PloS one*, 13 (1), e0190936-e0190936.

Barreiro, E., 2018, Models of disuse muscle atrophy: therapeutic implications in critically ill patients, *Annals of translational medicine*, 6 (2), 29-29.

Başçiftçi, F. ve Avuçlu, E., 2018, An expert system design to diagnose cancer by using a new method reduced rule base, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 157, 113-120.

Bisio, I., Delfino, A., Lavagetto, F. ve Sciarrone, A., 2017, Enabling IoT for In-Home Rehabilitation: Accelerometer Signals Classification Methods for Activity and Movement Recognition, *IEEE Internet of Things Journal*, 4 (1), 135-146.

bitalino, EMG 151015, Lisbon, PORTUGAL, http://bitalino.com/datasheets/EMG_Sensor_Datasheet.pdf/: [12.02].

Bourdon, P. C., Cardinale, M., Murray, A., Gastin, P., Kellmann, M., Varley, M. C., Gabbett, T. J., Coutts, A. J., Burgess, D. J., Gregson, W. ve Cable, N. T., 2017, Monitoring Athlete Training Loads: Consensus Statement, *Int. J. Sports Physiol. Perform.*, 12 (s2), S2-161.

Brill, M., Fluschnik, T., Froese, V., Jain, B., Niedermeier, R. ve Schultz, D., 2019, Exact mean computation in dynamic time warping spaces, *Data Mining and Knowledge Discovery*, 33 (1), 252-291.

Burns, A., Greene, B. R., McGrath, M. J., Shea, T. J. O., Kuris, B., Ayer, S. M., Stroiescu, F. ve Cionca, V., 2010, SHIMMER™ – A Wireless Sensor Platform for Noninvasive Biomedical Research, *IEEE Sensors Journal*, 10 (9), 1527-1534.

Bursuk, E., Ozkan, M. ve Ilerigelen, B., 1999, A medical expert system in cardiological diseases, *Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference. 1999 IEEE Engineering in Medicine and Biology 21st Annual Conference and the 1999 Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society (Cat. N*, 1210 vol.1212.

Cahyadi, B. N., Zunaidi, I., Bakar, S. A., Khairunizam, W., Majid, S. H., Razlan, Z. M., Muhammad, M. N., Rudzuan, M. N. ve Mustafa, W. A., 2018, Upper Limb Muscle Strength Analysis For Movement Sequence Based on Maximum Voluntary Contraction Using EMG Signal, *2018 International Conference on Computational Approach in Smart Systems Design and Applications (ICASSDA)*, 1-5.

Cao, L., Wang, Y., Hao, D., Rong, Y., Yang, L., Zhang, S. ve Zheng, D., 2017a, Effects of Force Load, Muscle Fatigue, and Magnetic Stimulation on Surface Electromyography during Side Arm Lateral Raise Task: A Preliminary Study with Healthy Subjects, 2017.

Cao, L., Wang, Y., Hao, D., Rong, Y., Yang, L., Zhang, S. ve Zheng, D., 2017b, Effects of Force Load, Muscle Fatigue, and Magnetic Stimulation on Surface Electromyography during Side Arm Lateral Raise Task: A Preliminary Study with Healthy Subjects, *BioMed Research International*, 2017, 8943850.

Cerone, G. L. ve Gazzoni, M., 2017, A wireless, minaturized multi-channel sEMG acquisition system for use in dynamic tasks, *2017 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, 1-4.

Chang, P.-S., Knobf, M. T., Oh, B. ve Funk, M., 2018, Physical and psychological effects of Qigong exercise in community-dwelling older adults: An exploratory study, *Geriatric Nursing*, 39 (1), 88-94.

Chen, C. ve Grauman, K., 2012, Efficient activity detection with max-subgraph search, *2012 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1274-1281.

Chen, C. C., Ryuh, Y. J., Fang, Q., Lee, Y. ve Kim, M. L., 2019, The Effects of Inclusive Soccer Program on Motor Performance and Sport Skill in Young Adults

with and without Intellectual Disabilities, *Journal of Developmental and Physical Disabilities*, 31 (4), 487-499.

Chen, H.-T., He, Y.-Z., Hsu, C.-C., Chou, C.-L., Lee, S.-Y. ve Lin, B.-S. P., 2014, Yoga Posture Recognition for Self-training, Cham, 496-505.

Chen, X., 2013, Human motion analysis with wearable inertial sensors, https://trace.tennessee.edu/utk_graddiss/2407:

Choi, W., Joo, Y. ve Lee, S., 2019, Pilates exercise focused on ankle movements for improving gait ability in older women, *Journal of Women & Aging*, 1-11.

Choppin, S., Lane, B. ve Wheat, J., 2014, The accuracy of the Microsoft Kinect in joint angle measurement, *Sports Technology*, 7 (1-2), 98-105.

Chowdhury, R. H., Reaz, M. B. I., Ali, M. A. B. M., Bakar, A. A. A., Chellappan, K. ve Chang, T. G., 2013, Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques, *Sensors*, 13 (9), 12431-12466.

Christie, A., Greig Inglis, J., Kamen, G. ve Gabriel, D. A., 2009, Relationships between surface EMG variables and motor unit firing rates, *European Journal of Applied Physiology*, 107 (2), 177-185.

Chui, C. K. ve Chen, G., 2017, Kalman Filter: An Elementary Approach, In: Kalman Filtering: with Real-Time Applications, Eds, *Cham*: Springer International Publishing, p. 19-31.

Cikajlo, I., Hukić, A., Dolinšek, I., Zajc, D., Vesel, M., Krizmanič, T., Blažica, B., Biasizzo, A., Novak, F. ve Peterlin Potisk, K., 2018, Can telerehabilitation games lead to functional improvement of upper extremities in individuals with Parkinson's disease?, *International journal of rehabilitation research. Internationale Zeitschrift fur Rehabilitationsforschung. Revue internationale de recherches de readaptation*, 41 (3), 230-238.

Clark, R. A., Mentiplay, B. F., Hough, E. ve Pua, Y. H., 2019, Three-dimensional cameras and skeleton pose tracking for physical function assessment: A review of uses, validity, current developments and Kinect alternatives, *Gait & Posture*, 68, 193-200.

Clocksin, B. D., Harrison, R. N. ve Douglas, A., 2017, The Efficacy of Handheld Resistive Exercise Device (HRED) Training on Wellness Outcome in Older Adults, *International journal of exercise science*, 10 (8), 1208-1225.

Colyer, S. L., Evans, M., Cosker, D. P. ve Salo, A. I. T., 2018, A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System, *Sports Medicine - Open*, 4 (1), 24.

Cournia, Z., Allen, T. W., Andricioaei, I., Antonny, B., Baum, D., Brannigan, G., Buchete, N.-V., Deckman, J. T., Delemotte, L., del Val, C., Friedman, R., Gkeka, P., Hege, H.-C., Hénin, J., Kasimova, M. A., Kolocouris, A., Klein, M. L., Khalid, S., Lemieux, M. J., Lindow, N., Roy, M., Selent, J., Tarek, M., Tofoleanu, F., Vanni, S., Urban, S., Wales, D. J., Smith, J. C. ve Bondar, A.-N., 2015, Membrane Protein Structure, Function, and Dynamics: a Perspective from Experiments and Theory, *The Journal of Membrane Biology*, 248 (4), 611-640.

Csirkés, Z., Bretz, K., F Földi, R. ve Hamar, P., 2019, Effects of instability training devices on dynamic balance in preschoolers born with biological risk factors, *Early Child Development and Care*, 189 (13), 2113-2125.

Çetinkaya, E., Tanır, H., Atay, E., Bulut, Ç. ve Engin, H., 2017, Investigation of musculoskeletal system injuries in athletes doing bodybuilding and fitness sports<p>Vücut geliştirme ve fitness sporu yapanlarda, kas, iskelet sistemi sakatlıklarının belirlenmesi, *Journal of Human Sciences*, 14 (4), 4023-4031.

Davies, T., Orr, R., Halaki, M. ve Hackett, D., 2016, Effect of Training Leading to Repetition Failure on Muscular Strength: A Systematic Review and Meta-Analysis, *Sports Medicine*, 46 (4), 487-502.

De Luca, C. J., Donald Gilmore, L., Kuznetsov, M. ve Roy, S. H., 2010, Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination, *Journal of Biomechanics*, 43 (8), 1573-1579.

Debes, C., Merentitis, A., Sukhanov, S., Niessen, M., Frangiadakis, N. ve Bauer, A., 2016, Monitoring Activities of Daily Living in Smart Homes: Understanding human behavior, *IEEE Signal Processing Magazine*, 33 (2), 81-94.

Delsys, Trigno lab, Natick, MA, USA, http://www.delsys.com/products/wireless-emg/trigno-lab/: [02.03].

Demircan, E., Yung, S., Choi, M., Baschshi, J., Nguyen, B. ve Rodriguez, J., 2020, Operational space analysis of human muscular effort in robot assisted reaching tasks, *Robotics and Autonomous Systems*, 125, 103429.

Denier van der Gon, J. J., ter Haar Romeny, B. M. ve van Zuylen, E. J., 1985, Behaviour of motor units of human arm muscles: differences between slow isometric contraction and relaxation, *The Journal of Physiology*, 359 (1), 107-118.

Devaprakash, D., Weir, G. J., Dunne, J. J., Alderson, J. A. ve Donnelly, C. J., 2016, The influence of digital filter type, amplitude normalisation method, and co-contraction algorithm on clinically relevant surface electromyography data during clinical movement assessments, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 31, 126-135.

Di Marco, R., Rossi, S., Racic, V., Cappa, P. ve Mazzà, C., 2016, Concurrent repeatability and reproducibility analyses of four marker placement protocols for the foot-ankle complex, *Journal of Biomechanics*, 49 (14), 3168-3176.

Diaz-Monterrosas, P. R., 2018, A Brief Review on the Validity and Reliability of Microsoft Kinect Sensors for Functional Assessment Applications, *J Adv. Electr. Comp. Eng*, 18 (1), 131-136.

Durall, C. J., Manske, R. C. ve Davies, G. J., 2001, Avoiding Shoulder Injury From Resistance Training, *Strength & Conditioning Journal*, 23 (5), 10.

El-Gohary, M. ve McNames, J., 2012, Shoulder and Elbow Joint Angle Tracking With Inertial Sensors, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59 (9), 2635-2641.

Elaoud, A., Barhoumi, W., Zagrouba, E. ve Agrebi, B., 2019, Skeleton-based comparison of throwing motion for handball players, *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing*.

Ergeneci, M., Gokcesu, K., Ertan, E. ve Kosmas, P., 2018, An Embedded, Eight Channel, Noise Canceling, Wireless, Wearable sEMG Data Acquisition System With Adaptive Muscle Contraction Detection, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 12 (1), 68-79.

Ericsson, K. A., 2017, Expertise and individual differences: the search for the structure and acquisition of experts' superior performance, *Wiley Interdisciplinary Reviews: Cognitive Science*, 8 (1-2), e1382.

Escalante, G., Fine, D., Ashworth, K. ve Kolber, M. J., 2020, Progressive Exercise Strategies to Mitigate Shoulder Injuries Among Weight-Training Participants, Publish Ahead of Print.

Faraway, J. ve Reed, M. P., 2007, Statistics for Digital Human Motion Modeling in Ergonomics, *Technometrics*, 49 (3), 277-290.

Fernandez-Cervantes, V., Neubauer, N., Hunter, B., Stroulia, E. ve Liu, L., 2018, VirtualGym: A kinect-based system for seniors exercising at home, *Entertainment Computing*, 27, 60-72.

Fukuda, T. Y., Echeimberg, J. O., Pompeu, J. E., Lucareli, P. R. G., Garbelotti, S., Gimenes, R. O. ve Apolinário, A., 2010, Root mean square value of the electromyographic signal in the isometric torque of the quadriceps, hamstrings and brachial biceps muscles in female subjects, *J Appl Res*, 10 (1), 32-39.

Gilbert, C., Kretzschmar, K., Wilkie, D. ve Woledge, R., 1971, Chemical change and energy output during muscular contraction, *The Journal of Physiology*, 218 (1), 163-193.

Goertzen, M., Schöppe, K., Lange, G. ve Schulitz, K., 1989, Injuries and damage caused by excess stress in body building and power lifting, *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft fur Orthopadisch-Traumatologische Sportmedizin*, 3 (1), 32-36.

Gondin, J., Cozzone, P. J. ve Bendahan, D. J. E. J. o. A. P., 2011, Is high-frequency neuromuscular electrical stimulation a suitable tool for muscle performance improvement in both healthy humans and athletes?, 111 (10), 2473.

Grosprêtre, S., Gimenez, P., Mourot, L. ve Coratella, G., 2018, Elastic band exercise induces greater neuromuscular fatigue than phasic isometric contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

Gu, W., Foster, K., Shang, J. ve Wei, L., 2019a, A game-predicting expert system using big data and machine learning, *Expert Systems with Applications*, 130, 293-305.

Gu, Z., Maamari, M. S. A., Zhang, D., Kawakami, Y., Cosentino, S. ve Takanishi, A., 2019b, Design and Evaluation of a Training system to Increase Knee Extension Load During Walking, *2019 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*, 1288-1293.

Haque, A., Peng, B., Luo, Z., Alahi, A., Yeung, S. ve Fei-Fei, L., 2016, Towards Viewpoint Invariant 3D Human Pose Estimation, Cham, 160-177.

Harris, D. J., Wilson, M. R. ve Vine, S. J., 2018, A Systematic Review of Commercial Cognitive Training Devices: Implications for Use in Sport, *Front. Psychol.*, 9 (709).

He, Z., Liu, T. ve Yi, J., 2019, A Wearable Sensing and Training System: Towards Gait Rehabilitation for Elderly Patients With Knee Osteoarthritis, *IEEE Sensors Journal*, 19 (14), 5936-5945.

Hedberg, E. C. ve Ayers, S., 2015, The power of a paired t-test with a covariate, *Social Science Research*, 50, 277-291.

Honeycutt, C. F., Ravichandran, V. J. ve Perreault, E. J., 2017, The influence of startReact on long-latency reflexive muscle activation during the transition from posture to movement, *bioRxiv*, 180554.

Hossain, M. S., Andersson, K. ve Naznin, S., 2015, A belief rule based expert system to diagnose measles under uncertainty, *World Congress in Computer Science, Computer Engineering, and Applied Computing (WORLDCOMP'15): The 2015 International Conference on Health Informatics and Medical Systems 27/07/2015-30/07/2015*, 17-23.

Hussain, J., Sundaraj, K., Low, Y. F., Kiang, L. C., Sundaraj, S. ve Ali, M. A., 2018, A systematic review on fatigue analysis in triceps brachii using surface electromyography, *Biomedical Signal Processing and Control*, 40, 396-414.

Imtiaz, U., Bartolomeo, L., Lin, Z., Sessa, S., Ishii, H., Saito, K., Zecca, M. ve Takanishi, A., 2013, Design of a wireless miniature low cost EMG sensor using

gold plated dry electrodes for biomechanics research, *2013 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, 957-962.

instrument, T., 1978, TL07xx Low-Noise JFET-Input Operational Amplifiers, http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl072.pdf: [10 Mayıs].

instrument, T., 1985, INA12xPrecision,Low-Power Instrumentation Amplifiers, http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf: [5 Mayıs].

Jee, H., 2019, Feasibility of a set of wrist-worn novice devices for dual motion comparison of the upper limbs during lateral raise motions, *Journal of exercise rehabilitation*, 15 (4), 531-536.

Jeong, H., Yamada, K., Kido, M., Okada, S., Nomura, T. ve Ohno, Y., 2016, Analysis of Difference in Center-of-Pressure Positions Between Experts and Novices During Asymmetric Lifting, *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 4, 1-11.

Jiao, J., Yuan, L., Tang, W., Deng, Z. ve Wu, Q., 2017, A Post-Rectification Approach of Depth Images of Kinect v2 for 3D Reconstruction of Indoor Scenes, 6 (11), 349.

Jones, G. R., Neubauer, N. A., O'Connor, B. ve Jakobi, J. M., 2016, EMG Functional tasks recordings determines frailty phenotypes in males and females, *Experimental Gerontology*, 77, 12-18.

Jost, T. A., Drewelow, G., Koziol, S. ve Rylander, J., 2019, A quantitative method for evaluation of 6 degree of freedom virtual reality systems, *Journal of Biomechanics*, 97, 109379.

Keogh, E. ve Ratanamahatana, C. A., 2005, Exact indexing of dynamic time warping, *Knowledge and Information Systems*, 7 (3), 358-386.

Keogh, J. W. L., Aickin, S. E. ve Oldham, A. R. H., 2010, Can Common Measures of Core Stability Distinguish Performance in a Shoulder Pressing Task Under Stable and Unstable Conditions?, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24 (2), 422-429.

Keogh, J. W. L. ve Winwood, P. W., 2017, The Epidemiology of Injuries Across the Weight-Training Sports, *Sports Medicine*, 47 (3), 479-501.

Kilby, J., Prasad, K. ve Mawston, G., 2016, Multi-Channel Surface Electromyography Electrodes: A Review, *IEEE Sensors Journal*, 16 (14), 5510-5519.

Kılıç Erkek, Ö., 2019, Farklı sürelerde uygulanan yüzme egzersizine yanıt olarak ortaya çıkan olası kas hasar ve rejenerasyonunda görev alan yolakların belirlenmesi, PhD. Thesis, *PAU*.

Kim, H. Y., Kim, K. J., Yang, D. S., Jeung, S. W., Choi, H. G. ve Choy, W. S., 2015, Screw-Home Movement of the Tibiofemoral Joint during Normal Gait: Three-Dimensional Analysis, *Clin Orthop Surg*, 7 (3), 303-309.

Kim, S., 2018, Exploring the field application of combined cognitive-motor program with mild cognitive impairment elderly patients, *Journal of exercise rehabilitation*, 14 (5), 817-820.

Kim, T. K., 2015, T test as a parametric statistic, *Korean journal of anesthesiology*, 68 (6), 540-546.

Klieger, D. M., 2013, Saunders Essentials of Medical Assisting-E-Book, Elsevier Health Sciences, p.

Kłodowski, A. ve Rantalainen, T., 2015, Multibody Approach to Musculoskeletal and Joint Loading, *Archives of Computational Methods in Engineering*, 22 (2), 237-267.

Kohler, J. M., Flanagan, S. P. ve Whiting, W. C., 2010, Muscle Activation Patterns While Lifting Stable and Unstable Loads on Stable and Unstable Surfaces, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24 (2), 313-321.

Kolahi, A., Hoviattalab, M., Rezaeian, T., Alizadeh, M., Bostan, M. ve Mokhtarzadeh, H., 2007, Design of a marker-based human motion tracking system, *Biomedical Signal Processing and Control*, 2 (1), 59-67.

Konstantinidis, E. I., Bamparopoulos, G. ve Bamidis, P. D., 2017, Moving Real Exergaming Engines on the Web: The webFitForAll Case Study in an Active and Healthy Ageing Living Lab Environment, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 21 (3), 859-866.

Koyama, T., Miyashita, K. ve Matsushita, Y., 2015, Relationship between shoulder abduction angle and shoulder joint complex angle at shoulder maximum external rotation during throwing motion, *Physiotherapy*, 101, e792-e793.

Kreifeldt, J. G., 1971, Signal Versus Noise Characteristics of Filtered EMG Used as a Control Source, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-18 (1), 16-22.

Krzeszowski, T., Kwolek, B. ve Wojciechowski, K., 2010, Articulated Body Motion Tracking by Combined Particle Swarm Optimization and Particle Filtering, Berlin, Heidelberg, 147-154.

Kuehne, H., Arslan, A. ve Serre, T., 2014, The Language of Actions: Recovering the Syntax and Semantics of Goal-Directed Human Activities, *2014 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 780-787.

Kumari, P., Mathew, L. ve Syal, P., 2017, Increasing trend of wearables and multimodal interface for human activity monitoring: A review, *Biosensors and Bioelectronics*, 90, 298-307.

Lau, B. Y. S., Ting, H. Y. ve Tan, Y. W. D., 2018, Cost-Benefit Analysis Reference Framework for Human Motion Capture and Analysis Systems, *Advanced Science Letters*, 24 (2), 1249-1253.

Lavallee, M. E. ve Balam, T., 2010, An Overview of Strength Training Injuries: Acute and Chronic, *Current Sports Medicine Reports*, 9 (5), 307-313.

Lee, S. H., Han, J. H., Jin, Y. Y., Lee, I. H., Hong, H. R. ve Kang, H. S., 2016, Poor physical fitness is independently associated with mild cognitive impairment in elderly Koreans, *Biology of sport*, 33 (1), 57-62.

Li, L., 2014, Time-of-Flight camera - An introduction, http://www.ti.com/lit/wp/sloa190b/sloa190b.pdf?&ts=1589303248668: [12.05.2020].

Lichao, Z., Jui-Chien, H. ve Jiangping, W., 2012, A Kinect-based golf swing classification system using HMM and Neuro-Fuzzy, *2012 International Conference on Computer Science and Information Processing (CSIP)*, 1163-1166.

Lim, C. H., Vats, E. ve Chan, C. S., 2015, Fuzzy human motion analysis: A review, *Pattern Recognition*, 48 (5), 1773-1796.

Lin, J. F., Karg, M. ve Kulić, D., 2016, Movement Primitive Segmentation for Human Motion Modeling: A Framework for Analysis, *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 46 (3), 325-339.

Liu, J., Kuipers, B. ve Savarese, S., 2011, Recognizing human actions by attributes, *CVPR 2011*, 3337-3344.

Liu, J., Hu, A., An, C. ve Lv, S., 2019, Review of Electromyography Acquisition and Control System Based on Flexible Electrode, *2019 Chinese Control And Decision Conference (CCDC)*, 5841-5846.

Lodish, H., Berk, A., Zipursky, S. L., Matsudaira, P., Baltimore, D. ve Darnell, J., 2000, Muscle: A specialized contractile machine, In: Molecular Cell Biology. 4th edition, Eds: WH Freeman, p.

López-Nava, I. H. ve Muñoz-Meléndez, A., 2016, Wearable Inertial Sensors for Human Motion Analysis: A Review, *IEEE Sensors Journal*, 16 (22), 7821-7834.

Louzada, F., Maiorano, A. C. ve Ara, A., 2016, iSports: A web-oriented expert system for talent identification in soccer, *Expert Systems with Applications*, 44, 400-412.

Lovell, R., Knox, M., Weston, M., Siegler, J. C., Brennan, S. ve Marshall, P. W. M., 2018, Hamstring injury prevention in soccer: Before or after training?, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28 (2), 658-666.

Lu, Y., Nair, K., Sandor, E., McDonald, D., Langley, H., Altaib, S. M. M. ve Hanna, M. A., 2017, On analysis of surface electromyography signal from resting lumbar myofascial tissue, *2017 IEEE International Conference on Electro Information Technology (EIT)*, 427-430.

Luczak, J., Bosak, A. ve Riemann, B. L., 2013, Shoulder Muscle Activation of Novice and Resistance Trained Women during Variations of Dumbbell Press Exercises, *Journal of Sports Medicine*, 2013, 6.

Luo, X., Lv, Y., Zhou, M., Wang, W. ve Zhao, W., 2016a, A laguerre neural network-based ADP learning scheme with its application to tracking control in the Internet of Things, *Personal and Ubiquitous Computing*, 20 (3), 361-372.

Luo, X., Zhang, D., Yang, L. T., Liu, J., Chang, X. ve Ning, H., 2016b, A kernel machine-based secure data sensing and fusion scheme in wireless sensor networks for the cyber-physical systems, *Future Generation Computer Systems*, 61, 85-96.

Luo, X., Deng, J., Liu, J., Wang, W., Ban, X. ve Wang, J., 2017a, A quantized kernel least mean square scheme with entropy-guided learning for intelligent data analysis, *China Communications*, 14 (7), 1-10.

Luo, X., Deng, J., Wang, W., Wang, J.-H. ve Zhao, W., 2017b, A Quantized Kernel Learning Algorithm Using a Minimum Kernel Risk-Sensitive Loss Criterion and Bilateral Gradient Technique, 19 (7), 365.

Luo, X., Xu, Y., Wang, W., Yuan, M., Ban, X., Zhu, Y. ve Zhao, W., 2018, Towards enhancing stacked extreme learning machine with sparse autoencoder by correntropy, *Journal of the Franklin Institute*, 355 (4), 1945-1966.

M., K., 2016, Kas fizyolojisi-1, 80.251.40.59/sports.ankara.edu.tr./koz/ana-fiz/kas.pdf: [October 09].

Maeo, S., Yoshitake, Y., Takai, Y., Fukunaga, T. ve Kanehisa, H. J. E. J. o. A. P., 2014, Neuromuscular adaptations following 12-week maximal voluntary co-contraction training, 114 (4), 663-673.

Mahdavi, F. A., Ahmad, S. A., Marhaban, M. H. ve Akbarzadeh-T, M.-R., 2012, Surface electromyography feature extraction based on wavelet transform, *International Journal of Integrated Engineering*, 4 (3).

Maldonado, G., Souères, P. ve Watier, B., 2019, From Biomechanics to Robotics, In: Biomechanics of Anthropomorphic Systems, Eds: Venture, G., Laumond, J.-P. ve Watier, B., *Cham*: Springer International Publishing, p. 35-63.

Manghisi, V. M., Uva, A. E., Fiorentino, M., Bevilacqua, V., Trotta, G. F. ve Monno, G., 2017, Real time RULA assessment using Kinect v2 sensor, *Applied Ergonomics*, 65, 481-491.

Marcroft, C., Khan, A., Embleton, N. D., Trenell, M. ve Plötz, T., 2015, Movement Recognition Technology as a Method of Assessing Spontaneous General Movements in High Risk Infants, *Frontiers in Neurology*, 5 (284).

Mateo, F., Soria-Olivas, E., Carrasco, J. J., Bonanad, S., Querol, F. ve Pérez-Alenda, S., 2018, HemoKinect: A Microsoft Kinect V2 Based Exergaming Software to Supervise Physical Exercise of Patients with Hemophilia, *Sensors*, 18 (8), 2439.

Mazumdar, S., Saikia, A., Sahai, N., Paul, S. ve Bhatia, D., 2017, Determination of significant muscle in movement of upper limb using maximum voluntary contraction of EMG signal, *2017 4th International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN)*, 96-99.

McCurdy, K. ve Vela, L., 2015, Resistance Training for Shoulder Complex Stabilization, *International Journal of Sports Science & Coaching*, 10 (5), 933-947.

McKean, M. R. ve Burkett, B. J., 2015, Overhead shoulder press – In-front of the head or behind the head?, *Journal of Sport and Health Science*, 4 (3), 250-257.

Mehdi, K., Chadi El, K., Jacob, B. ve Leili, J., 2017, Gesture based Human Computer Interaction for Athletic Training, *International Journal of Applied Exercise Physiology*, 6 (3).

Mehrizi, R., Peng, X., Xu, X., Zhang, S., Metaxas, D. ve Li, K., 2018, A computer vision based method for 3D posture estimation of symmetrical lifting, *Journal of Biomechanics*, 69, 40-46.

Meredith, S. J., Dicks, M., Noel, B. ve Wagstaff, C. R. D., 2018, A review of behavioural measures and research methodology in sport and exercise psychology, *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 11 (1), 25-46.

Merletti, R., 2000, Surface electromyography: The SENIAM project, *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 36 (4), 167.

Merletti, R., Rainoldi, A. ve Farina, D., 2001, Surface Electromyography for Noninvasive Characterization of Muscle, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29 (1), 20-25.

Morariu, V. I. ve Davis, L. S., 2011, Multi-agent event recognition in structured scenarios, *CVPR 2011*, 3289-3296.

Morel, M., Achard, C., Kulpa, R. ve Dubuisson, S., 2018, Time-series averaging using constrained dynamic time warping with tolerance, *Pattern Recognition*, 74, 77-89.

Morley, J. J. ve Traum, E., 2018, The effects of dorso-lumbar motion restriction on EMG activity of selected muscles during running, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22 (1), 166-177.

Morozov, M. N., Shubin, A. A., Naidenov, K. M. ve Derbenev, A. A., 2018, Physical Bases of a ToF Camera–Based Optical Tracking System for Surgical Instruments, *Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics*, 82 (12), 1525-1528.

Mpower, 2010, Mpower, Vimpeli, Finland, http://mpower-bestrong.com/manual/MPOWER_user_manual.pdf: [10.10].

MyonTec, 2010, Muscle Monitor, Kuopio, FINLAND, https://www.myontec.com/musclemonitor/manuals/Old/3_1/Muscle%20Monitor%20-%20User%20Guide.pdf12: [10.10].

MyoTrac, 2010, MyoTrac3, Montreal, Quebec, Canada, http://www.thoughttechnology.com/pdf/mar870-00%20myotrac3%20rehab.pdf: [10.11].

Naeemabadi, M., Dinesen, B., Andersen, O. K. ve Hansen, J., 2019, Influence of a Marker-Based Motion Capture System on the Performance of Microsoft Kinect v2 Skeleton Algorithm, *IEEE Sensors Journal*, 19 (1), 171-179.

Nathan, D., Huynh, D. Q., Rubenson, J. ve Rosenberg, M., 2015, Estimating physical activity energy expenditure with the Kinect Sensor in an exergaming environment, *PloS one*, 10 (5), e0127113-e0127113.

Negro, F., Keenan, K. ve Farina, D., 2015, Power spectrum of the rectified EMG: when and why is rectification beneficial for identifying neural connectivity?, *Journal of Neural Engineering*, 12 (3), 036008.

Neuroswiss, 2010, Viking On Nicolet, Planegg, Germany, https://www.neuroswiss.ch/view/data/5962/Nicolet-Viking-EDX.pdf: [11.11].

Newton, R. U., Kraemer, W. J., Häkkinen, K., Humphries, B. J. ve Murphy, A. J., 1996, Kinematics, Kinetics, and Muscle Activation during Explosive Upper Body Movements, 12 (1), 31-43.

Ojeda-Castelo, J. J., Piedra-Fernandez, J. A., Iribarne, L. ve Bernal-Bravo, C., 2018, KiNEEt: application for learning and rehabilitation in special educational needs, *Multimedia Tools and Applications*, 77 (18), 24013-24039.

Öz, H., 2018, Türkiye kadın basketbol süper liginde oynayan basketbolcuların 8 haftalık bireysel kuvvet ve kondisyon programı sonrası antropometrik ve motorik gelişimlerinin değerlendirilmesi, *İstanbul Gelişim Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*.

Pachoulakis, I., Papadopoulos, N. ve Analyti, A., 2018, Kinect-Based Exergames Tailored to Parkinson Patients, *International Journal of Computer Games Technology*, 2018, 14.

Paddon-Jones, D., Leveritt, M., Lonergan, A. ve Abernethy, P., 2001, Adaptation to chronic eccentric exercise in humans: the influence of contraction velocity, *European Journal of Applied Physiology*, 85 (5), 466-471.

Panariello, R. A., Stump, T. J. ve Cordasco, F. A., 2017, The Lower Extremity Athlete: Postrehabilitation Performance and Injury Prevention Training, *Operative Techniques in Sports Medicine*, 25 (3), 231-240.

Paquin, J. ve Power, G. A., 2018, History dependence of the EMG-torque relationship, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 41, 109-115.

Parisi, G. I., Magg, S. ve Wermter, S., 2016, Human motion assessment in real time using recurrent self-organization, *2016 25th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)*, 71-76.

Pashaei, A., Yazdchi, M. R. ve Marateb, H. R., 2015, Designing a Low-noise, High-resolution, and Portable Four Channel Acquisition System for Recording Surface Electromyographic Signal, *Journal of medical signals and sensors*, 5 (4), 245-252.

Patel, M., Patel, A. ve Virparia, P., 2013, Rule based expert system for viral infection diagnosis, *International journal of advanced research in computer science*, 3 (5), 591-595.

Phinyomark, A., Campbell, E. ve Scheme, E., 2020, Surface Electromyography (EMG) Signal Processing, Classification, and Practical Considerations, In: Biomedical Signal Processing: Advances in Theory, Algorithms and Applications, Eds: Naik, G., *Singapore*: Springer Singapore, p. 3-29.

Pieter Clarys, J., Scafoglieri, A., Tresignie, J., Reilly, T. ve Van Roy, P., 2010, Critical appraisal and hazards of surface electromyography data acquisition in sport and exercise, *Asian journal of sports medicine*, 1 (2), 69-80.

Pino, E. J., Arias, Y. ve Aqueveque, P., 2018, Wearable EMG Shirt for Upper Limb Training, *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 4406-4409.

Pirsiavash, H. ve Ramanan, D., 2014, Parsing Videos of Actions with Segmental Grammars, *2014 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 612-619.

Polášek, P., Bureš, M. ve Šimon, M., 2015, Comparison of Digital Tools for Ergonomics in Practice, *Procedia Engineering*, 100, 1277-1285.

Prasad, B., Wood, H., Greer, J. ve McCalla, G., 1989, A knowledge-based system for tutoring bronchial asthma diagnosis, *[1989] Proceedings. Second Annual IEEE Symposium on Computer-based Medical Systems*, 40-45.

Prieto-Lage, I., Prieto, M. A., Curran, T. P. ve Gutiérrez-Santiago, A., 2018, An Accurate and Rapid System to Identify Play Patterns in Tennis Using Video Recording Material: Break Point Situations as a Case Study, *J. Hum. Kinet.*, 62, 199-212.

Pučko, Z., Šuman, N. ve Rebolj, D., 2018, Automated continuous construction progress monitoring using multiple workplace real time 3D scans, *Advanced Engineering Informatics*, 38, 27-40.

Raez, M. B. I., Hussain, M. S. ve Mohd-Yasin, F., 2006, Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications, *Biological procedures online*, 8, 11-35.

Ramanathan, V., Li, C., Deng, J., Han, W., Li, Z., Gu, K., Song, Y., Bengio, S., Rossenberg, C. ve Fei-Fei, L., 2015, Learning semantic relationships for better action retrieval in images, *2015 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 1100-1109.

Ranaldi, S., De Marchis, C. ve Conforto, S., 2018, An automatic, adaptive, information-based algorithm for the extraction of the sEMG envelope, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 42, 1-9.

Reeves, R. K., Laskowski, E. R. ve Smith, J., 1998, Weight Training Injuries, *The Physician and Sportsmedicine*, 26 (3), 54-73.

Reither, L. R., Foreman, M. H., Migotsky, N., Haddix, C. ve Engsberg, J. R., 2018, Upper extremity movement reliability and validity of the Kinect version 2, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 13 (1), 54-59.

Roberto, M. ve Dario, F., 2016, Detection and Conditioning of Surface EMG Signals, In: Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications, Eds: IEEE, p. 1-37.

Rocha, A. P., Choupina, H., Fernandes, J. M., Rosas, M. J., Vaz, R. ve Cunha, J. P. S., 2015, Kinect v2 based system for Parkinson's disease assessment, *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 1279-1282.

Roell, M., Mahler, H., Lienhard, J., Gehring, D., Gollhofer, A. ve Roecker, K., 2019, Validation of Wearable Sensors during Team Sport-Specific Movements in Indoor Environments, 19 (16), 3458.

Roldan-Vasco, S., Perez-Giraldo, E. ve Orozco-Duque, A., 2018, Continuous Wavelet Transform for Muscle Activity Detection in Surface EMG Signals During Swallowing, *Applied Computer Sciences in Engineering*, Cham, 245-255.

Romacho, C. B., Hermoso, M. D. ve Cintas, H. P., 2016, Automatic Estimation System of Dynamic Knee Alignment Based on Depth Video, PhD., *Üniversidad de Granada*, Granada, 88.

Roman-Liu, D. ve Bartuzi, P., 2018, Influence of type of MVC test on electromyography measures of biceps brachii and triceps brachii %J International Journal of Occupational Safety and Ergonomics, 24 (2), 200--206.

Rousanoglou, E. N., Oskouei, A. E. ve Herzog, W., 2007, Force depression following muscle shortening in sub-maximal voluntary contractions of human adductor pollicis, *Journal of Biomechanics*, 40 (1), 1-8.

Rubin, D. I., 2019, Chapter 16 - Needle electromyography: Basic concepts, In: Handbook of Clinical Neurology, Eds: Levin, K. H. ve Chauvel, P.: Elsevier, p. 243-256.

Rybarczyk, Y., Kleine Deters, J., Cointe, C. ve Esparza, D., 2018, Smart Web-Based Platform to Support Physical Rehabilitation, *Sensors*, 18 (5), 1344.

Sadeghi Esfahlani, S., Muresan, B., Sanaei, A. ve Wilson, G., 2018, Validity of the Kinect and Myo armband in a serious game for assessing upper limb movement, *Entertainment Computing*, 27, 150-156.

Saenz-de-Urturi, Z. ve Garcia-Zapirain Soto, B., 2016, Kinect-Based Virtual Game for the Elderly that Detects Incorrect Body Postures in Real Time, *Sensors*, 16 (5), 704.

Saeterbakken, A. H. ve Fimland, M. S., 2013, Electromyographic Activity and 6RM Strength in Bench Press on Stable and Unstable Surfaces, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27 (4), 1101-1107.

Sajid, A. ve Hussain, K., 2018, Rule Based (Forward Chaining/Data Driven) Expert System for Node Level Congestion Handling in Opportunistic Network, *Mobile Networks and Applications*, 23 (3), 446-455.

Sarbolandi, H., Lefloch, D. ve Kolb, A., 2015, Kinect range sensing: Structured-light versus Time-of-Flight Kinect, *Computer Vision and Image Understanding*, 139, 1-20.

Sbrollini, A., Strazza, A., Candelaresi, S., Marcantoni, I., Morettini, M., Fioretti, S., Di Nardo, F. ve Burattini, L., 2018, Surface electromyography low-frequency content: Assessment in isometric conditions after electrocardiogram cancellation by the Segmented-Beat Modulation Method, *Informatics in Medicine Unlocked*, 13, 71-80.

Scherer, M., Unterbrunner, A., Riess, B. ve Kafka, P., 2016, Development of a System for Supervised Training at Home with Kinect V2, *Procedia Engineering*, 147, 466-471.

Schimmack, M., Nguyen, S. ve Mercorelli, P., 2016, Anatomy of Haar Wavelet Filter and Its Implementation for Signal Processing, *IFAC-PapersOnLine*, 49 (6), 99-104.

Schoenfeld, B. J., 2010, The Mechanisms of Muscle Hypertrophy and Their Application to Resistance Training, *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (10), 2857-2872.

Seguin, R. A., Epping, J. N., Buchner, D., Bloch, R. ve Nelson, M. E., 2002, Growing stronger; strength training for older adults, John Hancock Center for Physical Activity and Nutrition, Friedman School of Nutrition Science and Policy, Tufts University, https://stacks.cdc.gov/view/cdc/11447: [Sept. 11].

Selek, M., Başçiftçi, F. ve Örücü, S., 2017, Designing medical expert system based on logical reduced rule for basic malaria diagnosis from malaria signs and symptoms, *World Journal of Engineering*, 14 (3), 227-230.

Shan, G. ve Westerhoff, P., 2005, Soccer (Full-body kinematic characteristics of the maximal instep Soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality), *Sports Biomechanics*, 4 (1), 59-72.

Shaw, L. ve Bagha, S., 2012, Online EMG signal analysis for diagnosis of neuromuscular diseases by using PCA and PNN, *International Journal of Engineering Science*

Technology, 4 (10), 4453-4459.

Shotton, J., Fitzgibbon, A., Cook, M., Sharp, T., Finocchio, M., Moore, R., Kipman, A. ve Blake, A., 2011, Real-time human pose recognition in parts from single depth images, *CVPR 2011*, 1297-1304.

Silfee, V. J., Haughton, C. F., Jake-Schoffman, D. E., Lopez-Cepero, A., May, C. N., Sreedhara, M., Rosal, M. C. ve Lemon, S. C., 2018, Objective measurement of physical activity outcomes in lifestyle interventions among adults: A systematic review, *Preventive Medicine Reports*, 11, 74-80.

Silva, H. P. d., 2018, Physiological Sensing Now Open to the World: New Resources Are Allowing Us to Learn, Experiment, and Create Imaginative Solutions for Biomedical Applications, *IEEE Pulse*, 9 (2), 9-11.

Skals, S., Vinstrup, J., Sundstrup, E., Jakobsen, M. D., Andersen, C. H. ve Andersen, L. L., 2018, Shoulder and arm muscle activity during elastic band exercises performed in a hospital bed, *The Physician and Sportsmedicine*, 46 (2), 233-241.

Slob, W., 2017, A general theory of effect size, and its consequences for defining the benchmark response (BMR) for continuous endpoints, *Critical Reviews in Toxicology*, 47 (4), 342-351.

Squire, J. M., 2016, Muscle contraction: Sliding filament history, sarcomere dynamics and the two Huxleys, *Global cardiology science & practice*, 2016 (2), e201611-e201611.

Stastny, P., Gołaś, A., Blazek, D., Maszczyk, A., Wilk, M., Pietraszewski, P., Petr, M., Uhlir, P. ve Zając, A., 2017, A systematic review of surface electromyography analyses of the bench press movement task, *PloS one*, 12 (2), e0171632-e0171632.

Stegeman, D. F., Merletti, R. and Hermens, H.J., 2005, EMG Modeling and Simulation, In: Electromyography, Eds: Parker, R. M. a. P., p. 205-231.

Stokvis, R., 2006, The Emancipation of Bodybuilding, *Sport in Society*, 9 (3), 463-479.

Su, C.-H., 2016, Developing and evaluating effectiveness of 3D game-based rehabilitation system for Total Knee Replacement Rehabilitation patients, *Multimedia Tools and Applications*, 75 (16), 10037-10057.

Su, C.-J., 2013, Personal rehabilitation exercise assistant with kinect and dynamic time warping, 3 (4), 448-454.

Sundstrup, E., Jakobsen, M. D., Andersen, C. H., Zebis, M. K., Mortensen, O. S. ve Andersen, L. L., 2012, Muscle Activation Strategies During Strength Training With Heavy Loading vs. Repetitions to Failure, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26 (7), 1897-1903.

Świtoński, A., Polański, A. ve Wojciechowski, K., 2011, Human identification based on the reduced kinematic data of the gait, *2011 7th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA)*, 650-655.

Szykman, A. G., Brandão, A. L. ve Gois, J. P., 2018, A Gesture Recognition Approach for Wheelchair Users in an Exergame, *2018 17th Brazilian Symposium on Computer Games and Digital Entertainment (SBGames)*, 11-1109.

Tahmosybayat, R., Baker, K., Godfrey, A., Caplan, N. ve Barry, G., 2018, Movements of older adults during exergaming interventions that are associated with the Systems Framework for Postural Control: A systematic review, *Maturitas*, 111, 90-99.

Taniguchi, Y., 1997, Lateral specificity in resistance training: the effect of bilateral and unilateral training, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 75 (2), 144-150.

Thomas, E., Bianco, A., Mancuso, E., Patti, A., Tabacchi, G., Paoli, A., Messina, G. ve Palma, A., 2017, The effects of a calisthenics training intervention on posture, strength and body composition, *Isokinetics and Exercise Science*, 25 (3), 215-222.

Toprak, A. ve Güler, İ., 2008, Angiograph image restoration with the use of rule base fuzzy 2D Kalman filter, *Expert Systems with Applications*, 35 (4), 1752-1761.

Torres-Luque, G., Fernández-García, Á. I., Cabello-Manrique, D., Giménez-Egido, J. M. ve Ortega-Toro, E., 2018, Design and Validation of an Observational Instrument for the Technical-Tactical Actions in Singles Tennis, *Front. Psychol.*, 9 (2418).

Valentinuzzi, M. E., 2007, Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications and electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications, *BioMedical Engineering OnLine*, 6, 27-27.

van der Kruk, E. ve Reijne, M. M., 2018, Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review, *European Journal of Sport Science*, 18 (6), 806-819.

Varatharajan, R., Manogaran, G., Priyan, M. K. ve Sundarasekar, R., 2018, Wearable sensor devices for early detection of Alzheimer disease using dynamic time warping algorithm, *Cluster Computing*, 21 (1), 681-690.

Vecchio, A. D., Negro, F., Felici, F. ve Farina, D., 2017, Associations between motor unit action potential parameters and surface EMG features, *Journal of Applied Physiology*, 123 (4), 835-843.

Velloso, E., Bulling, A., Gellersen, H., Ugulino, W. ve Fuks, H., 2013, Qualitative activity recognition of weight lifting exercises. Proceedings of the 4th Augmented Human International Conference. Stuttgart, Germany, Association for Computing Machinery**:** 116–123.

Vigotsky, A. D., Halperin, I., Lehman, G. J., Trajano, G. S. ve Vieira, T. M., 2018, Interpreting Signal Amplitudes in Surface Electromyography Studies in Sport and Rehabilitation Sciences, *Front. Physiol.*, 8 (985).

Vilas-Boas, M. d. C. ve Cunha, J. P. S., 2016, Movement Quantification in Neurological Diseases: Methods and Applications, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 9, 15-31.

Vinyals, O., Toshev, A., Bengio, S. ve Erhan, D., 2015, Show and tell: A neural image caption generator, *2015 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 3156-3164.

von Rottkay, E., Nöth, U., Zinner, J. ve Reichert, J. C., 2018, Schulterverletzungen im CrossFit und verwandten Sportarten, *Sports Orthopaedics and Traumatology*, 34 (2), 145-150.

Von Werder, S. C. F. A., Kleiber, T. ve Disselhorst-Klug, C., 2015, A method for a categorized and probabilistic analysis of the surface electromyogram in dynamic contractions, 6 (30).

Wagner, W. P., 2017, Trends in expert system development: A longitudinal content analysis of over thirty years of expert system case studies, *Expert Systems with Applications*, 76, 85-96.

Wallace, B. J., Bergstrom, H. C. ve Butterfield, T. A., 2018, Muscular bases and mechanisms of variable resistance training efficacy, *International Journal of Sports Science & Coaching*, 13 (6), 1177-1188.

Waßmann, I., Graf von Malotky, N. T. ve Martens, A., 2020, Train4U - Mobile Sport Diagnostic Expert System for User-Adaptive Training, Cham, 77-85.

Watanabe, K., Kouzaki, M. ve Moritani, T., 2015, Spatial EMG potential distribution of biceps brachii muscle during resistance training and detraining, *European Journal of Applied Physiology*, 115 (12), 2661-2670.

Waxman, S. G. ve Zamponi, G. W., 2014, Regulating excitability of peripheral afferents: emerging ion channel targets, *Nature Neuroscience*, 17 (2), 153-163.

Wiedemann, L. G., Planinc, R., Nemec, I. ve Kampel, M., 2015. Performance evaluation of joint angles obtained by the Kinect v2. IET Conference Proceedings, 6 .-6 . Erişim Adresi, https://digital-library.theiet.org/content/conferences/10.1049/ic.2015.0142.

Willardson, J. M., Fontana, F. E. ve Bressel, E., 2009, Effect of Surface Stability on Core Muscle Activity for Dynamic Resistance Exercises, *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4 (1), 97.

Williams, T. D., Tolusso, D. V., Fedewa, M. V. ve Esco, M. R. J. S. M., 2017, Comparison of Periodized and Non-Periodized Resistance Training on Maximal Strength: A Meta-Analysis, *Sports Med.*, 47 (10), 2083-2100.

Willson, J. D. ve Davis, I. S., 2008, Utility of the Frontal Plane Projection Angle in Females With Patellofemoral Pain, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38 (10), 606-615.

Wochatz, M., Tilgner, N., Mueller, S., Rabe, S., Eichler, S., John, M., Völler, H. ve Mayer, F., 2019, Reliability and validity of the Kinect V2 for the assessment of lower extremity rehabilitation exercises, *Gait & Posture*, 70, 330-335.

Wu, H., Shao, J., Xu, X., Ji, Y., Shen, F. ve Shen, H. T., 2018, Recognition and Detection of Two-Person Interactive Actions Using Automatically Selected Skeleton Features, *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 48 (3), 304-310.

Wu, J., Li, X., Liu, W. ve Jane Wang, Z., 2019, sEMG Signal Processing Methods: A Review, *Journal of Physics: Conference Series*, 1237, 032008.

Xu, M., Fralick, D., Zheng, J. Z., Wang, B., Tu, X. M. ve Feng, C., 2017, The Differences and Similarities Between Two-Sample T-Test and Paired T-Test, *Shanghai archives of psychiatry*, 29 (3), 184-188.

Yadav, S. K., Singh, A., Gupta, A. ve Raheja, J. L., 2019, Real-time Yoga recognition using deep learning, *Neural Computing and Applications*, 31 (12), 9349-9361.

Yahya, M., 2019, Motion capture sensing techniques used in human upper limb motion: a review, *Sensor Review*, 39 (4), 504-511.

Yamane, K. ve Takano, W., 2016, Human Motion Reconstruction, In: Springer Handbook of Robotics, Eds: Siciliano, B. ve Khatib, O., *Cham*: Springer International Publishing, p. 1819-1834.

Yamaoka, K., Uehara, M., Shima, T. ve Tamura, Y., 2013, Feedback of Flying Disc Throw with Kinect and its Evaluation, *Procedia Computer Science*, 22, 912-920.

Yang, L., Zhang, L., Dong, H., Alelaiwi, A. ve Saddik, A. E., 2015, Evaluating and Improving the Depth Accuracy of Kinect for Windows v2, *IEEE Sensors Journal*, 15 (8), 4275-4285.

Yao, B., Jiang, X., Khosla, A., Lin, A. L., Guibas, L. ve Fei-Fei, L., 2011, Human action recognition by learning bases of action attributes and parts, *2011 International Conference on Computer Vision*, 1331-1338.

Yom, J. P., Owens, T., Arnett, S., Beebe, J. ve Son, V., 2019, The effects of an unanticipated side-cut on lower extremity kinematics and ground reaction forces during a drop landing, *Sports Biomechanics*, 18 (4), 414-425.

Young, C. M., Luo, W., Gastin, P., Tran, J. ve Dwyer, D. B., 2019, The relationship between match performance indicators and outcome in Australian Football, *Journal of Science and Medicine in Sport*, 22 (4), 467-471.

Yu, X. ve Xiong, S., 2019, A Dynamic Time Warping Based Algorithm to Evaluate Kinect-Enabled Home-Based Physical Rehabilitation Exercises for Older People, *Sensors*, 19 (13), 2882.

Zhang, J., Wang, L., Yu, L., Yang, Y., Zhang, Y. ve Li, B., 2009, A low-offset analogue front-end IC for multi-channel physiological signal acquisition, *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4473-4476.

Zhang, Z., Wang, C., Xiao, B., Zhou, W. ve Liu, S., 2013, Attribute Regularization Based Human Action Recognition, *IEEE Transactions on Information Forensics and Security*, 8 (10), 1600-1609.

Zhang, Z., Wang, C., Xiao, B., Zhou, W. ve Liu, S., 2015, Robust relative attributes for human action recognition, *Pattern Analysis and Applications*, 18 (1), 157-171.

Zhao, W., 2016, On automatic assessment of rehabilitation exercises with realtime feedback, *2016 IEEE International Conference on Electro Information Technology (EIT)*, 0376-0381.

Zhao, W., Lun, R., Gordon, C., Fofana, A. M., Espy, D. D., Reinthal, M. A., Ekelman, B., Goodman, G. D., Niederriter, J. E. ve Luo, X., 2017, A Human-Centered Activity Tracking System: Toward a Healthier Workplace, *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 47 (3), 343-355.

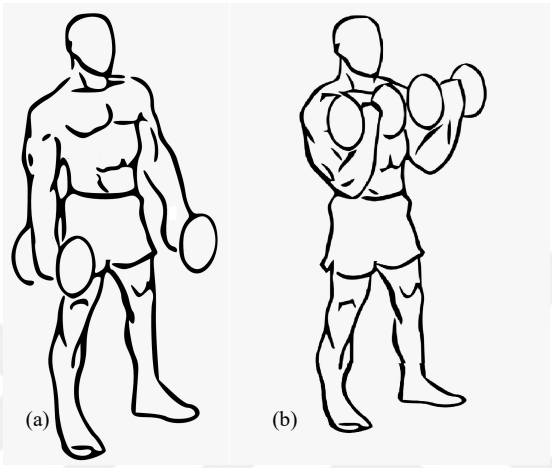
Zhilenkov, A. A., Kuznetsova, N. I. ve Zernov, O. I., 2018, Problem of automatic recognition of physical activity from surface electromyography signals, *2018 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus)*, 1028-1031.

Zhou, H. ve Hu, H., 2008, Human motion tracking for rehabilitation—A survey, *Biomedical Signal Processing and Control*, 3 (1), 1-18.

EKLER

EK-1 DBC Antrenmanı

Şekil Ek-1 1'de gösterilen DBC hareketi, üst kol kaslarını çalıştıran ve en çok bilinen ağırlık antrenmanıdır. Bu antrenman türü DSP ve LR gibi oturarak veya ayakta da yapılabilmektedir.



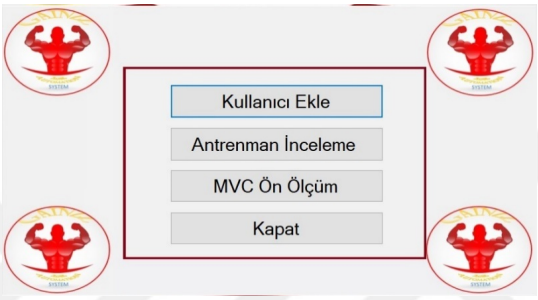
Şekil Ek-1 1. DBC Antrenmanı (a) Hareket Başlangıcı ve Bitişi, (b) Hareket Ortası

Bu hareketi yaparken dikkat edilmesi gereken unsurlar şunlardır;

- Avuç içleri bacağın dışına ve kollar aşağıya bakacak şekilde her iki elinizde birer dumbbell yâda her iki elinizle bir ağırlık barı tutunuz.
- Ayaklarınızı omuz genişliğiniz kadar bir mesafede konumlandırınız,
- Ağırlığı kaldırmaya hazırlanmak için karın kaslarınızı kasarak gerginleştiriniz,
- Ağırlıklar ile avuç içleri yukarı doğru bakacak ve dirsek önkol ile dikey eksende hizalı olacak şekilde kolunuzu hareket ettiriniz,
- Hareket esnasında ağırlıkları omzunuza doğru kaldırınız,
- Kaldırırken dirseklerinizi vücudunuza yakın ve mümkün olduğunca gövdenize paralel tutunuz,
- Ağırlıkları indirirken her iki kolu da aynı anda yavaşça indirin ve başlangıç pozisyonuna dönünüz.

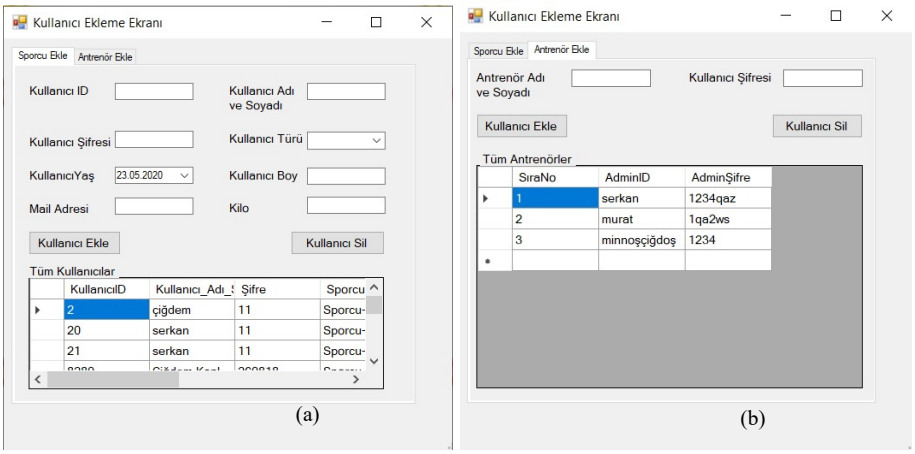
EK-2 Antrenör İnceleme Modu

Ana menüden antrenör girişi seçeneği seçildiğinde, antrenör kullanıcı ID ve şifresini girerek Şekil Ek-2 1'da gösterilen antrenör işlemleri menüsü açılmaktadır. Bu menüde 3 temel işlem yapılmaktadır. Bunlar; Sporcu veya antrenör eklemede kullanılan kullanıcı ekle seçeneği, sporcunun antrenman sonuçlarını incelemeyi sağlayan antrenman incele menüsü, kullanıcıların antrenmanlarında verimlilik analizinde kullanılmak üzere SMVC ölçümünün yapıldığı MVC ön ölçüm kısmı ve çıkış seçeneğidir.



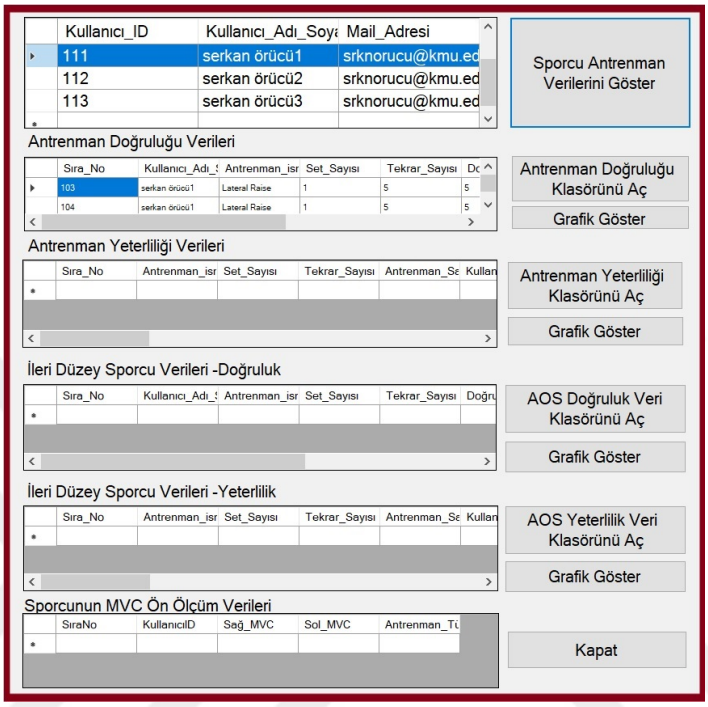
Şekil Ek-2 1. Antrenör İşlemleri Menüsü

Kullanıcı ekle butonuna tıklandığında, antrenöre iki farklı kullanıcı ekleme seçeneği sunulmaktadır. Bu seçeneklerden ilki Şekil Ek-2 2.a'da gösterildiği üzere sporcu ekleme ekranıdır. Bu ekranda kullanıcı ile ilgili olan; Kullanıcı ID, kullanıcı adı ve soyadı, şifresi, kullanıcı türü, doğum tarihi, boy, kilo ve mail adresi girişleri bulunmaktadır. Şekil Ek-2 2.b'de ise antrenör ekle seçeneği görülmektedir. Bu menüde antrenör adı ve soyadı ile kullanıcı şifresi girişleri bulunmaktadır.



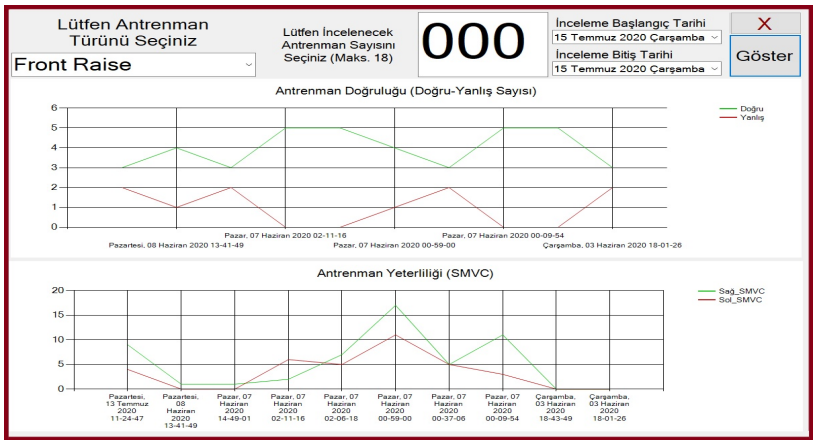
Şekil Ek-2 2. Kullanıcı Ekleme Ekranı (a) Sporcu Ekleme, (b) Antrenör Ekleme

Antrenman inceleme butonuna tıklandığında açılan sporcu veri inceleme ekranı Şekil Ek-2 3'de gösterilmektedir. Bu ekran, incelenmek istenen sporcunun türüne göre doğruluk, yeterlilik veya hibrit sistemden elde edilen antrenman verilerini, veri tabanından alarak antrenör tarafından incelenmesine olanak sağlar.



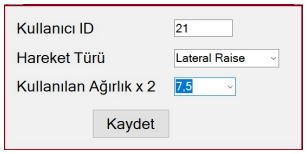
Şekil Ek-2 3. Antrenman İnceleme Ekranı

Bu ekranda, kullanıcılara ait tüm antrenman verileri, incelenmek amacıyla antrenöre sunulmaktadır. Ayrıca, grafik göster seçenekleri ile yapılan antrenman verilerini görsel olarak inceleyebilmek amacıyla Şekil Ek-2.4'de gösterilen inceleme ekranı açılmaktadır.



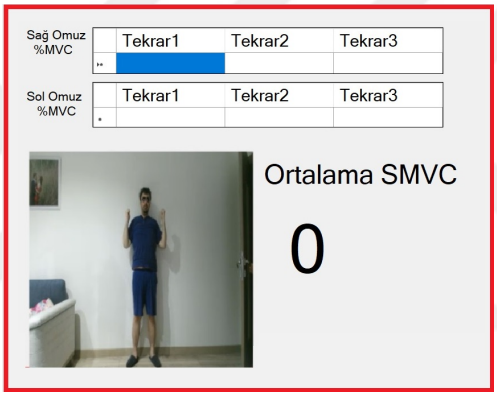
Şekil Ek-2 4. Grafik İnceleme Ekranı

Antrenör işlemleri menüsünde bulunan son seçenek ise MVC ön ölçüm seçeneğidir. Bu menüye giriş yapıldığında öncelikle Şekil Ek-2 5'de gösterilen kullanıcı, hareket ve ağırlık seçim menüsü açılır.



Şekil Ek-2 5. Antrenman İnceleme Ekranı

Bu menüde ilgili seçimler yapılarak kaydet butonuna tıklandığında ise Şekil Ek-2 6'da görülen MVC ön ölçüm ekranı açılmaktadır.



Şekil Ek-2 6. MVC Ön Ölçüm Ekranı

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı	**:**	Serkan ÖRÜCÜ
Uyruğu	**:**	T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi	**:**	24/08/1980 - İSTANBUL
Telefon	**:**	0505 758 49 67
Faks	**:**	-
e-mail	**:**	srknorucu@kmu.edu.tr

EĞİTİM

Derece		**Adı, İl**	**Bitirme Yılı**
Lise	:	Antalya Teknik Meslek Lisesi, Antalya	1998
Üniversite	:	Muğla Üniversitesi, Muğla	2006
Yüksek Lisans	:	Muğla Üniversitesi, Muğla	2009
Doktora	:	Selçuk Üniversitesi, Bilişim Teknolojileri Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Konya	2014-

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	**Kurum**	**Görevi**
2006-2009	Muğla Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi	Araştırma Görevlisi
2013-	Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi Ermenek Meslek Yüksekokulu	Öğretim Görevlisi

YAYINLAR

SCI, SSCI, AHCI de taranan Dergilerde Yayınlanan Makaleler:

Örücü, S. ve Selek, M., 2020, Design and Validation of Rule-Based Expert System by Using Kinect V2 for Real-Time Athlete Support, Applied Sciences, 10 (2), 611 (Doktora Tezinden).

Örücü, S. ve Selek, M., 2019, Design and Validation of Multichannel Wireless Wearable SEMG System for Real-Time Training Performance Monitoring, Journal of Healthcare Engineering, 2019, 15 (Doktora Tezinden).

Tarımer, İ., Örücü, S., 2009, Development of a Data Logging Card and Software for Evaluating an Instrumentation System, Przeglad Elektrotechniczny (Electrical Review), 85(10), pp: 166-170.

Diğer Uluslararası İndekslerde Yayınlanan Makaleler:

Selek, M., Başçiftçi, F. ve Örücü, S., 2017, Designing medical expert system based on logical reduced rule for basic malaria diagnosis from malaria signs and symptoms, World Journal of Engineering, 14 (3), 227-230.

Uluslararası Bildiriler

Örücü S., Selek M. ve Başçiftçi F., Design of a Wireless Multi-Channel Surface EMG System and Comparison on MVC Normalization, International Conference on Innovative Technologies, IN-TECH 2018, September 05-07, 2018, Zagreb, CROATIA, ISSN: 0184-9069, pp: 173-177 (Doktora Tezinden).

Selek M., Örücü S. ve Taşpınar Y. S., Vücut Geliştirme Sporunda Kullanılmak Üzere Kinect V2 Sensörü Kullanarak "Dumbbel Shoulder Press" ve "Lateral Raıse" Hareketleri İçin Bir Dataset Oluşturma, III. INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON MULTIDISCIPLINARY STUDIES, 10-11 Kasım 2017, Ankara Türkiye, Özet Bildiri, Sözlü Sunum, ISBN: 978-605-288-223-8, pp:15-24 (Doktora Tezinden).

Selek M., Örücü S. ve Taşpınar Y. S., Vücut Geliştirme Antrenmanlarında Kinect V2 Kullanarak Vücut Parçaları Ölçümleri, III. INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON MULTIDISCIPLINARY STUDIES, 10-11 Kasım 2017, Ankara Türkiye Özet Bildiri, Sözlü Sunum, ISBN: 978-605-288-223-8, pp:25-36 (Doktora Tezinden).

Selek M., Örücü S. ve Taşpınar Y. S., Vücut Geliştirme Sporunda Kinect V2 Sensörün Kullanım Olanakları, The 6th International Vocational Schools Symposium (UMYOS), UMYOS 2017, May 18-20 Bosnia & Herzegovina, Özet Bildiri, Sözlü Sunum, ISBN: 978-9944-0637-6-0, pp: 502-516 (Doktora Tezinden).

Selek M., Örücü S., The Designability Investigation of a Support System Based on Injury Prevention Using Kinect In bodybuilding Sport, 75th International Conference on Recent Innovations in Engineering and Technology (ICRIET), 14-15 July 2016, Zürih, İsviçre, ISBN: 978-93-86083-56-2, pp: 21-24 (Doktora Tezinden).