



T.C.

BARTIN ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

AKILLI SİSTEMLER MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**ÇOKLU SENSÖR TABANLI YAPAY ZEKA DESTEKLİ EL
BECERİ DEĞERLENDİRME SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ**

SENA ZEYBEK KILIÇ

DANIŞMAN

DR. ÖĞR. ÜYESİ MEHMET EMİN AKTAN

BARTIN-2023



T.C.

BARTIN ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

AKILLI SİSTEMLER MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ÇOKLU SENSÖR TABANLI YAPAY ZEKA DESTEKLİ EL BECERİ
DEĞERLENDİRME SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Sena ZEYBEK KILIÇ

BARTIN-2023

BEYANNAME

Bartın Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü tez yazım kılavuzuna göre Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Emin Aktan danışmanlığında hazırlamış olduğum “ÇOKLU SENSÖR TABANLI YAPAY ZEKA DESTEKLİ EL BECERİ DEĞERLENDİRME SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ” başlıklı yüksek lisans tezimin bilimsel etik değerlere ve kurallara uygun, özgün bir çalışma olduğunu, aksinin tespit edilmesi halinde her türlü yasal yaptırımını kabul edeceğimi beyan ederim.

21.08.2023

Sena ZEYBEK KILIÇ

ÖNSÖZ

Tez çalışmam sırasında kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösterici ve destek olan değerli danışman hocam Sayın Dr. Mehmet Emin AKTAN'a teşekkür ve saygılarımı sunarım.

1002-Hızlı Destek Programı kapsamında 122E017 nolu proje ile çalışmalarına destek olan TÜBİTAK'a teşekkür ederim.

Hayatım boyunca hep yanımda olan ve tez çalışmam süresince de desteklerini esirgemeyen değerli ailem Nilgün ZEYBEK, Tuncay ZEYBEK, Dilara ZEYBEK ve eşim Nurullah KILIÇ'a sonsuz teşekkürler ederim.

Sena ZEYBEK KILIÇ

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

ÇOKLU SENSÖR TABANLI YAPAY ZEKA DESTEKLİ EL BECERİ DEĞERLENDİRME SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Sena ZEYBEK KILIÇ

Bartın Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Akıllı Sistemler Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Emin AKTAN

Bartın-2023, sayfa: 59

Motor beceri testlerine karpal tünel sendromu, serebral palsi, parkinson, artrit gibi hastalıkların teşhis ve tedavi aşamalarında, el becerisi gerektiren işlerdeki personel istihdamında mesleki yeterliliklerin kontrol edilmesinde ve ergonomi çalışmalarında ihtiyaç duyulmaktadır. Motor becerilerinin tespit edilebilmesi için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir ve bunlar birçok aşamadan ve görevden oluşmaktadır. Bu testler bir uzman gözetiminde gerçekleştirilmektedir. Bu durum özellikle nüfusu fazla olan yerlerde hastalara günler sonrasına randevu verilmesine yol açmaktadır. Ayrıca yapılan ölçümlerdeki insan faktöründen dolayı çeşitli hatalar meydana gelebilmektedir. Bu tezde amaç, üst uzuv motor becerilerinin çoklu sensörler ve yapay zeka algoritmaları ile yüksek doğrulukta otomatik olarak değerlendirilmesi, sonuçların uzmanlara sunulması ve buna bağlı olarak uzmanların iş yükünün ve ölçüm hatalarının azaltılmasıdır. Üst uzuv motor becerileri eklem yapısı, kas kuvveti, duyu, mobilite ve koordinasyon gibi birçok bileşenden oluşur. Motor becerilerinin ölçümü ve belirlenmesi bu bileşenlerin ayrıntılı test edilmesini gerektirir. Bu tez çalışmasında kişilerin el motor beceri performansları çoklu sensörler ve yapay zekâ algoritmaları ile otomatik olarak belirlenmiştir. Performans belirleme aşamasında kişilerin kas kasılma seviyeleri ile hareket sınıflandırması yapılmış ve beceri testi esnasındaki tutma-bırakma hareketi süreleri tespit edilmiştir. Uzuv açısal hız, doğrusal ivme ve hız değişim

değerleri ölçülerek kaydedilmiş, görüntü işleme yöntemi ile toplam test süresi ve testte yer alan disklerin her birinin yerleştirme ve çevirme süreleri hesaplanmıştır. Elde edilen tüm bu veriler kullanıcı arayüzü üzerinden uzmanlara sunulmuştur. Bu sayede uzmanların iş yükü azaltılarak günlük hasta kabul sayılarının artırılması sağlanmış, objektif ve doğru ölçümler gerçekleştirilmiştir. Mevcut test yöntemlerinde değerlendirme parametresi olarak kullanılan testi tamamlama süresinin yanında ek metrikler de uzmanlara sunulmuştur. Sistemin çalışma performansı 20 sağlıklı katılımcı ile test edilmiştir. Bu testler sonucunda elde edilen toplam test süresi, disk tutma bırakma süreleri, her bir diskin test düzeneğine yerleştirme ve çevirme süreleri ve uzuv dinamik parametreleri elde edilerek değerlendirilmiştir. Sonuç olarak sistemin el beceri değerlendirmesini otomatik olarak gerçekleştirebildiği ortaya konmuştur.

Anahtar Kelimeler: Biyolojik işaret işleme, el becerisi testi, elektromiyografi, giyilebilir sensörler, yapay sinir ağları

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

DEVELOPMENT OF A MULTI-SENSOR AND ARTIFICIAL INTELLIGENCE- BASED DEXTERITY ASSESSMENT SYSTEM

Sena ZEYBEK KILIÇ

Bartın University

Graduate School

Department of Intelligent Systems Engineering

Thesis Advisor: Assist. Prof. Dr. Mehmet Emin AKTAN

Bartın-2023, pp: 59

Dexterity tests are needed in the diagnosis and treatment stages of diseases such as carpal tunnel syndrome, cerebral palsy, Parkinson's, arthritis, in the control of professional competencies in the employment of personnel in jobs requiring manual dexterity and in ergonomics studies. Various methods have been developed to determine motor skills and they consist of many stages and tasks. These tests are carried out under the supervision of an expert. This leads to patients being given appointments days later, especially in overpopulated countries. In addition, various errors may occur due to the human factor in the measurements. The aim of this thesis is to automatically evaluate upper limb motor skills with high accuracy using multiple sensors and artificial intelligence algorithms, to present the results to experts, and to reduce the workload and measurement errors. Upper limb motor skills consist of many components such as joint structure, muscle strength, sensation, mobility and coordination. Measurement and determination of motor skills require detailed testing of these components. In this thesis, hand motor skill performances of individuals were determined automatically with multiple sensors and artificial intelligence algorithms. In the performance determination phase, muscle contraction levels and movement classification of the individuals were made and hold-release movement times during the test were determined. The angular velocity, linear acceleration and velocity change values of the

limb were measured and recorded, and the total test time and the insertion and rotation times of each of the disks involved in the test were calculated by image processing. All these data were presented to the experts through the user interface. In this way, the workload of the experts was reduced, the number of daily patient admissions was increased, and objective and accurate measurements were made. In addition to the test completion time, which is used as an evaluation parameter in existing test methods, additional metrics were also presented to the experts. The performance of the system was tested with 20 healthy participants. As a result of these tests, the total test time, disc hold and release times, placement and rotation times of each disc on the test setup, and limb dynamic parameters were obtained and evaluated. As a result, it was demonstrated that the system can perform hand dexterity assessment automatically.

Keywords: Artificial neural networks, biological signal processing, electromyography, hand dexterity test, wearable sensors.

İÇİNDEKİLER

BEYANNAME	ii
ÖNSÖZ	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
TABLolar DİZİNİ.....	xii
EKLER DİZİNİ.....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Tezin Amacı.....	4
1.2. Literatür Özeti.....	5
1.2.1 Manuel Motor Beceri Testleri.....	5
1.2.2 Biyomekatronik Alanında Yapılan Çoklu Sensör Tabanlı Çalışmalar	9
1.2.3 El Becerisini Değerlendirmeye Yönelik Gerçekleştirilen Çalışmalar	10
1.2.4 El Becerisini Değerlendirmeye Yönelik Geliştirilen Sensör Bazlı Teknolojiler	14
2. MATERYAL VE METOT	21
2.1 Minnesota El Beceri Test Düzeneği	21
2.2 Kamera ile Disk Yerleştirme ve Çevirme Sürelerinin Belirlenmesi.....	23
2.3 Elektromiyografi (EMG) İşaretleri ile Hareket Sınıflandırması	26
2.4 Kol Hareketlerinin Belirlenmesi.....	32
2.5 Sistem Entegrasyonu ve Kullanıcı Arayüzü	34
3. İNSANLI DENEY BULGULARI VE TARTIŞMA	37
3.1 Test Prosedürü	38
3.2 Testin Yerleştirme ve Çevirme Evrelerindeki Disk Tutma Sürelerinin İncelenmesi	39
3.3 Disklerin Yerleştirme ve Çevirme Sürelerinin İncelenmesi.....	41
3.4 Testler Esnasında Ortaya Çıkan Kol Hareketlerinin İncelenmesi.....	46
4. SONUÇ VE ÖNERİLER	51

KAYNAKLAR.....	53
EKLER	58
Ek 1: Etik Kurul Onay Belgesi	58
Ek 2: Araştırma İzlem Formu	59



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
1.1: Jebsen Taylor El fonksiyon Testi düzeneği (URL-1).....	5
1.2: Purdue Pegboard Testi düzeneği (URL-2).....	6
1.3: Grooved Pegboard Testi düzeneği (Lafayette Instruments, 2015).....	6
1.4: Crawford Küçük Parça Beceri Testi düzeneği (Preece vd., 2020).....	7
1.5: Dokuz Delikli Çivi Testi düzeneği (Feys vd., 2017).....	7
1.6: O'Connor Parmak Becerisi Testi düzeneği (Lundergan vd., 2007).....	8
1.7: Minnesota El Beceri Testi düzeneği.....	8
1.8: Yürüyüş analiz sistemi (Öztürksoy, 2023).....	9
1.9: Yürüyüş analiz sistemi (Gemici, 2022).....	10
1.10: El becerisi tespitine yönelik geliştirilen mobil uygulama (Memedi vd., 2017).....	11
1.11: Ghasemi vd. (2023) yaptığı çalışmadaki el beceri testleri.....	13
1.12: Akıllı tablet uygulaması (Angelucci vd. 2023).....	14
1.13: Elektronik Dokuz Delikli Çivi Testi (Acharya vd. 2021).....	15
1.14: Elektronik Grooved Pegboard düzeneği (Al-Naami vd. 2022).....	15
1.15: Elektronik Pegboard düzeneği (Okahashi vd. 2023).....	16
1.16: Flex sensör tabanlı sistem (Chuang vd., 2002).....	16
1.17: Rashid ve Osman (2019) tarafından geliştirilen sistem.....	17
1.18: Hsiao vd. (2015) tarafından geliştirilen sistem.....	17
1.19: Bui ve Nyguen (2007) tarafından geliştirilen sistem.....	18
1.20: Kim vd. (2009) tarafından geliştirilen sistem.....	18
1.21: Riddle vd. (2020) tarafından yapılan çalışmadan bir görsel.....	19
2.1: Sistemin genel blok diyagramı.....	21
2.2: Minnesota el beceri test düzeneği.....	22
2.3: Sistemde kullanılan kamera ve kontrolcü.....	23
2.4: Görüntü işleme test düzeneği.....	25
2.5: Test tahtası üzerinde disklerin yerleşeceği konumların işaretlenmesi.....	26
2.6: MYO Armband kanal numaraları ve kol üzerinde yerleşimi.....	27
2.7: Ön işleminden geçirilmiş EMG işaretleri.....	27
2.8: EMG işaret işleme adımları.....	28

2.9: MCL hesaplama işlemi maksimum kasılma ve dinlenme evreleri	29
2.10: Ön işleme ve MCL hesaplama işlemi Simulink modeli.....	29
2.11: Yapay sinir ağı modelinin eğitimi ve ağırlığın belirlenmesi Simulink modeli	30
2.12: Tutma-bırakma hareketi örnek EMG işaretleri	30
2.13: LNGKM ağ yapısı.....	31
2.14: EMG işaret işleme ve sınıflandırma kullanıcı arayüzü	31
2.15: MYO Armband cihazı üzerindeki eksen takımı.....	33
2.16: Üç eksen de elde edilen açısal hız değerleri.....	33
2.17: Üç eksen de elde edilen doğrusal ivme değerleri.....	34
2.18: Kullanıcı arayüzü	35
3.1: Test sürecinden görüntüler.....	38
3.2: Örnek bir katılımcı için disklerin yerleştirilme süresi grafiği.....	41
3.3: Örnek bir katılımcı için disklerin çevrilme süresi grafiği	42

TABLolar DİZİNİ

Tablo	Sayfa
No	No
2.1: Renklere göre HSV değerlerinin alt ve üst sınırları.	24
3.1: Kadın katılımcıların özellikleri (n=10)	37
3.2: Erkek katılımcıların özellikleri (n=10).....	37
3.3: Disk yerleştirme ve çevirme evresindeki disk tutma süreleri tablosu.....	40
3.4: Bir erkek katılımcı için disk yerleştirme süreleri karşılaştırma tablosu.....	43
3.5: Bir erkek katılımcı için disk çevirme süreleri karşılaştırma tablosu.....	45
3.6: Disk yerleştirme evresindeki kolun açısal hız değerleri.....	46
3.7: Disk çevirme evresindeki kolun açısal hız değerleri.....	47
3.8: Disk yerleştirme evresindeki kolun ortalama doğrusal ivme değerleri.....	48
3.9: Disk çevirme evresindeki kolun ortalama doğrusal ivme değerleri.....	49

EKLER DİZİNİ

Ek	Sayfa
<u>No</u>	<u>No</u>
EK 1. Etik Kurul İzin Belgesi	58
EK 2. Araştırma İzlem Formu.....	59



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°	: derece
cm	: santimetre
dB	: desibel
der	: derece
fps	: frame per second
Hz	: Hertz
km	: kilometre
m	: metre
m ²	: metrekare
p	: piksel
sn	: saniye
sn ²	: saniyekare

KISALTMALAR

ANFIS	: Adaptive-network-based fuzzy inference system
BGR	: Blue-Green-Red (Mavi-Yeşil-Kırmızı)
DDÇT	: Dokuz Delikli Çivi Testi
EEG	: Elektroensefalografi
EMG	: Elektromiyografi
HSP	: Hemiplejik Serebral Palsi
HSV	: Hue-Saturation-Value (Renk özü-Doygunluk-Parlaklık)
IMU	: Inertial Measurement Unit (Ataletsel Ölçüm Birimi)
IP	: Internet Protocol (İnternet Protokolü)
IoT	: Internet of Things (Nesnelerin İnterneti)
KTS	: Karpal Tünel Sendromu
LNGKM	: Log Normal Gauss Karışım Modeli
MCL	: Muscular Contraction Level (Kas Kasılma Seviyesi)
RAM	: Random Access Memory (Rastgele Erişimli Bellek)
RGB	: Red-Green-Blue (Kırmızı-Yeşil-Mavi)
SSH	: Secure Shell (Güvenli Kabuk)
TCP	: Transmission Control Protocol (Geçiş Kontrol Protokolü)
TPS	: Tactile Pressure Sensing (Dokunsal Basınç Algılama)
USB	: Universal Serial Bus (Evrensel Seri Veriyolu)

1. GİRİŞ

Endüstri 4.0 sanayi devrimiyle birlikte “nesnelerin interneti”, “büyük veri”, “sensör ağları” ve “makinelere haberleşmesi” kavramları teknoloji dünyasına dahil olmuştur. Endüstri 4.0 günlük yaşantıda veya profesyonel iş hayatında kullanılan ekipman ve cihazların kendilerine ait bir sanal adres ile tanımlandığı bir sistem içerisinde üretilen veya sensörler ile toplanan verilerin bir veya birkaç merkezde depolandığı, depolanan bu verilerin yapay zeka veya matematiksel model tabanlı algoritmalar ile işlenerek anlamlı hale getirildiği ve hedef görevler için kullanıldığı bir akıllı sistem modeli sunar (Vaidya vd., 2018; Li vd., 2018). Endüstri 4.0 fiziksel operasyonları yapay zeka ve otomasyonla desteklenen akıllı süreçlerle birleştirilerek büyük üretkenlik ve düşük maliyet sağlar (Mashelkar, 2018). Sensörler, Endüstri 4.0 ortamında otomatik kontrolün ve her türlü izleme cihazlarının ana bileşenleri arasında yer alır. Üretim endüstrisinden ulaşıma, tarımdan sağlığa, eğitimden eğlence sektörüne kadar birçok alanda yaygınlaşan akıllı sistemlerin en önemli özelliklerinin başında çevrelerini algılayabilme yetenekleri gelir. Sıcaklık, ışık, ses, nem, mesafe, renk, hareket, kuvvet, debi gibi çok sayıda değişkenin ölçülebilmesine imkan tanıyan sensörler sayesinde otomatik kontrol tabanlı sistemler ve ürünler geliştirilmektedir. Bu tür otomatik sistemler özellikle sanayide harcanan emeği azaltır, maliyeti düşürür ve zamandan tasarruf sağlar (Hosen vd., 2023).

Sağlık alanı üretim endüstrisi ile benzer özelliklere sahiptir (Zhong vd., 2017). Üretim veya diğer endüstri sektörlerine benzer şekilde, sağlık hizmetlerinin veriliş biçimi de zaman içerisinde değişime uğramıştır. Endüstri 4.0 yaklaşımı, hayatın her alanında olduğu gibi sağlık alanında da dijital dönüşüm devriminin gerçekleşmesine ilham kaynağı olmuştur ve bazı kaynaklarda bu evre Sağlık 4.0 (Healthcare 4.0, Medical 4.0) olarak anılmaktadır (Li ve Carayon, 2021). Sağlık 4.0 yaklaşımında geleneksel hastane merkezli olarak sunulan hizmetler, yerini nesnelerin interneti ve yapay zekâ tabanlı teknolojilerin yer aldığı dijital sağlık hizmetlerine bırakmıştır (Haleem vd., 2022; Akalın ve Veranyurt, 2022). Özellikle yaşlı ve yatağa bağımlı hastalar için evde bakım, teletıp, robotik tedavi, kronik hastalıkların uzaktan izlenmesi, takip ve önlem amaçlı mobil uygulamalar bunlara örnek olarak verilebilir (Singh, 2022). Dünya nüfusundaki artış hızı, yaşam sürelerinin uzaması ve buna bağlı olarak kronik hastalıkların artışı, salgın hastalıkların yaygınlaşması, sağlık harcamalarının ülke bütçelerinde önemli yer tutması gibi etmenler göz önüne alındığında sağlık alanında dijitalleşmenin gerekliliği dikkat çekici hale gelmiştir (Pescape vd., 2020).

Sağlık 4.0 konsepti altında nesnelerin interneti, yapay zeka, robotik gibi teknolojilerin kullanımı hasta bakımını iyileştirip, maliyetleri ve klinik riski azaltırken sağlık kuruluşlarındaki idari süreçleri kolaylaştırmakta, paydaşların memnuniyetini artırmaktadır. Bu teknolojilerin sağlık hizmetlerinde kullanımı, teşhis ve tedavi aşamalarındaki verimi ve doğruluğu artırır ve buna bağlı olarak hasta memnuniyetini sağlar ve genel nüfus sağlığının iyileştirilmesine katkı verir (Al-Jaroodi vd., 2020). Kaynakların verimli bir şekilde kullanılması sayesinde maliyetleri düşürür (Tortorella vd., 2022). Sağlık profesyonellerinin performansını ve memnuniyetini artırır (Dicuonzo vd., 2023). Sağlıkta dijitalleşmenin tüm bu faydalarının yanında problemlili yönleri de bulunmaktadır. Özellikle veri güvenliğinin sağlanamaması ve hasta verilerinin istenmeyen kişi ve kurumların eline geçmesi, sistemlere yapılabilecek siber saldırılar gibi olumsuzluklar bu tür sistemler geliştirilirken ve kullanıma alınırken dikkate alınması gereken hususlardır.

Son yıllarda sağlık alanında dijitalleşmeye yönelik birçok uygulama geliştirilmiştir. Nesnelerin interneti, yapay zeka, bulut teknolojileri, robotik gibi teknolojilerin kullanıldığı sağlık çözümleri yaygınlaşmaktadır. Sistemde depolanan tıbbi bilgiler kullanılarak oluşturulan karar destek sistemleri (örneğin radyoloji görüntülerinden otomatik tümör tespiti, kan değerlerinden otomatik hastalık tespiti), giyilebilir sensörler ile tansiyon, kandaki glikoz seviyesi, günlük hareket performansı, günlük alınan kalori miktarı gibi bilgilerin ölçülmesi ile kronik hastalıkların takibine ve ani müdahale gerektiren durumların tespitine imkan veren sistemler, erken dönem önleyici tedavi sistemleri (örneğin beslenme alışkanlıkları, kilo değişimi ve diyet programı bilgilerinden obezite ve kalp hastalığı risklerinin tespiti ve erken önlem alınması), sanal rehberlik hizmetleri (örneğin diyet programlarının hastanın ve soyağacındaki bireylerin bilgileri kullanılarak otomatik oluşturulması, spor asistanı mobil uygulamalar, soru formları üzerinden olası hastalıkların ön tespiti ve detaylı tetkikler için uygun departmana yönlendirme uygulamaları), tedavi sürecinde kullanılması gereken ilaç ve doz miktarlarının hasta geçmişine ve sistemde bulunan tüm hastalık-ilaç-etkinlik bilgilerine göre belirlenerek otomatik olarak hekimlere önerilmesi uygulamaları, robotik cerrahi, fizik tedavi ve rehabilitasyon sistemleri, yapay zeka tabanlı psikoterapi sistemleri, hastanelerde otomatik olarak randevu takvimi ve nöbet çizelgesi oluşturan sistemler, hastane bilgi sistemi ile bankacılık/sigortacılık sistemlerinin birbirine entegre edildiği otomasyon çözümleri dijital sağlık ekosistemi içerisinde yer alabilecek örnek uygulamalardır (Akdoğan vd. 2018; Aktan vd., 2022; Albahri vd., 2023, Kohane vd.,2018; Peters vd., 2018; Rodriguez-Ruiz vd., 2019).

Sağlıkta dijitalleşmeye yönelik çok farklı alanlardan birçok uygulama geliştirilme potansiyeline sahiptir. Bu tez çalışmasında sağlıkta dijitalleşmeye katkı sağlayacak bir otomatik el beceri değerlendirme sistemi geliştirilmiştir. Çoklu sensörlerin ve yapay zeka algoritmalarının kullanıldığı sistem sayesinde el beceri testi uzman müdahalesine gerek olmadan gerçekleştirilebilecek, uzmanlar tarafından ölçülmesi zor olan parametreler elde edilebilecektir.

İnsan eli oldukça karmaşık bir anatomik yapıya sahiptir ve günlük yaşam aktivitelerinde en çok kullanılan uzuvlardan birisidir. El, üst ekstremitenin en aktif ve çevre ile en çok etkileşime giren kısmıdır. Ellerin fiziksel ve dokunsal yetenekleri, hassas ve hızlı manipülasyonları, güçlü kavrama, kuvvet uygulaması ve tekrarlayan hareketler gibi çeşitli görevleri ve hareketleri yüksek doğrulukla gerçekleştirilmesini sağlar (Imamura vd., 1998; Jones ve Lederman, 2006). El becerisi, nesneleri kavramak ve manipüle etmek için istemli, koordineli ve ince hareketler üretme yeteneği olarak tanımlanır ve üst ekstremita görevlerinin yerine getirilmesinde temel bir motor beceri olarak kabul edilir (Chan, 2000; Grice vd., 2003). Yüksek serbestlik derecesine sahip olan insan eli, çok hassas bir şekilde hareket edebilme, çeşitli boyut ve ağırlıktaki nesneleri tutma, taşıma, manipüle etme ve çeşitli işlemleri gerçekleştirme gibi bir dizi karmaşık işlevi yerine getirebilmektedir. Yazı yazarken, yemek yaparken, enstrüman çalarken, el sanatlarıyla uğraşırken, spor yaparken veya çeşitli teknolojik cihazları kullanırken el becerisine ihtiyaç duyulur. El becerisi, genellikle pratik yapma ve tecrübe yoluyla geliştirilir. Elleri kullanarak farklı görevleri yerine getirmek ve motor becerilerini geliştirmeye yönelik hassas hareketleri uygulamak el becerisini artırabilir. El becerisi tanımlarken kullanılan çeşitli performans kriterleri bulunmaktadır. Bunlar yapılacak olan göreve göre değişmekle birlikte genel olarak reaksiyon süresi, gerçekleştirme hızı, el tercihi, parmak ve bilek fleksiyon – ekstansiyon hızı ile el ve kol stabilitesidir (Barnsley ve Rabinovich, 1970). Yaşlanma, hastalıklar veya yaralanmalar nedeniyle el becerisindeki herhangi bir değişiklik veya azalma, günlük aktivitelerin yürütülmesi üzerinde olumsuz etkiye sahiptir. El becerisinde doğuştan veya sonradan meydana gelen kaza, hastalık, yaşlanma gibi nedenlerle yetersizlikler meydana gelmektedir. Bunların bir kısmına dokularda meydana gelen hasarlar, bir kısmına ise beyin ve sinir sistemindeki bozukluklar neden olmaktadır. Sinir kesisi, kemik kırıkları, kas erimesi, karpal tünel sendromu, kas distrofileri, Parkinson, inme, travmatik beyin yaralanması, serebral palsy gibi hastalıklar nedeniyle el becerisinde kayıplar meydana gelebilmektedir (Palamar vd., 2017). Elin fiziksel özellikleri de beceriyi etkileyen faktörlerdendir (Yücel ve

Kayıhan, 2008). Bunlarla birlikte yaşlanma sonucunda da el becerisinin gerilediği bilimsel çalışmalar ile ortaya konmuştur (Cerella, 1985; Amrhein vd., 1991; Carnahan vd., 1998). Bennett ve Castiello (1994) 18-25 ve 60-71 yaşları arasındaki 12'şer kişilik gruplar ile yaptıkları deneyler sonucunda yaşlı bireylerin verilen görevleri daha yavaş gerçekleştirdiklerini ortaya koymuşlardır. El becerisinin değerlendirilmesi kişilerin günlük yaşam aktivitelerindeki fonksiyonelliğin ve kısıtlılık derecelerinin belirlenmesi noktasında son derece önemlidir. Fizyoterapi açısından değerlendirildiğinde ise eldeki fonksiyon kayıplarını ve derecelerini belirlemek uygun tedavi yönteminin belirlenmesi ve uygulanması için gereklidir. Bahsi geçen sebeplerden dolayı meydana gelen el becerisi kayıplarının tespit edilebilmesi için çeşitli test yöntemleri geliştirilmiştir. Bu testlerden alınan puanlara göre kişilerin beceri kayıp dereceleri belirlenmektedir. Bu testler hastalık tespitinin yanında montaj ve el işçiliği gerektiren işlere alınacak personellerin seçiminde de kullanılmaktadır.

1.1 Tezin Amacı

El motor beceri testlerinin uygulanması esnasında kişi standardize edilmiş görevleri yerine getirirken kontrolleri sağlayan ve her bir hareket için süreleri tespit eden bir uzman bulunmaktadır. Bu durum az sayıda uzman bulunan merkezlerde hastalara günler sonrasına randevu verilmesine neden olmaktadır. Yine yukarıda bahsedilen tutma bırakma esnasında geçen süreler, kişinin objeleri elinde tutarak düşündüğü anlarda geçen süreler gibi bazı detaylar da insan tarafından ölçülememektedir. Ayrıca ölçüm ve değerlendirme süreçleri insan faktörüne bağımlı olduğundan bazı durumlarda hatalı ölçümlerin yapılmasına sebep olmaktadır. Diğer yandan kişilerin test esnasında yanlarında bulunan uzmanlardan çekinmeleri, hata yapma korkusu yaşamaları ve buna bağlı olarak gerçek performanslarını gösterememeleri de bir diğer problemidir. Bu tezin amacı bahsi geçen problemlere çözüm olarak el beceri testi esnasında gerekli ölçüm ve değerlendirmeleri çoklu sensörler ve yapay zeka tabanlı algoritmalar ile otomatik olarak yapan bir sistemin geliştirilmesi bu sayede uzmanların iş yükünün azaltılması, mevcut el beceri değerlendirmelerine ek metrikler ile katkı sağlanması ve ölçüm doğruluğunun artırılmasıdır. Bu amacı gerçekleştirmek için ulaşılmaya gereken hedefler aşağıda verilmiştir.

- Kamera ile disk konumlarının tespiti ve disk yerleştirme/çevirme sürelerinin hesabı,
- Önkol üzerinden alınan kas kasılma sinyalleri ile tutma – bırakma hareketine ilişkin sınıflandırma işleminin yapılması,
- Sistemin 20 sağlıklı katılımcı ile test edilmesi.

1.2 Literatür Özeti

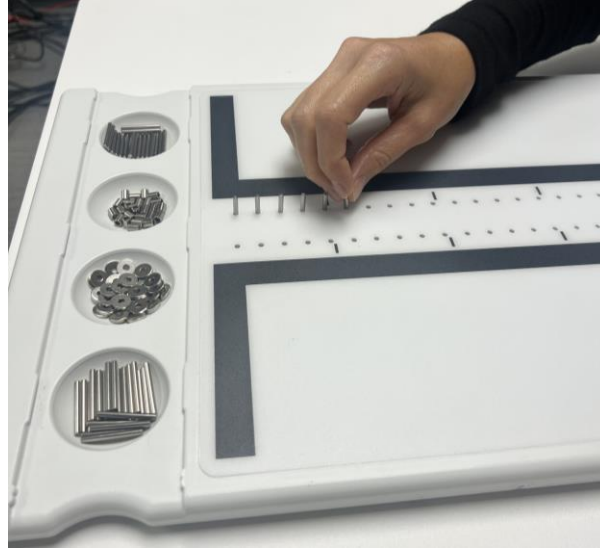
1.2.1 Motor Beceri Testleri

Literatürde ve klinikte kabul görmüş, yaygın olarak kullanılan çeşitli motor beceri testleri vardır. Bu testlerde katılımcıların verilen görevleri tamamlama süreleri değerlendirilmekte ve bir test skoru ortaya konmaktadır. Jebsen Taylor El Fonksiyon Testi'nde her iki el ile de uygulanması gereken 7 test ögesi vardır (Şekil 1.1). Bunlar yazı yazma, belirli ebattaki kağıtları çevirme, ufak objeleri toplama, yemek yeme hareketi, büyük objeleri toplama, dama pullarını üst üste dizme ve ağır objeleri toplama (Jebsen vd., 1969). Her bir görevin tamamlanma süresi ayrı ayrı kaydedilir. Beş yaşından büyük ve yönergeleri anlayabilecek durumdaki bireylere uygulanabilen testin toplam süresi 15-45 dakika arasında değişmektedir.



Şekil 1.1: Jebsen Taylor El Fonksiyon Testi düzeneği (URL-1)

Tiffin ve Asher (1948) tarafından fabrikada çalıştırılacak işçileri seçmek için geliştirilen Purdue Pegboard testinde ise belirli sayıdaki pul, manşon ve pinlerin bir levha üzerinde bulunan deliklere yerleştirilmesi istenir (Şekil 1.2). Belirli sürede yerleştirilen pim sayısına ve sağ-sol el kullanımına göre puanlama yapılır. İnce ve kaba motor becerileri ölçülebilir.



Şekil 1.2: Purdue Pegboard Testi düzeneği (URL-2)

Grooved Pegboard Testi üzerinde beş satır ve beş sütun olmak üzere 25 adet delik bulunan bir manipülatif el beceri testidir (Şekil 1.3). Mesleki taramalarda, çeşitli beyin hasarı durumlarında kullanılır. Anahtar deliği şeklindeki deliklere yerleştirilecek olan çivilerin doğru oryantasyonda döndürülmesi gerekir. Bu nedenle diğer Pegboard testlerine göre daha karmaşık el-göz koordinasyonu gerektirir. Test sırasında kronometre tutularak 30 saniyede yerleştirilen çivi sayısı ve 25 çiviyi yerleştirme süreleri tutulur. Grooved Pegboard Testi ile yapılan bir çalışmada, değişik yaş, cinsiyet ve eğitim seviyelerindeki insanlar ele alınmış ve yaşlılarda hem baskın hem baskın olmayan eller için test zamanının gençlere göre daha uzun olduğu görülmüştür. Kadınların her iki el için erkeklerden daha hızlı olduğu bulunmuştur. Eğitim seviyesi yüksek olan grupların da düşük olan gruplara göre daha hızlı olduğu tespit edilmiştir (Ruff ve Parker,1993).



Şekil 1.3: Grooved Pegboard Testi düzeneği (Lafayette Instruments, 2015)

Crawford Küçük Parçalar Beceri Testi (Crawford, 1948) makas, cımbız, tornavida gibi aletler kullanılarak el ve parmak becerisini değerlendirmek için geliştirilmiştir (Şekil 1.4). Katılımcılara test basamakları sırasıyla anlatılır, test aşamasına geçilir ve toplam test süresi kaydedilerek süreç tamamlanır.



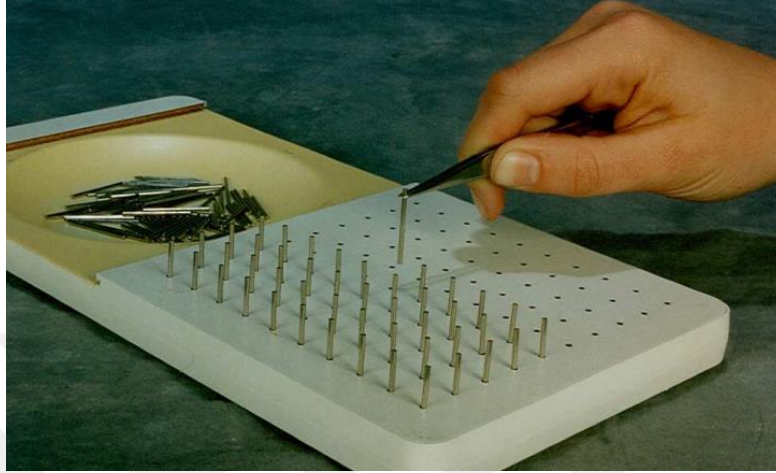
Şekil 1.4: Crawford Küçük Parçalar Beceri Testi düzeniği (Preece vd., 2020)

Dokuz Delikli Çivi Testi (DDÇT) üst ekstremité becerisini ölçmek için geliştirilmiş bir testtir (Kellor vd., 1971). Testte kullanılan materyaller düz, küçük bir test tahtası üzerinde yer alan dokuz delik ve bu deliklere yerleştirilecek dokuz çubuktur (Şekil 1.5). Kişilerden çubukları test tahtasının üst kısmında bulunan bölmeden tek tek almaları ve bölmenin alt kısmında bulunan deliklere yerleştirmeleri istenir. Ardından çubukları deliklerden çıkararak üstteki bölmeye geri koymaları istenir. Süre kaydedilerek test tamamlanır. Taşınması kolay ve kısa süren bir test olan DDÇT, basit olması, üst ekstremitéye yönelik günlük yaşam aktivitelerinin yeterliliği hakkında ayrıntılı bilgi vermemesi, daha çok hız yeteneğine odaklanması gibi dezavantajlara sahiptir. Kişinin fonksiyonel kapasitesini ve ince motor beceri performansını yansıtamamaktadır.



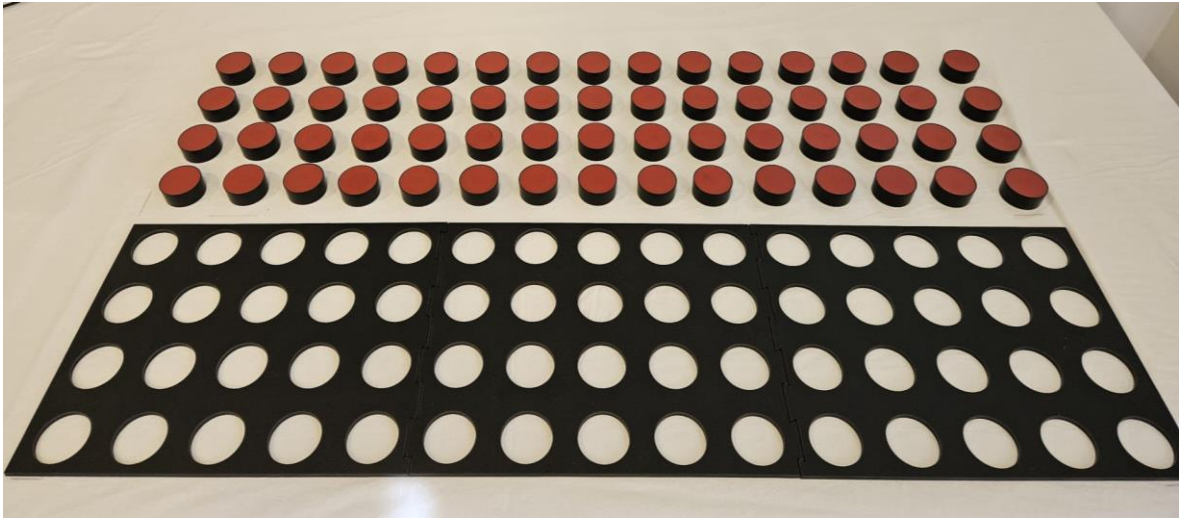
Şekil 1.5: Dokuz Delikli Çivi Testi düzeniği (Feys vd., 2017)

O'Connor Parmak Becerisi testinde (Hines ve O'Connor, 1926) üzerinde 1.5 mm çapında delikler bulunan bir test tahtası, bu deliklere yerleştirilecek iğneler ve bir ımbız bulunmaktadır (şekil 1.6). Test edilecek kişi test tahtasındaki deliklere ımbızı kullanarak iğneleri yerleştirir. Bu test, parmak becerisini ölme ve geliştirme amacıyla kullanılır.



şekil 1.6: O'Connor Parmak Becerisi Testi düzeneği (Lundergan vd., 2007)

Minnesota El Beceri Testi üzerinde 60 adet yuvarlak delik bulunan bir tahtası ve bu deliklere uyacak bir yüzü siyah diğer yüzü kırmızı renkte 60 adet yuvarlak diskten oluşan ve klinikte yaygın olarak kullanılan bir el beceri testidir (şekil 1.7). Kişilerin el-göz parmak koordinasyonunu ve hızları ölçülmektedir. Minnesota el beceri testi çeşitli hastalıkların teşhisinde, mesleki değerlendirme testlerinde, fizik tedavi, ergoterapi gibi alanlarda kullanılır.

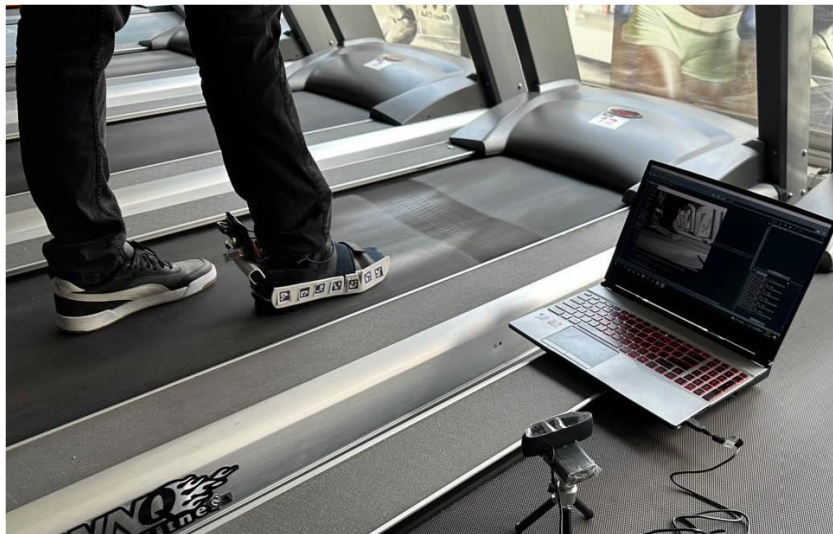


şekil 1.7: Minnesota El Beceri Testi düzeneği

1.1.2 Biyomekatronik Alanında Yapılan Çoklu Sensör Tabanlı Çalışmalar

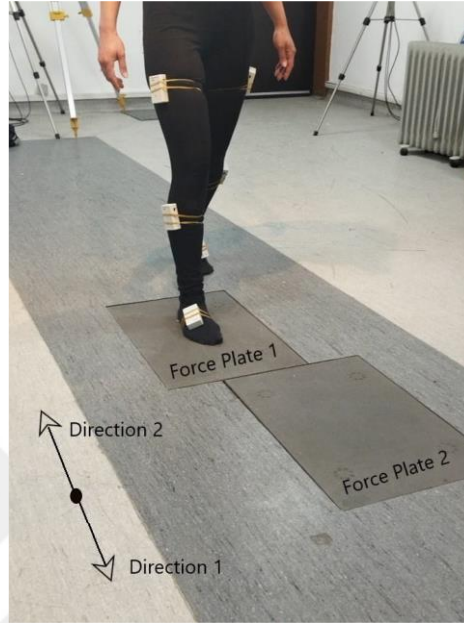
Birden fazla sensörden bilgi alınarak geliştirilen sistemlere literatürde sıklıkla rastlanmaktadır. Küçükyıldız (2017), hareket yeteneği zayıflamış veya hareket yeteneğini tamamen kaybetmiş bireylerin makine ve bilgisayarlar ile iletişimini sağlamak için beyin aktivitelerinden yararlanmıştır. Yaptığı çalışmayla EEG ve EMG işaretlerinin analizi ile bir akülü sandalyenin gerçek zamanlı kontrol edilebilmesini sağlamıştır. Sürüş güvenliğinin sağlanabilmesi için sisteme bir Kinect sensörü entegre edilip, bu sensörden alınan derinlik görüntüleri işlenerek çarpışma engelleme algoritması geliştirilmiştir. Denekler geliştirilen sistemi göz ve kol hareketleri ile kontrol edebilirken EEG tabanlı kontrolde sonuçların kullanıcı bağımlı olduğu ve çevre şartlarından olumsuz etkilendiği ortaya konmuştur.

Öztürksoy (2023), yaptığı çalışmada hem ayak tabanı haritasını çıkaran hem de yürüyüş esnasında gövde duruşunun eş zamanlı analizini sağlayan bir sistem geliştirmiştir (Şekil 1.8). Ayakkabı tabanlığına kuvvet algılama sensörleri ve optik sensörler yerleştirilerek iki farklı yapıdaki sensörün ölçüm değerleri kıyaslanmıştır. Tasarlanan ayakkabı yürüyüş bandı üzerinde 1 km/s hız ile 1 dakika boyunca yürünerek test edilmiştir. Ayakkabının anlık konumu için görüntü işleme yöntemi kullanılmıştır. Üç farklı fiber optik hattı ayak tabanına yerleştirilmiş ve lazer kaynağından lazer ışınları gönderilmiştir. Böylece yürüyüş esnasında basınç noktaları tespit edilip, basınç dağılımı ve yürüyüş şeklinin analizi gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kuvvet sensörleri ve optik fiber sensörlerinin ölçümleri karşılaştırılmış ve değerlerin birbirleri ile uyumlu olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 1.8: Yürüyüş analiz sistemi (Öztürksoy, 2023)

Gemici (2022), yürüyüş analizi için IMU ve kuvvet sensörleri kullanmıştır (Şekil 1.9). Çalışmanın biyomekanik modelleme, simülasyon ve analizi için OpenSim kullanılmıştır. Sağ ve sol ayağa ikiye, sağ ve sol bacağın distaline iki, sağ ve sol bacağın proksimaline iki ve pelvise birer sensör yerleştirilmiştir.



Şekil 1.9: Yürüyüş analiz sistemi (Gemici, 2022)

1.1.3 El Becerisini Değerlendirmeye Yönelik Gerçekleştirilen Çalışmalar

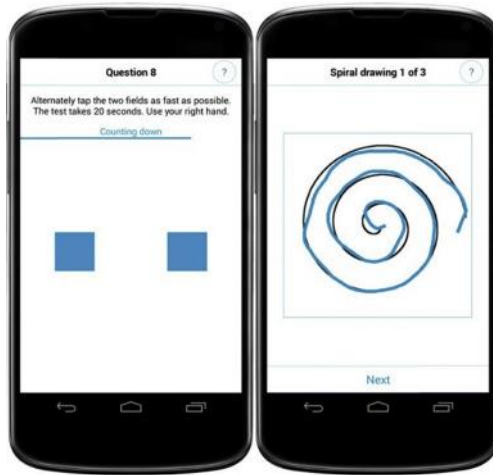
Çakıt (2008), el becerisine etki eden faktörlerin değerlendirilmesine yönelik bulanık mantık yaklaşımı uygulamak amacıyla bir çalışma yürütmüştür. Bu çalışmanın uygulama adımlarında gönüllü dış hekimliği öğrencilerinden yardım almıştır. İlk olarak öğrencilerin genel antropometrik, el antropometrik ve biyomekanik ölçümleri alınmış daha sonra öğrencilere Roeder El Beceri Testi uygulanmıştır. Bu ölçümler sonucunda alınan demografik, el antropometrik ve biyomekanik ölçüm verilerinin arasındaki ilişki ortaya konmuş ve birçok çıkarım elde edilmiştir. Çalışmada antropometrik ve biyomekanik faktörlerin kendi aralarındaki yüksek korelasyon ilişkisi nedeniyle ANFIS ve regresyon analizi yöntemi kullanılmıştır. ANFIS yönteminin regresyon analizine kıyasla daha doğru sonuç verdiği gözlemlenmiştir. Yapılan bu çalışma ile az sayıda veri içeren benzer veri gruplarının modellenmesinde bulanık sinir ağı tekniklerinin oldukça başarılı oldukları gösterilmiştir.

Wesdock vd. (2008) hemiplejik serebral palside (HSP) ameliyat öncesi ve sonrası el fonksiyonun değerlendirilmesine yönelik bir protokol geliştirmişlerdir. Çalışmayı HSP’li üç ergen katılımcı üzerinde gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada müdahale öncesi ve sonrası bozulma, aktivite katılım ölçütleri değerlendirilmiştir.

Yücekaya (2013), diş hekimliği öğrencilerinin psikomotor becerilerinin değerlendirilmesi amacıyla O’Connor, Purdue Pegboard ve Grooved Pegboard, Sayı Dizi ve Stroop testleri ile bir çalışma gerçekleştirmiştir. Çalışmaya diş hekimliği fakültesinden 154, fizyoterapi bölümünden ise 130 öğrenci dahil edilmiştir. Çalışmada dominant ekstremitayı belirlemek için ise Edinburg Handedness Inventory yöntemi kullanılmıştır.

Işık (2016), yaptığı çalışmada HSP’li çocuklarda etkilenmemiş üst ekstremita ile sağlıklı çocuklarda baskın üst ekstremitenin el beceri hızını Jebsen Taylor El Fonksiyon testi ile karşılaştırmıştır. Çalışma özel eğitim, fizik tedavi ve rehabilitasyon merkezlerine ve hastanelere tedavi ve izleme amaçlı olarak devam eden 6-18 yaş aralığındaki 45 serebral palsili ve 45 sağlıklı çocuk ile yapılmıştır. Sonuç olarak HSP’li çocuklarda etkilenmemiş üst ekstremitenin de rehabilitasyona dahil edilmesinin uygun olacağı sonucuna ulaşılmıştır.

Memedi vd. (2017), parkinson hastalarında el becerisini değerlendirmek amacıyla mobil uygulama tabanlı bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.10). Çalışma 19 parkinson hastası ve 22 sağlıklı katılımcı ile gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen sistem dokunma ve spiral çizme testlerinden oluşur. Sistemde kalem dokunuşlarının koordinatları x ve y cinsinden kontrol edilirken, testin uygulanma süresi milisaniye cinsinden kontrol edilmektedir.



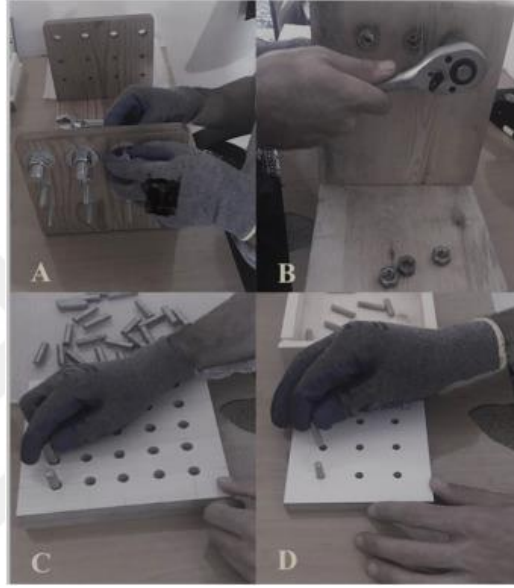
Şekil 1.10: El becerisi tespitiye yönelik geliştirilen mobil uygulama (Memedi vd., 2017)

Çalışkan (2020), e-sporcularda el becerisi, el reaksiyon süresi ve kavrama kuvvetlerini değerlendiren ve bu değerlerin dünya sıralamasıyla ilişkisini inceleyen bir çalışma yapmıştır. 60 gönüllü oyuncu ile yapılan çalışmada, oyuncular profesyonel e-sporcu ve amatör rekreasyonel sporcu olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Çalışmaya dahil edilen 60 oyuncunun cinsiyet, yaş, kilo, boy, toplam oyun oynama süresi ve baskın el verileri kaydedilmiştir. Katılımcıların parmak kavrama kuvveti pinchmetre baseline, el kavrama kuvveti Jamar El dinamometresi, el becerisi Moberg-Pickup toplama testiyle ölçülmüştür. El reaksiyon hızını ölçmek amacıyla ise Nelson el reaksiyon testi uygulanmıştır. Çalışma sonucunda profesyonel e-sporcularla, amatör rekreasyonel oyuncular arasında parmak kavrama kuvveti, el becerisi arasında fark olduğu tespit edilmiştir. Profesyonel e-sporcuların el beceri, el kavrama kuvveti amatör rekreasyonel oyunculara göre yüksek olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Bülbül (2020), Karpal Tünel Sendromu (KTS) olan bireylerde üst ekstremité duyu ve motor fonksiyonlarının değerlendirilmesi amacıyla bir çalışma gerçekleştirmiştir. Bu çalışma Şanlıurfa Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon bölümüne KTS tanısı ile başvuran 132 bireyin katılımıyla gerçekleştirilmiştir. Kol, omuz ve el sorunları hızlı anketi ile üst ekstremitenin fonksiyonel problemleri, Tinnel ve Phalen Testi ile KTS'nin değerlendirilmesi, İki Nokta Diskriminasyon Testi ile statik ve dinamik duyu, tahta kutu ve blok testi ile el becerisi, ağrı eşiği ve tolerans ölçümü ile de ağrı eşiği değerlendirilmiştir. Sonuç olarak KTS'li bireylerin, KTS olan üst ekstremitésinin, duyu ve motor fonksiyonlarının KTS olmayan üst ekstremitésine oranla anlamlı şekilde daha kötü olduğu tespit edilmiştir. Dolayısıyla, KTS'li bireylerin rutin değerlendirilmelerinde, motor fonksiyonlar kadar duyu fonksiyonların da değerlendirmelerde yer alması gerektiği vurgulanmıştır.

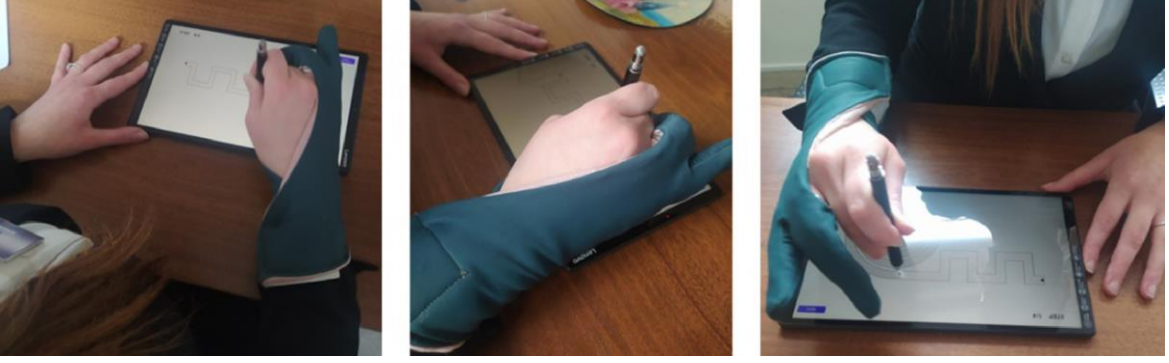
Huertas-Hoyas vd. (2022), fokal el distonisi olan hastalarda manipülatif beceriyi ve manipülatif becerinin günlük yaşam aktiviteleri üzerindeki etkisini tanımlamak amacıyla bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmayı fokal el distonisi olan hasta ve fokal el distonisi olmayan sağlıklı 24 katılımcı ile gerçekleştirmişlerdir. Katılımcılara sırasıyla Dokuz Delikli Çivi Testi (DDCT), Kutu ve Blok Testi, Purdue Pegboard Testi ve Jebson-Taylor El Fonksiyonu Testi uygulanmıştır.

Ghasemi vd. (2023), dört farklı yapıdaki koruyucu eldiven türünün el performansına etkisini değerlendirmek amacıyla bir araştırma gerçekleştirmişlerdir (Şekil 1.11). Eldivenlerden ikisi yangınla mücadele amacıyla kullanılan diğer ikisi ise genel amaçlı kullanılan koruyucu eldivenlerdir. Eldivenlerin el becerisi üzerine etkisini değerlendirme amacıyla dört farklı el beceri testi kullanılmıştır. Bu testler; değiştirilmiş alet beceri testi, el aleti beceri testi, ASTM F2010 testi ve dokuz delikli çivi testidir. ASTM F2010 testi eldiven kullanıcısının el becerilerini değerlendirmek üzere Pegboard Testi değiştirilerek geliştirilmiş bir testtir (ASTM International, 2018).



Şekil 1.11: El beceri testleri (A: değiştirilmiş alet becerisi testi (MTDT), B: el aleti becerisi testi (HTDT), C: ASTM F2010 testi (ASTMF) ve D: 9 delikli Çivi testi (NHPT)) (Ghasemi vd., 2023)

Angelucci vd. (2023), yaptıkları çalışmayla baskın el becerisini hem nicel hem de nitel bir şekilde değerlendirmek amacıyla akıllı bir tablet üzerinde grafik testi geliştirmişlerdir. Test, sağlıklı ve hata katılımcılar ile denenmiştir (Şekil 1.12). Görev, katılımcılardan iki farklı genişliğe sahip önceden tanımlanmış bir yolun başlangıç ve bitiş noktasını mümkün olan en kesin ve en hızlı şekilde bir grafik çizgiyle bağlamasını istemektir. Denekler, görevi dört kez kapasitif bir kalemle akıllı bir tablet üzerinde gerçekleştirir. Her denemede dikkate alınan parametreler yürütme süresi, yol uzunluğu ve sınırla etkileşim sayısıdır. Uygulama, bu üç parametreyi otomatik olarak hesaplar. Dijital grafik testinin sonuçları DDÇT sonuçlarıyla karşılaştırılır. Sağlıklı ve patolojik denekler birbiriyle karşılaştırılır ve her popülasyondaki öğrenme etkisini değerlendirmek için farklı tekrarlarla elde edilen performanslar karşılaştırılır.

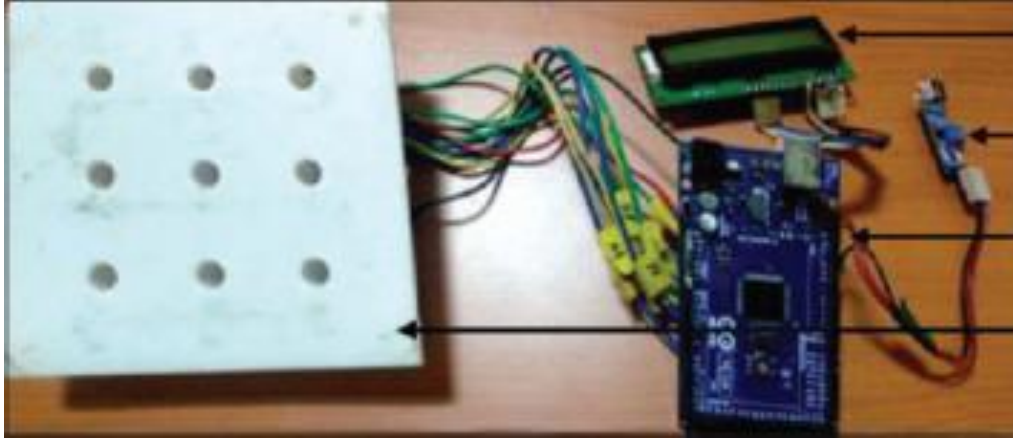


Şekil 1.12: Akıllı tablet uygulaması (Angelucci vd., 2023)

1.1.2 El Becerisi Değerlendirme Amacıyla Geliştirilen Sensör Bazlı Teknolojiler

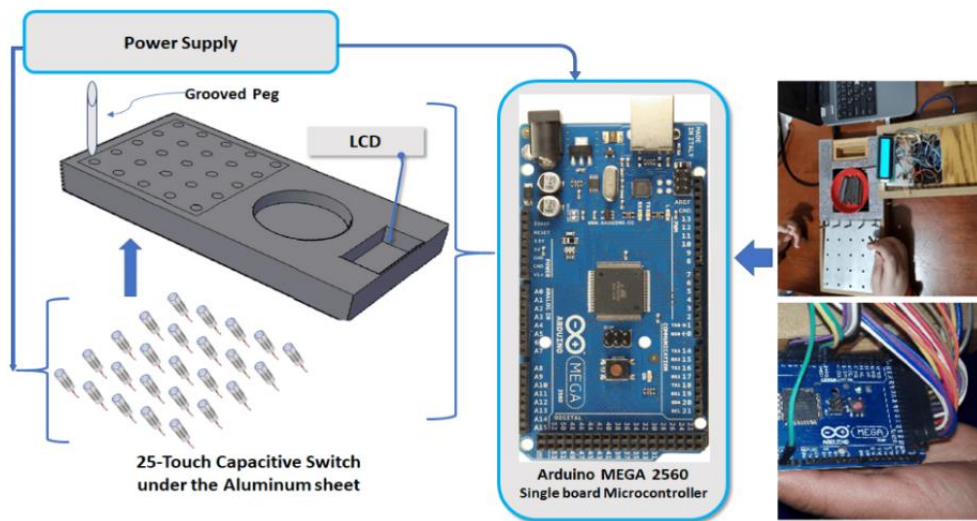
Literatürde el becerisinin değerlendirmesi amacıyla geliştirilen çeşitli sensör bazlı uygulamalar bulunmaktadır. Bunların büyük kısmında kullanıcıya giydirilen bir eldiven üzerine yerleştirilen sensörlerden bilgi toplanmaktadır. Burada kullanılan sensör çeşidine göre farklı yaklaşımlar görülmektedir. Flex sensör teknolojisinde üzerinde bükülmeye bağlı olarak değeri değişen dirençlerin bulunduğu sensörler kullanılmaktadır. İvmeölçerler uzuv ve eklemlerin konum, hız ve ivmelerinin ölçümü için kullanılmaktadır. Alan etkili sensör (hall-effect sensor) bazlı uygulamalarda eklem hareket açıklıkları ölçülmektedir. Kamera bazlı sistemlerde ise üzerinde işaretleyiciler veya farklı renkler bulunan eldivenler kamera ile izlenerek görüntü işleme algoritmaları ile parmak hareketleri tespit edilmektedir.

Acharya vd. (2021), Dokuz Delikli Çivi Testi'nin elektronik bir versiyonunu geliştirmişlerdir (Şekil 1.13). Üzerinde dokuz adet delik bulunan test düzeneğinde deliklere birer ışık bağımlı direnç (light dependent resistor-LDR) yerleştirilmiştir. Pimlerin ucunda ise birer ışık yayayn diyot (light emitting diode-LED) yer almaktadır. Işık yayan pimler deliklere yerleştirildiğinde LDR'lerdeki direnç değeri değişmekte, böylelikle deliğe pim yerleştirildiği algılanmaktadır. Sistemde yalnızca süre bilgisi tutulmakta olup, hareket profilleri ve tutma-bırakma davranışı algılanamamaktadır. Ayrıca sistemde kullanılan testin basit olması, karmaşık hareketler içermemesi ve daha çok hız yeteneğine odaklanması gibi dezavantajlara sahiptir.



Şekil 1.13: Elektronik dokuz delikli çivi testi (Acharya vd., 2021)

Al-Naami vd. (2022), Grooved Pegboard Testi'nde katılımcıların test süresini otomatik olarak tespit edebilen elektronik bir düzenek geliştirmişlerdir (Şekil 1.14). Üzerinde 25 adet delik bulunan test düzeneğinde deliklerin içinde birer anahtar bulunmaktadır. Pimler deliklere yerleştirildikçe anahtarlar kapanarak mikroişlemciye bilgi göndermektedir. Süre sayacı tutularak her bir pimin yerleştirme süresi toplam test süresi tespit edilmektedir. Sistemde yalnızca süre bilgisi sunulmakta olup, katılımcıların uzuv hareket profillerine ve tutma-bırakma durumlarına ilişkin bilgi verilememektedir. Ayrıca Grooved Pegboard testinde delikler anahtar deliği şeklindedir ve doğru açığa getirilip yerleştirilmelidir. Çalışmada kullanılan düzende ise delikler dairesel yapıdadır. Bu nedenle karmaşık el-göz koordinasyonu becerisini ölçememektedir.



Şekil 1.14: Elektronik Grooved Pegboard düzeneği (Al-Naami vd., 2022)

Okahashi vd. (2023), üzerinde 16 adet delik bulunan bir test tahtası üzerine yerleştirilecek 8 mavi, 8 kırmızı pimden oluşan bir elektronik test düzeneği geliştirmişlerdir (Şekil 1.15). Her bir deliğin rengi uzman tarafından belirlenmektedir. Pimlerin uçlarında mıknatıs bulunmaktadır. Mavi pimlerin ucu S kutuplu, kırmızı pimlerin ucu ise N kutupludur. Pimler yerlerine yerleştirildiğinde deliklerde bulunan manyetik anahtarlar kapanarak mikroişlemciye bilgi göndermektedir. Sistemde süre bilgisi ile doğru pimin yerleştirilip yerleştirilmediği tespit edilmekte olup katılımcıların hareket profilleri ve tutma bırakma davranışlarına ilişkin bilgi alınamamaktadır. Ayrıca bu test düzeneği de basit yapıda olup karmaşık el-göz koordinasyonu becerisi ölçülememektedir.



Şekil 1.15: Elektronik Pegboard düzeneği (Okahashi vd., 2023)

Chuang vd. (2002) el becerisinin tespiti için üzerinde flex sensörlerin bulunduğu bir eldiven ile sanal gerçeklik tabanlı bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.16). Hastalar sanal gerçeklik ortamında belirli görevleri gerçekleştirirken flex sensörler üzerinden alınan parmak hareketi bilgileri değerlendirilmektedir.



Şekil 1.16: Flex sensör tabanlı sistem (Chuang vd., 2002)

Rashid ve Osman (2019) yaptıkları çalışmada el rehabilitasyonu sırasında hastaların motor becerilerindeki gelişimi tespit edebilecek, üzerinde flex sensörler, ivmeölçer ve basınç sensörleri bulunan bir eldiven tasarlamışlardır (Şekil 1.17). Burada parmak eklemlerinin açılarının ölçümü için flex sensörler, kavrama kuvveti ölçümü için parmak uçlarına yerleştirilmiş basınç sensörleri, el bileği hızının ölçümü için ise ivme ölçer kullanılmıştır.



Şekil 1.17: Rashid ve Osman (2019) tarafından geliştirilen sistem

Hsiao vd. (2015) üzerinde 9 eksen IMU ve kuvvete duyarlı dirençler bulunan bir eldiven geliştirerek (Şekil 1.18) Minnesota El Beceri Testi aracılığıyla klinik ortamda denemiştir.



Şekil 1.18: Hsiao vd. (2015) tarafından geliştirilen sistem

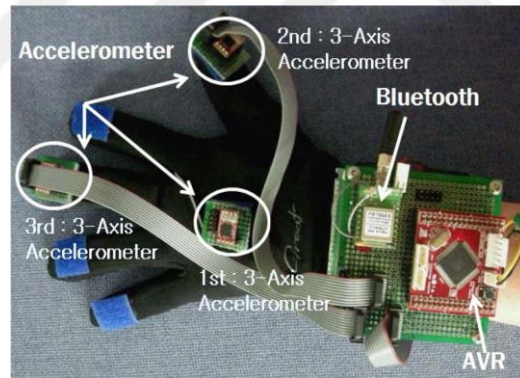
Flex sensörler, eklemlerin bükülme açılarını belirlemede kullanışlıdır. Fakat kısa sürede aşınma, kalibrasyon gerektirme gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca flex sensörler el becerilerinin tespitinde tek başlarına kullanıldıklarında yeterli verileri sağlayamamaktadır. El becerilerinin tespiti için eklemlerin konum, hız ve ivme verilerine de ihtiyaç duyulmaktadır. Graham vd. (2000) el hareketlerinin yönünü belirlemek için ivmeölçerlerin kullanılabileceğini belirtmiştir. Bui ve Nguyen (2007) Vietnam işaret dili hareketlerini

tanımak amacıyla bir eldiven geliştirmişlerdir (Şekil 1.19). Geliştirdikleri bu eldivende el hareketlerini tanımak amacıyla 6 adet ivmeölçer kullanmışlardır. İvme ölçerden beş tanesini parmak uçlarına, diğer bir tanesini de avuç içine yerleştirilmiştir.



Şekil 1.19: Bui ve Nguyen (2007) tarafından geliştirilen sistem

Kim vd. (2009) üç boyutta el hareketlerini izleyebilen ve tanıyabilen bir giyilebilir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.20). El hareketlerini tanımlayabilmek amacıyla üç eksenli bir ivme ölçer kullanmışlardır.

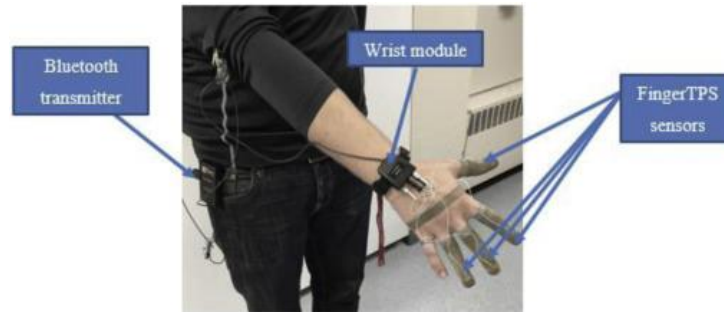


Şekil 1.20: Kim vd. (2009) tarafından geliştirilen sistem

Chouhan vd. (2014) işitme ve görme engelli bireylerin kullanması için el hareketlerini tanıyabilen giyilebilir bir sistem geliştirmişlerdir. Bu sistemde el ve parmakların konum-yönelim bilgisini tespit etmek için ivmeölçer, flex sensör ve hall etkili sensörler kullanılmıştır. İvmeölçerler ile elde edilen ivme verisinden hız ve konum bilgisine ulaşılabilmektedir. Fakat sinyallerin çok gürültülü olması nedeniyle iyi bir filtrelemeye ihtiyaç duyulmaktadır. Hall etkili sensörler düşük maliyet ve yüksek çalışma hızlarına sahiptir. Fakat çalışma prensiplerinin manyetik alan etkisine bağlı olması sebebiyle harici manyetik alanlardan etkilenmektedirler. İncelenen çalışmalardaki flex sensör, ivmeölçer ve

hall etkili sensör kullanımının en büyük dezavantajlarından birisi de bunların kişinin eline takılma zorunluluğudur. Bu da bir eldiven yardımı ile gerçekleştirilmektedir. Bu durum kişide hareket kısıtlamasına yol açmakta ve buna bağlı olarak beceri performansını tam olarak yansıtamamasına sebep olmaktadır.

Riddle vd. (2020) günlük yaşam aktiviteleri sırasında bireylerin parmak kuvvetlerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada giyilebilir basınç sensörleri (Finger Tactile Pressure Sensing System (TPS)) kullanmışlardır (Şekil 1.21). Bu sistemde basınç sensörleri parmaklara, yükseltici kısım ise bilek kısmına yerleştirilmektedir. Araştırmacılar, parmaklara yerleştirilen sensörlerin el becerisi üzerindeki etkisini belirlemek amacıyla NK Dexterity board testini kullanmışlardır. Testlerde parmaklara yerleştirilen sensörlerin, verilen görevleri tamamlama sürelerine etkisini de araştırmışlardır. Deneklerin küçük, orta ve büyük objeleri içeren görevleri çıplak elleri ve sensör bağlı elleri ile tamamlamaları istenmiş ve tamamlama süreleri karşılaştırılmıştır. Buna göre, parmaklara sensör bağlandığı durumda deneklerin büyük objeleri içeren görevleri %13, orta boyutta objeleri içeren görevleri %31, küçük objeleri içeren görevleri ise %41 oranında daha yavaş tamamladıkları görülmüştür.



Şekil 1.21: Riddle vd. (2020) tarafından yapılan çalışmadan bir görsel

Woods vd. (2021) yaptıkları çalışmada Minnesota el beceri testi esnasında eldiven kullanımının beceri performansına etkisini araştırmışlardır. 27 denek ile yapılan çalışmada 4 farklı eldiven tipi kullanılarak yapılan test işlemleri ile eldivensiz yapılan test işlemindeki süreler karşılaştırılmıştır. Eldiven kullanımının testteki görevleri gerçekleştirme süresini ortalama %35 oranında artırdığı ortaya konmuştur. Bu sonuçlar, el üzerine bağlanan sensör, kablo, eldiven gibi materyallerin el becerisini olumsuz etkilediğini, bu tür sistemlerin el becerisi testlerinin otomatik olarak gerçekleştirme amacıyla kullanılamayacağını göstermektedir.

Kameralar ile el kinematığının değerdendirilmesi, günlük yaşam aktivitelerinin izlenmesi ve kişilerin fonksiyonel becerilerinin değerdendirilmesine yönelik az sayıda çalışma literatürde yer almaktadır (Reissner vd., 2019). Bu çalışmalarda el ve parmaklar üzerine yerleştirilen çok sayıda işaretleyici (marker) ile kol, el ve parmak hareketleri izlenmektedir. Fakat bu sistemlerde tek kamera kullanılması durumunda elin kamera görüş ekseninde hareket etmesi durumunda doğru ölçüm yapılamamaktadır. Bu durumun önüne geçilebilmesi için farklı açılardan görüntü alan çok sayıda kamera kullanılması gerekmektedir. Bunun yanında, ince motor ve tutma bırakma hareketlerinde işaretleyicilerin kamera görüş açısından çıkması, parmakların birbirleri üzerinde bulunan işaretleyicileri engellemesi gibi durumlar nedeniyle yüksek doğrulukta izleme ve çıkarım kameralar ile yapılamamaktadır (Rui vd., 2019).

Literatürde yer alan çalışmalar incelendiğinde el üzerine yerleştirilen sensörlerin motor beceri üzerine olumsuz etkisi olduğu, kameralar ile yapılan ölçüm ve değerdendirmelerde ince motor hareketlerinin doğru tespit edilemediği görülmektedir. Yine yapılan literatür incelemesinde eklem/uzuv hareketleri ve kas kasılma seviyelerinin birlikte otomatik olarak değerdendirildiği bir sisteme rastlanamamıştır.

Literatür incelemeleri ve mevcut yöntemlerin analiz edilmesi sonucunda bu tez çalışması;

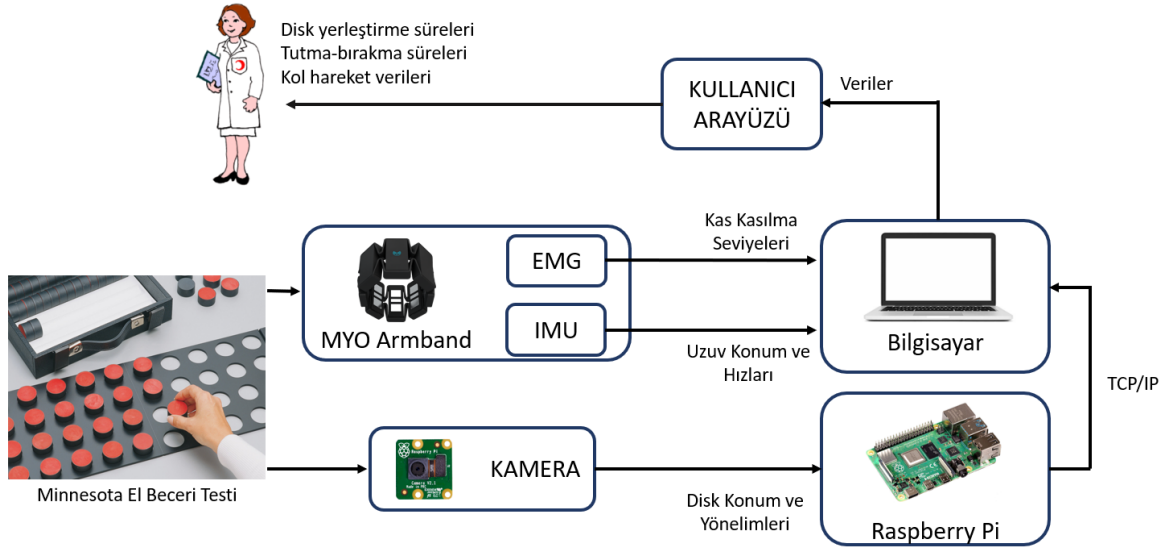
“El becerilerinin otomatik olarak değerdendirilmesi işlemi giyilebilir EMG, IMU sensörleri ve kameralardan alınan ölçümler ve yapay zeka tabanlı algoritmalar ile yapılabilir”

hipotezinden yola çıkılarak geliştirilmiştir.

Buna göre bu tez çalışmasının özgün değeri; kişilerin el motor beceri performanslarının çoklu sensörler ve yapay zekâ algoritmaları ile otomatik olarak belirlenmesidir. Performans belirleme aşamasında kişilerin kas kasılma seviyeleri ile hareket sınıflandırması yapılmış ve beceri testi esnasındaki tutma-bırakma hareketi süreleri tespit edilmiştir. Uzuv açısal hız, doğrusal ivme ve hız değişim değeri ölçülerek kaydedilmiş, görüntü işleme yöntemi ile toplam test süresi ve testte yer alan disklerin her birinin yerleştirme ve çevirme süreleri hesaplanmıştır. Elde edilen tüm bu veriler kullanıcı arayüzü üzerinden uzmanlara sunulmuştur. Bu sayede uzmanların iş yükü azaltılarak günlük hasta kabul sayılarının artırılması sağlanmış, objektif ve doğru ölçümler gerçekleştirilmiştir. Mevcut test yöntemlerinde değerdendirme parametresi olarak kullanılan testi tamamlama süresinin yanında ek metrikler de uzmanlara sunulmuştur.

2. MATERYAL VE METOT

Bu bölümde sistemin çalışma prensibi, geliştirilme sürecinde kullanılan yazılımlar, yöntemler, sensörler ve materyaller hakkında bilgi verilmiştir. Sistemin çalışma prensibine ilişkin genel blok diyagram Şekil 2.1’de verilmiştir.



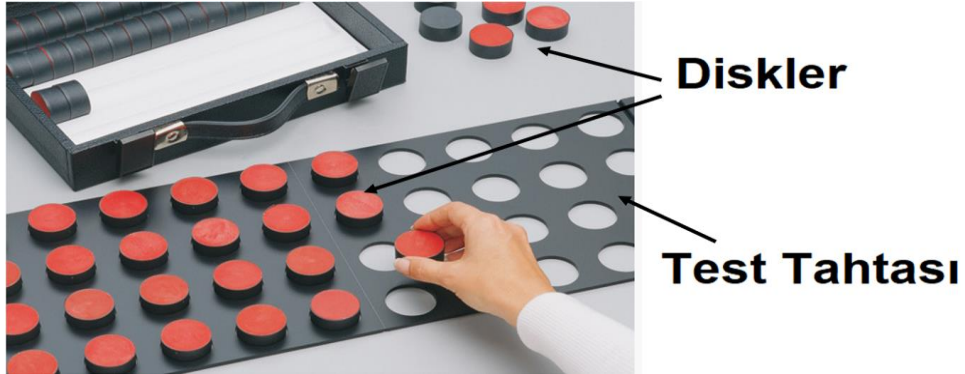
Şekil 2.1: Sistemin genel blok diyagramı

Çalışmada motor beceri test düzeneği olarak Minnesota El Beceri Test Düzeneği kullanılmıştır. Katılımcının testleri gerçekleştirmesi sırasında kamera ile disklerin yerleştirme süreleri ve toplam test süresi, EMG sensörleri ile kas kasılma seviyeleri ve tutma-bırakma hareketi süreleri, IMU sensörü ile de kolun hareketleri ölçülerek kaydedilmiştir. Bu veriler test sonunda bir arayüz üzerinden uzmanlara sunulmuştur. Bahsi geçen ölçüm işlemlerinin detayları, sistem entegrasyonu ve çalışma prensibi bu bölümde açıklanmıştır.

2.1 Minnesota El Beceri Test Düzeneği

Minnesota el beceri testi sağlıklı ellerin beceri performansını ölçmek, hastalık ve yaralanma sonrası uygulanan rehabilitasyon süreçlerinde hastanın gelişimini izlemek için yaygın olarak kullanılmaktadır (Hyeon-Sook vd. (2011), Wang vd. (2018)). Testte 60 adet disk ve bu disklerin yerleştirileceği üzerinde 60 adet delik bulunan siyah renkli test tahtası bulunmaktadır. Disklerin bir yüzeyi ve kenarları siyah, diğer yüzeyi kırmızı renktedir. Test uygulamasında disklerin belli bir sıra ve düzende yerleştirilmesi gerekir. Testte iki evre

bulunmaktadır. Test edilen kişiye zamanın önemli olduğu bildirilerek en kısa zamanda evreleri tamamlaması istenmektedir.



Şekil 2.2: Minnesota el beceri test düzeneği

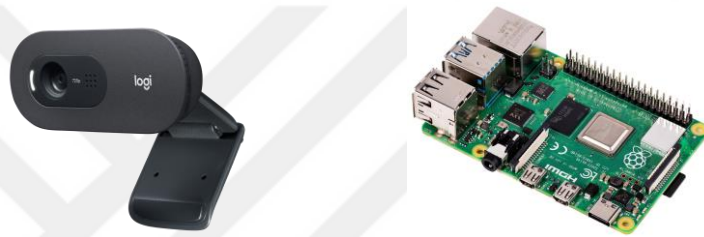
Testi oluşturan evreler;

a. Yerleştirme Evresi: Test tahtası, masanın kenarından 2,54 cm uzaklığa yerleştirilmektedir. 60 adet disk test tahtasının ön kısmına kişiden uzağa yerleştirilir. Test uygulanan kişiden diskleri baskın eliyle tahta üzerindeki boşluklara yerleştirmesi istenir. Test, baskın el tarafında ve en altta bulunan diski baskın elle tutup kaldırarak yerleştirme tahtasının baskın el tarafındaki üst boşluğuna yerleştirmesi ile başlar. Aynı dikey sıradaki bir sonraki disk, yerleştirilen diskin üzerinden geçirilerek bir sonraki boşluğa yerleştirilir. Bir dikey sırada bulunan dört disk yerleştirildikten sonra diğer sıraya geçilerek tüm diskler test tahtası üzerine yerleştirilir ve toplam süre kaydedilir. Bu işlemin birincisi deneme olmak üzere toplamda 4 kez tekrar edilerek ortalama süre hesaplanır.

b. Çevirme Evresi: Test tahtası, masa kenarından 2,54 cm uzaklığa katılımcıya yakın olacak şekilde ve tüm diskler kırmızı tarafları yukarı bakacak şekilde yerleştirilir. Test yapılan kişiden diskleri bir eli ile kaldırıp, tek elle döndürerek diğer eline geçirmesi ve diski eski yerine koyması istenir. Döndürme işlemi disklerin ilk sırasında baskın el tarafından baskın olmayan el tarafına doğru yapılır. İlk sıra tamamlandıktan sonra ikinci sırada baskın olmayan el tarafından baskın el tarafına doğru döndürme işlemi yapılarak ilerlenir. Kalan iki sıradaki diskler de aynı düzende çevrilerek test tamamlanır ve toplam süre kaydedilir. Bu işlemler biri deneme olmak üzere toplam 4 kez tekrar edilir ve sürelerin ortalaması alınarak nihai süre belirlenir.

2.2 Kamera ile Disk Yerleştirme ve Çevirme Sürelerinin Belirlenmesi

Minnesota el beceri testinin uygulanması sırasında disklerin test tablasına yerleşimini ve her bir diskin yerleştirme ve çevrilme sürelerini tespit edebilmek için görüntü işleme yöntemi kullanılmıştır. Çalışmada kamera olarak Logitech C50 web kamerası kullanılmıştır. Bu kamera 720p çözünürlüğe sahip olup, sabit odaklıdır ve 3 metreye kadar net görüntü alabilmektedir. Kameradan alınan görüntüler Raspberry Pi 4B kontrolcüsünde işlenmiştir. Dört çekirdekli Broadcom 2711 işlemciye ve 8GB RAM belleğe sahip olan kontrolcü ile görüntüler sorunsuz bir şekilde işlenerek sonuçlar kaydedilmiştir. Sistemde kullanılan kamera ve kontrolcü Şekil 2.3'te gösterilmiştir.



Şekil 2.3: Sistemde kullanılan kamera ve kontrolcü

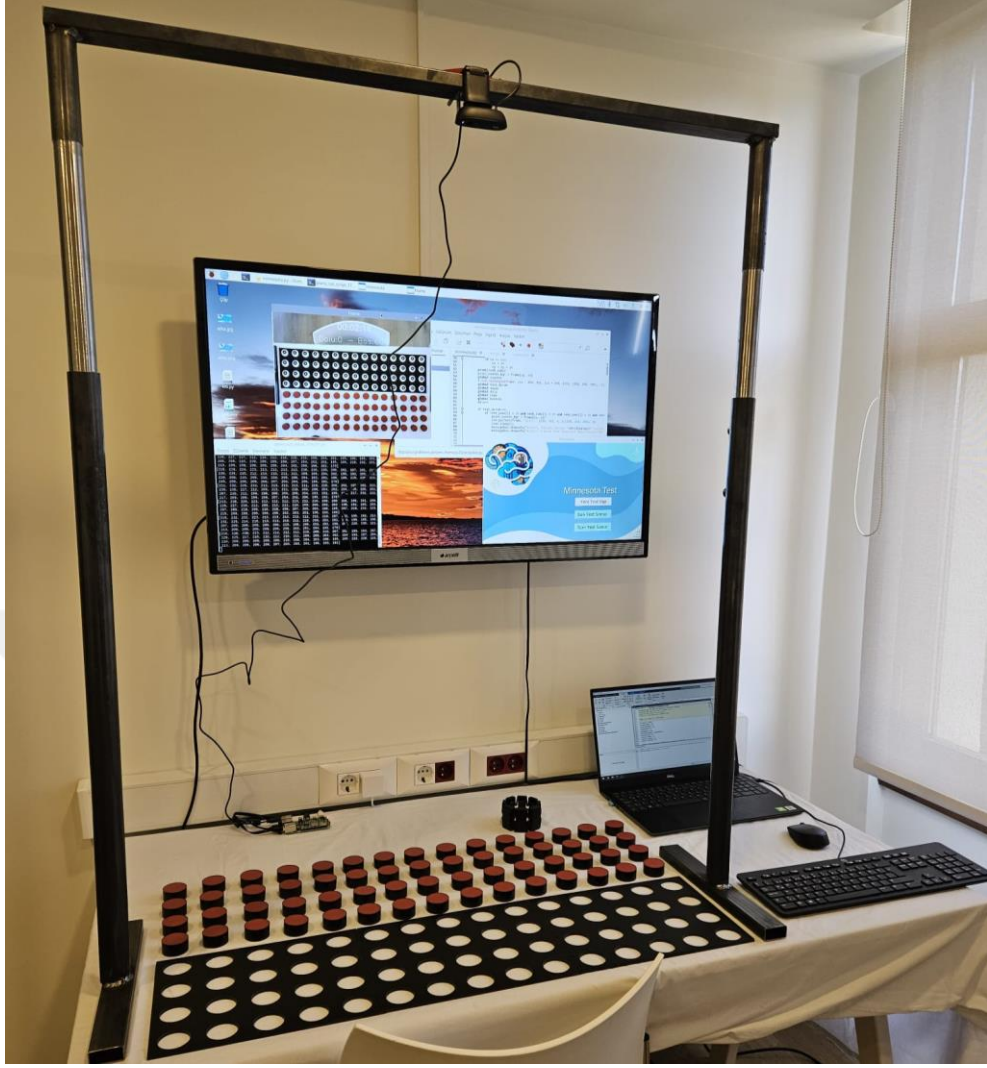
Kamera ile elde edilen görüntüler Python yazılım dilinde OpenCV kütüphanesi kullanılarak gerçek zamanlı olarak işlenmiştir. Kamera ile elde edilen dijital görüntünün 2-boyutlu dizi şeklindeki her bir elemanı “piksel” olarak ifade edilir. Bu çalışmada kamera çözünürlüğü 640x480 piksel olarak ayarlanmıştır. Elde edilen kamera görüntülerinin her bir pikseli 3 renk kanalı içerir, rengin görünümü bu 3 kanalın kombinasyonlarından oluşur. Bu üçlü kanal yapısı genellikle RGB (Red-Green-Blue) olarak ifade edilir. Böylece görünür renkler, çeşitli kırmızı, yeşil ve mavi ışık yoğunlukları eklenerek yeniden üretilebilir. RGB renk modeli, ekran, fotoğraf makinesi ve kameralarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Chernov vd., 2015). OpenCV kütüphanesinde bu renk formatı BGR (Blue-Green-Red) olarak tanımlanır. Diğer bir renk gösterim türü olan HSV modeli, rengi üç bileşen açısından tanımlar: renk özü (Hue), doygunluk (Saturation) ve parlaklık (Value). HSV, RGB renk modeline alternatif olarak 1970’li yıllarda geliştirilen farklı bir renk modelidir. HSV renk modeli, insan renk algısı ile oldukça tutarlıdır. Sadece rengin kendisini değil, doygunluk ve parlaklık özelliklerini de içerir. Ayrıca, HSV renk uzayı genellikle görüntü işleme ve bilgisayarla görme alanlarında daha uygun ve ideal sonuçlar verdiği için yaygın olarak kullanılan bir

modeldir (Pachos, 2001; Çernov vd., 2015). OpenCV kütüphanesinde Hue değeri 0 – 180 aralığında, Saturation ve Value değerleri 0 – 255 aralığında tutulur. Çalışmada renkleri tanıma işleminde rengin HSV uzayındaki alt ve üst sınırları dikkate alınmıştır. Bu alt ve üst sınır değerleri Tablo 2.1’de verilmiştir.

Tablo 2.1: Renklere göre HSV değerlerinin alt ve üst sınırları

Renk	Üst sınır (H,S,V)	Alt sınır (H,S,V)
Siyah	(180, 255, 30)	(0, 0, 0)
Beyaz	(180, 18, 255)	(0, 0, 231)
Kırmızı	(180, 255, 255)	(159, 100, 30)
Mor	(158, 255, 255)	(129, 100, 30)
Mavi	(128, 255, 255)	(90, 100, 30)
Yeşil	(89, 255, 255)	(36, 100, 30)
Sarı	(35, 255, 255)	(25, 100, 30)
Turuncu	(24, 255, 255)	(11, 100, 30)
Kırmızı	(10, 255, 255)	(0, 100, 30)
Gri	(180, 18, 230)	(0, 0, 40)

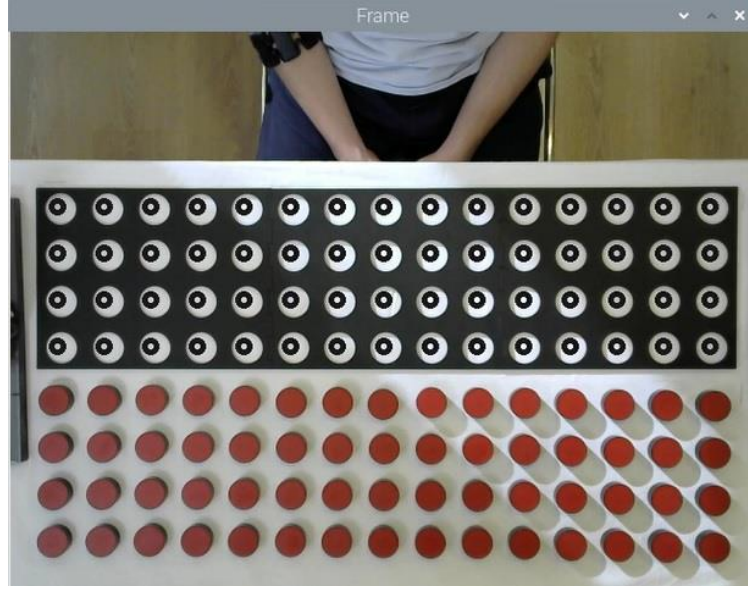
Çalışmada, test tahtası beyaz zeminli bir masa üzerine yerleştirilmiştir. Kameranın tüm test tahtasını görececek şekilde yüksek bir pozisyonda sabitlenebilmesi için metal ayaklara sahip, yüksekliği ayarlanabilir bir platform tasarlanmıştır. Kamera bu platformun üst kısmına sabitlenmiştir (Şekil 2.4). Test başladığında `cv2.VideoCapture()` komutu ile video görüntüleri alınır. Herhangi bir değişiklik yapılmadığında, OpenCV kütüphanesi piksel renklerini BGR formatında tanımlar. `cv2.COLOR_BGR2HSV` komutu ile BGR’den HSV’ye dönüştürme işlemi yapılır. Test tahtasının yerleştirildiği zemin beyaz olduğundan, henüz disk yerleştirilmeyen boş delikler beyaz renk ile, testteki disklerin bir yüzü siyah, diğer yüzü kırmızı olduğu için de diskler siyah veya kırmızı renk ile tanımlanır. Bu nedenle renk tanımlamaları beyaz, siyah ve kırmızı olarak yapılmıştır. Eğer hedef piksellerdeki renk beyaz ise hedefte henüz disk bulunmadığı, disk yerleştirme evresinde iken hedef piksel kırmızı ise diskin doğru bir şekilde yerleştirildiği, yine yerleştirme evresinde piksel değer siyah renk aralığında ise diskin ters yerleştirildiği anlaşılır. Çevirme evresinde iken hedef piksel kırmızı ise diskin henüz çevrilmediği, siyah ise doğru bir şekilde çevrildiği, beyaz ise yanlış bir şekilde diskin yerinden çıkarıldığı anlaşılır.



Şekil 2.4: Görüntü işleme test düzeneği

Disklerin yerleştirildiği test tahtası üzerindeki deliklerin konumları ortası delikli yuvarlak şekillerle işaretlenmiştir (Şekil 2.5). Böylelikle kameranın görüş alanındaki piksellerin tümü yerine belli koordinatlara sahip pikseller taranmaktadır. Bu deliklerin ortasındaki piksellerin renk değerine göre çıkarımlar yapılmıştır.

Test başlangıcında saniye cinsinden bir süre sayacı çalıştırılmaktadır. Her bir diskin yerleştirme süresinin belirlenebilmesi için diskleri temsil eden 60 adet değişken oluşturulmuştur. Ekrandaki belirlenmiş pikseller beyazdan kırmızıya döndükçe disklere ait değişkenlere süre değerleri atanır. Yerleştirme testi bittiğinde bu değişkenler bir vektör olarak kaydedilir. Toplam süre de ayrı bir değişkene atanır.



Şekil 2.5: Test tahtası üzerinde disklerin yerleşeceği konumların işaretlenmesi

Testin çevirme evresinde ise renk değişimi kırmızıdan siyaha olmaktadır. Burada da test başlangıcında bir süre sayacı çalıştırılır. Yine 60 adet değişkene belirli piksellerdeki renkler kırmızıdan siyaha döndükçe süreler atanır. Çevirme testi bittiğinde bu değişkenler bir vektör olarak kaydedilir. Yerleştirme ve çevirme evrelerindeki sürelerle ait verileri içeren vektörler Raspberry Pi üzerindeki *veriler.txt* dosyasına Katılımcı Adı, Tarih ve Saat etiketleri ile kaydedilir.

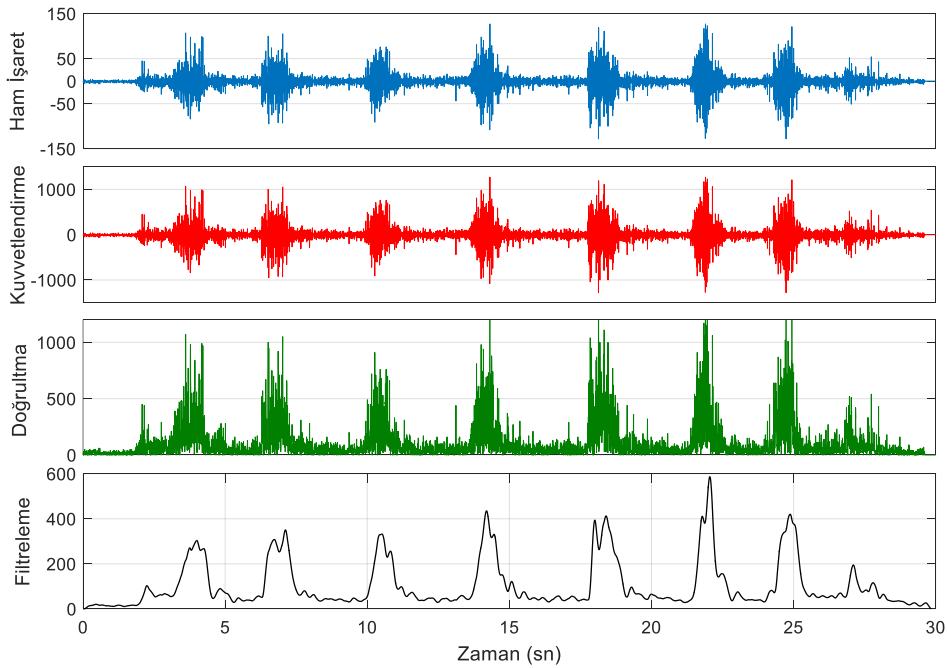
2.3 Elektromiyografi (EMG) İşaretleri ile Hareket Sınıflandırması

Çalışmada, disklerin tutma bırakma süreleri kaydedilerek katılımcının test süresince diskleri ne kadar süre elinde tuttuğu ve diskler elinde iken kolun hareketli-hareketsiz olma durumu tespit edilmiştir. Bu bilgiler test sonunda arayüz üzerinden uzmanlara iletilmekte olup, bunun yanında katılımcının genel beceri durumu değerlendirilirken de kullanılmıştır. Hareket sınıflandırmasında Tsuji vd. (1999) tarafından geliştirilen yapay sinir ağı tabanlı LNGKM (Log normal gauss karışım modeli) algoritması kullanılmıştır. EMG işaretleri MYO Armband cihazı ile Bluetooth haberleşme protokolü üzerinden elde edilmiştir (Şekil 2.6). Tüm veri işleme ve sınıflandırma işlemleri Matlab ve Simulink yazılımı üzerinde yapılmıştır. MYO Armband üzerinden ham verilerin alınması için Tomaszewski (2023) tarafından geliştirilen Myo SDK MATLAB Mex Wrapper araç kutusu kullanılmıştır. 8 kanal ham EMG, açısal hız ve doğrusal ivme verileri bu araç kutusu üzerinden MATLAB ortamına alınarak işlenmiştir.



Şekil 2.6: MYO Armband kanal numaraları ve kol üzerinde yerleşimi

Kolay giyilebilir ve lastikli yapısı ile farklı boyutlardaki kollara takılabilen MYO Armband üzerinde bulunan 8 kanal elektrot ile kas kasılması işaretleri alınarak ön işlemlerden geçirilir. Bu işlemler sırasıyla yükseltme, doğrultma ve filtrelemedir. Ham EMG işaretlerinin genliği çok düşük seviyede olduğundan, 20 dB yükseltme işlemi yapılır. Ardından doğrultma işlemi yapılarak negatif alternanstaki değerler pozitif alternansa çevrilir. Son olarak EMG işaretinde bulunan istenmeyen gürültülerin yok edilmesi için filtreleme yapılır. Burada 3 Hz köşe frekansına sahip 2. derece alçak geçiren Butterworth filtre kullanılmıştır. Örnek olarak ön işlemde geçirilen EMG işaretleri Şekil 2.7’de verilmiştir.

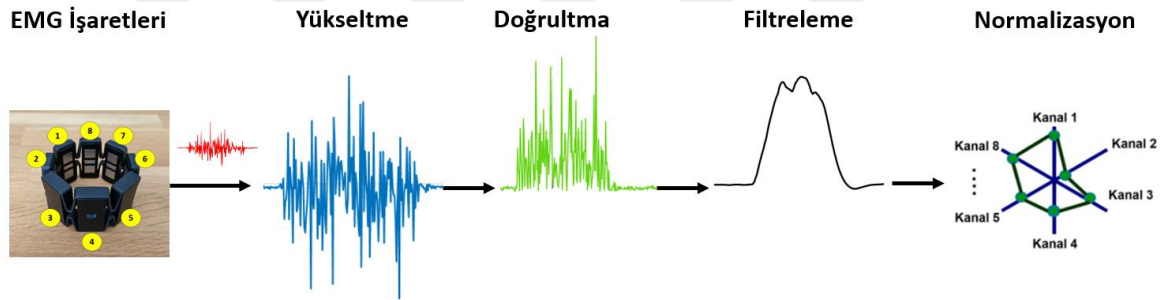


Şekil 2.7: Ön işlemde geçirilmiş EMG işaretleri

İşaretler filtrelendikten sonra örnekleme aşamasına geçilmiştir. MYO Armband cihazının örnekleme frekansı 200 Hz'dir. Yani saniyede 200 adet veri göndermektedir. Örneklenmiş işaretler $EMG_i(t) (i = 1, 2, \dots, 8)$ olarak tanımlanır. $EMG_i(t)$ işareti, 8 kanal elektrottan gelen işaretlerin toplamı 1 olacak şekilde normalize edilir. Normalize edilmiş EMG işareti Eşitlik 1'de tanımlanmıştır.

$$EMG'_i(t) = \frac{EMG_i(t) - EMG_i^{dinlenme}}{\sum_{i=1}^L (EMG_i(t) - EMG_i^{dinlenme})} \quad (1)$$

Bu eşitlikte $EMG'_i(t)$ normalize EMG işaretlerini, $EMG_i^{dinlenme}$ ise kolun rahatlama durumundaki $EMG_i(t)$ 'sinin ortalama değerini temsil etmektedir. EMG işaretlerinin işlenmesine ilişkin diyagram Şekil 2.8'de verilmiştir.



Şekil 2.8: EMG işaret işleme adımları

Geliştirilen sistemde EMG verilerinin işlenmesi ve sınıflandırma işlemleri beceri testi tamamlandıktan sonra yapılmaktadır. Test süresince kaydedilen EMG işaretleri ön işlemlerden geçirilerek yapay sinir ağı tabanlı LNGKM yöntemi ile sınıflandırılma yapılmaktadır. Hareket sınıflandırması işleminin yapılabilmesi için işlenmiş EMG sinyalleri kullanılarak kas kasılma seviyesinin (Muscular Contraction Level: MCL) hesaplanması gerekmektedir. MCL hesabı için kullanılan eşitlik aşağıda verilmiştir.

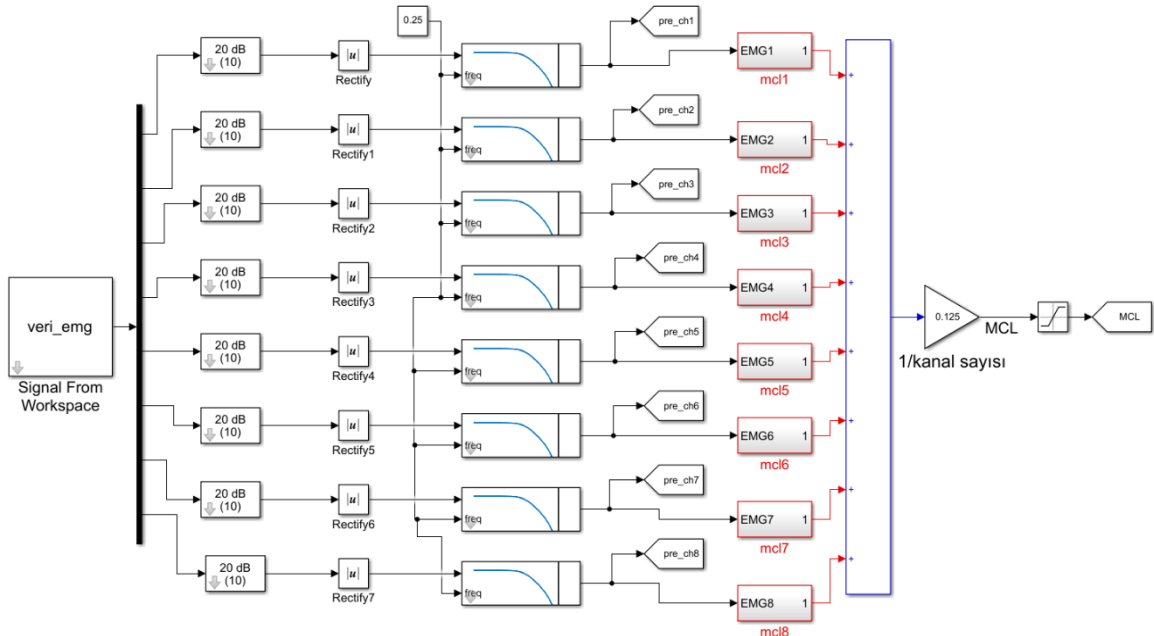
$$MCL(t) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{EMG_n(t) - EMG_n^{dinlenme}}{EMG_n^{max} - EMG_n^{dinlenme}} \quad (2)$$

Burada $EMG_n^{dinlenme}$ ve EMG_n^{max} sırası ile kasın dinlenme ve maksimum kasılma durumundaki kasılma seviyelerini ifade etmektedir. N ise kanal sayısı olup MYO Armband üzerinden 8 kanal işaret alındığı için 8 olarak girilmiştir. Dinlenme durumundaki kas

kasılması el ve kol serbest durumda iken, maksimum kas kasılması ise disk parmaklar ile kuvvetli bir şekilde sıkılarak ölçülüp kaydedilmiştir. Dinlenme ve maksimum kasılma esnasında çekilen resimler Şekil 2.9’da yer almaktadır. EMG işaretlerinin bilgisayar ortamına alınması, ön işlemlerden geçirilmesi ve MCL değerinin hesaplanmasına ilişkin Matlab Simulink diyagramı ise Şekil 2.10’da verilmiştir.



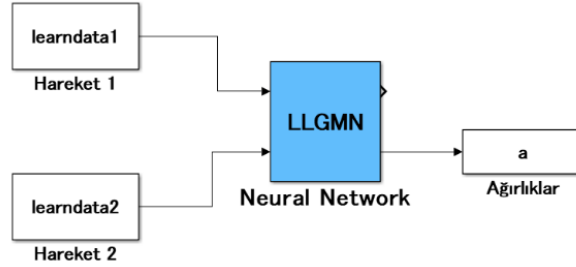
Şekil 2.9: MCL hesaplama işlemi maksimum kasılma ve dinlenme evreleri



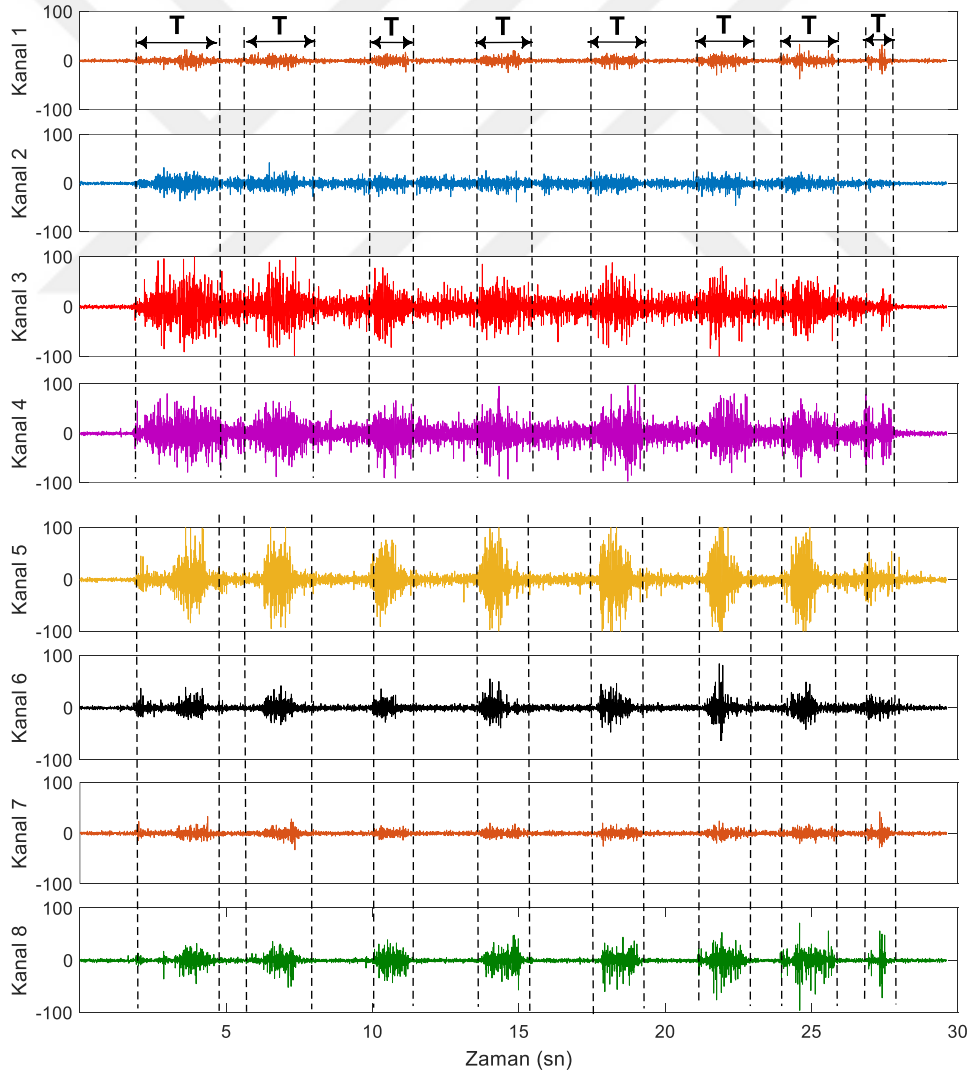
Şekil 2.10: Ön işleme ve MCL hesaplama işlemi Simulink modeli

İşaretlerin ön işlemden geçirilmesi, normalizasyon ve MCL hesaplama işlemlerinden sonra her bir harekete ilişkin veri kaydetme işlemine geçilir. Tutma ve bırakma hareketleri sekiz saniyelik kayıt süresinin ikinci ve altıncı saniyeleri arasında gerçekleştirilir ve EMG işaretleri kaydedilir. Kaydedilen bu işaretler içerisinde 20 örnek seçilerek bir istatistiksel

yapay sinir ağı modeli olan LNGKM (Log-normal Gauss Karışım Modeli)'ye verilir. Bu veriler ile ağ eğitilir ve ağırlıklar belirlenir. LNGKM ağının bulunduğu Matlab Simulink diyagramı Şekil 2.11'de verilmiştir. Örnek olarak 30 saniye boyunca 8 kere tutma hareketinin yapıldığı ölçüm seansının sonuçları Şekil 2.12'de yer almaktadır. Grafikte T ile gösterilen aralıklarda tutma hareketi yapılmıştır.

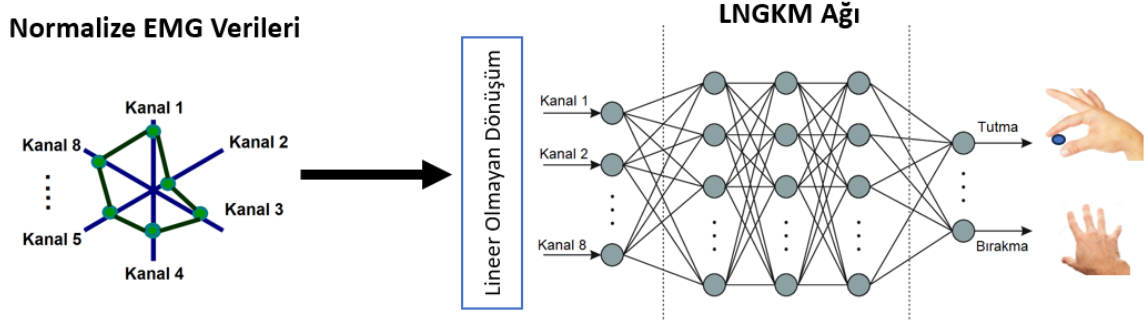


Şekil 2.11: Yapay sinir ağı modelinin eğitimi ve ağırlıkların belirlenmesi Simulink modeli



Şekil 2.12: Tutma – bırakma hareketi örnek EMG işaretleri

Eğitim işleminden sonra belirlenen ağırlıklar matris olarak kaydedilir. Sınıflandırma işlemi bu ağırlık değerleri kullanılarak gerçekleştirilir. Ağın çıkışında elde edilen hareket bilgisi ile tutma ve bırakma hareketlerinden hangilerinin gerçekleştirildiği tespit edilir. LNGKM ağ yapısı Şekil 2.13'te verilmiştir.



Şekil 2.13: LNGKM ağ yapısı

EMG işaretleri üzerinden hareket sınıflandırması sürecindeki ön ölçümler, her bir hareket için veri kaydı, bu verilerden eğitim için kullanılacak olanların seçimi, ağın eğitimi ve hareket sınıflandırması işlemlerinin gerçekleştirilebilmesi için tasarlanan kullanıcı arayüzü Şekil 2.14'te verilmiştir.



Şekil 2.14: EMG İşaret işleme ve sınıflandırma kullanıcı arayüzü

Şekil 2.14'te verilen kullanıcı arayüzünde yer alan Ön Ölçümler kısmındaki Dinlenme ve Maksimum Kasılma butonlarına basılarak sekizer saniye boyunca kayıt yapılır. Veri Kayıt bölümünde ise Tutma ve Bırakma hareketleri esnasındaki kayıtlar yapılır. İstenirse Sil butonlarına basılarak kaydedilen veriler silinip yeniden kaydedilebilir. Veri Seçimi ve Ağ

Eğitimi kısmında yapay sinir ağının eğitimi için kullanılacak olan verilerin seçimi gerçekleştirilir. Tutma ve Bırakma kısımlarına girilen yüzde değerlerinin üzerindeki kas kasılma seviyelerinden rastgele 20 örnek seçilerek kaydedilir. Bu değerler değiştirilerek seçilen veriler ve buna bağlı olarak ağın eğitim performansı ayarlanabilmektedir. Veri seçimi işleminden sonra Ağı Eğit butonuna basılarak şekil 2.11’de gösterilen Simulink diyagramı çalıştırılır ve ağırlıklar belirlenir. Sınıflandır butonuna basılarak bir önceki adımda belirlenen ağırlıklar kullanarak oluşturulan yapay sinir ağına beceri testi esnasında kaydedilmiş olan EMG işaretleri verilir ve sınıflandırma sonuçları elde edilir. Ağ çıkışında görülen 1 değerı bırakma, 2 değerı ise tutma hareketini temsil etmektedir. Sistemde sınıflandırma sonuçlarının olasılık değerleri belli bir oranda birbirine yakın çıktığında hareket sınıflandırması sonucunun yanlış olma ihtimalinin yüksek olduğu ihtimaline karşılık ağ çıkışında -1 değerı görülmektedir. Burada baraj değer geliştirici tarafından ayarlanabilmektedir. Geliştirilen sistemde bu değer 0.90 olarak belirlenmiştir.

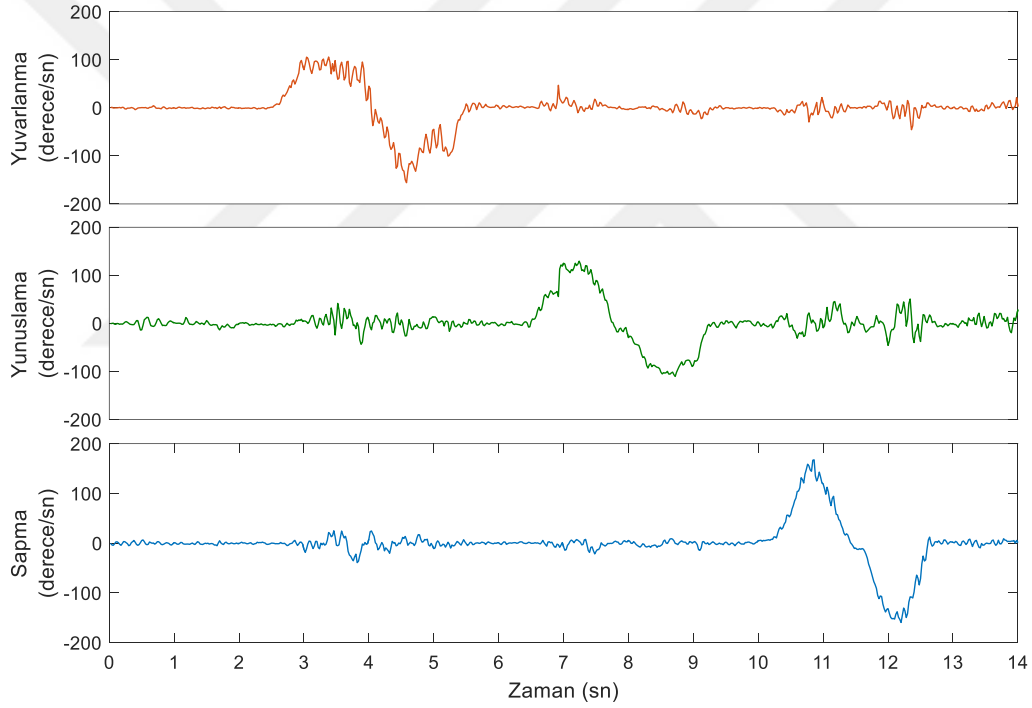
2.4 Kol Hareketlerinin Belirlenmesi

Geliştirilen sistemde hareket sınıflandırmasının yanında kol hareketleri de analiz edilerek beceri testi esnasındaki kolun hareket hızı ve ivmesi değerlendirme aşamasında kullanılmıştır. Örneğin katılımcının elinde disk yok iken kol hareketsiz ise veya düşük hızlarda hareket ediyorsa serbest düşünme sürecinde olduğu sonucu çıkarılabilir. Aynı zamanda test sürecinde uzvun ortalama hız ve ivmesi, maksimum hız ve ivme, tüm test sürecinde uzvun hareketsiz kaldığı, düşük ve yüksek hızda hareket ettiği süreler de uzmanlara sunulmaktadır.

Kolun hız ve ivme lmleri MYO Armband üzerinde bulunan 9 eksenli IMU (Inertial Measurement Unit) ile yapılmıştır. IMU 3 eksenli jiroskop, 3 eksenli manyetometre ve 3 eksenli ivmeölçerden oluşmaktadır. Haberleşme Bluetooth protokolü üzerinden sağlanmakta olup 50 Hz rnekleme frekansında veri aktarılmaktadır. IMU üzerinden alınan açısal hız (derece/sn) ve ivme (m/s^2) değerleri işlenerek beceri testi sonunda uzmanlara sunulmaktadır. Açısal hız değerleri sırası ile X, Y ve Z eksenleri etrafındaki dönmeyi ifade eden yuvarlanma (roll), yunuslama (pitch) ve sapma (yaw) olarak verilmektedir. şekil 2.15’te MYO Armband cihazının kol üzerindeki konumu ve eksen yönleri verilmiştir. şekil 2.16’da örnek olarak üç eksen etrafındaki dönme hareketlerini içeren grafikler verilmiştir.



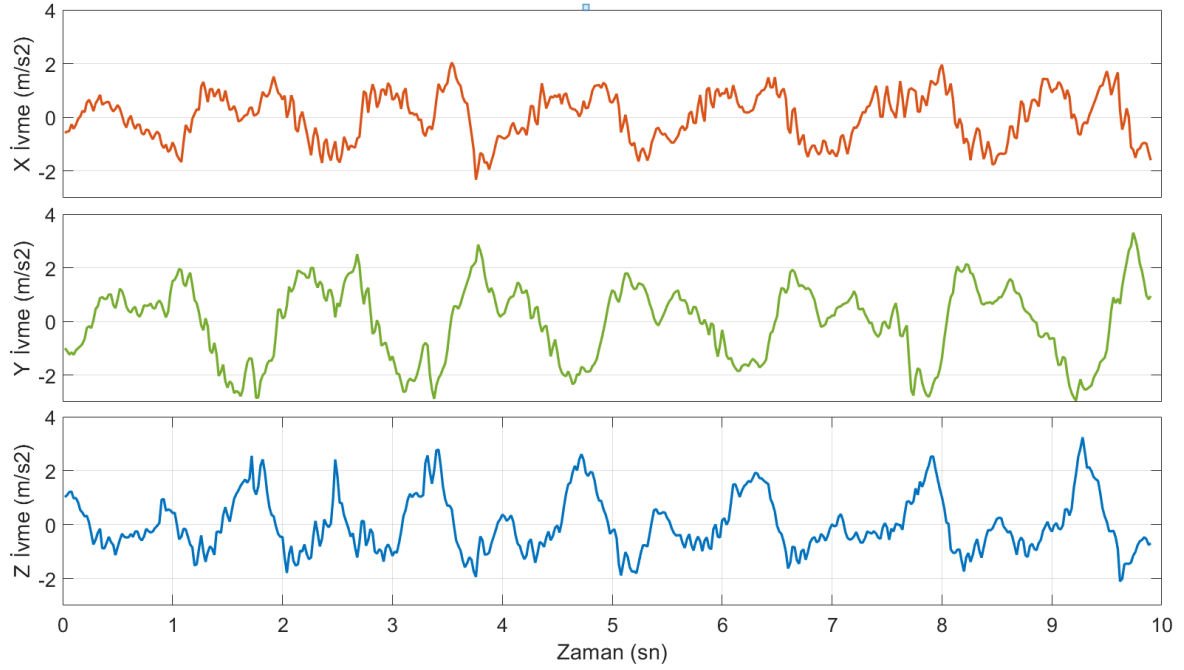
Şekil 2.15: MYO Armband cihazı üzerindeki eksen takımı



Şekil 2.16: Üç eksen de elde edilen açısal hız değerleri

İvme değeri sensör çıkışında g cinsinden alınmakta olup m/s^2 'ye çevrilmektedir. MYO Armband üzerinden Myo SDK MATLAB Mex Wrapper araç kutusu aracılığıyla iki tür ivme verisi alınabilmektedir: değişken eksen takımı ve sabit eksen takımı. Değişken eksen takımında X, Y ve Z yönlerindeki ivmeler MYO Armband üzerindeki eksen takımı yönlerine göre kaydedilmektedir. Bu durumda hareket esnasında yer çekimi etkisinin toplam ivme vektöründen çıkarılması gerekmektedir. Kullanılan araç kutusunda quaternionlar yardımı ile yerçekimi kompanzasyonunun yapıldığı seçenek de bulunmaktadır. İvme değerleri sabit bir

eksen takımına göre kaydedilmektedir. Sistemde bu sabit eksen takımına göre elde edilen ivmeler kullanılmıştır. Z yönünde ölçülen ivmeden 9,81 m/s²'lik yerçekimi ivmesi çıkarılarak kaydedilmiştir. Şekil 2.17'de beceri testi esnasında kaydedilmiş ivme değerlerinin 10 saniyelik kısmı verilmiştir. IMU üzerinden elde edilen açısal hız ve doğrusal ivme verilerinin ortalaması ve maksimum - minimum değerleri arayüz üzerinden uzmanlara iletilmektedir.



Şekil 2.17: Üç ekseninde elde edilen doğrusal ivme değerleri

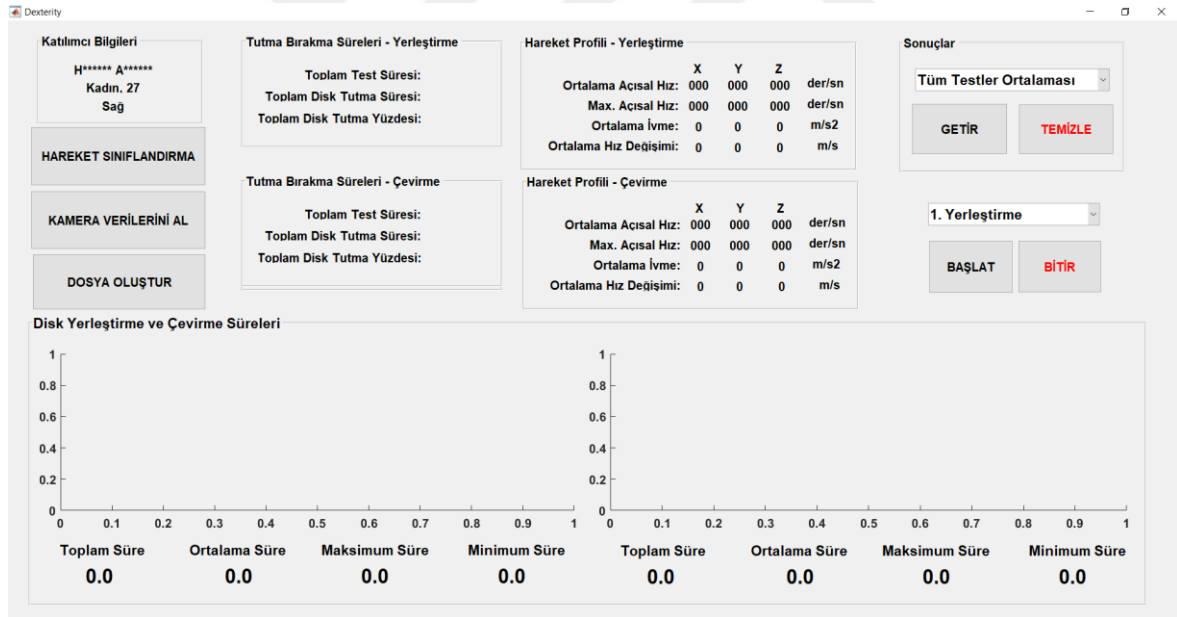
2.5 Sistem Entegrasyonu ve Kullanıcı Arayüzü

Sistemi oluşturan ünitelerden gelen veriler kontrol bilgisayarında toplanmaktadır. MYO Armband üzerinden alınan EMG ve IMU verileri Bluetooth haberleşme protokolü üzerinden direkt olarak kontrol bilgisayarına alınmaktadır. Disklerin yerleştirme süreleri kameranın USB üzerinden bağlı olduğu Raspberry Pi üzerinde hesaplanmaktadır. Hesaplanan süreler TCP/IP protokolü üzerinden kontrol bilgisayarına gönderilmektedir. Bu işlem için kontrol bilgisayarına yüklenen PuTTY programı kullanılmıştır. Raspberry Pi ve kontrol bilgisayarı ethernet kablosu ile birbirine bağlanıp Raspberry Pi üzerinde SSH haberleşmesi aktif edildikten sonra kontrol bilgisayarı tarafındaki Matlab programı üzerinden `system` komutu ile aşağıda verilen kod çalıştırılarak Raspberry Pi üzerindeki “veriler.txt” dosyası kontrol bilgisayarındaki belirlenen klasöre aktarılmaktadır.

```
system('pscp.exe -P 22 -pw 123456 pi@169.254.58.234:/home/pi/Desktop/veriler.txt  
"C:\\Users\\sena\\Desktop\\Dexterity_Project"')
```

Kod parçacığındaki *pscp.exe* kısmı PuTTY programını çalıştırmak için kullanılmaktadır. *-P 22* kısmı port numarasını, *-pw 123456* kısmı Raspberry Pi kullanıcı şifresini, *:/home/pi/Desktop/veriler.txt* kısmı aktarılacak dosyanın konumunu, *"C:\\Users\\sena\\Desktop\\Dexterity_Project"* kısmı ise kontrol bilgisayarında dosyanın yerleştirileceği konumu ifade etmektedir.

Raspberry Pi'dan alınan dosyadaki her bir diske ait yerleştirme ve çevirme süreleri, EMG üzerinden alınan kas kasılma seviyelerinin işlenmesi ve hareket sınıflandırması ile hesaplanan tutma-bırakma süreleri, IMU sensöründen elde edilen açısal hız, doğrusal ivme ve hız değişimi verileri Şekil 2.18'de gösterilen kullanıcı arayüzünden uzmanlara aktarılmaktadır.



Şekil 2.18: Kullanıcı arayüzü

Kullanıcı arayüzünde Katılımcı Bilgileri kısmında test yapılan kişinin adı soyadı, cinsiyeti, yaşı ve dominant eli yer almaktadır. Arayüzdeki Başlat ve Bitir butonlarına basılarak test kayıt süreçleri başlatılıp sonlandırılır. Bu butonların üzerinde yer alan menüden yerleştirme ve çevirme testleri ve numaraları seçilir. Sonuçlar kısmından yerleştirme ve çevirme testi ile numarası seçilerek Getir butonuna basılır ve sonuçlar ekranda görünür. Tutma Bırakma

Süreleri kısımlarında yerleştirme ve çevirme evrelerindeki toplam test süresi, katılımcının diskleri tutuş pozisyonundaki süre toplamı ve bu sürenin toplam test süresi içerisindeki yüzdesi verilmektedir. Hareket profili kısmında ise yerleştirme ve çevirme evrelerindeki katılımcı kolunun X, Y ve Z eksenleri etrafındaki ortalama açısal hızı, maksimum açısal hızı, üç eksen de ortalama doğrusal ivme ve ortalama hız değişimi değerleri yer almaktadır. Hareket Sınıflandırma butonuna basıldığında Bölüm 2.3'te yer alan Şekil 2.14'teki arayüz açılmaktadır. Bu arayüzden hareket sınıflandırma ön işlemleri gerçekleştirilmektedir. Kamera Verilerini Al butonuna basıldığında Raspberry Pi üzerinde yer alan ve disk yerleştirme ve çevirme sürelerinin yer aldığı “veriler.txt” dosyası kontrol bilgisayarına aktarılmaktadır. Dosya Oluştur butonuna basıldığında ise tüm veriler Excel formatındaki bir dosyaya aktarılarak kaydedilir.



3. İNSANLI DENEY BULGULARI VE TARTIŞMA

Geliştirilen sistemin motor beceri değerlendirmesini gerçekleştirme performansını test edebilmek için sağlıklı katılımcılar ile denemeler yapılmıştır. Çalışmaya alınma ölçütleri 18-60 yaş aralığında hastalık geçmişinde üst uzuv sinir kesisi, üst uzuv kemik kırığı, üst uzuvlarda uzun süreli (6 ay ve üzeri) immobilizasyon ve herhangi bir kas hastalığı, kognitif fonksiyon bozukluğu, kısmi veya tam görme bozukluğu olmamak ve baskın olarak sağ elini kullanmaktır. Sağlıklı insanlardan veri toplanabilmesi ve motor beceri testlerinin uygulanması için gerekli olan izin Üniversitesi-Cerrahpaşa Rektörlüğü Klinik Araştırmalar Etik kurulunun 05.05.2022 tarih ve E-83045809-604.01.01-374132 sayılı etik kurul izni belgesi ile alınmıştır (Ek 1).

Çalışmaya 10 kadın 10 erkek olmak üzere toplam 20 sağlıklı birey katılmıştır. Kadın ve erkek katılımcıların özellikleri Tablo 3.1 ve Tablo 3.2’de verilmiştir.

Tablo 3.1: Kadın katılımcıların özellikleri (n=10)

	Ortalama	Maksimum	Minimum	Std. Sapma
Yaş	28,2	34	25	2,6
Boy (cm)	166,2	173	158	5,5
Ağırlık (kg)	57,6	68	42	8,6
El uzunluğu (cm)	17,3	19	16	0,92
El genişliği (cm)	7,3	8	6,5	0,43
Kol boyu (cm)	24,4	27	22	1,37

Tablo 3.2: Erkek katılımcıların özellikleri (n=10)

	Ortalama	Maksimum	Minimum	Std. Sapma
Yaş	30,7	37	22	4,85
Boy (cm)	180	187	170	6,06
Ağırlık (kg)	82,1	105	63	13,8
El uzunluğu (cm)	19,3	21	17	1,23
El genişliği (cm)	8,3	9	7	0,71
Kol boyu (cm)	26,5	30	24	1,83

Katılımcıların 15'i beyaz yaka (mühendis, akademisyen, hekim) meslek grubundan olup 3 katılımcı mavi yaka (tekniker, hizmetli), 2 katılımcı ise öğrencidir. Katılımcıların tümü dominant olarak sağ ellerini kullanmaktadır. Katılımcıların testi esnasında alınan görüntüler Şekil 3.1'de yer almaktadır.



Şekil 3.1: Test sürecinden görüntüler

3.1 Test Prosedürü

Testlere başlamadan önce katılımcılara testler ve yapılış amaçları hakkında bilgilendirme yapılmış, istedikleri an testten vazgeçmelerinin mümkün olduğu hatırlatılmış, sonrasında Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu imzalatılmıştır. 20 katılımcı ile gerçekleştirilen testin uygulama prosedürü aşağıda açıklanmıştır;

- 1- Katılımcının bilgilendirilmesi, araştırma izlem formunun (Ek 2) doldurulması
- 2- Katılımcıların test düzeneğinin bulunduğu masaya yerleştirilmesi, masa yüksekliğinin ve deneğin test tahtasına olan mesafesinin ayarlanması,
- 3- MYO Armband cihazının önkol üzerine yerleştirilmesi ve hareket sınıflandırması amacıyla yapay sinir ağının eğitimi için gerekli tutma-bırakma EMG işaretlerinin alınması,
- 4- Verilerin seçimi, yapay sinir ağının eğitilmesi ve çıkışların kontrol edilmesi,
- 5- Test işleminde katılımcının gerçekleştirmesi gereken işlemlerin anlatılması,

- 6- Katılımcının teste alıştırılması için birinci testin uzman gözetiminde yaptırılması, katılımcının anlamadığı veya hatalı yaptığı kısımların tekrar açıklanması ve sorularının cevaplanması,
- 7- Otomatik test aşamasına geçiş ile katılımcının test ortamında yalnız bırakılması ve geliştirilen sistem gözetiminde testi gerçekleştirmesinin sağlanması. Bu kısımda katılımcı arayüz üzerindeki Başlat ve Bitir butonlarına kendisi basmaktadır. Katılımcı testi gerçekleştirirken farklı bir kamera ile görüntülerin alınması, gerekli görülen durumlarda bu görüntülerin izlenmesi,
- 8- Görevlerin 3 kez tekrar edilmesi ile testin tamamlanması
- 9- Arayüz üzerinden sunulan sonuçların değerlendirilmesi
- 10- Tüm sonuçların yer aldığı katılımcı dosyasının oluşturulması

3.2 Testin Yerleştirme ve Çevirme Evrelerindeki Disk Tutma Sürelerinin İncelenmesi

Tüm test sürecine ilişkin zaman, kas kasılma seviyeleri ve bunlardan elde edilen hareket sınıflandırması sonuçları bir matris olarak kaydedilmiştir. Testin tamamında elde edilen örneklerden hareket sınıflandırması sonucunda tutma olarak işaretlenen değerlere sahip örnekler çıkarılarak tutma-bırakma süreleri elde edilmiştir. Her bir katılımcı için testin yerleştirme ve çevirme evrelerinde EMG işaretlerinin değerlendirilmesi ve hareket sınıflandırması sonucunda elde edilen sonuçlar Tablo 3.3'te verilmiştir. Süreler her bir evrede 3 tekrarın ortalaması alınarak tespit edilmiştir. İlk deneme alışma süreci olduğundan hesaplamaya dahil edilmemiştir.

Tablo 3.3 incelendiğinde 20 katılımcı ile yapılan testlerin yerleştirme evresinde katılımcının disk elinde iken geçen sürelerin ortalaması 27,5 sn. olarak belirlenmiştir. Bu sonuç, toplam süre ortalamasının %44,6'sına karşılık gelmektedir. Testin doğası düşünüldüğünde yerleştirme evresinde katılımcı elini uzatıp diski tutup yerine yerleştirmekte olup genel sürenin yarısına yakın sürede disk elinde durmaktadır. Bu nedenle elde edilen sonuç testin yapısı ile uyumludur.

Tablo 3.3: Disk yerleştirme ve çevirme evresindeki disk tutma süreleri tablosu

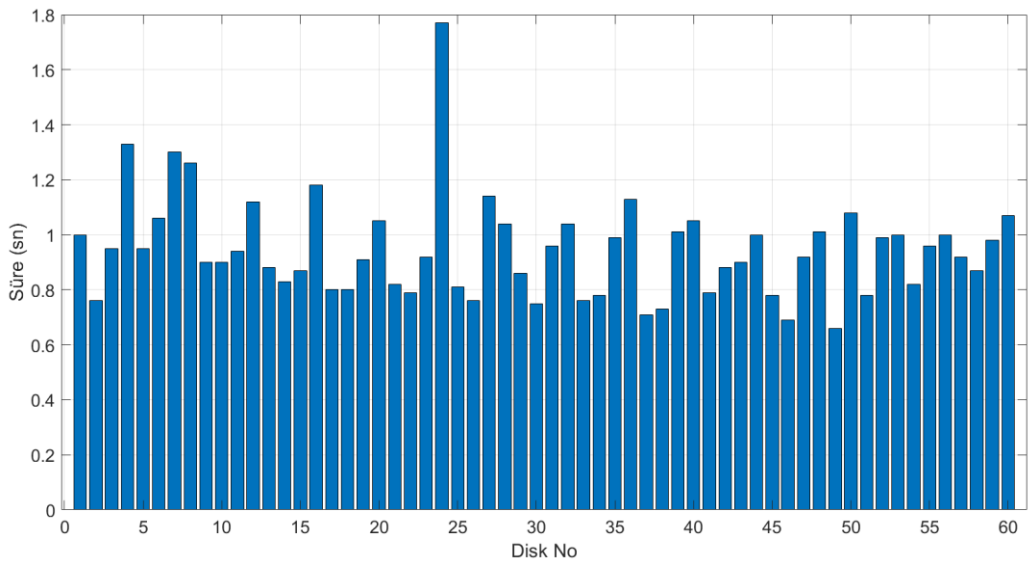
No	Yerleştirme Evresi			Çevirme Evresi		
	Toplam Süre (sn)	Disk Tutma Süresi (sn)	Yüzde	Toplam Süre (sn)	Disk Tutma Süresi (sn)	Yüzde
1	62	28,3	45,6	66	30,9	46,8
2	65	27,1	41,7	69	29,7	43,0
3	63	34,7	55,1	67	32,1	47,9
4	57	25,4	44,6	66	28,4	43,0
5	61	29,8	48,9	76	29,3	38,6
6	55	19,7	35,8	58	27,3	47,1
7	56	26,5	47,3	62	33,5	54,0
8	62	26,1	42,1	67	29,9	44,6
9	60	32	53,3	64	27,1	42,3
10	58	31,7	54,7	67	24,3	36,3
11	59	27,9	47,3	62	30,1	48,5
12	59	25,1	42,5	67	25,7	38,4
13	67	24,8	37,0	77	26,1	33,9
14	64	24,9	38,9	69	35,2	51,0
15	63	19,6	31,1	69	29,3	42,5
16	63	24,4	38,7	70	30,3	43,3
17	68	36,9	54,3	71	26,7	37,6
18	60	27,3	45,5	64	28,7	44,8
19	66	23,8	36,1	67	23,1	34,5
20	65	33	50,8	71	34,8	49,0

Testin çevirme evresinde katılımcı bir eli ile diski alıp, çevirip diğer eline geçirerek yerine yerleştirmektedir. Test tahtasının her bir satırında diski kavrayıp çevirdiği elini değiştirmektedir. Test sonuçları incelendiğinde çevirme evresinde katılımcının disk elinde iken geçen sürelerin ortalaması 29,1 sn. olarak belirlenmiştir. Bu sonuç, toplam çevirme süre ortalamasının %43,4'üne karşılık gelmektedir. Testin doğası incelendiğinde sürecin büyük kısmında diskler kavranmış durumdadır. Fakat elde edilen sürelerin ortalaması %50'nin altında çıkmıştır. Bu süre yalnızca MYO Armband cihazının bağlı olduğu dominant elden

ölçüm yapıldığı için beklenenden düşük çıkmıştır. Her iki kola da EMG cihazı bağlandığında sürenin beklenen değerlere yükseleceği düşünülmektedir.

3.3 Disklerin Yerleştirme ve Çevirme Sürelerinin İncelenmesi

Test sürecinde disklerin yerleştirilme ve çevrilme durumları kamera ile gerçek zamanlı olarak izlenmekte ve her bir evre için disklerin yerleştirme ve çevirme süreleri kaydedilmektedir. Şekil 3.2’de örnek olarak bir katılımcının disk yerleştirme süreleri verilmiştir.



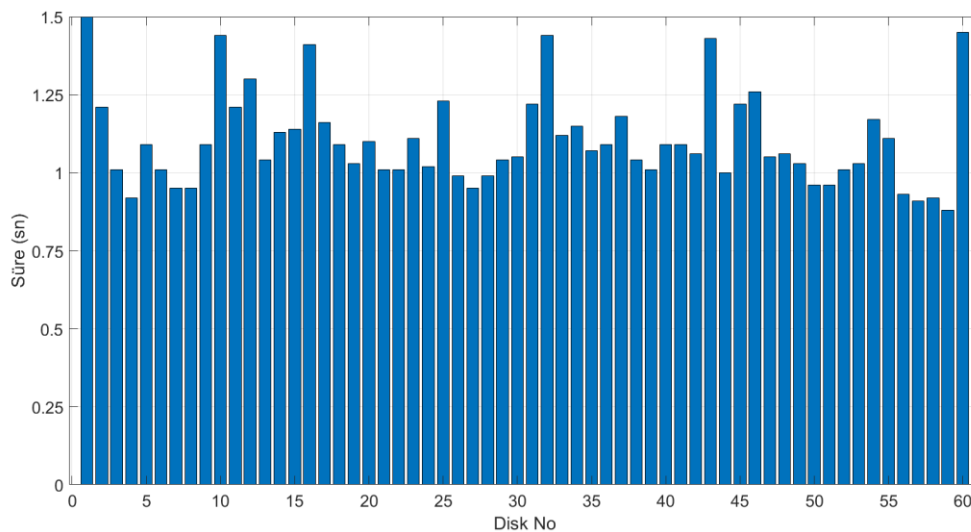
Şekil 3.2: Örnek bir katılımcı için disklerin yerleştirilme süresi grafiği

Şekil 3.2’de yer alan yerleştirme evresi performansında toplam süre ve her bir diskin yerleştirilme süresi 3 denemenin ortalaması alınarak hesaplanmıştır. Buna göre toplam test süresi 56,7 saniyedir. Disk yerleştirme sürelerinin ortalaması 0,95 saniye, en büyük değeri 1,77 saniye, en küçük değeri ise 0,66 saniyedir.

Testler yapılırken ikinci bir kamera ile de kayıt yapılmaktadır. Test tamamlandığında kamera görüntülerinden kronometre ile süre tutularak her bir diskin yerleştirme ve çevirme süreleri hesaplanmaktadır. Tablo 3.4’te bir sağlıklı erkek katılımcı için sistem tarafından belirlenen ve kamera görüntülerinden hesaplanan disk yerleştirme süreleri karşılaştırılmıştır. Burada fark sütununda yer alan değerler sistem tarafından belirlenen sürelerle göre uzman tarafından kronometre ile tespit edilen değerlerin farkının yüzde cinsinden değeri yer almaktadır. Sonuçlar incelendiğinde bazı disklerde pozitif yönde, bazı disklerde ise negatif yönde fark

bulunmaktadır. Örneğin 2 numaralı disk için sistemin verdiği süre 0,87 sn. iken uzman tarafından tutulan süre 0,92 olmuştur. 3 numaralı diskte ise sistem 1,25 sn. verirken uzman 1,21 sn. belirlemiştir. Bunun sebebi disklerin yerleştirme sürelerinin kronometre ile yüksek hassasiyette ölçülememesidir. Toplam süreler bakıldığında farkın çok az olduğu görülmektedir. Sistem tarafından belirlenen toplam süre 64,7 sn. iken, uzman tarafından hesaplanan süre 65,3 olmuştur. Aradaki fark %0,9 olarak hesaplanmıştır. Sistem tasarımı yapılırken süre sayacı ilk disk yerine yerleştirildikten sonra başlamaktadır. Bunun sebebi arayüz üzerinden Başla butonuna basıldıktan hemen sonra teste başlanamama ihtimali bulunmasıdır. Arada geçebilecek sürelerin hesaplamaya dahil edilmemesi için süre sayacı ilk diskin yerine yerleştirildiği tespit edildikten sonra başlatılmıştır. İlk diskin süresine de standart olarak 1 sn. değeri atanmaktadır. Sonuçlar incelendiğinde 2 numaralı sağlıklı katılımcı için sistem tarafından belirlenen disk yerleştirme süreleri ile uzman tarafından belirlenen süreler arasındaki farkların ortalaması alındığında %6,8'lik fark olduğu görülür. Bu fark hesaplanırken ilk diskin süre farkı hesaba dahil edilmemiştir. Genel test süreleri karşılaştırıldığında ise iki ölçüm arasında %99,1'lik uyum olduğu görülmektedir.

Minnesota El Beceri Testi'nin önemli bir aşaması da disk çevirme evresidir. Bu evrede de disk yerleştirmede olduğu gibi biri alıştırmak üzere toplam 4 tekrar yapılır. Alıştırmadan sonraki 3 tekrarın ortalaması alınarak süreler belirlenir. Şekil 3.3'te örnek olarak bir katılımcının disk çevirme süreleri verilmiştir. Buna göre toplam test süresi 66,2 saniyedir. Disk çevirme sürelerinin ortalaması 1,1 saniye, en büyük değeri 1,5 saniye, en küçük değeri ise 0,88 saniyedir.



Şekil 3.3: Örnek bir katılımcı için disklerin çevrilme süresi grafiği

Tablo 3.4: Bir erkek katılımcı için disk yerleştirme süreleri karşılaştırma tablosu

Disk	Sistem (sn)	Uzman (sn)	Fark (%)		Disk	Sistem (sn)	Uzman (sn)	Fark (%)
1	1,00	1,40	28,4		31	1,27	1,24	2,4
2	0,87	0,92	5,8		32	1,39	1,42	2,1
3	1,25	1,21	3,0		33	1,26	1,14	10,5
4	1,27	1,23	3,3		34	0,88	0,93	5,0
5	0,93	0,97	3,8		35	1,19	1,22	2,7
6	0,91	0,79	15,7		36	1,30	1,26	2,9
7	1,02	1,10	7,6		37	0,97	0,89	8,6
8	1,21	1,26	4,2		38	0,91	0,90	1,5
9	0,89	0,95	6,6		39	0,94	1,07	12,4
10	0,92	0,87	5,7		40	1,17	1,19	1,4
11	1,12	1,13	0,9		41	0,92	0,85	7,8
12	1,55	1,49	4,3		42	1,09	1,08	0,6
13	0,92	0,97	4,8		43	1,13	0,99	14,5
14	0,90	0,96	6,2		44	0,94	1,01	6,9
15	1,34	1,29	4,1		45	1,07	0,95	12,2
16	1,40	1,44	2,8		46	0,98	1,02	3,6
17	0,94	1,01	6,9		47	1,09	0,95	14,3
18	0,91	0,77	17,7		48	1,32	1,40	5,9
19	1,29	1,20	7,5		49	0,81	0,71	14,1
20	1,53	1,60	4,4		50	0,80	0,83	4,0
21	0,84	0,90	7,0		51	0,94	1,05	10,2
22	1,15	1,07	7,5		52	0,99	1,06	6,9
23	1,07	1,13	5,0		53	1,07	1,05	1,6
24	1,29	1,21	6,9		54	0,92	0,95	3,2
25	1,05	0,90	16,2		55	1,16	1,12	3,9
26	0,75	0,82	8,5		56	0,97	1,06	8,8
27	0,94	1,07	12,1		57	1,07	1,19	9,8
28	1,21	1,27	5,0		58	1,36	1,57	13,2
29	1,07	0,98	9,6		59	1,19	1,29	8,0
30	0,93	0,88	5,7		60	1,12	1,07	4,7

Tablo 3.5’te bir erkek katılımcı için sistem tarafından belirlenen ve kamera görüntülerinden hesaplanan disk çevirme süreleri karşılaştırılmıştır. Sonuçlar incelendiğinde yerleştirme evresinde olduğu gibi bazı disklerde pozitif yönde, bazı disklerde ise negatif yönde fark bulunmaktadır. Sistem tarafından belirlenen toplam süre 69 sn. iken, uzman tarafından hesaplanan süre 67,5 sn. olmuştur. Aradaki fark %2,4 olarak hesaplanmıştır. Yerleştirme evresi için bahsedilen sebepten dolayı burada da ilk diskin süresine standart olarak 1,5 sn. değeri atanmaktadır. Sonuçlar incelendiğinde 2 numaralı sağlıklı katılımcı için sistem tarafından belirlenen disk yerleştirme süreleri ile uzman tarafından belirlenen süreler arasındaki farkların ortalaması alındığında %16,8’lik fark olduğu görülür. Farkların yerleştirme evresine göre yüksek çıkmasının sebebi test esnasında elin yanlarda bulunan disklerin önüne geçmesi ve kamera görüş alanının diskleri geç görmesidir. Bu durumun genel test süresine büyük bir etkisi olmamasına karşın disklerin tek tek çevirme sürelerinin hesabında hatalara yol açtığı gözlemlenmiştir. Genel test süreleri karşılaştırıldığında iki ölçüm arasında %97,6’lık uyum olduğu görülmektedir.

Tablo 3.5: Bir erkek katılımcı için disk çevirme süreleri karşılaştırma tablosu

Disk	Sistem (sn)	Uzman (sn)	Fark (%)		Disk	Sistem (sn)	Uzman (sn)	Fark (%)
1	1,50	1,53	2,0		31	1,37	1,42	3,7
2	2,19	1,10	99,7		32	1,12	1,22	8,4
3	1,40	1,08	29,6		33	1,45	1,38	5,3
4	1,16	0,95	22,5		34	1,19	1,05	13,7
5	0,85	1,01	16,1		35	1,10	1,23	10,3
6	0,91	1,10	17,0		36	0,97	0,81	19,3
7	1,22	1,14	6,7		37	0,90	0,79	13,4
8	1,54	1,42	8,7		38	1,09	0,88	24,3
9	0,81	1,09	25,7		39	1,00	0,87	14,5
10	1,34	1,13	18,9		40	0,74	0,96	22,9
11	0,74	1,07	30,6		41	0,71	0,86	17,4
12	1,39	1,20	15,8		42	0,96	1,16	17,0
13	1,17	1,30	9,8		43	1,40	0,91	53,8
14	1,40	1,52	7,9		44	0,93	1,00	7,3
15	1,54	1,41	9,0		45	1,48	1,38	7,5
16	1,37	1,12	22,7		46	1,13	1,24	8,6
17	1,03	1,29	20,2		47	0,91	0,80	14,2
18	1,18	1,07	10,6		48	1,14	0,89	27,6
19	1,26	1,03	21,9		49	1,09	1,27	13,9
20	0,91	1,11	18,3		50	1,00	1,13	11,2
21	0,96	0,99	3,4		51	0,97	1,21	20,1
22	1,18	1,10	7,3		52	1,05	1,12	6,3
23	0,89	1,08	17,8		53	0,93	0,87	7,3
24	0,97	0,87	11,1		54	1,07	1,12	4,2
25	1,39	1,13	22,6		55	1,26	1,11	13,9
26	1,47	1,23	19,2		56	1,19	1,05	13,3
27	1,66	1,42	17,2		57	1,10	1,28	14,3
28	1,28	1,43	10,5		58	0,94	1,03	8,4
29	1,41	1,34	5,5		59	0,82	1,07	23,1
30	1,20	1,09	10,4		60	0,71	0,99	28,5

3.4 Testler Esnasında Ortaya Çıkan Kol Hareketlerinin İncelenmesi

Beceri testi esnasında katılımcının üç boyuttaki hareketleri MYO Armband üzerinde bulunan 9 eksenli IMU sensörü ile alınarak değerlendirilmiştir. Jiroskop verisi ile kolun X, Y ve Z eksenleri etrafında dönüşlerini ifade eden yuvarlanma, yunuslama ve sapma değerleri derece/saniye cinsinden elde edilmiştir. Tablo 3.6 ve Tablo 3.7’de testin yerleştirme ve çevirme evrelerine ait maksimum açısal hız değerleri görülmektedir.

Tablo 3.6. Disk yerleştirme evresindeki kolun açısal hız değerleri

	Yuvarlanma (°/sn)		Yunuslama (°/sn)		Sapma (°/sn)	
	+ Yön	- Yön	+ Yön	- Yön	+ Yön	- Yön
1	99	90	105	103	186	200
2	135	171	143	124	223	222
3	76	65	135	130	191	175
4	115	156	176	165	181	173
5	131	150	128	101	149	170
6	148	205	264	259	186	169
7	109	129	157	176	236	243
8	94	152	121	106	196	227
9	116	106	90	86	180	164
10	121	141	167	155	198	200
11	128	145	149	179	225	233
12	129	120	165	141	190	192
13	171	161	100	113	191	152
14	115	182	167	152	202	204
15	117	145	120	116	156	171
16	119	154	137	109	184	217
17	98	121	170	164	166	185
18	127	133	108	99	147	194
19	101	120	143	161	154	189
20	116	134	129	115	209	237

Tablo 3.6’deki veriler incelendiğinde yuvarlanma ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük açısal hız değerleri 76 ve 171 der/sn olurken negatif yönde 65 ve 205 der/sn olmuştur. Yunuslama ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük açısal hız değerleri 90 ve 264

der/sn olurken negatif yönde 86 ve 259 der/sn olmuştur. Sapma ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük açısal hız değerleri 147 ve 236 der/sn olurken negatif yönde 164 ve 243 der/sn olmuştur.

Tablo 3.7'deki veriler incelendiğinde yuvarlanma ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük açısal hız değerleri 66 ve 191 der/sn olurken negatif yönde 82 ve 152 der/sn olmuştur. Yunuslama ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük açısal hız değerleri 61 ve 124 der/sn olurken negatif yönde 46 ve 126 der/sn olmuştur. Sapma ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük açısal hız değerleri 37 ve 152 der/sn olurken negatif yönde 34 ve 158 der/sn olmuştur.

Tablo 3.7. Disk çevirme evresindeki kolun açısal hız değerleri

Katılımcı	Yuvarlanma (°/sn)		Yunuslama (°/sn)		Sapma (°/sn)	
	+ Yön	- Yön	+ Yön	- Yön	+ Yön	- Yön
SK1	108	127	95	87	42	39
SK2	112	152	113	60	71	65
SK3	84	96	77	68	39	51
SK4	66	139	79	58	95	97
SK5	124	136	61	55	84	85
SK6	191	137	74	77	152	158
SK7	75	103	119	93	48	54
SK8	119	141	110	126	42	63
SK9	81	82	82	78	37	34
SK10	122	119	100	74	66	52
SK11	87	106	119	79	45	51
SK12	128	124	111	76	49	52
SK13	148	92	73	46	41	54
SK14	114	116	101	90	48	44
SK15	91	92	118	113	82	80
SK16	96	89	124	108	79	83
SK17	117	96	88	71	57	63
SK18	124	117	95	87	66	59
SK19	101	84	62	71	45	49
SK20	90	76	104	83	51	58

Kol hareketlerine ilişkin açısal hız sonuçları incelendiğinde çevirme evresinde kolun daha küçük açı değerlerinde hareket ettiği görülmektedir. Çevirme evresinde diskler bulunduğu konumda çevrildikleri, büyük oranda parmaklar hareketli olduğu ve uzanma hareketi ortaya çıkmadığı için bu beklenen bir sonuçtur. Tablo 3.8 ve Tablo 3.9’da testin yerleştirme ve çevirme evrelerindeki doğrusal ivme değerleri verilmiştir. İvme değerleri hesaplanırken hareketteki pozitif ve negatif yönler ayrılmıştır. Her bir yön için grafiğin tepe değerlerinin ortalaması alınmıştır.

Tablo 3.8: Disk yerleştirme evresindeki kolun ortalama doğrusal ivme değerleri

	X eksen (m/s ²)		Y eksen (m/s ²)		Z eksen (m/s ²)	
	+ Yön	- Yön	+ Yön	- Yön	+ Yön	- Yön
1	2,1	2,6	2,1	2,9	1	1,1
2	2,3	1,8	3,3	2,9	1,3	1,5
3	2,2	2,3	1,9	1,6	1	1,2
4	2,6	2,2	2,9	3,9	1,2	1,2
5	3,5	2,4	1,5	1,3	1	0,9
6	2,7	2,3	5	3,9	1,9	1,6
7	1,5	1,8	3	2	1,3	1,3
8	1,2	1,4	2	3	1,5	0,9
9	1,3	1,4	2,7	3,9	1	1
10	2,2	1,8	2,3	3,5	1,9	2
11	2,8	2,1	2	1,7	1,2	1
12	1,7	1,8	2,9	4	1,4	1,3
13	1,8	1,7	3,2	2,2	1,1	1,1
14	1,6	1,7	2,2	1,7	1,2	1,2
15	2,8	2,6	3,8	2,9	1,4	1,3
16	2,3	2,2	2,4	2,3	1,4	1,4
17	1,9	2,1	3	2,9	1,1	1,2
18	2,1	1,7	2,4	2,3	1,6	1,4
19	2	1,9	1,8	2	1,5	1,4
20	1,8	1,9	2,7	2,7	1,1	1,3
Ortalama	2,2	2	2,7	2,8	1,3	1,2
En Büyük	3,5	2,6	5	4	1,9	2
En Küçük	1,2	1,4	1,5	1,3	1	0,9
Std. Sapma	0,65	0,39	0,89	0,95	0,29	0,28

Tablo 3.8'deki veriler incelendiğinde X ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük ivme değerleri 1,2 ve 3,5 m/sn² olurken negatif yönde 1,4 ve 2,6 m/sn² olmuştur. Y ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük ivme değerleri 1,5 ve 5 m/sn² olurken negatif yönde 1,3 ve 4 m/sn² olmuştur. Z ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük ivme değerleri 1 ve 1,9 m/sn² olurken negatif yönde 0,9 ve 2 m/sn² olmuştur.

Tablo 3.9. Disk çevirme evresindeki kolun ortalama doğrusal ivme değerleri

Katılımcı	X eksen (m/s ²)		Y eksen (m/s ²)		Z eksen (m/s ²)	
	+ Yön	- Yön	+ Yön	- Yön	+ Yön	- Yön
SK1	0,8	0,8	1	1,5	0,7	0,8
SK2	0,9	1,3	0,9	0,9	1	1,1
SK3	1	1,3	0,7	0,7	0,8	0,8
SK4	1,3	1	0,9	0,9	0,7	0,6
SK5	0,8	0,7	1	0,8	0,6	0,7
SK6	1,6	1,4	2,4	1,5	1,2	0,9
SK7	0,8	1	1,2	0,9	0,7	0,8
SK8	0,7	0,8	0,7	0,9	0,9	0,7
SK9	0,9	1	1,6	1,2	0,9	0,9
SK10	1,5	1	1,6	1,3	1,4	1,2
SK11	0,8	0,8	1,4	1	0,9	0,8
SK12	0,6	0,7	0,9	1,2	0,7	0,6
SK13	0,7	0,7	1	0,8	0,6	0,6
SK14	0,7	1	0,6	0,7	0,7	0,6
SK15	1,1	0,9	1,5	1	0,7	0,7
SK16	0,7	0,8	1,6	1,5	0,8	0,7
SK17	1	0,9	1,4	1,3	0,9	0,7
SK18	0,6	0,7	1,9	1,7	1	0,9
SK19	0,7	0,7	0,9	1	0,8	0,6
SK20	1,2	1	1,1	0,9	0,9	0,9
Ortalama	0,9	0,9	1,32	1,1	0,9	0,8
En Büyük	1,6	1,4	2,4	1,7	1,4	1,2
En Küçük	0,6	0,7	0,6	0,7	0,6	0,6
Std. Sapma	0,31	0,18	0,47	0,28	0,2	0,16

Tablo 3.9'daki veriler incelendiğinde X ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük ivme değerleri 0,6 ve 1,6 m/sn² olurken negatif yönde 0,7 ve 1,4 m/sn² olmuştur. Y ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük ivme değerleri 0,6 ve 2,4 m/sn² olurken negatif yönde 0,7 ve 1,7 m/sn² olmuştur. Z ekseninde pozitif yönde en küçük ve en büyük ivme değerleri 0,6 ve 1,4 m/sn² olurken negatif yönde 0,6 ve 1,2 m/sn² olmuştur. Yerleştirme ve çevirme evrelerindeki kolun doğrusal ivme değerleri genel olarak incelendiğinde değerlerin birbirine yakın olduğu, standart sapmasının düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bu da elde edilen bu değerlerin sağlıklı bireylerin motor beceri testi esnasındaki hareketlerinin referans olarak kabul edilerek hasta bireylerin test sonuçları üzerinde çıkarım yapılabileceği anlamına gelmektedir. Sağlıklı bireylerin hareket analizi sonuçlarının uzman sistem kural tabanında yer alan referans değerler için uygun olduğu düşünülmektedir. İleriki aşamalarda 20 olan katılımcı sayısı artırılıp veritabanı genişletilerek daha doğru referans değerleri elde edilebilecektir.

Bu bölümde EMG ve IMU sensörleri ve kameralar ile elde edilen veriler incelenmiştir. Elde edilen bu veriler uzmanlara sunularak kişilerin el beceri testi esnasında gerçekleştirdikleri hareketlerin alt bileşenlerini değerlendirmelerine imkan tanınmıştır. Uzmanlar isterlerse tek bir zaman ekseninde tüm sonuçları birlikte de görebilmektedir. Bu sayede değerlendirme yapılan kişinin düşünsel veya fiziksel problemlerine yönelik çıkarımlar yapabilme imkanı olmaktadır. Örneğin kişinin test süresi beklenenden uzunsu ve test sürecinin büyük bölümünde kolu hareketsiz kalıyorsa veya düşük değerlerde hareket ediyorsa düşünme sürelerinin uzun olduğu, bunun bilişsel bir eksiklik nedeni ile ortaya çıktığı düşünülebilir. Bazı konumlardaki disklerin yerleştirme veya çevrilme süresi uzuyorsa dirsek ve/veya omuz eklemleri hareket açıklıklarında problem olabileceği düşünülebilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında EMG, IMU ve kameradan oluşan çoklu sensör yapısı ve yapay sinir ağı tabanlı hareket sınıflandırma algoritması ile el beceri testini otomatik olarak gerçekleştirebilen bir sistem geliştirilmiştir. Sistemde el beceri testi esnasında meydana gelen kas kasılma seviyeleri önkol üzerine yerleştiren MYO Armband cihazı üzerinden alınarak yapay sinir ağı tabanlı LNGKM algoritması ile değerlendirilip tutma-bırakma hareketi sınıflandırması yapılmıştır. Yine aynı cihazda bulunan 9 eksenli IMU sensöründen alınan açısal hız ve doğrusal ivme değerleri kol hareketi analizi için kullanılmıştır. Test masası üzerine yerleştirilen kamera ile disk hareketleri takip edilmiş, her bir diskin yerine yerleştirilme süreleri tespit edilmiştir. Tüm bu veriler bir kullanıcı arayüzü üzerinden uzmanlara aktarılmıştır. Geliştirilen sistem 20 sağlıklı katılımcı ile test edilmiştir. Yapılan denemeler sonucunda sistemin hedeflenen verileri elde edebildiği görülmüştür.

İleriki çalışmalarda sistemin performansı hasta katılımcılar ile denenerek çeşitli hastalıkların kas kasılma seviyesi, alt süreler ve uzuv hareket dinamiklerine etkisi incelenecektir. Kamera üzerinden alınan verilerde ortam ışığı, katılımcının kıyafetinin rengi gibi etmenler bozucu etki göstermiştir. Bu nedenle kamera haricinde farklı yöntemlerle disk yerleştirme ve çevirme sürelerinin tespiti üzerine çalışma yapılacaktır. Sistemde kamera verileri Raspberry Pi üzerinde Python programında, EMG ve hareket verileri bilgisayar üzerinde Matlab programında işlenmektedir. Tüm bu veri işleme aşamaları Raspberry Pi üzerinde çalışacak şekilde düzenlenerek daha az donanım kullanılacak, kompakt bir gömülü sistem elde edilecektir.

Test sonuçları uzmanlardan alınan bilgiler ile oluşturulan bir kural tabanı yardımıyla değerlendirilerek kişilerin el beceri durumlarına ilişkin çıkarım yapılması sağlanacaktır. Örnek çıkarımlar aşağıda verilmiştir.

- Kişinin obje çevirme süreleri beklenenden uzundur. Kişinin bilek pronasyon – supinasyonunda olası bir kısıt bulunmaktadır. Fizik tedavi ve rehabilitasyon uzmanına yönlendirilmelidir.
- Kişinin görevler esnasındaki düşünme süreleri beklenenden uzundur. Kişide olası bir odaklanma problemi bulunmaktadır. Psikiyatri uzmanına yönlendirilmelidir.

- Kişinin obje düşürme sayısı beklenenden fazladır. Kişinin kaba kavramasında olası bir problem bulunmaktadır. Fizik tedavi ve rehabilitasyon uzmanına yönlendirilmelidir.
- Kişinin el beceri skoru kaynak işlemi yapabilmesi için uygundur.

Geliştirilen sistem sayesinde özellikle nüfusu kalabalık bölgelerdeki taleplerin daha kolay karşılanması sağlanacaktır. İnsan kaynaklı ölçüm hataları en aza indirgenebilecektir. İnsanlar tarafından ölçülmesi mümkün olmayan süreler ve hareket dinamikleri ölçülerek beceri testlerinin alt bileşenlerinin de teşhis ve tedavi aşamalarında kullanılabilmesi sağlanacaktır.



KAYNAKLAR

- Acharya, K.A., Bhat, S., Kanthi, M. ve Rao, B.K. (2021). Fine Motor Assessment in Upper Extremity Using Custom-Made Electronic Pegboard Test. *Journal of Medical Signals and Sensors*, 12(1): 76-83.
- Akalın, B. ve Veranyurt, Ü. (2022). Sağlık 4.0 ve Sağlıkta Yapay Zekâ. *Sağlık Profesyonelleri Araştırma Dergisi*, 4 (1): 57-64 .
- Akdoğan, E., Aktan, M.E., Koru, A.T., Arslan, M.S., Atlıhan, M. ve Kuran, K.B. (2018). Hybrid Impedance Control of a Robot Manipulator for Wrist and Forearm Rehabilitation: Performance Analysis and Clinical Results. *Mechatronics*, 49:77-91.
- Aktan, M.E., Turhan, Z. ve Dolu, İ. (2022). Attitudes and Perspectives towards the Preferences of Artificial Intelligence in Psychotherapy. *Computers in Human Behavior*, 164: 1-18.
- Albahri, A.S., Duhaim, M., Fadhel, M.A., Alnoor, A., Baqer, N.S., Alzubaidi, L., Albahri, O. S., Alamoodi, A. H., Bai, J., Salhi, A., Santamaría, J., Ouyang, C., Gupta, A., Gu, Y. ve Deveci, M. (2023). A systematic review of trustworthy and explainable artificial intelligence in healthcare: Assessment of quality, bias risk, and data fusion. *Information Fusion*, 96: 156-191.
- Al-Jaroodi J, Mohamed N ve Abukhousa E. (2020). Health 4.0: On the Way to Realizing the Healthcare of the Future. *IEEE Access*, 8: 211189-211210.
- Al-Naami, B., Al-Naimat, F., Almalaty, A., Visconti, P. ve Al-Hinnawi, A. R. 2022. A Prototype of an Electronic Pegboard Test to Measure Hand-Time Dexterity with Impaired Hand Functionality. *Applied System Innovation*, 5(1): 2.
- Amrhein, P. C., Stelmach, G.E. ve Goggin, N.L. (1991). Age differences in the maintenance and restructuring of movement preparation. *Psychology of Aging*, 6: 451–466.
- Angelucci, A., Damiani, M., Aliverti, A. ve Scarlato, M. (2023). A smart tablet application to quantitatively assess the dominant hand Dexterity. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 238:107621.
- ASTM. (2018). Standard Test Method for Evaluation of Glove Effects on Wearer Finger Dexterity Using a Modified Pegboard Test. *ASTM International*.
- Barnsley, R. H. ve Rabinovich, S. (1970). Handedness: Proficiency versus stated preference. *Perceptual and Motor Skills*, 30 (2): 343–362.
- Bennett, K.M.B. ve Castiello, U. (1994). Reach to grasp: Changes with age. *Journal of Gerontology*, 49 (1):1–7.
- Bui, T.D. ve Nguyen, L.T. (2007). Recognizing postures in vietnamese sign language with MEMS accelerometers. *IEEE Sensor Journal*, 7 (5): 707-712.

- Carnahan, H., Vandervoort, A.A. ve Swanson L.R. (1998). The influence of aging and target motion on the control of Prehension. *Experimental Aging Research*, 24(3):289–306.
- Cerella, J. (1985). Information processing rates in the elderly. *Psychological Bulletin*, 98: 67–83.
- Çernov, V., Alander, J. ve Bochko, V. (2015). Integer-based accurate conversion between RGB and HSV Color. *Computers & Electrical Engineering*, 46: 328-337.
- Chan, T. (2000). An investigation of finger and manual Dexterity. *Perceptual and Motor Skills*, 90: 537-542.
- Chouhan, T., Panse, A., Voona, A.K. ve Sameer, S. (2014). Smart glove with gesture recognition ability for the hearing and speech impaired. *IEEE Global Humanitarian Technology Conference-South Asia Satellite*, Eylül 2014, Hindistan, s. 105-110.
- Chuang, T.Y., Huang, W.S., Chiang, S.C., Tsai, Y.A., Doong, J. L. ve Cheng, H. (2002). A virtual reality-based system for hand function analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 69 (3): 189-196.
- Crawford, J. E., ve Crawford, D. M. (1949). Small Parts Dexterity Test. *Psychological Corporation*, New York.
- Daniel, P., Roger, L. ve Matt, J. C. (2020). Effects of Mucin on the dexterity and tactile sensitivity of medical glove users. *Biotribology*, 24: 100146.
- Dicuonzo, G., Donofrio, F., Fusco, A. ve Shini, M. (2023). Healthcare system: Moving forward with artificial intelligence, *Technovation*, 120: 102510.
- Feys, P., Lamers, I., Francis, G., Benedict, R., Phillips, G., LaRocca, N., Hudson, L.D. ve Rudick, R. (2017). The Nine-Hole Peg Test as a manual dexterity performance measure for multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*, 23 (5): 711-720.
- Graham, B. B. (2000). Using an Accelerometer Sensor to Measure Human Hand Motion. Doktora Tezi, Massachusetts Institute of Technology, ABD.
- Grice, K.O., Vogel, K.A., Le, V., Mitchell, A., Muniz, S. ve Vollmer M.A. (2003). Adult Norms for a Commercially Available Nine Hole Peg Test for Finger Dexterity. *The American Journal of Occupational Therapy*, 57(5): 570–573.
- Haleem, A., Javaid, M., Singh, R. ve Suman, R. (2022). Medical 4.0 technologies for healthcare: Features, capabilities, and applications. *Internet of Things and Cyber-Physical Systems*. 2:12-30.
- Hayashi, H., Shibasaki, T., Tsuji, T. (2021). A Neural Network Based on the Johnson SU Translation System and Related Application to Electromyogram Classification. *IEEE Access*, 9: 154304-154317.
- Hines M. ve O'Connor J. (1926). A measure of finger dexterity. *Journal of Personnel Research*, 4: 379-382.

- Hosen, S., Rahman, S., Ghosh, T., Aurna, N.F., Kaiser, M.S. ve Anannya, M. (2023). Machine learning and internet of things in industry 4.0: A review. *Measurement: Sensors*, 28: 100822
- Hsiao, P.C., Yang, S.Y., Lin, B.S., Lee, I.J. ve Chou, W. (2015). Data Glove Embedded with 9-axis IMU and Force Sensing Sensors for Evaluation of Hand Function. *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 25-29 Ağustos 2015, İtalya, s. 4631-4634.
- Huertas-Hoyas, E., Martínez-Piédrola, R.M., Sánchez-Herrera-Baeza, P., Serrada Tejeda, S., Máximo-Bocanegra, N., Sánchez Camarero, C., Pérez-de-Heredia-Torres, M. ve Martínez Castrillo, J.C. (2023). Alterations in dexterity and manual function in patients with focal hand dystonia. *Neurología* (English Edition), 38(1): 1-7.
- Hyeon-Sook, R., Jae-Ho, Y. ve Sung-Joong, K. (2011). Effects of compression materials on hand dexterity in the 40's healthy subjects: a preliminary study. *The Journal of Korean Physical Therapy*, 23 (6): 43-47.
- Imamura, R., Rissanen, S., Kinnunen, M ve Rintamäki, H. (1998). Manual performance in cold conditions while wearing NBC clothing. *Ergonomics*, 41 (10): 1421-1432.
- Jebsen, R.H., Taylor N., Trieschmann, R.B, Trotter ve M.J, Howard L.A. (1969). An objective and standardized test of hand function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 50(6): 311-319.
- Jones, L.A. ve Lederman, S.J. (2006). Human Hand Function. *Oxford university press*.
- Kellor, M., Frost, J., Silberberg, N., Iversen, I. ve Cummings, R. (1971). Hand strength and dexterity. *American Journal of Occupational Therapy*, 25 (2): 77-83.
- Khanlari, P., Ghasemi, F. ve Heidarimoghdam, R. (2023). Protective gloves, hand grip strength, and dexterity tests: A comprehensive study. *Heliyon*, 9 (2): 13592.
- Kim, J.H., Thang, N.D. ve Kim T.S. (2009). 3-D hand motion tracking and gesture recognition using a data glove. *IEEE International Symposium on Industrial Electronics*, 5-8 Temmuz 2009, Güney Kore, s. 1013-1018.
- Kohane, I.S., Yu, K.H. ve Beam, A.L. (2018). Artificial intelligence in healthcare. *Nature Biomedical Engineering*, 2: 719–731.
- Lafayette Instruments. (2015). Grooved Pegboard Test User's Manual.
- Li, D.X., Eric, L.X. ve Ling, L. (2018). Industry 4.0: state of the art and future trends, *International Journal of Production Research*, 56 (8): 2941-2962.
- Li, J. ve Carayon, P. (2021). Health Care 4.0: A Vision for Smart and Connected Health Care. *IIEE Transactions on Healthcare Systems Engineering*, 11 (3): 171-180.
- Lundergan, W.P., Soderstrom, E.J. ve Chambers, D.W. (2007). Tweezer Dexterity Aptitude

- of Dental Students. *Journal of Dental Education*, 71: 1090-1097.
- Mashelkar, R.A. (2018). Exponential technology, industry 4.0 and future of jobs in India. *Review of Market Integration*, 10 (2): 138-157.
- Memedi, M., Aghanavesi, S., Nyholm, D., Senek, M., Bergquist, F. ve Memedi, M. (2017). A smartphone-based system to quantify dexterity in Parkinson's disease patients. *Informatics in Medicine Unlocked*, 9: 11-17.
- Okahashi, S., Sakamoto, K., Hashiya, F., Kumasaka, K., Yamaguchi, T., Seiyama, A. ve Utsumi, J. (2023). Development of an Electric Pegboard (e-Peg) for Hand Dexterity Improvement and Cognitive Rehabilitation: A Preliminary Study. *Advanced Biomedical Engineering*, 12: 81-90.
- Pachos, G. (2001). Perceptually uniform color spaces for color texture analysis: an empirical evaluation. *IEEE Transactions on Image Processing*, 10 (6): 932-937.
- Palamar, D., Er, G., Terlemez, R., Ustun, I., Can, G. ve Saridogan, M. (2017). Disease activity, handgrip strengths, and hand dexterity in patients with rheumatoid arthritis. *Clinical Rheumatology*, 36 (10): 2201-2208.
- Pescape, A., Aceto, G. ve Persico, V. (2020). Industry 4.0 and Health: Internet of Things, Big Data, and Cloud Computing for Healthcare 4.0. *Journal of Industrial Information Integration*, 18: 100129.
- Peters, B.S., Armijo, P.R., Krause, C., Choudhury, S.A. ve Oleynikov, D. (2018) Review of emerging surgical robotic technology. *Surgical Endoscopy*, 32: 1636–1655.
- Rashid, A. ve Osman, H. (2019). Wearable technologies for hand joints monitoring for rehabilitation: A survey. *Microelectronics Journal*, 88: 173-183.
- Reissner, L., Fischer, G., List, R., Giovanoli, P. ve Calcagni, M. (2019). Assessment of hand function during activities of daily living using motion tracking cameras: A systematic review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine*, 233 (8): 764-783.
- Riddle, M., MacDermid, J., Robinson, S., Szekeres, M., Ferreira, L. ve Lalone, E. (2020). Evaluation of individual finger forces during activities of daily living in healthy individuals and those with hand arthritis. *Journal of Hand Therapy*, 33(2): 188-197.
- Rodriguez-Ruiz, A., Lång, K., Gubern-Merida, A., Broeders, M., Gennaro, G., Clauser, P., Helbich, T.H., Chevalier, M., Tan, T., Mertelmeier, T., Wallis, M.G., Andersson, I., Zackrisson, S., Mann, R.M. ve Sechopoulos, I. (2019). Stand-Alone Artificial Intelligence for Breast Cancer Detection in Mammography: Comparison With 101 Radiologists. *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, 111 (9): 916–922.
- Ruff, R.M. ve Parker, S.B. (1993). Gender- and age-specific changes in motor speed and eye-hand coordination in adults: Normative values for the Finger Tapping and Grooved Pegboard tests. *Perceptual and Motor Skills*, 76 (3): 1219–1230.

- Rui, L., Zhenyu, L. ve Jianrong T. (2019). A survey on 3D hand pose estimation: Cameras, methods, and datasets, *Pattern Recognition*, 93: 251-272.
- Singh, S., Sing, B., Inuwa, H.M., Ravi Raja, A. ve Kumar, A. (2022). Status of Industry 4.0 applications in healthcare 4.0 and Pharma 4.0. *Materials Today: Proceedings*, 62: 3593-3598.
- Tiffin, J., ve Asher, E.J. (1948). The Purdue Pegboard: norms and studies of reliability and validity. *Journal of Applied Psychology*, 32(3): 234–247.
- Tomaszewski, M. 2023. Myo SDK MATLAB MEX Wrapper (<https://github.com/mark-toma/MyoMex>), GitHub. Erişim tarihi: 9 Ocak 2023.
- Tortorella, G.L., Fogliatto, F.S., Espôsto, K.F., Mac Cawley, A.F., Vassolo, R., Tlapa, D. ve Narayanamurthy, G. (2022). Healthcare costs' reduction through the integration of Healthcare 4.0 technologies in developing economies. *Total Quality Management & Business Excellence*, 33 (3): 467-487.
- Tsuji, T., Fukuda, O., Ichinobe, H. ve Kaneko, M. (1999). A log-linearized Gaussian mixture network and its application to EEG pattern classification. *IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics Part C (Applications and Reviews)*, 29 (1), 60 – 72.
- URL-1 (2023). <https://kozyavkin.com/en/science/blog/news/jebesen-taylor-hand-function-test>, Professor Kozyavkin Method, (14.05.2023).
- URL-2 (2023). <https://mbi.ufl.edu/2023/06/05/pegboard-test-assessing-movement-could-aid-parkinsons-research-study-shows/>, McKnight Brain Institute, (14.05.2023).
- Vaidya, S., Ambad, P. ve Bhosle S. (2018). Industry 4.0 – A Glimpse. *Procedia Manufacturing*, 20: 233-238.
- Wang, Y., Wickstrom, R., Yen, S.C., Kapellusch, J. ve Grogan, K.A. (2018). Assessing manual dexterity: comparing the workability rate of manipulation test with the Minnesota manual dexterity test. *Journal of Hand Therapy*, 31 (3), 339-347.
- Wesdock, K., Kott, K. ve Sharps, C. (2008). Pre- and Postsurgical Evaluation of Hand Function in Hemiplegic Cerebral Palsy: Exemplar Cases. *Journal of Hand Therapy*, 21(4): 386-397.
- Woods, S., Sosa, E.M., Kurowski-Burt, A., Fleming, M., Matheny, K., Richardson, A., Scott, H., Perry, B. ve Zornes, I. (2021). Effects of wearing of metacarpal gloves on hand dexterity, function, and perceived comfort: A pilot study. *Applied Ergonomics*, 97: 103-119.
- Yücel, H. ve Kayıhan H. (2008). Elin fiziksel özelliklerinin el fonksiyonu üzerine etkileri. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 19 (1): 24-29.
- Zhong, X., Lee, H.K. ve Li, J. (2017). From production systems to health care delivery systems: a retrospective look on similarities, difficulties and opportunities. *International Journal of Production Research*. 55 (14): 4212–27.

EKLER

EK 1: Etik kurul onay belgesi



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
REKTÖRLÜĞÜ
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



Sayı :E-83045809-604.01.01-374132
Konu :Dr.Mehmet Emin Aktan etik kurul kararı

05.05.2022

FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

İlgi : 02.03.2022 tarih ve 327384 sayılı

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Emin Aktan'ın yürüttüğü, yardımcı araştırmacılar; Prof.Dr.Erhan Akdoğan, Doç.Dr.Tuğçe Özerkli Mısırhoğlu, Doç.Dr.Deniz Palamar Kadioğlu sorumluluğunda yapılacak "Çoklu Sensörler ile Yapay Zeka Destekli El Beceri Değerlendirme Sisteminin Geliştirilmesi" başlıklı çalışma 26.04.2022 tarihinde etik kurulumuzca müzakere edilmiş olup, etik açıdan uygun görülmüştür.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Mehmet Sarper ERDOĞAN
Başkan

Ek:01 adet karar fiziki olarak teslim edilecektir.

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu :BSR1ZRFP3

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/istanbul-cerrahpasa-universitesi-ebys>

Adres:İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Rektörlüğü, 34320 Avcılar-İstanbul
Telefon:0212 404 03 00 Faks:0212 404 07 01
Web:<https://www.istanbulc.edu.tr>
Kep Adresi:istanbulc@hs01.kep.tr

Bilgi için: Birgül UÇAR
Dahili: 60131



EK 2: Araştırma izlem formu

ÇOKLU SENSÖRLER İLE YAPAY ZEKA DESTEKLİ EL BECERİ DEĞERLENDİRME SİSTEMİ

ARAŞTIRMA İZLEM FORMU

TARİH:

HASTA NO:

Adı Soyadı:

Cinsiyet: ☐ Kadın ☐ Erkek

Doğum Tarihi:/...../.....

Tel:

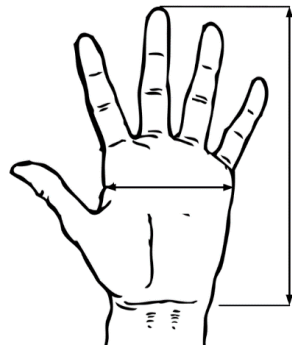
E-Mail:

Meslek:

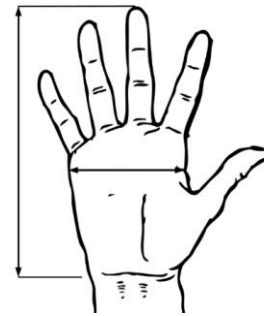
Dominant El: ☐ Sağ ☐ Sol

Spor Yapma Sıklığı: ☐ Hiç ☐ Az ☐ Orta ☐ Sık

Sigara kullanımı: ☐ Hayır ☐ Evet Kullanım Süresi: yıl



Sol



Sağ

Kol Uzunluğu: cm

El Kalınlığı: cm

Kol Çapı: cm