



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**



PROPRİOSEPTİF DUYUNUN GENÇ ERİŞKİNLERDE İKİ ELİN MOTOR YETENEK ASİMETRİSİNDEKİ ROLÜ

Dr. Osman Barış ÜNVER

**FİZYOLOJİ ANABİLİM DALI
TIPTA UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Erhan NALÇACI

ANKARA

2024

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

PROPRİOSEPTİF DUYUNUN GENÇ ERİŞKİNLERDE İKİ
ELİN MOTOR YETENEK ASİMETRİSİNDEKİ ROLÜ

Dr. Osman Barış ÜNVER

FİZYOLOJİ ANABİLİM DALI
TIPTA UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Erhan NALÇACI

Bu araştırma TÜBİTAK tarafından 123S799 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA
2024

Ankara Üniversitesi
Tıp Fakültesi Dekanlığı'na,

Tıpta Uzmanlık Tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Proprioseptif Duyunun Genç Erişkinlerde İki Elin Motor Yetenek Asimetrisindeki Rolü” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Bu tez çalışmasıyla ilgili tüm süreçler Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi İnsan Araştırmaları Etik Kurulu tarafından, 15/09/2022 tarihinde, İ08-483-22 numaralı kararla onaylanmıştır.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Osman Barış Ünver

Tarih:

İmza:

ÖZGÜNLÜK RAPORU

Tıpta Uzmanlık Tezi

Yazar Osman Barış Ünver

Gönderim Tarihi: 28-Ağu-2024 07:14PM (UTC+0300)

Gönderim Numarası: 2428939753

Dosya adı: O.Baris_Unver_tez.docx (5.06M)

Kelime sayısı: 27061

Karakter sayısı: 189096

Barış Ünver Tez

ORJİNALLIK RAPORU

%**6**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**6**

İNTERNET KAYNAKLARI

%**4**

YAYINLAR

%**2**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

KABUL ONAY SAYFASI

ANKARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ TEZ SINAVI TUTANAĞI

I. UZMANLIK ÖĞRENCİSİNİN	
Adı, Soyadı: Osman Barış Ünver	Sınav tarihi: 02 / 10 / 2024
Anabilim/Bilim Dalı: Fizyoloji	
Tez Danışmanı: Prof. Dr. Erhan Nalçacı	

II. TEZ İLE İLGİLİ BİLGİLER	
Tezin Başlığı: Proprioseptif Duyunun Genç Erişkinlerde İki Elin Motor Yetenek Asimetrisindeki Rolü	
Tezin Niteliği: ☒ Ana Dal Uzmanlık Tezi ☐ Yan Dal Uzmanlık Tezi	
Kaçıncı tez sınavı olduğu: ☒ 1 ☐ 2 ☐ 3	

III. KARAR	
Yapılan tez sınavı sonucunda yukarıda belirtilen tezin “Tıpta Uzmanlık Tezi” olarak ☒ Kabulüne ☐ Reddine ☐ Düzeltmeler yapıldıktan sonra tekrar değerlendirilmesine ☒ Oy birliği ☐ Oy çokluğu ile karar verilmiştir.	

IV. AÇIKLAMALAR	
Lütfen, tezin reddi veya düzeltme istenmesi durumunda gerekçeli açıklamalarınızı buraya yazınız.	

Jüri Başkanı
Prof. Dr. Erhan Nalçacı
Anabilim/Bilim Dalı

Jüri Üyesi
Prof. Dr. Canan Kalaycıoğlu
Anabilim/Bilim Dalı

Jüri Üyesi
Doç. Dr. Bilge Pehlivanoğlu
Anabilim/Bilim Dalı

ÖNSÖZ

Propriosepsiyon hareketlerimizin kontrolünde ve bedenimizin bize aitliğinin algılamamızda elzemdir. Görme, işitme, koklama gibi duyuların eksikliğini kolay fark ederiz. Bir duyu olarak propriosepsiyon ise neredeyse hepimizin farkında olmadan sürekli olarak kullandığımız, ancak hiç birimizin eksikliğini düşünmediği bir duyudur. Oliver Sacks proprioseptif duyuların önemi için “Temel düzeyde kendi bedensel yapımızın kontrolünden, sahiplenilmesinden ve işleyişinden daha önemli ne olabilir bizim için?” demiştir. Gerçekten de vücudumuzun varlığını, konumunu ve bütünlüğünü hiç sorgulamayız ve bozulabilecek bir şey olduğunu hiç düşünmeyiz. Ara sıra beden bütünlüğünün bozulduğu illüzyonlar ve hastalıklar eğitim hayatım boyunca ilgimi çekmişse de bu olayların arkasında nelerin olduğunu düşünmezdim. Uzmanlık eğitimim sürecinde beni proprioseptif duyuların incelikleriyle tanıştıran, tezimin danışmanlığını üstlenen, çalışmam boyunca bana rehberlik eden, yeri geldiğinde sabır gösteren, yeri geldiğinde teşvik eden ve el hareket laboratuvarının temellerini birlikte attığımız değerli hocam Erhan NALÇACI’ya en içten teşekkürlerimi sunarım.

Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizioloji Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimime katkıda bulunan tüm değerli hocalarıma ve asistan arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

Tez sürecinde geliştirdiğimiz ve kullandığımız araç ve gereçlerin önemli bir kısmının tasarımı ve hayata geçirilmesi sürecinde bizim için kıymetli zamanlarını ayıran ve desteklerini esirgemeyen değerli hocalarım Fikret ARI ve Senih GÜRSES’e saygılarımı sunarım.

Analizlerim ve deney sürecinde kullandığım nice yazılımın geliştirilmesinde emeği geçen ve birazcık olsun yazılım dilinden anlamamı sağlayan sevgili kardeşim Yiğit Önder ÜNVER, sevgili kuzenim Onur ÖÇALAN ve değerli arkadaşım Batuhan SÖZER’e teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin yazım sürecinde kendi tezini yazmakta olan, birbirimizi motive ettiğimiz köy kahvesinde yanımdan ayrılmayan biricik arkadaşım Yekta BEKTAŞ’a çok teşekkür ederim.

Hayatım boyunca her yaptığım iyi tercihte ve her yaptığım hatada bana destek olup arkamda duran ve hayatımda bu noktaya gelmemi sağlayan annem ve babama minnettarım.

Son olarak hayatımda yaptığım en güzel tercih olan, benimle birlikte en saçma şeylere gülen, bütün kahrımı çeken, tez yazım sürecimde her aşamada beni sakinleştiren ve yardımcı olan biricik eşim ve hayatımın kıdemlisi Hazal ŞİMŞEK ÜNVER’e her şey için çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Özgünlük Raporu	iii
Kabul Onay Sayfası	iv
İçindekiler	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	ix
Şekiller Dizini	x
Tablolar Dizini	xii
1. ÖZET	1
2. ABSTRACT	3
3. GİRİŞ VE AMAÇ	5
4. GENEL BİLGİLER	8
4.1. Proprioepsiyon	8
4.2. Proprioseptif Sensörler	9
4.2.1. Kas Reseptörleri	9
4.2.2. Eklem Reseptörleri	12
4.2.3. Deri Reseptörleri	12
4.3. Afferent Yolaklar	13
4.3.1. Dorsal Kolon Medial Lemniskal Yolak	14
4.3.2. Kuneoserebellar Yolak	15
4.3.3. Rostral Spinoserebellar Yolak	15
4.4. Sensorimotor Korteks, Bazal Ganglionlar ve Serebellum	15
4.4.1. Somatosensöriyel Korteks	15
4.4.2. Motor Korteks ve İnen Yolaklar	16
4.4.3. Bazal Ganglionlar ve Serebellum	17
4.5. Optimal Kontrol Teorisi	18
4.6. Görsel Sistemin Proprioepsiyonda Rolü	20
4.7. Proprioepsiyon Ölçüm Yöntemleri	21
4.8. Kısırtma Hareketi ve El Parmaklarının Kasları	24
4.9. Sensörimotor Sistemde Yanallaşma	27
4.9.1. Motor Sistem Asimetrileri	29
4.9.2. Proprioseptif Sistem Asimetrileri	32
5. GEREÇ ve YÖNTEM	34
5.1. Örneklem Genişliği ve Katılımcılar	34
5.2. Çalışmadan Dışlanma Kriterleri	34
5.3. Deney Tasarımı	35

5.4. Motor Kabiliyet Testleri	36
5.4.1. Parmak Vuru Testi (PVT)	36
5.4.2. Purdue Çivi Tahtası Testi (PPT)	38
5.5. Propriocepsiyon Hareket/Pozisyon Duyusu	40
5.5.1. AMEDA	40
5.5.2. Kinestetik Hedef Pozisyon Tahmin Testi (KHPTT)	45
5.6. Propriocepsiyon Kuvvet/Efor Duyusu	48
5.6.1. Kıştırma Hedef Kuvvet Derecelendirme Testi (KHKDT)	48
5.7. Hipotezlerin Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz	54
6. BULGULAR	56
6.1. AMEDA Testi Bulguları	56
6.2. Kinestetik Hedef Pozisyon Tahmin Testi Bulguları	56
6.2.1. KHPTT Geçerlik ve Güvenirlik Bulguları	57
6.2.2. KHPTT Pozisyon ve Zaman Bulguları	60
6.2.3. KHPTT Bulguları Arasında Korelasyonlar	62
6.3. Parmak Vuru Testi Bulguları	64
6.3.1. PVT Bulguları Arasında Korelasyonlar	65
6.4. PPT Bulguları	65
6.4.1. PPT Bulguları Arasında Korelasyonlar	66
6.5. Kıştırma Hedef Kuvvet Derecelendirme Testi Bulguları	67
6.5.1. KHKDT Parametreler Aralarındaki Korelasyonlar	74
6.6. Motor Fonksiyon ve Proprioseptif Duyu Parametreleri Aralarındaki Korelasyonlar	77
6.6.1. PVT ve Proprioseptif Duyu Parametreleri Aralarındaki Korelasyonlar	77
6.6.2. PPT ve Proprioseptif Duyu Parametreleri Aralarındaki Korelasyonlar	79
6.7. Proprioseptif Duyu Alt Modalite Parametreleri Aralarındaki Korelasyonlar	81
6.7.1. KHKDT – AMEDA Bulguları Arasında Korelasyonlar	81
6.7.2. KHKDT – KHPTT Bulguları Arasında Korelasyonlar	82
7. TARTIŞMA	83
7.1. KHPTT Verileri ve Geçerlik - Güvenirlik Bulgularının Değerlendirilmesi	83
7.2. Proprioseptif Duyu Alt Modaliteleri Bulgularının Değerlendirilmesi	87
7.2.1. İki El Arası Farklılık Bulgularının Değerlendirilmesi	87
7.2.2. Statik ve Dinamik Süreçlerde Yanallaşma	93
7.3. İki El Arası Motor Fonksiyon Farklılıklarının Değerlendirilmesi	95

7.4. Motor Kabiliyet ve Proprioseptif Ölçüm Testleri Arasındaki Korelasyonların Değerlendirilmesi	96
7.5. Farklı Proprioseptif Ölçüm Testleri Bulguları Arasındaki Korelasyonların Değerlendirilmesi	97
8. SONUÇ ve ÖNERİLER	100
9. KAYNAKLAR	103
10. EKLER	120
Ek 1: Katılımcı bilgi toplama anketi	120
Ek 2: KHKDT her iki elde görsel geri bildirim varlığında ve yokluğunda uygulanan kuvvetin salınımının bir hertz aralıklı frekans pencerelerinde spektral güç dansitesi verilerinin tanımlayıcı istatistik değerleri.	123



SİMGELER VE KISALTMALAR

AMEDA	: Aktif Hareket Derecesi Ayırımı Aparatı - <i>Active Movement Extent Discrimination Apparatus</i>
AUC	: Eğri Altındaki Alan – <i>Area Under Curve</i>
cm	: Santimetre
CMC	: Karpometakarpal Eklem
DIP	: Distal İnterfalangeal Eklem
DTI	: Difüzyon Tensor Görüntüleme - <i>Diffusion Tensor Imaging</i>
Hz	: Hertz
ICC	: Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı – <i>Intraclass Correlation</i>
IP	: İnterfalangeal Eklem
JPR	: Eklem Pozisyonu Yeniden Üretimi - <i>Joint Position Reproduction</i>
KHKDT	: Kısırtma Hedef Kuvvet Derecelendirme Testi
KHPTT	: Kinestetik Hedef Pozisyon Tahmin Testi
m	: Metre
M1	: Birincil Motor Korteks
MCP	: Metakarpofalangeal Eklem
mm	: Milimetre
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
ms	: Milisaniye
MS	: Mutlak Sapma
MSS	: Merkezi Sinir Sistemi
MVC	: Maksimum İstemli Kasılma - <i>Maximum Voluntary Contraction</i>
N	: Newton
PIP	: Proksimal İnterfalangeal Eklem
PPT	: Purdue Çivi Tahtası Testi - <i>Purdue Pegboard Test</i>
PVT	: Parmak Vuru Testi
ROC	: Alıcı İşletim Karakteristiği – <i>Receiver Operating Characteristic</i>
SE	: Statik Efor
SLF	: Superior Longitudinal Fasikül
sn	: Saniye
TMS	: Transkraniyal Manyetik Stimülasyon
TTDPM	: Pasif Hareketi Algılama Eşiği - <i>Threshold To Detect Passive Motion</i>
V1	: Birincil Görsel Korteks

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 4.1:	Üstte: Kas içciği intrafuzal lif tipleri, duyuşal afferentleri ve kas içciklerini innerve eden gama motor nöronlar. Altta: Golgi tendon organı ve duyuşal afferenti.....	10
Şekil 4.2:	Kas içciği afferentlerinin kasın farklı büyüklükte ve hızlardaki boy değışikliklerine gösterdikleri statik ve dinamik yanıtlar.....	11
Şekil 4.3:	Proprioseptif sistemin afferent yolakları.....	14
Şekil 4.4:	Optimal motor kontrol modelinin basitleştirilmiş şeması.....	19
Şekil 4.5:	Solda: Kısırtma hareketi. Sağda: Kavrama hareketi.	25
Şekil 4.6:	El kemikleri ve parmak hareketlerinde rol alan eklemler.....	26
Şekil 5.1:	PVT prosedüründe katılımcıların kullandıkları fare ve farenin sabitleme aparatı ve farenin kullanılma biçimi	37
Şekil 5.2:	PPT prosedüründe kullanılan tahta, katılımcının uygulama pozisyonu ve test sürecinde kullanılan malzemeler.....	39
Şekil 5.3:	Solda: AMEDA aparatı ve katılımcının aparatı tutma pozisyonu (Dinlenme pozisyonu durumunda) Sağda: Orta-alt: AMEDA aparatı ve katılımcının aparatı tutma pozisyonu (Kısırtma hareketi durumunda). Sağ-üst: Araştırmacı tarafından engel boyutunun ayarlandığı kumanda aparatı.	41
Şekil 5.4:	AMEDA sürecinde katılımcıların uyguladığı pozisyonlar	42
Şekil 5.5:	AMEDA prosedüründe kullanılan veri toplama formu	44
Şekil 5.6:	Büyük şekil: Kinestetik Hedef Pozisyon Tahmin Testi prosedüründe kullanılan dokunmatik yüzey ve katılımcının test sürecinde bulunduğu pozisyon	46
Şekil 5.7:	Kısırtma Hedef Kuvvet Derecelendirme Testi aparatı ve katılımcının test sürecinde bulunduğu pozisyon.....	49
Şekil 5.8:	Deney oturumunda katılımcıya sunulan görsel geri bildirim	51
Şekil 6.1:	AMEDA AUC ayırım skorları.....	56
Şekil 6.2:	KHPTT birinci, ikinci ve üçüncü hedef pozisyonlarda sağ ve sol elde hedeften sapma uzaklık ortalamaları	61
Şekil 6.3:	KHPTT birinci, ikinci ve üçüncü hedef pozisyonlarda sağ ve sol elde hedefe dokunma zamanı ortalamaları	62
Şekil 6.4:	PVT parmak vuru hızı ve vuru hızı varyasyon katsayısı değerleri.....	64
Şekil 6.5:	PPT her iki elde çivi yerleştirme miktarları.....	66
Şekil 6.6:	KHKDT sağ ve sol elde görsel geri bildirimin varlığı ve yokluğunda hesaplanan statik efor ve mutlak sapma değerleri	68
Şekil 6.7:	0 ve 2 Hz arasında her iki el ve görsel geri bildirim durumu için bir hertzlik frekans pencerelerinde ortalama spektral güç dansitesinin N^2/Hz biriminden değerleri.....	69
Şekil 6.8:	4 ve 20 Hz arasında her iki el ve görsel geri bildirim durumu için bir hertzlik frekans pencerelerinde ortalama spektral güç dansitesinin N^2/Hz biriminden değerleri.....	70

Şekil 6.9: Sağ el ve sol elde görsel geri bildirim varlığı ve yokluğu durumlarında 1-2 Hz arası ortalama spektral güç dansitesi değerleri.....	71
Şekil 6.10: Sağ el ve sol elde görsel geri bildirim varlığı ve yokluğu durumlarında 4-8 Hz arası ortalama spektral güç dansitesi değerleri.....	72
Şekil 6.11: Sağ el ve sol elde görsel geri bildirim varlığı ve yokluğu durumlarında 8-12 Hz arası ortalama spektral güç dansitesi değerleri.....	73
Şekil 7.1: KHKDT deney oturumunda tek bir kişiden elde edilen örnek Newton ve saniye biriminden Kuvvet-Zaman grafiği.....	91



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 4.1:	El parmak hareketleri, ilgili eklemleri ve hareketi uygulayan kaslar.....	27
Tablo 4.2:	Literatürde belgelenen motor sisteme ait yapısal yanallaşmalar.....	29
Tablo 4.3:	Derin duyu alt modalitelerinde üst ekstremitede belgelenen yanallaşmalar.....	33
Tablo 6.1:	KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık değerleri ve hedefe dokunma süresi ortalama değerlerinin test-yeniden test yöntemi ile sınıf içi korelasyon analizi.....	57
Tablo 6.2:	KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık değerleri, hedefe dokunma süresi değerleri ve AMEDA AUC değerleri arasındaki korelasyon analizi.....	59
Tablo 6.3:	Sağ el için KHPTT parametreleri aralarındaki korelasyonlar	63
Tablo 6.4:	Sol el için KHPTT parametreleri aralarındaki korelasyonlar.....	63
Tablo 6.5:	KHKDT mutlak sapma ve statik efor değerleri korelasyon tablosu	75
Tablo 6.6:	1-2, 4-8 ve 8-12 Hz frekans aralığı ortalama spektral güç dansitesi değerlerinin statik efor ve mutlak sapma değerleri arasındaki korelasyon hesaplamaları	76
Tablo 6.7:	PVT ve farklı proprioseptif duyu parametreleri aralarındaki korelasyonlar	78
Tablo 6.8:	PPT ve farklı proprioseptif duyu parametreleri aralarındaki korelasyonlar	80
Tablo 6.9:	KHKDT ve AMEDA parametreleri aralarındaki korelasyonlar	81
Tablo 6.10:	KHKDT ve KHPTT parametreleri aralarındaki korelasyonlar	82
Tablo 7.1:	Literatürde sağlıklı ve sağ el dominant bireylerde iki taraf arasında proprioseptif duyu modalitelerinin karşılaştırıldığı çalışmaların tablosu	88
Tablo 7.2:	Birden fazla proprioseptif ölçüm yöntemlerinin incelendiği çalışmalar.	99

1. ÖZET

Amaç: Proprioseptif duyu, motor kontrolün kritik bir bileşeni olarak bireylerin çevre ile olan etkileşimleri, ince motor becerilerin uygulanması ve dengenin korunması gibi işlevlerin görsel ipuçları olmadan gerçekleştirmelerine olanak tanır. Motor becerinin kazanılması ve uygulanmasında proprioepsiyonun yerinin önemli olmasına rağmen literatürde proprioepsiyon ve alt modaliteleri net bir şekilde tanımlanmamıştır. Proprioseptif duyunun motor sistemle olan entegrasyonu objektif ölçümünde zorluklara neden olmaktadır. Proprioseptif duyu için literatürde kullanılan ölçüm yöntemleri daha çok büyük eklemleri içermektedir ve ince motor kabiliyetin en önemli parçası olan el ve parmaklarda araştırmalar sınırlı kalmaktadır.

Araştırmanın iki temel amacı vardır. Birinci amaç el ve parmaklarda proprioepsiyonun kinestetik alt modalitelerini değerlendirmek için yeni bir teknik geliştirmektir. İkinci amaç ise sağlamlarda dominant ve dominant olmayan eller arasında motor ve proprioseptif yetenek farklılıklarını incelemek ve motor beceriler ile çeşitli proprioseptif alt modaliteler arasındaki ilişkiyi aydınlatmaktır. Bu bağlamda çalışmamızda dominant ve dominant olmayan eller arasında hareket/pozisyon duyusu ve kuvvet/efor duyusu bulgularında farklılıklar olacağı, bu proprioseptif alt modalitelerin her iki elde farklı nitelikler göstereceği ve motor beceri testleri ile proprioseptif ölçüm bulguları arasında bir ilişki örüntüsü gözlemleneceği hipotezleri sınanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda 29 kadın ve 31 erkekten oluşan 18-30 yaş arası, sağlıklı ve sağ elini dominant kullanan 60 katılımcıya çeşitli motor yetenek testleri ve proprioseptif duyu ölçüm yöntemleri uygulanmıştır. Motor kabiliyet testleri için Parmak Vuru Testi (PVT) ve Purdue Çivi Tahtası Testi (PPT), proprioseptif duyu alt modalitelerinin ölçümünde hareket/pozisyon duyusu için *Active Movement Extent Discrimination* (AMEDA) ve tarafımızca geliştirilmekte olan Kinestetik Hedef Pozisyon Tahmin Testi (KHPTT), kuvvet/efor duyusu için Kıştırma Hedef Kuvvet Derecelendirme Testi (KHKDT) kullanılmıştır.

Bulgular:

Hareket/Pozisyon Duyusu Asimetrisi: KHPTT dominant elde üstün performans göstermiştir. AMEDA testi iki el arasında anlamlı bir fark göstermemiştir.

Kuvvet/Efor Duyusu Asimetrisi: KHKDT görsel geri bildirim olsun ya da olmasın iki el arasında anlamlı bir fark göstermemiştir.

Motor Yetenek Asimetrisi: Dominant olan (sağ) el, hem karmaşık motor becerilerde (PPT) hem de basit motor görevlerde (PVT) dominant olmayan ele göre daha iyi performans göstermiştir.

Motor ve Proprioseptif Yetenekler Arasındaki Korelasyon: Motor yetenek testleri (PVT ve PPT) ile proprioseptif alt modalite ölçümleri (KHPTT, AMEDA, KHKDT) arasında anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır.

Proprioseptif Alt Modalite İlişkileri: Farklı proprioseptif ölçüm testleri arasında zayıf korelasyonlar gözlemlenmiştir.

Sonuç:

KHPTT yönteminin güvenilirliği yüksek olarak gösterilmekle birlikte geçerliği kanıtlanamamıştır. Yeni bir ölçüm yöntemi olarak kullanılması için ileri çalışmalar gerekmektedir.

Motor becerilerde dominant elin hakimiyeti gözlemlenirken, proprioseptif duyu alt modaliteleri arasında farklı asimetri ilişkileri görülmüştür. Motor ve proprioseptif ölçümler arasında güçlü korelasyonların olmaması, bu iki sistem arasındaki ilişkinin doğrusal olmadığını ve daha karmaşık bir yapıya sahip olduğunu göstermektedir. Bulgular, proprioepsiyonun alt modalitelerinin ve proprioseptif duyu ölçümünde uygulanan görevlerin niteliklerinin statik ve dinamik süreçler olarak sınıflandırılması ve bu süreçlerin ayrı ayrı değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir. Proprioseptif ölçüm yöntemlerinin aktif-pasif hareket ve statik-dinamik süreçler olarak sınıflandırılması sensörimotor patolojilerin daha iyi anlaşılmasına, rehabilitasyon sürecinin etkinliğine ve kişiye özel rehabilitasyon programlarının geliştirilmesine katkı sağlayacaktır.

Anahtar Kelimeler: proprioepsiyon, kinestetik duyular, pozisyon duygusu, duyusal geri bildirim, sensörimotor performans

2. ABSTRACT

Aim: Proprioceptive sense allows individuals to perform functions such as interacting with the environment, executing fine motor skills, and maintaining balance without relying on visual cues. Despite the importance of proprioception in acquiring and applying motor skills, it has not been clearly defined in the literature. The integration of proprioception with the motor system presents challenges in its objective measurement. Most proprioceptive measurement methods in the literature focus on large joints, and research on the hands and fingers, which are crucial for fine motor skills, is limited.

The study has two main objectives. The first is to develop a new technique to evaluate kinesthetic submodalities of proprioceptive senses in the hands and fingers. The second is to examine the differences in motor and proprioceptive abilities between the dominant and non-dominant hands and to elucidate the relationship between motor skills and various proprioceptive submodalities in right-handers. The study hypothesizes that there will be differences in movement/position sense and force/effort sense findings between the dominant and non-dominant hands, that these proprioceptive submodalities will exhibit different characteristics in each hand, and that a pattern of relationship will be observed between motor skill tests and proprioceptive measurement findings.

Materials and Methods: The study involved 60 healthy, right-handed participants aged 18-30. Various motor skill tests and proprioceptive measurement methods were administered. The Finger Tapping Test (FTT) and Purdue Pegboard Test (PPT) were used for motor skills assessment. For measuring proprioceptive submodalities, Active Movement Extent Discrimination (AMEDA) and the still-in-development Kinesthetic Target Position Estimation Test (KTPET) were used for movement/position sense, and the Pinch Target Force Grading Test (PTFGT) was used for force/effort sense.

Results:

Movement/Position Sense Asymmetry: KTPET showed superior performance in the dominant hand, while AMEDA did not show a significant difference between the hands.

Force/Effort Sense Asymmetry: PTFGT did not show a significant difference between the hands, with or without visual feedback.

Motor Skill Asymmetry: The dominant (right) hand performed better than the non-dominant hand in both complex motor skills (PPT) and simple motor tasks (FTT).

Correlation Between Motor and Proprioceptive Abilities: No significant correlation was found between motor skill tests (FTT and PPT) and proprioceptive submodality measurements (KTPET, AMEDA, PTFGT).

Proprioceptive Submodality Relationships: Weak correlations were observed between different proprioceptive measurement tests.

Conclusions:

While the reliability of the KTPET method was demonstrated, its validity could not be established. Further studies are needed before it can be used as a measurement method. Although the dominance of the dominant hand was observed in motor skills, different asymmetry relationships were seen among proprioceptive submodalities. The lack of strong correlations between motor and proprioceptive measurements suggests that the relationship between these two systems is not linear and is more complex. The findings indicate that the submodalities of proprioception and the tasks used in proprioceptive measurements should be classified into static and dynamic processes and evaluated separately. The classification of proprioceptive measurement methods into active-passive movements and static-dynamic processes will contribute to a better understanding of sensorimotor pathologies, the effectiveness of the rehabilitation process, and the development of personalized rehabilitation programs.

Key Words: proprioception, kinesthetic senses, position sense, sensory feedback, sensory motor performance

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Vücut hareketi insan yaşamının temel ve vazgeçilmez bir bileşenidir. Günlük aktivitelerde, bir insanın çevre ile etkileşiminde yaptıklarının çoğu, hareket üretimi ile ilişkilidir. Motor becerinin kazanılması ve uygulanmasında propriosepsiyonun yeri önemlidir. Günlük aktivitelerde, proprioseptif duyular sayesinde nesneleri doğru bir şekilde tutabilir, merdiven çıkarken denge sağlayabilir ve karanlıkta bile hareket edebiliriz. İş yerinde ise özellikle fiziksel emek gerektiren mesleklerde proprioseptif duyular işçilerin güvenli ve verimli bir şekilde çalışabilmesini sağlar. Örneğin, bir inşaat işçisi dengesini koruyarak yüksekte çalışabilir veya bir cerrah ince motor becerilerini kullanarak hassas ameliyatlar gerçekleştirebilir. Özellikle el hareketi emek üretiminde en ön plana çıkan hareketlerden birisidir. Tıpkı dokunma duyusunun yokluğunda görmeden dokunduğumuz nesnenin ne olduğunu algılayamayacağımız gibi propriyosepsiyonun zayıflığı hareketlerde beceriksizlik ve kaza riskinin artması gibi sonuçlara yol açabilir. Propriyoseptif duyuların korunması ve geliştirilmesi, bireylerin hem günlük yaşamlarını hem de iş performanslarını olumlu yönde etkileyecektir. El ile yapılan ince işler parmaklar, eller ve kol hareketlerinin hassas hareketini içeren karmaşık bir ince motor beceri ile mümkündür (1).

Fizyolojinin diğer sistemleri gibi hareketin üretimi ve kontrolünde de sensörler, santral kontrol ve efektörler yer almaktadır. Propriosepsiyonun rolü motor kontrolün sağlanmasında sensör kısmını oluşturmaktadır. Bu iki sistem o kadar iç içe çalışmaktadır ki birbirinden ayırt etmek oldukça zordur. Proprioseptif geri bildirim olmadan hareket planlaması ve uygulanması oldukça kısıtlanmaktadır. Patolojik veya medikal nedenlerden dolayı proprioseptif duyu kaybı yaşayan bireyler motor becerilerini büyük ölçüde kaybetmişlerdir (2, 3).

Motor sistemin yapısı ve işlevi günümüzde oldukça aydınlatılmış olmakla birlikte propriosepsiyon tanımı çok genel kalmış ve üzerinde yeterli araştırma yapılamamıştır. Bunun bir sebebi propriosepsiyon tanımında tam bir fikir birliğinin oluşmamasıdır. Diğer bir sebep ise motor sistem ile entegrasyonu nedeniyle proprioseptif duyu alt modalitelerinin objektif tayininin yapılmasındaki zorluktur. Propriosepsiyonun hareket, pozisyon, kuvvet, efor gibi çeşitli alt modalitelerini ölçen yöntemler geliştirilmiş olmak ile beraber bu yöntemlerin incelediği duyu alt modaliteleri için düzenli bir sınıflama şekli bulunmamakta ve çoğunlukla bu yöntemler büyük ve tek eklemden sınırlanmaktadır. Ayak bileği, diz ve omuz propriosepsiyonu özellikle spor bilimleri tarafından kapsamlı bir şekilde araştırılmıştır. Üst ekstremitayı ilgilendiren proprioseptif ve motor kabiliyetin ilişkisini inceleyen çalışmalar daha

çok dirsek ve el bileği eklemi üzerinde yoğunlaşırken ince motor kabiliyetin en önemli parçalarından birisi olan parmaklara odaklanan çalışmalar yetersiz kalmaktadır.

Günümüzde motor sistemde hem yapısal hem de işlevsel olan birçok yanallaşma tanımlanmıştır. El tercihi bu yanallaşmaların en ön plana çıkanlarından birisidir. Proprioseptif işlevsel yanallaşmalar tanımlanmış olmakla beraber özellikle el üzerindeki araştırmalar yetersizdir.

Proprioseptif kabiliyet ile motor kabiliyet arasında bir ilişki mevcuttur. Ancak bu ilişkinin niteliği tam olarak aydınlatılmamıştır. Yapılan çalışmalar motor kabiliyetin daha üstün olduğu dominant elin farklı proprioseptif deneylerde daha başarılı ya da daha başarısız sonuçlar çıkarabildiğini göstermiştir (4-6). Bunun nedeni proprioseptif deneylerdeki test edilen alt modalitelerin farklı olması ve standardizasyon yapılmaması olabilir. Bunun diğer bir nedeninin ise iki el arasındaki görev dağılımındaki farklılık olduğu düşünülmektedir.

El ile ilgili görevlerin zamanla her uzuv için kullanıma ve tecrübelerle bağlı olarak kontralateral hemisferde nöroplastik değişikliklere yol açabileceği bilinmektedir. Günlük işlevsel aktivitelerde, dominant olmayan el genellikle nesneyi belirli bir konumda statik olarak sabitleştirmek için kullanılmaktadır. Bu esnada gözler daha çok dominant elin uyguladığı işe odaklanmakta iken dominant olmayan el çoğunlukla dikkat alanı dışında işlev görmektedir. Bu işlevsel fark nedeniyle dominant olmayan elin sabitleme gibi görevlerde daha çok tecrübe edinmesi, dominant elin ise eylem için gerekli kuvvetin incelikte ayarlanması gibi görevlerde tecrübe edinmesi daha olasıdır (5).

Bu çalışmada iki amaç bulunmaktadır:

Bir amaç proprioepsiyonun kinestetik alt modalitelerinin tayini için yeni bir teknik geliştirmek, bu tekniğin geçerlik-güvenirliğini test etmek ve mevcut yöntemleri el parmakları için uyarlamaktır.

İkinci amaç ise iki el arasında motor ve proprioseptif kabiliyet farklılıklarını incelemek ve motor yetenek ile farklı proprioseptif duyu alt modalitelerinin arasındaki ilişkiyi aydınlatmaktır.

Bu amaçların bağlamında çalışmada değerlendirilecek hipotezler şunlardır;

1. Hareket/pozisyon duyusu bulgularında dominant ve dominant olmayan ellerde farklılık vardır.
2. Efor/kuvvet duyusu bulgularında dominant ve dominant olmayan ellerde farklılık vardır.
3. Dominant ve dominant olmayan ellerde farklı proprioseptif duyu alt modaliteleri farklı nitelikler gösterir.
4. Motor kabiliyet testlerinin bulguları ile proprioseptif testlerin bulguları arasında bir ilişki örüntüsü gözlenir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Proprioepsiyon

Proprioepsiyon "vücut bölümlerinin uzaydaki konumundan bilinç ve bilinçdışı düzeyde haberdar olma yeteneği" şeklinde tanımlanabilir (7, 8). Proprioepsiyonun daha geniş bir diğer tanımı ise somatosensöriyel, vestibüler ve görsel sistemlerden elde edilen afferent girdilerin merkezi sinir sistemi (MSS) tarafından bir araya getirilmesi olarak yapılabilir (9).

19. yüzyılda Alman fizyologlar tarafından kas duyusu anlamına gelen “Muskelsinn” terimi kullanılmakla birlikte esasen burada tanımlanan tamamen beyinde gerçekleşen bir duyu hissi olmuştur (10). Daha sonra kas duyusunun periferik kökenli olduğunu savunan düşünceler çıkmıştır. Bastian kas duyusunun hem periferik hem santral parçalar içerdiğini öne sürerek günümüzde proprioepsiyonla birlikte sıkça kullanılmakta olan kinestezi kavramını ortaya çıkarmıştır. Kinestezi "kinein" (hareket) ve "aisthesis" (duyum) sözcüklerinden türetilmiştir ve hareket duyusunu tanımlamaktadır (11). Proprioepsiyon ilk defa terim olarak Sherrington tarafından tanımlanmıştır (12). Sherrington'un tanımı ile vücudun kendisinin uyarıcı olarak rol aldığı tüm duyular proprioepsiyon terimine dâhil olmaktadır. Ancak daha sonra proprioepsiyon uzuv pozisyonu, hareketi, kuvvet ve gerim duyuları, efor hissi ve denge hissi gibi daha çok kasları içeren duyularla ilişkili olarak kullanılmıştır (10).

Güncel literatürde hareket duyusu ve pozisyon duyusu, kinestetik duyular kavramında birleştirilmiş ve proprioepsiyonun bir parçası olarak görülmektedir. Bununla birlikte günümüzde proprioepsiyon kavramının içinde kinestetik duyular, efor duyusu, kuvvet duyusu ve dengeyi de içeren bir kavram haline gelmiştir (13).

Uzuvlarımızın hareketi sırasında hareket eden eklemler ve etrafındaki deri, kas, tendonlar, fasya, eklem kapsülü ve ligamanlar gibi birçok doku deformasyona uğramaktadır. Bu dokuların hepsinde farklı yoğunluklarda ve çeşitlerde mekanoreseptörler bulunmakta ve bu mekanoreseptörler hareket ile olan değişikliklere yanıt oluşturmaktadır (14). Farklı dokulardan gelen enformasyonun entegrasyonu proprioseptif duyu algısının oluşmasında rol oynamaktadır. Her ne kadar tüm bu dokularda bulunan mekanoreseptörler proprioseptif duyuların enformasyonunun oluşmasında rol oynasa da günümüzde kas reseptörleri olan kas içiği ve Golgi tendon organı proprioseptif duyuların birincil reseptörleri olarak bilinmektedir (10). Diğer reseptörler ise proprioseptif duyularda yardımcı roller oynamaktadır. Uzuvlarda

hareketin kontrolünde duyuşal işlev gören bu reseptörlerden gelen enformasyon spinal düzeyde, beyin sapı ve daha yüksek beyin merkezlerinde işlenmektedir.

4.2. Proprioseptif Sensörler

4.2.1. Kas Reseptörleri

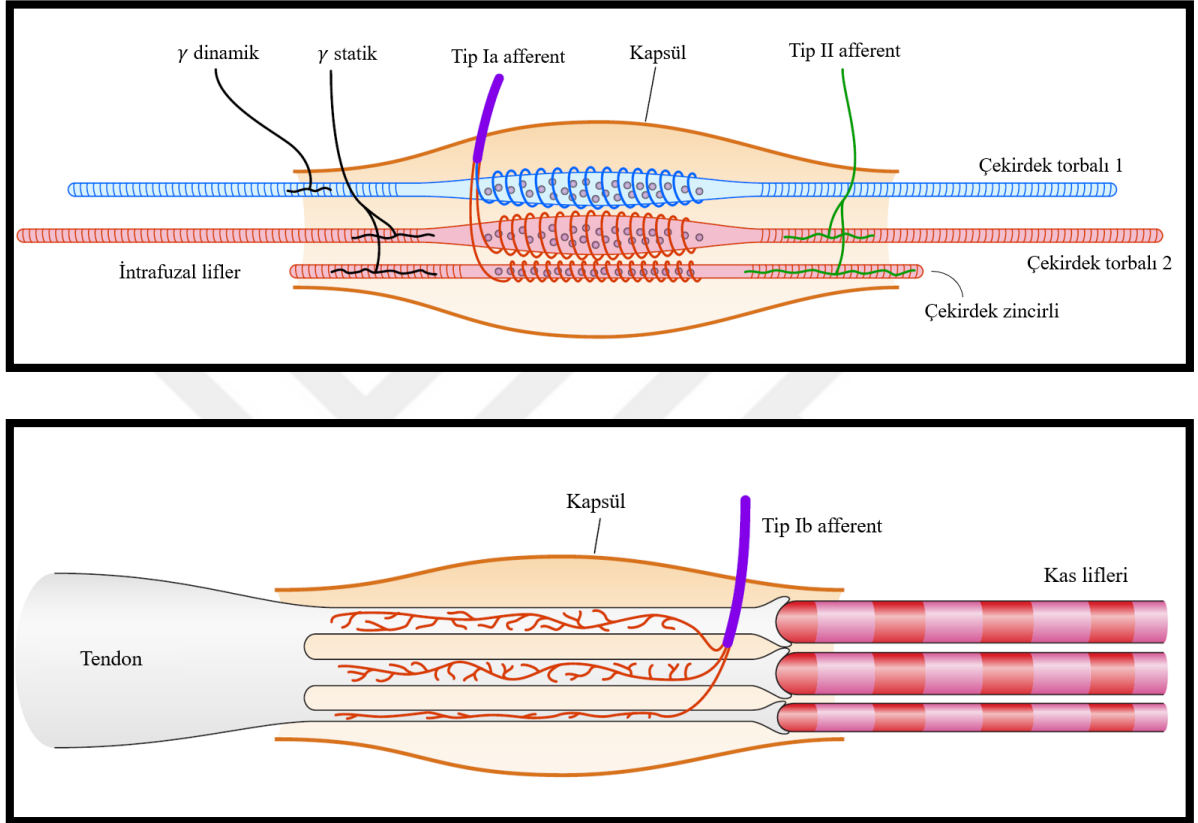
Kaslarda proprioseptif reseptör olarak kas iğciğı ve Golgi tendon organı olmak üzere iki ana reseptör bulunmaktadır. Kas iğcikleri; iskelet kası içinde yer alan, kas uzunluğı ve kas uzunluğunun değışim hızına duyarlı olan reseptörlerdir. Postürü korumak, hareketi düzenlemek ve yaralanmayı önlemek için önemli olan kas uzunluğı ve kas uzunluğundaki değışiklikler hakkında enformasyon sağlarlar. Kas iğciklerinden gelen enformasyon hareket sırasında kas aktivitesini ve eklem sertliğini ayarlamak ve ayrıca uzuvların konumu ve hareketi hakkında beyne geri bildirim sağlamak için kullanılır (10).

Kas iğciklerinin çekirdek torbalı I, çekirdek torbalı II ve çekirdek zincirli olmak üzere 3 ana formu vardır. Bunlar kasın orta kısımlarında kasılma işlevi olan ektrafuzal kas lifleri ile paralel seyreden ancak bu lifler kadar uzun olmayan intrafuzal lifler olarak bulunmaktadır. Kas iğciklerinin innervasyonları birincil sonlanmalar olan tip Ia ve ikincil sonlanmalar olan tip II afferentler tarafından sağlanmaktadır. Tip Ia afferentler tüm 3 kas iğciğı tipinde sonlanmalar oluşturmaktadır ve miyelinli büyük aksonlardır. İletim hızları 72-120 m/sn arasındadır. Tip II afferentler ise çekirdek torbalı I tip dışında diğerkas iğciklerinde sonlanmalar oluşturmaktadır ve iletim hızları 42-72 m/sn arasındadır. Kasın boyunun uzaması sırasında ektrafuzal liflerin paralelinde seyreden kas iğciklerinin de uzaması ile orta kısmında olan deformasyon sonucu her bir kas iğciğinin çevresinde bulunan afferent sinir lifleri uyarılmaktadır. Bunun sonucunda ise bu afferent liflerde oluşan aksiyon potansiyeli frekansında değışiklikler olmaktadır (15).

Tip Ia afferent sinirler kasın uzama ve kısıalma hızının dinamik değışkenliğine yani değışim hızına göre artan veya azalan frekanslarda yanıt çıkarırken, tip II afferent sinirler ise kasın uzunluğuna ve kısalığına göre doğrudan statik frekansta bir yanıt oluşturmaktadır. Kas iğcikleri bu özellikleri ile bulundukları kasların bağılı olduğı eklemlerin pozisyonları, hareketleri ve dolayısı ile uzuvların kinestetik özellikleri ile ilgili enformasyonu üretmektedir (16).

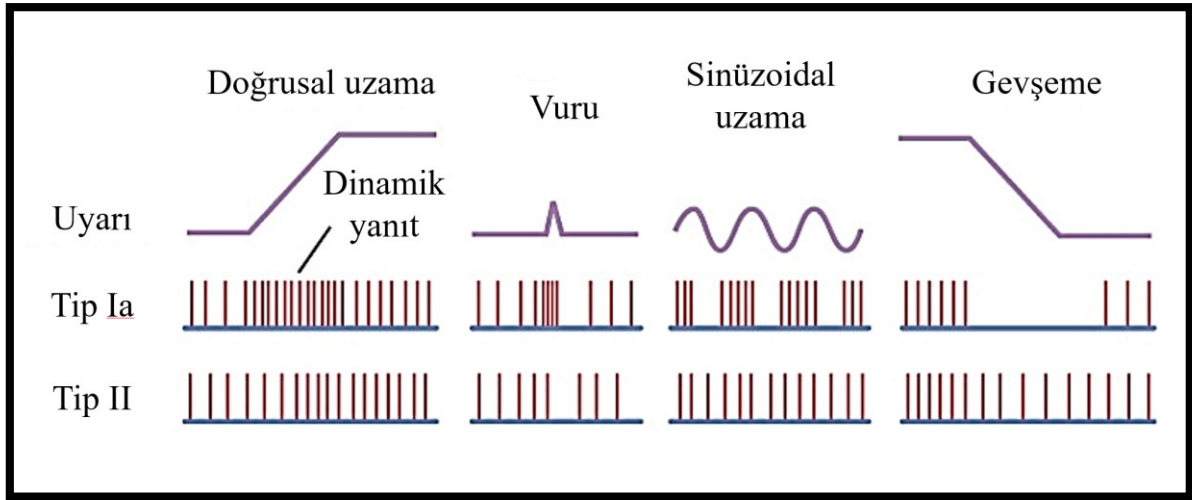
Golgi tendon organları ise kas ve tendonun birleştiğı yerde bulunur ve kas gerilimindeki değışikliklere karşı hassastır. Golgi tendon organlarından gelen enformasyon özellikle

izometrik kasılmalar sırasında kas aktivasyonunu modüle etmek ve aşırı güç üretimini önlemek için kullanılır (17). Golgi tendon organı kas iğciklerinin aksine kas liflerine seri bağlı olarak bir kapsül içinde ve yaklaşık kas liflerinin %10'unda bulunmaktadır. Her bir Golgi tendon organı bir adet tip Ib afferent sinir lifi ile innerve olmaktadır ve kasın uyguladığı kuvvet ile yanıt çıkarmaktadırlar (18). Golgi tendon organının bu özellikleri ile efor/kuvvet hissi, ağırlık hissi gibi propriosepsiyonun diğer alt modalitelerinde rolü olduğu düşünülmektedir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1: Üstte: Kas iğciği intrafuzal lif tipleri, duysal afferentleri ve kas iğciklerini innerve eden gama motor nöronlar. Altta: Golgi tendon organı ve duysal afferenti. Şekiller Proske ve Gandevia'nın çalışmasından uyarlanmıştır (10).

Her iki reseptörün statik ve dinamik yanıtları bulunmaktadır. Kas iğciğinde statik yanıt, kasın anlık uzunluğu hakkında enformasyon ortaya çıkarmaktadır. Bu enformasyon kasın uzunluğu sabit kaldığında ateşleme frekansında bir değişiklik göstermemektedir. Kasın boyunun uzaması ile bu ateşlemenin frekansı artmakta ve kasın boyunun kısalması ile azalmaktadır. Dinamik yanıt ise kasın uzunluğunun değişiminin hızı/şiddeti ile ilgilidir. Kas boyu uzamasının aynı miktarda olduğu durumlarda kasın boyunun hızlı uzaması yavaş uzamasına göre daha yüksek frekansta ateşleme oluşturmaktadır (Şekil 4.2). Golgi tendon organının statik ve dinamik yanıtları da benzer bir şekilde kas kuvvetinin şiddetindeki değişikliklere bağlı ateşleme frekansı değişiklikleri göstermektedir (19).



Şekil 4.2: Kas içiği afferentlerinin kasın farklı büyüklükte ve hızlardaki boy değişikliklerine gösterdikleri statik ve dinamik yanıtlar. Şekil Berne & Levy fizyoloji kitabından uyarlanmıştır (20).

Kas içiği ve Golgi tendon organının statik ve dinamik yanıtları el ile yapılacak çeşitli görevlerde oluşacak proprioseptif duyunun farklı alt modalitelerinde farklı oranlarda görev almaktadır. Örneğin bir meyve suyu şişesinin sabit tutulmasında hareket/pozisyon duyusu statik bir görev üstlenmekte ve kas içiğinden çıkan statik yanıt daha ön planda olmaktadır. Aynı zamanda tutulan şişenin elden düşmemesi veya şişenin elin altında ezilmemesi için belirli bir kuvvetle kavranması gerekmektedir. Bu da kuvvet/efor duyusunun statik bir görevi olarak nitelendirilebilir ve Golgi tendon organından çıkan statik yanıt daha ön planda olmaktadır. Ancak meyve suyu şişesinin ağza götürülmesi süreci hareket gerekmektedir ve şişenin uygun bir kısmı ağza yaklaşmalıdır. Bu durumda pozisyon/hareket duyusu dinamik bir görev üstlenmektedir. Şişenin uygun bir hareketle ağza ulaşmasını sağlamak, bu sırada hareketin hızının ve ivmesinin ayarlanması gerekmektedir ve kas içiğinden çıkan dinamik yanıt daha ön planda olmaktadır. Meyve suyunun içilmesi sırasında şişeye el ile dışarıdan artan bir kuvvet uygulamak istenilen miktarda içilmeyi kolaylaştıracaktır. Bu sırada kuvvetin uygun miktarda değiştirilmesi kuvvet/efor duyusunun dinamik bir görevi olarak nitelendirilebilir ve Golgi tendon organından çıkan dinamik yanıt daha ön planda olmaktadır. Literatürde hareket ile pozisyon duyularının birbirinden bağımsız olarak işlendiğine dair bulgular gözlenmektedir (21, 22).

Kas içikleri diğer somatik sensörlerden farklı olarak motor sistem tarafından kontrol edilmektedir. Kasın kasılmasında işlev gören ektrafuzal kas lifleri alfa motor nöronlar tarafından innerve edilmekte iken kas içikleri ise bu sisteme paralel bulunan gama motor nöronlar tarafından innerve edilmektedirler (23). MSS'den çıkan motor sinir liflerinin yüzde otuzunu gama motor nöronlar oluşturmaktadır (24). Klasik literatür bilgisine göre gama motor nöronlar kas içiklerinde bulunan intrafuzal kas liflerini kasarak kas içiğinin duyarlılığını

değiştirmektedir. Bu sayede özellikle vücut postürünün korunması ve kas tonusunun düzenlenmesinde önemli işlevler görmektedir. Tonus kontrolünde gama motor nöronların ekstrapiramidal sistem tarafından innervasyonu kritik öneme sahiptir. Bununla birlikte istemli hareket sürecinde kortikospinal yolakta alfa ve gama motor nöronların birlikte aktive olduğu ve gama motor nöronların kas içciklerinin gerimini değişen kas boyuyla birlikte ayarlanması ve kas içciğinin hassasiyetinin değiştirilmesi sonucu hareket ile oluşacak afferent sinyalin modülasyonunun sağladığını belirtilmektedir (25). İnsanlarda gama motor nöronlardan sistematik olarak veri elde etmek günümüz teknolojisi ile mümkün değildir. Kas içciği afferentlerinde düzenli ve sinüzoidal bir hareket sırasında oluşan sinyal ateşleme frekansının hareket eden vücut parçasına dışarıdan harekete direnç oluşturmayan bir basınç uygulanması sonucu aynı harekette elde edilen ateşleme frekansındaki değişimler gözlenmiştir (26). Bu etkinin nedeni olarak hareket eden eklem etrafındaki deri ve eklemden bulunan diğer mekanoreseptörlerin afferentlerinin gama motor nöronlar üzerinde etki gösterdiği ve bunun sonucu kas içciği aktivitesinin modüle edildiği öne sürülmektedir. Bu ilişki kas içciklerinin gama nöronlar aracılığı ile üst merkezli modülasyonunun yanında periferik çevresel değişkenlerin de gama motor nöronlar aracılığı ile kas içciklerinin işlevini düzenlendiğini göstermektedir.

4.2.2. Eklem Reseptörleri

Eklem hareketleri boyunca eklem kapsülünün bir tarafı gerilirken diğer tarafında ise yük kalkışı olmaktadır. Eklem dokularında bulunan Ruffini benzeri sinir sonlanmaları ve Paciniform korpuskülleri mekanik değişikliklere yanıt oluşturmaktadır (27). Eklem reseptörlerinin eklem pozisyonu ayırt etmeksizin yalnızca anatomik sınırlara yaklaşan açılarda ve hareketin yönü fark etmeksizin hareketle birlikte uyarı çıkardığı bulunmuştur. Bu nedenle eklem reseptörlerinin hareketi sınırlayıcı bir işlevi olduğu düşünülmektedir (28). Bu özellik eklemlerin yapılan aktivitelerde çok zorlanması ve olası hasarlanmalara karşı olarak görev almaktadır.

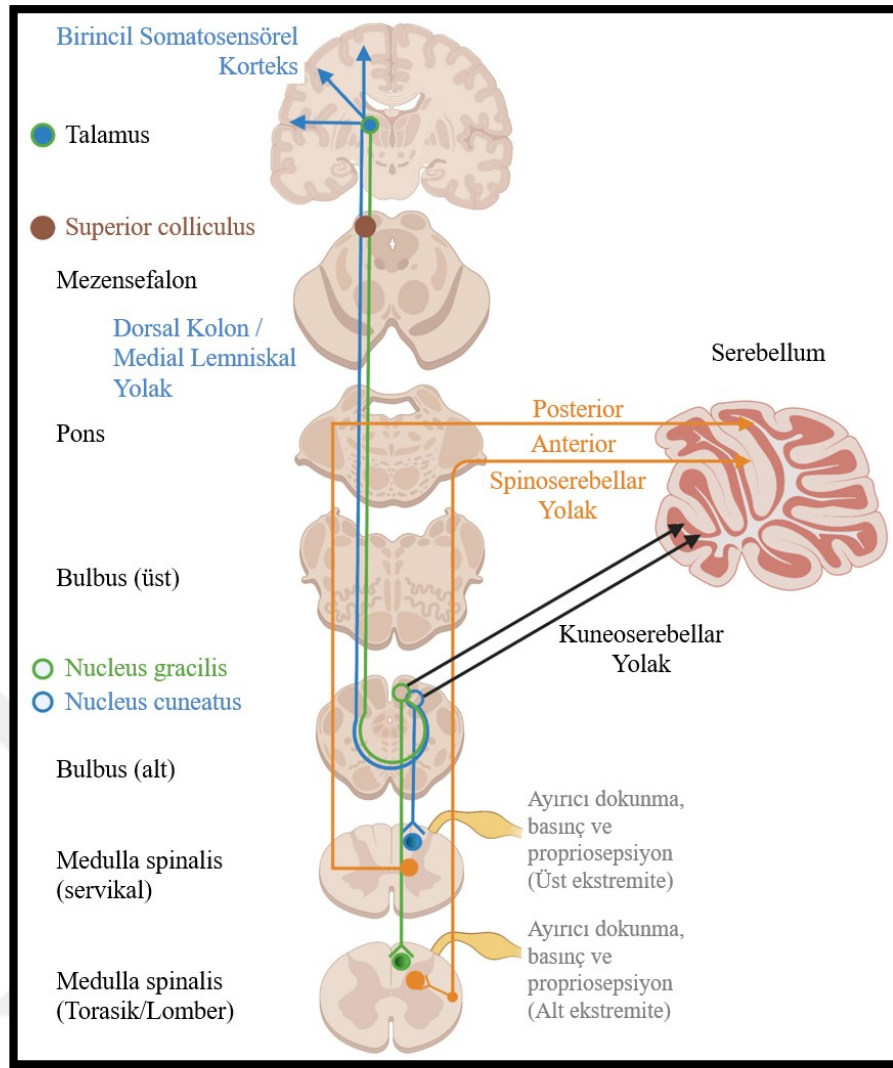
4.2.3. Deri Reseptörleri

Deri de tıpkı eklem kapsülü gibi hareketle deformasyona uğramaktadır. Deride dokunma, basınç ve vibrasyon ile uyarılabilen iki hızlı adapte olan Meissner cisimcikleri ve Pacinian cisimcikleri, iki de yavaş adapte olan Merkel diskleri ve Ruffini cisimcikleri isimli mekanoreseptör tipleri mevcuttur (29). Bu reseptörlerin hepsinin hareket duyusunda destek rolü olduğu düşünülmekle birlikte özellikle eklem bükülme bölgelerinde bulunan yavaş adapte olan

Merkel ve Ruffini sonlanmalarının pozisyon duyusunda da rol oynadığına dair veriler bulunmaktadır (30-32). Yapılan bir çalışmada işaret parmağı, diz ve dirsek üzerinde bulunan deri bir yapışkan bant yardımıyla gerildiğinde eklem açısı değişmediği halde hareket hissi illüzyonunun olduğu bulunmuştur (33).

4.3. Afferent Yolaklar

Üst ekstremitelerde bulunan kas içcikleri ve Golgi tendon organlardan proprioseptif enformasyonun iletilmesinin ana yolları dorsal kolon medial lemniskal yolak, kuneoserebellar yolak ve rostral spinoserebellar yolaktır. Bu yolaklar aracılığı ile somatosensöriyel afferent enformasyon serebral kortekse ve serebelluma ulaşmakta ve bu merkezlerde işlenmektedirler. Bu yolaklardan dorsal kolon medial lemniskal yolak alt ekstremiten enformasyonunun da taşınmasında işlev görmektedir. Alt ekstremitelerde özellikle postüral denge, tonus ve ayarlamalarda işlev gören bir diğer yolak ise anterior ve posterior spinoserebellar yolaklar ve spinoretiküler yolaktır (Şekil 4.3) (34).



Şekil 4.3: Proprioseptif sistemin afferent yolları. Şekil Kearney ve Lanius'un çalışmasından dilimize uyarlanmıştır (35).

4.3.1. Dorsal Kolon Medial Lemniskal Yolak

Proprioseptif enformasyonu en hızlı ileten yol dorsal kolon medial lemniskal yolaktır. Kas içiği tip Ia ve tip II afferentleri, deri ve eklem reseptörlerinin aksonları ipsilateral spinal dorsal kolonlar (fasciculus gracilis, fasciculus cuneatus) aracılığıyla üst merkezlere çıkmaktadır. Bu afferentler medulla oblongata seviyesinde nucleus gracilis veya nucleus kuneatustaki iç arkuat liflerle sinaps yapmaktadır. Bu sinapstan sonra afferent yolak çapraz yapmakta ve daha sonra medial lemniskus aracılığıyla kontralateral talamusun somatosensöriyel bölgesine ulaşmaktadır (36). Buradan çıkan talamokortikal projeksiyonlar ise esas birincil somatosensöriyel korteksin Brodmann 3a ve Brodmann 3b alanlarına ulaşmaktadırlar.

4.3.2. Kuneoserebellar Yolak

Kuneoserebellar yolak, nucleus gracilis ve nucleus kuneatustan köken alır ve üst ekstremité ve boyundan gelen propriyoseptif enformasyonu aynı taraftaki alt serebellar pedinküle ulaştırmaktadır (37). Alt serebellar pedinkülden serebelluma girdikten sonra lobül 1,2,4,6 ve 9'da sonlanmaktadır (34).

4.3.3. Rostral Spinoserebellar Yolak

Rostral spinoserebellar yolak üst ekstremité ve boyunda bulunan Golgi tendon organlarından gelen enformasyonu serebelluma ileten bir yoldur. Medulla spinalisin servikal kısmından köken almakta olup ipsilateral olarak yol aldıktan sonra alt serebellar pedinkül aracılığı ile serebellumun anterior lobunda bilateral olarak sonlanmaktadır (34, 38).

4.4. Sensorimotor Korteks, Bazal Ganglionlar ve Serebellum

4.4.1. Somatosensöriyel Korteks

Birincil somatosensöriyel kortekte propriyoseptif enformasyon vücudun bir somatotopisi şeklinde organizedir. Bunun kanıtlarından birisi bu bölgelerin transkraniyal manyetik stimülasyon (TMS) ile aktivasyonunun çeşitli propriyoseptif illüzyonlar oluşmasına sebep olmasıdır (39). Bununla birlikte gövde, kollar ve bacaklar gibi vücudun bölümleri vücut pozisyonunu tanımlamak için ayrı ayrı tanımlansalar da bu enformasyonun entegrasyonu birlikte vücudun bütünlüğü enformasyonunu oluşturmakta ve bu da bütünsel bir beden algısını oluşturmaktadır. Beden algısı birincil somatosensöriyel kortekte vücudun somatotopik haritasının denetlenmesini ve değerlendirilmesini sağlayan bir algıdır.

Parietal operkulum bölgesinde birincil somatosensöriyel kortekse bitişik yer alan sekonder somatosensöriyel korteksin (Brodmann alan 40) propriyoseptif (40) ve görsel (41) uyarılara yanıt verdiği bilinmektedir. İnsanlarda yapılan işlevsel beyin görüntüleme çalışmaları ikincil somatosensöriyel korteksin dış çevresel enformasyonun farklı modalitelerinin içsel somatik duyuşsal enformasyon ile entegrasyonunu gerektiren kendini konumlandırma (*self-location*) (42), sosyal ilişkiler (43), tüm vücut imajı ve kendini tanıma (*self-recognition*) (44) gibi yüksek seviyeli bilgilerin işlendiği potansiyel bir bölge olabileceğini düşündürmektedir. Beyin görüntüleme çalışmalarında, motor faaliyet sırasında ikincil somatosensöriyel korteksin aktivasyonunun nedeninin bu bölgenin sensörimotor

entegrasyondaki rolü olduğu düşünülmektedir. Bir diğer çalışma çeşitli nesnelerin manipülasyonu sırasında ikincil somatosensöriyel korteksin aktivasyonunu göstermiştir ve bu alanların nesne manipülasyonunda yer aldığı öne sürülmüştür (45).

4.4.2. Motor Korteks ve İnen Yolaklar

Motor sistemi proprioseptif duyudan ayrı tutamayız. Ellerimiz ve kollarımızın uzaydaki konumu vücudumuzun geri kalanı gibi devamlı olarak proprioseptif, vestibüler sistem ve görsel geri bildirimden gelen enformasyon aracılığı ile beyin tarafından işlenir ve motor aktivitenin uygulanmasında önemli bir yere sahiptir. Bu bağlamda beyin somatosensöriyel alanları ile motor alanları arasında enformasyon iletimini sağlayan yoğun bağlantılar bulunmaktadır (40).

Hareketin planlanmasında ve uygulanmasında birincil motor korteks, premotor korteks, supplementer motor alan, posterior parietal korteks, birincil somatosensöriyel korteks, serebellum, bazal ganglionlar, talamus ve beyin sapındaki bazı çekirdekler rol oynamaktadır (46).

Motor sistem hiyerarşisinde üst merkezlerden çıkan uyarıyı perifere taşıyan iki önemli yolak vardır. Bunlar piramidal ve ekstrapiramidal yolaklardır. Piramidal sistem kortikospinal ve kortikobulbar yolaklardan oluşmaktadır. Üst ekstremitenin istemli kas kontrolü ise kortikospinal yolak tarafından sağlanmaktadır. Kortikospinal yolağın liflerinin büyük bir kısmı birincil motor korteksten (yaklaşık %30), supplementer motor alandan ve premotor korteksten (birlikte yaklaşık %30) kaynaklanmakta ve geri kalanını ise somatosensöriyel korteks, parietal lob ve singulat giristan çıkan lifler oluşturmaktadır (15).

Ekstrapiramidal yollar esas olarak pons ve medullada retiküler sistemin oluşumunda bulunur ve omurilikte refleksler, karmaşık hareketler ve postüral kontrol ile ilgili alt motor nöronları hedeflemektedir. Bu yollar nigrostriatal yol, bazal gangliyonlar, serebellum, vestibüler çekirdekler ve serebral korteksin farklı duyuusal alanları dâhil olmak üzere merkezi sinir sisteminin çeşitli bölümleri tarafından modüle edilmektedir (15).

Birincil motor korteksten çıkan nöronların yaklaşık yüzde onu medulla spinaliste doğrudan alt motor nöronlar ile sinaps yapmakta iken diğer bağlantılar medulla spinaliste bulunan ara nöronlar ile olmaktadır. Ara nöronlar inen yolaklar ve proprioseptif sistemden gelen enformasyonun entegrasyonunun gerçekleşmesi ve bunun sonucunda alt motor nöronların uyarılabilirliğinin ayarlanmasını sağlamaktadır (47, 48).

Birincil motor kortekste farklı beyin bölgelerinin vücudun farklı bölgelerindeki kas gruplarını temsil ettiği somatotopi bulunmaktadır, buna motor homunkulus adı verilmiştir. Günümüzde artık biliyoruz ki bu temsili alanlar sabit değildir ve tecrübe ile sürekli olarak değişim geçirmektedir. Özellikle motor kortekste bulunan yoğun horizontal bağlantıların bu organizasyonun değişiminde önemli olduğu düşünülmektedir. Motor homunkulusta gördüğümüz işlevsel topografi motor hiyerarşinin diğer bölgelerinde de mevcuttur (46).

4.4.3. Bazal Ganglionlar ve Serebellum

Striatum, globus pallidus, subtalamik çekirdek ve substansia nigradan oluşan bazal ganglion yapısı motor çıktının düzenlenmesinde işlev görmektedir. Bazal ganglionlar medulla spinalise çıktı oluşturmamakla birlikte motor sistemin birçok bölgesine projeksiyonlar oluşturmaktadır. Bazal ganglionlar motor sistem üzerinde direkt ve indirekt yollar aracılığı ile fasilitasyon ve inhibisyonu sağlamaktadır. Bu işlevler özellikle istemli hareketin başlatılmasında, göreve göre uygun motor yanıtın seçilip uygulanmasında, hareketin hızının ve şiddetinin modülasyonunda, motor öğrenmede ve motor sinyalin gürültüsünün azaltılmasında önemlidir (49-51).

Serebellum kortikal, subkortikal ve duyuşal girdiler almaktadır ve özellikle hareketin koordinasyonu, keskinliği, zamanlamasında ve motor öğrenmede işlev görmektedir. Motor komutun bir efferent kopyası serebellumda proprioseptif afferent ile karşılaştırılmakta ve hareket sürecinde olan hataların düzeltilmesi de serebellum aracılığı ile gerçekleşmektedir (52).

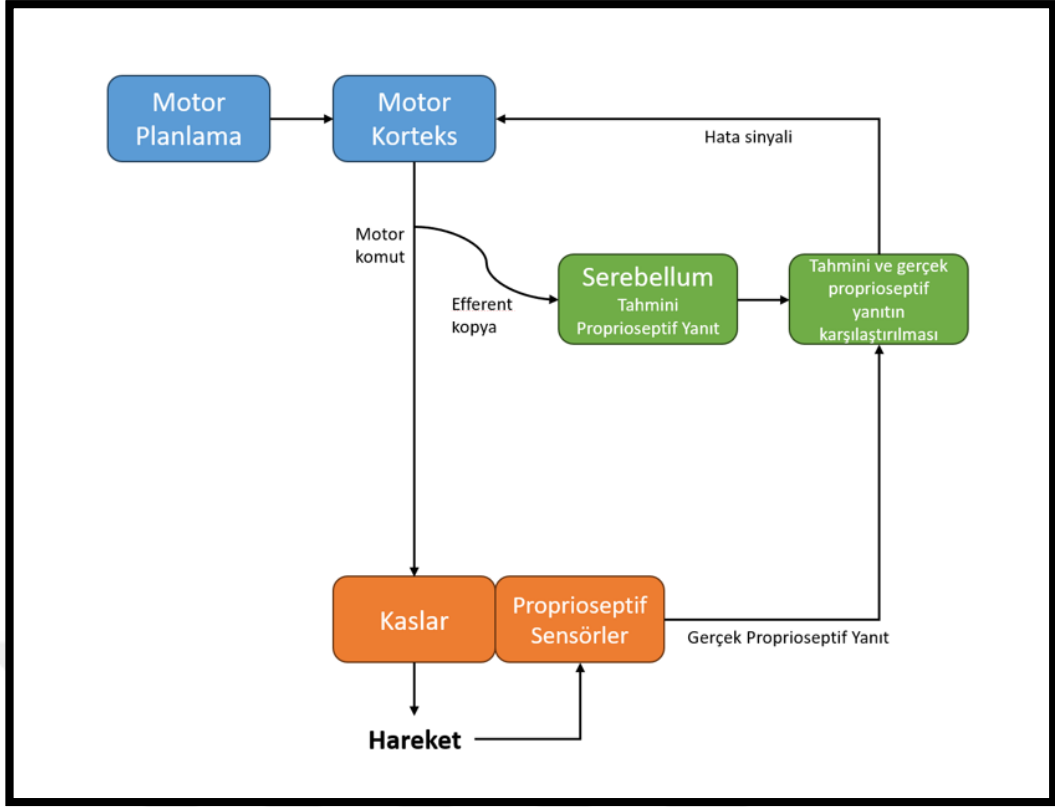
Bazal ganglionlar ve serebellum bu işlevlerini motor sistemde iki farklı döngü olarak göstermektedir.

Bazal ganglionların bulunduğu kortiko-bazal ganglion-talamus-kortikal döngüde motor korteks bazal gangliyonun striatumuna uyarıcı sinyaller göndermektedir. Bu sinyaller bazal gangliyonun direkt ve indirekt yollarında işlenmektedir. Bazal gangliyonun çıktısı ise talamik aktiviteyi modüle etmektedir. Talamus bu sinyalleri motor kortekse uyarıcı projeksiyonlar olarak iletmektedir. Bu döngü uygun motor hareketin seçimi ve başlatılmasında yardımcı olurken, istenmeyen hareketleri engellemektedir (53).

Serebellumun bulunduğu kortiko-serebellar döngü ise optimal kontrol modelinin işleminde yer almaktadır.

4.5. Optimal Kontrol Teorisi

Proprioseptif afferent geri bildirimin motor kontrol üzerindeki etkileşimini açıklayan bir model ise optimal kontrol teorisidir. Bu modelde merkezi sinir sisteminde motor planlama sonucu birincil motor korteks hareket planını iskelet kaslarına gönderilen bir motor komuta dönüştürmektedir. Motor komutunun bir kopyası planlanan hareketin olası duyuşal sonuçları hakkında tahminler yapan dâhili ileri modellere gönderilmektedir. Hareketin kendisi ile proprioseptif reseptörlerden afferent enformasyon üretilmektedir. Hareket planlandığı gibi ilerlerse dâhili olarak tahmin edilen olası duyuşal sinyal ile gerçek duyuşal geri bildirim sinyalleri arasında herhangi bir tutarsızlık olmamalıdır. Ancak hareket esnasında iç ve dış etkenlere bağlı değışiklikler tahmin edilen duyuşal geri bildirim ile gerçek duyuşal geri bildirim arasında bir tutarsızlık oluşturmakta ve bu da talamus üzerinden motor kortekse olan projeksiyonlar aracılığıyla motor kontrolün ayarlanmasını ve hareket sırasında oluşacak hataların düzeltilerek en düşük düzeyde olmasını sağlamaktadır (54). Bu hızlı hata düzenlemenin proprioseptif sistem üzerinden işlediğini gösteren bulgular ise görsel sistem ve proprioseptif sistem ağırlıklı yapılan ve beklenmedik değışikliklerin uygulandığı çalışmalardan kaynaklanmaktadır (Şekil 4.4). Bu çalışmalarda çeşitli görevlerde proprioseptif sistem baz alınarak yapılan ani değışiklikler ve görsel sistem baz alınarak yapılan ani değışikliklere göre verilen düzeltme tepkilerinin süreleri değerlendirilmiştir. Bunun sonucunda proprioseptif sistem bazlı düzeltme tepkileri görsel sisteme göre görev bazında 30 ms daha kısa sürede gerçekleşmiştir (55). Bu mekanizmanın motor görevin öğrenilmesinde önemli bir rolü olduğu da düşünülmektedir (56). Kedilerde yapılan bir çalışmada sinyaller arası farklılığın anterior serebellumda işlendiği düşünülmektedir (57).



Şekil 4.4: Optimal motor kontrol modelinin basitleştirilmiş şeması. Motor planlama sonucu kaslara iletilen motor komutun bir kopyası da serebelluma iletilmektedir. Serebellumda motor komutla oluşacak hareket sırasında oluşması beklenen tahmini proprioseptif bir yanıt işlenmektedir. Bu yanıt serebelluma ulaşan proprioseptif enformasyon ile karşılaştırılmakta ve bu iki enformasyon arasındaki farklılıklar hareketin düzenlenmesi amacıyla motor kortekse iletilmektedir. Şema Wolpert ve Miall'ın çalışmasından uyarlanmıştır (54).

Serebellumda hareket sürecinde oluşacak hataların karşılaştırılabilmesinin ancak motor komutun bir efferent kopyasıyla mümkün olması aktif hareket ve pasif hareket durumları arasında bir farka yol açmaktadır. Aktif hareket kişinin istemli olarak kaslarını kullanarak yapılan bir hareket üretimi sürecini tanımlamaktadır. Pasif hareket ise bir dış kuvvetin yardımıyla gerçekleştirilen hareket sürecini tanımlamaktadır (58). Bu bağlamda optimal kontrolün yalnızca aktif hareket süreçlerinde işlev görebileceğini söylemek mümkündür. Optimal kontrol modelinin kas içicikleriyle aynı afferent yolları paylaşan Golgi tendon organ geri bildirimi ve kuvvet üretiminin ayarlanması işlevi üzerindeki rolü henüz aydınlatılmamakla birlikte hareketin kontrolüne benzer bir işlevin kuvvet üretiminin kontrolünde de olduğu düşünülmektedir (59).

4.6. Görsel Sistemin Proprioepsiyonda Rolü

Hareketin planlanması ve uygulanmasında periferik proprioepsiyonla birlikte görsel sistem de büyük bir rol oynamaktadır. Görsel geri bildirim vücudumuzun parçalarının konumu ve etkileşime girilebilecek nesneler hakkında enformasyonu sağlamaktadır.

Görsel duyu yolağı beynimize çevremiz ve çevremizdeki nesneler hakkında boyut, mesafe (derinlik), renk, kontrast ve parlaklık gibi çeşitli enformasyonları iletmektedir (60). Görsel sistemde bu enformasyon çevredeki ortamın statik ve dinamik özellikleri ve vücudun bu özelliklere göre yönelimi ve hareketi gibi farklı özelliklerde işlenmektedir. Bu enformasyon ileriye dönük eylemleri ve bunlarla ilişkili postüral ayarlamaları planlamak ve yürütmek veya görme alanındaki ani değişikliklere tepkileri oluşturmak için kullanılmaktadır.

Görme alanına ulaşan enformasyon öncelikle retinadan optik sinir, optik kiazma, optik yollar ve lateral genikülat çekirdek yoluyla birincil görsel kortekse (V1, Brodmann alan 17) ulaşmaktadır. Birincil görsel korteksten görsel nitelikleri ayırmaya yönelik işlevsel olarak özelleşmiş iki görsel yolak çıkmaktadır. Bunlar dorsal (V1'den posterior parietal kortekse) ve ventral (V1'den inferotemporal kortekse) yolaklardır (61, 62). Ventral yolak ("görme-algılama" veya "ne" yolu) şekillerin ve nesnelerin tanınmasında ve ayırt edilmesinde görev almaktadır. Bu enformasyon gelecekteki eylemleri önceden planlamak için kullanılabilecek görsel bir "veri tabanı" oluşturmak için kullanılmaktadır (63). Bu "veri tabanı" inferotemporal korteksten frontal korteksin prefrontal bölgelerine, premotor ve birincil motor kortekse bağlantılar yapmaktadır. Bu bağlantılar motor planlamada çevre ile etkileşim ve beklentiler açısından işlev göstermektedir. Dorsal yolak ("görsel-eylem" veya "nerede" yolu) ise nesnelerin uzamsal konumu, şekli, yönelimi ve hareketi hakkındaki enformasyonu uzuvların konum çerçevelerinde işlenmesini sağlayarak gerçek zamanlı hareket kontrolüne katkıda bulunmaktadır (63). Bu yolak aynı zamanda kendi uzuvlarımızın hareketinin tanınmasında da görev almakta, hata tespiti ve engellerden kaçınma gibi uzuv traselerinin hızlı düzeltilmesinde önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir (64-66).

Dorsal görsel yolağın polisinyaptik organizasyonu nedeniyle görsel uyaranlara tepki süreleri 170 milisaniye veya daha fazla sürelerde olmak üzere nispeten yavaştır (67). Buna rağmen görme alanındaki bir nesne beklenmedik bir şekilde hareket ederse üst veya alt ekstremitenin planlanan trasesinde 120 ms süre içerisinde ayarlamalar yapılabilmektedir (68-71). Görsel değişikliklere karşı bu hızlı tepkilerin V1'den superior kollikulusa, pontin retiküler çekirdeğe ve daha sonra spinal motor ağlara hızlı bir şekilde ileten retikülospinal projeksiyonlar

yoluyla gerçekleştiği e sürülmektedir. Motor yanıtta hızlı düzeltmelere ayrıca serebellum bağlantıları ve retikülospinal veya vestibulospinal sistemlerin de aracılık edebileceği dşnlmektedir.

Proprioseptif duyunun işlenmesinde görsel sistem periferik proprioseptif sensrel sistemle birlikte çalışmaktadır. Hareketlerin düzeltilmesinde her ne kadar optimal kontrol sistemi aktif olarak işlev görse de sağlıklı bir insanın günlük hayatta yaptığı hareketlerin büyük bir çoğunluğu görme duyunun yardımıyla olmaktadır. Bu da motor öğrenme ve planlama işlevlerinde görsel sistem girdisinin önemli bir yer edinmesi anlamına gelmektedir. Bu nedenle proprioseptif sistemin değerlendirildiği birçok ölçüm yönteminde görsel sistemin etkisinin ortadan kaldırılması sağlanmıştır.

4.7. Proprioepsiyon lm Yöntemleri

Günümüzde alt ve st ekstremitelerde proprioseptif duyunun farklı alt modalitelerini değerlendirmek üzerine literatürde onlarca farklı teknik bildirilmiştir. Bu teknikler eklem pozisyon duyası, hareket duyası, yönelim duyası, ivme duyası, kuvvet duyası, kas gerim duyası, ağırlık duyası ve boyut duyası gibi birçok farklı duyu alt modalitesi altında incelenmiştir. Ancak teknikler arasında belirli bir altın standart ve sınıflama bulunmamaktadır. Bununla birlikte çalışmaların büyük çoğunluğu statik/dinamik görev ve aktif/pasif hareket ayırımını yapmamaktadır (72).

Bu tekniklerden üç tanesi literatürde en sık kullanılanlar olarak ön plana çıkmaktadır. Bunlar pasif hareketi algılama eşiği (*Threshold To Detect Passive Motion - TTDPM*), eklem pozisyonu eşleştirmesi olarak da bilinen eklem pozisyonu yeniden retimi (*Joint Position Reproduction - JPR*) ve aktif hareket derecesi ayırımı değerlendirmesidir (*Active Movement Extent Discrimination Apparatus - AMEDA*) (73-76). Bu teknikler geçmişte proprioepsiyon tayininin de yapıldığı psikofiziksel deneylerde kullanılan üç klasik yöntemden türetilmiştir. Bunlar ayarlama yöntemi, sınırlar yöntemi ve sabit uyarıcılar yöntemidir (77). Bu testler farklı konseptlerden geliştirilmiştir, farklı koşullar altında yürütülür ve kinestetik alt modalitelerin farklı yönlerini değerlendirmektedir (78, 79).

Ayarlama yönteminde katılımcının bir referans uyarıcıdan daha düşük veya daha yüksek olan bir seviyeden başlayarak uyarıcının seviyesini kontrol etmesi ve seviyeyi referans uyarana benzer olduğunu hissedene kadar ayarlaması gerekmektedir. Katılımcının ayarladığı uyarıcı ile referans uyarıcı arasındaki fark katılımcının hatası olarak kaydedilmekte ve ortalama hata,

duyarlılık ölçüsü olarak hesaplanmaktadır (77). Mevcut JPR proprioepsiyon testi protokolü, katılımcılardan genellikle ipsilateral veya kontralateral uzuvlarını kullanarak daha önce deneyimlenen referans eklem pozisyonlarını eşleştirmelerinin veya yeniden oluşturmalarının istendiği bir yöntemdir (80).

Sınırlar yöntemi artan veya azalan bir şekilde uygulanabilmektedir. Artan sınırlar yönteminde, verilen uyaran katılımcı tarafından algılanamayacak kadar düşük bir seviyede başlamaktadır. Uyaran seviyesi katılımcı uyararı algılayabildiğini bildirene kadar kademeli olarak arttırılmaktadır. Azalan sınırlar yönteminde ise tam tersi uygulanmaktadır (77). Bu iki yöntem genellikle deneylerde dönüşümlü olarak kullanılır ve tespit edilen eşiklerin ortalaması sonuç olarak değerlendirilmektedir. Sınırlar yönteminin bir sınırlaması katılımcının uyarının fark edilebilir veya fark edilemez hale geleceğini önceden tahmin edebilmesi ve sonuç olarak erken bir yargıya varabilmesidir (73). TTDPM katılımcıların bir makine tarafından eklem üzerinde uygulanan farklı hızlar altında eklem hareketini algılamasının gerekli olduğu sınırlar yönteminin bir şeklidir (74).

Sabit uyarıcılar yönteminde ise uyaran şiddetinin seviyeleri sıralı bir düzende sunulmamaktadır. Bu nedenle katılımcının bir sonraki uyarının seviyesini tahmin etmesini engellenmekte ve böylece beklenti ve alışkanlık hatalarını azaltmaktadır. Ayarlama yönteminden farklı olarak sabit uyarıcılar yönteminde katılımcılar, hangi uyarının daha büyük olduğunu belirlemek için her ikisi de açıkça tanımlanmış başlangıç ve bitiş konumlarına sahip iki hareketi karşılaştırmaktadır (73). AMEDA tekniği katılımcıların ayak bileği inversiyon açılarını ayırt etmek için proprioseptif bilgileri kullanma becerilerini test etmek için geliştirilmiştir. Sonraki yıllarda AMEDA tekniği diz, kalça, lomber omurga, servikal omurga, omuz ve eldeki proprioepsiyon alt modalitelerinin test edilmesi için uyarlanmıştır (81-87). AMEDA protokolü katılımcının test edilecek eklemi dinlenme pozisyonu ve bu pozisyondan aynı düzlemde büyüyen açılar ile uzaklaşan önceden belirlenmiş 5 farklı pozisyonun tekrarlanmasını içermektedir. Aparat aracılığı ile belirlenen kısıtlama açıları deneyi yapan araştırmacı tarafından ayarlanabilmektedir. Kısıtlanan pozisyon ayarlandıktan sonra katılımcının eklemine dinlenme pozisyonu ile kısıtlanan pozisyon arasındaki hareketini serbestleştirmektedir. Kişi görsel olarak geri bildirim almadan aktif olarak test edilen eklemi dinlenme pozisyonundan kısıtlanacak pozisyona getirir ve sonucunda pozisyonla ilgili bir yargıda bulunması istenir. Verilen yanıtlara göre bir ayırım skoru (diskriminasyon skoru) belirlenir. Bu ayırım skoru kişinin yargı sonucu verdiği cevap ile gerçek pozisyon arasındaki farkın büyüklüğünden etkilenmektedir. Sabit uyarıcılar yöntemine dâhil olan diğer yöntemler

ise literatürde genellikle eklem pozisyonunun yönü tayini, iki ağırlık arasında büyüklük karşılaştırması ve iki hareket arasında büyüklük karşılaştırması şeklinde uygulanmaktadır.

Bu yöntemlerin yanında uzuv sahiplenme ve proprioseptif kayma gibi proprioseptif sistemi yakından ilgilendiren kavramların incelendiği çeşitli deney paradigmaları da mevcuttur. Görsel geribildirim yokluğunda parmakların algılanan pozisyonu sistematik olarak bir yöne eğilimlidir. Sağ elini kullanan insanlarda bu eğilimler yatay düzlemde sol ve sağ el arasında asimetriktir ve iki elin işlevsel işlev yanallaşmasını yansıtabilmektedir (88). Yapılan bir çalışmada katılımcılardan diğer elin parmaklarında tutulan bir kalemi kullanarak deneyde gizlenen ellerinin yerini masanın alt tarafında işaretlemelerini istemiştir. Katılımcıların işaretlediği algılanan elin konumu, elin normal pozisyonlarına göre sol el için daha sola ve sağ el için daha fazla sağa kaymıştır (89). Benzer görevleri kullanan diğer çalışmalar ve katılımcılardan görsel bir hedefe göre statik kol pozisyonunu bildirmelerini isteyen görevlerin kullanıldığı çalışmalar da benzer eğilimli bulgular çıkarmıştır (90, 91). Bu bulguların aksine, bir başka çalışmada katılımcıların gizlenmiş ön kolunun dirsek etrafında yavaşça döndürüldüğü ve katılımcının kolları bir LED ışığın altından geçtiği anda geri bildirim verdiği bir paradigma kullanarak kol pozisyon hissi ölçülmüştür. Bu çalışmada sağ elini kullananlarda kolun algılanan konumunun içe doğru (vücuda doğru) olduğu bulunmuştur (92). Daha önce yapılan bir çalışmada katılımcıların görünmeyen ellerini görsel bir hedefe hareket ettirdikleri bir paradigmada ellerde vücut orta hattına doğru bir eğilim bulunmuştur (93). Bu bulgular ellerin uzayda proprioseptif haritalamasında sistematik bir hata olabileceğini düşündürmektedir. Bu hatalar aynı zamanda el tercihi göre değişim göstermektedir. Bununla birlikte bazı çalışmalar vücut orta hattına yakın yerlerde el lokalizasyon hatalarının azaldığını bildirmiştir (94, 95).

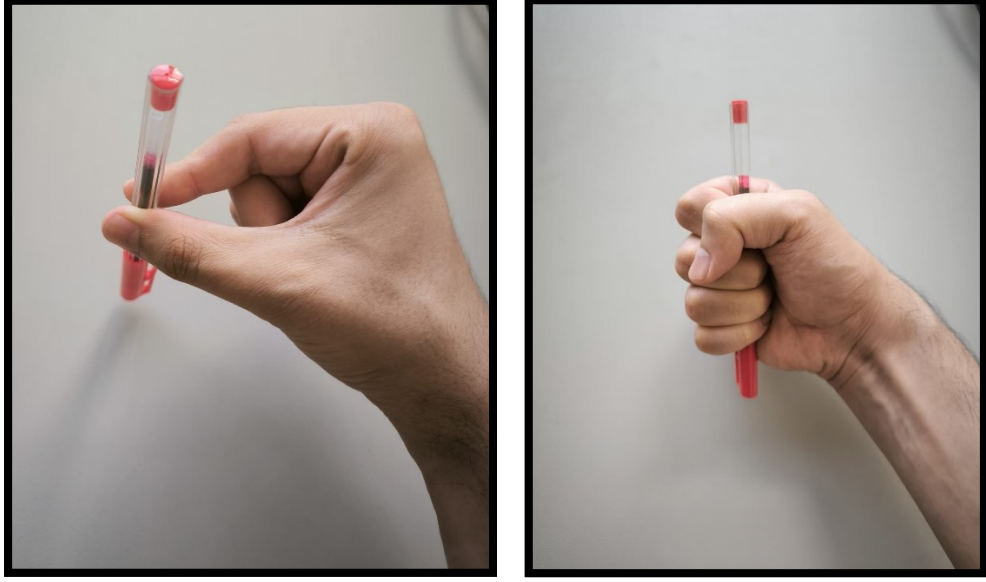
Pozisyon duygusu için kullanılan bir diğer yöntem ise vücudun görsel alanın dışındaki bir parçasını el ile gösterme şeklinde yapılmaktadır. Bu yöntemin kullanıldığı çalışmalarda çoğunlukla katılımcıların bir eli araştırmacı tarafından görsel bir engelin altında belirlenmiş pozisyonlara getirilmektedir. Ardından katılımcılardan görebildikleri diğer elleri ile görsel engelin altında gizli olan eli göstermesi istenmektedir. Gösterilen noktanın gerçek elden uzaklığı proprioseptif duyu skoru olarak değerlendirilmektedir (90, 96, 97). Bu yöntemler güncel literatürde “hedef gösterme“ olarak isimlendirilmektedir (72).

Kuvvet/efor duygusu ile ilgili yapılan çalışmalar arasından en öne çıkan yöntemlerden birisi el ile yapılan kısırtma ve kavrama hareketleri ile ilişkilidir. Sabitlenmiş bir nesne üzerinde bir kısırtma hareketi uygulanırken parmaklar tarafından uygulanan kuvvetler tipik olarak belirli

bir kuvvet düzeyi etrafında salınım göstermektedir. Bu kuvvet salınımı sensörimotor sistemin kompleks çalışma doğasına bağlıdır (98). Literatürde uygulanan izometrik kasılma çalışmaları kuvvet üretiminin büyük kısmını oluşturan yavaş kasılan kas liflerinin işlevini özellikle 1-2 Hertz (Hz) bantları aralığında tanımlamıştır (99-103). Bu frekans dağılımı motor ünite katılımı ve proprioseptif geri bildirim ile kuvvetin düzenlenmesi işlevi ile ilişkilendirilmiştir. Bir diğer frekans aralığı ise 8-12 Hz ve 7-13 Hz aralığı olarak tanımlanmaktadır. Bu frekans aralığı dinlenme durumunda iken fizyolojik parmak tremoru olarak görülmekle birlikte kuvvetin ince olarak ayarlandığı hızlı kasılan kas liflerinin çalışması ile ilişkilendirilmektedir (104-106). Fizyolojik tremorun etkisinin sabit bir kuvvet uygulanması sırasında arttığı gözlenmektedir (107). Yüksek frekans aralığında işlev gösteren kasların daha aktif olarak çalışması daha stabil bir sabit kuvvet üretimini ile sonuçlanmaktadır (108). Kısırtma eylemi sırasında görsel geri bildirim kaldırılmasının artan kuvvet salınımı ile sonuçlandığı bulunmuştur (109). Bununla birlikte görsel sistemin motor çıktının ayarlanmasında 6,4 Hz frekanslık bir geri bildirim etkisi olduğu bulunmuştur (103).

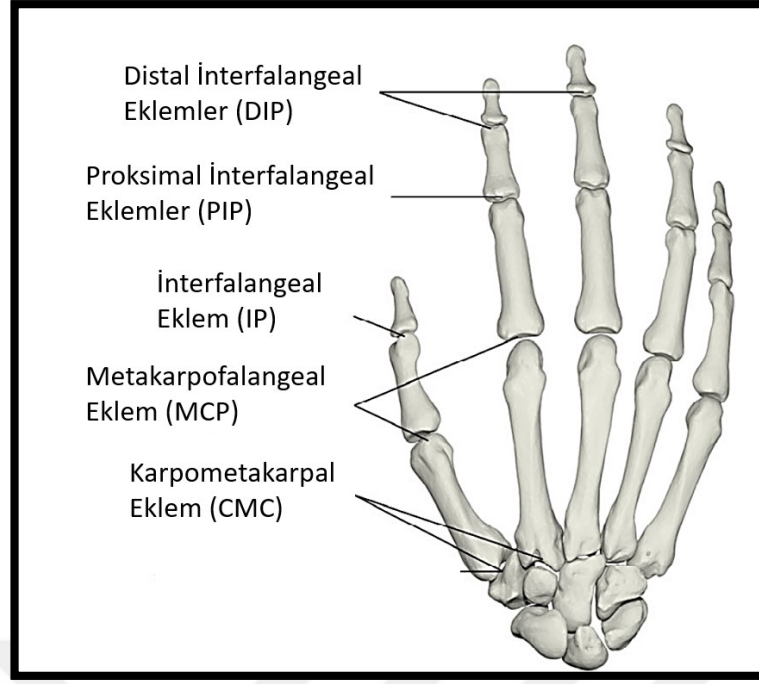
4.8. Kısırtma Hareketi ve El Parmaklarının Kasları

Başparmağın oppozisyon hareketi ve işaret parmağının fleksiyon hareketini içeren kısırtma hareketi ve tüm parmakların fleksiyonunu içeren kavrama hareketi el ile yapılan emek hareketleri için örnek hareketler olarak kabul edilmektedir (Şekil 4.5) (110). Literatürde proprioepsiyonun kuvvet/efor alt modalitesinin el üzerinde ölçüldüğü yöntemler bu hareketleri sıklıkla kullanmakla birlikte pozisyon/hareket alt modalitesinin üst ekstremitede ölçümü büyük çoğunlukla omuz, dirsek ve bilek eklemlerinde uygulanmıştır. Parmak hareketlerinin incelenmesi ise AMEDA yöntemi ile kısırtma hareketine benzer bir hareket uygulanarak gözlemlenmesi mümkün olmuştur.



Şekil 4.5: Solda: Kıstırma hareketi. Sağda: Kavrama hareketi.

El parmaklarında dört önemli eklem bulunmaktadır. Bu eklemler karpometakarpal eklem (CMC), metakarpofalangeal eklem (MCP), proksimal interfalangeal eklem (PIP) ve distal interfalangeal eklemlerdir (DIP). Bu eklemler başparmak dışında tüm diğer parmaklarda bulunmaktadır. Başparmakta tek bir interfalangeal eklem (IP) bulunmaktadır (Şekil 4.6). MCP eklemi parmaklarda fleksiyon, ekstansiyon, addüksiyon, abdüksiyon ve sirkumdüksiyon hareketlerinin belirli açılar arasında serbest uygulanmasını sağlamaktadır. Başparmakta bulunan MCP eklemi ise diğer parmaklardan farklı olarak başparmağın diğer parmakların ucuna dokunabildiği oppozisyon hareketinin yapılabilmesini sağlamaktadır. İnterfalangeal eklemler ise parmaklarda fleksiyon hareketi ve oldukça kısıtlı bir ekstansiyon hareketinin uygulanabilmesini sağlamaktadır (111).



Şekil 4.6: El kemikleri ve parmak hareketlerinde rol alan eklemler. Şekil Bullock ve ark.nın çalışmasından dilimize uyarlanmıştır (112).

Parmak hareketlerinin yapılmasında görevli olan kaslar ekstrinsik kaslar olarak tanımlanan Flexor digitorum superficialis, Flexor digitorum profundus, Extensor digitorum, Extensor indicis, Extensor digiti minimi, Opponens pollicis, Flexor pollicis longus, Flexor pollicis brevis, Abductor pollicis longus, Abductor pollicis brevis, Extensor pollicis brevis, Extensor pollicis longus, Adductor pollicis ve intinsik kaslar olarak tanımlanan Dorsal interossei ve Palmar interossei kasları bulunmaktadır (Tablo 4.1) (111). Parmakların farklı hareketlerinde farklı oranlarda işlev gören bu kaslar farklı oranlarda hızlı ve yavaş kas lifi tiplerinden oluşmaktadır.

Kas lifleri farklı özelliklere ve işlevlere sahip olan Tip I, Tip IIa ve Tip IIx olarak üç ana tipe ayrılmaktadırlar. Tip I lifler yavaş ve düşük frekanslarda kasılan ve dayanıklılığı yüksek olan oksidatif liflerdir. Tip IIa lifler hem aerobik hem de anaerobik enerji üretim kapasitesine sahip hızlı kasılan oksidatif-glikolitik liflerdir; bu nedenle hem dayanıklılık hem de kuvvet gerektiren aktivitelerde kullanılmaktadırlar. Tip IIx lifler ise en hızlı ve yüksek frekanslarda kasılan ve en yüksek kuvvet üreten liflerdir; anaerobik glikoliz ile enerji üretirler ve çabuk yorulurlar, bu yüzden kısa süreli, ani ve güçlü hareketlerde etkilidirler (55). Bu farklı kas lifi tipleri, el ve parmakların ince motor kontrolünden güçlü kavramalara kadar geniş bir yelpazede işlev görmesini sağlamaktadır. Kas lifi tipi oranları kastan kasa değişiklik göstermektedir. İntrinsik kaslarda yüzde altmışa varan oranda hızlı kasılan lif tipi bulunmaktayken ekstrinsik kaslarda bu oran yüzde kırk olarak gözlenmiştir (113).

Tablo 4.1: El parmak hareketleri, ilgili eklemleri ve hareketi uygulayan kaslar. Tablonun sütunları soldan sıra ile el parmaklarının yaptığı farklı hareketler, bu hareketlerin uygulanması sürecinde kullanılan eklemler ve hareketi gerçekleştiren kasları göstermektedir.

Hareket	Eklem	Kaslar
Fleksiyon	MCP, PIP, DIP	Flexor digitorum superficialis, Flexor digitorum profundus
Ekstansiyon	MCP, PIP, DIP	Extensor digitorum, Extensor indicis, Extensor digiti minimi
Abdüksiyon	MCP	Dorsal interossei
Addüksiyon	MCP	Palmar interossei
Oppozisyon	Başparmak CMC, MCP	Opponens pollicis, Flexor pollicis brevis, Abductor pollicis brevis
Repozisyon	Başparmak CMC, MCP	Extensor pollicis brevis, Extensor pollicis longus
Başparmak Fleksiyon	Başparmak MCP, IP	Flexor pollicis longus, Flexor pollicis brevis
Başparmak Ekstansiyon	Başparmak MCP, IP	Extensor pollicis longus, Extensor pollicis brevis
Başparmak Abdüksiyon	Başparmak CMC	Abductor pollicis longus, Abductor pollicis brevis
Başparmak Addüksiyon	Başparmak CMC	Adductor pollicis

4.9. Sensörimotor Sistemde Yanallaşma

Hayvanlarda ve insanlarda yapılan davranış çalışmaları görme sistemi, işitme sistemi, somatik duyular, hareket, duygular, bellek, dil, yüz algılanması ve uzaysal işlemler gibi birçok işlevsel yanallaşmayı ortaya çıkarmıştır.

Bunlar arasında en çok araştırılan ve en belirgin yanallaşma örneği, ellilik olarak da bilinen yanallaşmış el kullanımıdır. Ellilik kullanılan testlere ve ölçütlere bağlı olarak el tercihi yönü veya el performansı açısından sınıflandırılabilir. El tercihi sağlak ve solak gibi kesintili bir değişken olmaktan çok sürekli bir değişkendir (114). Örneğin sağ eli ile yazan bir kişi birçok etkinliği sol eli ile yapabilmekte veya kendini solak olarak tanımlayan bir kişi çekici ve makası sağ eli ile kullanmayı tercih edebilmektedir. El yanallaşmasında dominant el lider ve manipülatif rol oynama eğiliminde iken diğer el destekleyici ve dengeleyici bir rol oynamaktadır.

Sağ ve sol hemisferde bu yanallaşmaların oluşmasında rolü olan merkezi sinir sistemi bölgelerinde anatomik, histolojik ve bağlantısallık açısından birçok yapısal farklılık tanımlanmıştır (115-117). Bu yapısal farklılıklar edinilen tecrübeler sonucu sinir sistemindeki nöroplastik değişimlerden kaynaklanabilir. Ayrıca genetik, epigenetik, çevresel ve hormonal faktörlerin de yapısal farklılıklarda rolü bulunmaktadır (118). Bu yanallaşmalar embriyolojik süreçte bile gözlenebilmektedir (119).

Davranışsal yanallaşmalar uzun bir evrimsel süreç içerisinde var olmuştur. Günümüzde yaşayan omurgalı ve omurgasız hayvanların büyük bir kısmında bu yanallaşmalar görülmektedir. “Büyük olasılıkla beyin işlevlerinin yanallaşması, evrim sürecinde insanın oluşumundan daha önce, davranışların kontrolü ile ilgili olarak getirdiği avantajlar nedeniyle ortaya çıkmıştır.” (120). Evrimsel süreçte oluşan sinirsel yanallaşmalar canlılar için çeşitli avantajlar sağlamıştır. Bu avantajlardan birisi çevre ile kurulan etkileşimde her bir beyin yarım küresinin belirli işlevler üzerinde özelleşmesi sonucu farklı işlevsel özelliklerin etkinliğinin artmasıdır. Sensörimotor sistem baz alındığında bu avantaj duysal ayrımcılık yeteneğinin ve motor etkinliğin tek taraflı olarak artmasıdır (118). Duyusal veya motor sistemin tek taraflı öğrenmesi, daha kısa reaksiyon sürelerine (121, 122) neden olmaktadır, bu da örneğin avcılara karşı veya yiyeceğe doğru daha hızlı hareket etmeyi ve hayatta kalmayı sağlamaktadır (123). İki tamamlayıcı sinirsel sürecin iki yarım kürede paralel olarak hesaplanması enformasyonun işlenmesinin etkinliğini artırmaktadır ve canlıların karmaşık çevresel uyaranlara karşı uygun yanıt vermesini kolaylaştırmaktadır (124).

Beyin yarım küreleri arasında zamansal ve uzaysal işleme farklılıkları da vardır. Bu farklılıklar yarım kürelerdeki anatomik ve hücresel düzeydeki farklılaşmalar sayesinde oluşmuştur (120). Bu bağlamda karmaşık ve ardışık hareketlerin kontrolünün sol yarım küreye, bütünsel-uzaysal işlevlerin kontrolünün sağ yarım küreye yanallaşması söz konusudur. Sağ yarım küre büyük olasılıkla uzayın temsil edilmesinde ve bu uzayda dikkatin yönlendirilmesinde daha fazla görev almaktadır. Sağ yarım kürenin görsel-uzaysal işleme dayanan ve sözel olmayan çeşitli görevlerde sol yarım küreye göre üstün olduğu görülmektedir. Özellikle görsel uyarının şekilsel özellikleri, uzayda uyarının yerinin belirlenmesi, cisimlerin üç boyutlu algılanması gibi işlevlerde üstün olduğu gözlenmektedir (125). Buna karşılık çeşitli araştırmacılar sol yarım kürede gelişen sinirsel özelliğin özünün hareketin kontrolüne değil, zaman boyutunda uyaranları ince bir şekilde çözümleme kapasitesine dayandığını ileri sürmüşlerdir (120).

4.9.1. Motor Sistem Asimetritleri

Motor merkezler ve yollarda çeşitli seviyelerde yanallaşmalar tanımlanmıştır. Motor kortekste yapılan işlevsel görüntüleme çalışmalarında el bölgelerinin yanallaşmış aktivasyonu için tutarsız sonuçlar mevcuttur. Çalışmaların bir kısmı dominant el için daha fazla aktivasyon gösterirken diğerleri ise eşit ve daha az aktivasyon göstermiştir (126, 127). Bu farklılıkların nedeni ise transkallozal inhibisyon yani kullanılan yarım küre tarafından karşı yarım kürenin inhibisyona uğraması veya baskın yarım kürenin daha etkin bağlantılara sahip olması ile açıklanmaktadır (128). Ancak genel olarak dominant elde daha geniş bir alanın aktivasyonu söz konusu olduğu belirtilmiştir. İşlevsel olmayan diğer görüntüleme çalışmaları bulgularına göre ise el tercihi ile kortikal volüm, korteks kalınlığı, yüzey alanı, sulkus derinlikleri arasında bir ilişki bulunamamıştır (129).

Beyinde serebral yanallaşmaların oluşmasında kortikal yapı ile birlikte beyaz madde ve beyin bölgelerinin arasındaki etkileşimi sağlayan bağlantısallık farklılıkları da yer almaktadır.

El tercihinde en çok incelenen üç beyaz madde yapısı korpus kallozum, kortikospinal yolak ve superior longitudinal fasiküldür. Her üç yapıda da el tercihi ile ilişkilendirilen çeşitli yanallaşmalar bulunmuştur (Tablo 4.2).

Tablo 4.2: Literatürde belgelenen motor sisteme ait yapısal yanallaşmalar. Tablonun sütunları soldan sıra ile yanallaşmaların niteliği ve ilgili yanallaşmanın belgelendiği çalışmaları göstermektedir.

Yanallaşmanın Niteliği	Çalışmaların Yazarları ve Yılları
Korpus kallozumun orta sagittal bölümü sağ elini kullananlarda daha geniştir.	Witelson, 1985; Witelson ve Goldsmith, 1991; Cowell ve Gurd, 2018 (130-132)
El tercihine göre korpus kallozumun midsagittal bölgesinde fraksiyonel anizotropi farklılıkları mevcuttur.	Fling ve ark., 2013 (133)
Kortikospinal yolağın anatomik asimetrisi ile el tercihi arasında anlamlı ilişki mevcuttur.	Angstmann ve ark., 2016; Rüber ve ark., 2015 (134, 135)
Motor korteks ile somatosensörel korteksi bağlayan U lifleri ile el becerisi arasında anlamlı ilişki mevcuttur.	Catani ve ark., 2012 (136)
Motor korteks ile somatosensörel korteks arasındaki bağlantıların mikroyapısı ile el becerisi arasında anlamlı ilişki mevcuttur.	Thompson ve ark., 2017 (137)
Dominant taraftaki motor nöronların uyarılması dominant olmayan tarafa göre daha kolaydır.	Tan, 1989 (138)
Superior longitudinal fasikül superior dalının hacimsel farklılıkları el tercihi ile anlamlı olarak bağlantılı bulunmuştur.	Howells ve ark., 2018 (139)

İnsanlarda korpus kallozumun çift taraflı koordinasyon, çift taraflı parmak oppozisyon hareketleri ve parmak vuru hareketlerinin hızında, kortikospinal yolun motor uygulamada ve el becerisinde, superior longitudinal fasikülün ise görsel-uzaysal dikkat ve el hareketleri sırasında görsel-motor işlemede görev aldığı düşünülmektedir (140-148).

Korpus kallozum üzerine yapılan yapısal çalışmalar çoğunlukla korpus kallozumun boyutunun el tercihiyle nasıl ilişkili olduğuna odaklanmıştır. Postmortem çalışmalar, sağ elini kullananlara kıyasla solak ve ambidekstroz kişilerde korpus kallozumun orta sagittal kısmının daha büyük olduğunu belirtmektedir (131, 132). Bu bulgu daha sonra sağlıklı kişilerde yapılan bir manyetik rezonans görüntüleme (MRG) çalışması ile de doğrulanmıştır (130). Ancak bunun aksine el tercihi ile kallozal boyut arasında ilişki bulmayan çalışmalar da mevcuttur (149-154). Sol elini kullananlarda kallozal boyutta yaygın olarak bildirilen artışın sağ elini kullananlara kıyasla bu bölgelerin işlevsel olarak daha az lateralize olmasından dolayısıyla işlevsel özelleşme için daha güçlü bir inhibisyona ihtiyaçtan kaynaklanabileceğini öne sürülmektedir (133). El tercihiyle ilişkili olarak yapılan difüzyon MRG çalışmaları el tercihinin kallozal mikro yapı üzerindeki etkilerini araştırmıştır. Bulgular sol el kullanan popülasyonda korpus kallozumun mikroyapısal organizasyonu ile el tercihi arasında korpus kallozumun tüm midsagittal bölgesinde fraksiyonel anizotropide bir artış olarak görülen önemli ilişkiler bildirmiştir (133). Sağ elini kullananlara kıyasla sol elini kullananlarda daha yüksek kallozal fraksiyonel anizotropi kontralateral hemisferin inhibe edilebilmesinin artışını temsil etmektedir. Bu ise sol elini kullananların iki baskın motor korteksi olduğu ve bu nedenle sağ elini kullananların aksine her iki elin hareketi sırasında güçlü kontralateral inhibisyona ihtiyaç duyacağını bildiren çalışmalarla uyumludur.

Santral sulkusun altından geçen kısa U liflerinin el tercihiyle olan ilişkisinin incelenmesi için yapılan iki çalışma ise traktografiyi kullanmıştır. Bulgular birincil motor korteksin el bölgesi ile somatosensöriyel korteksi bağlayan U lifleri ve el becerisi arasında bir ilişkiye işaret etmektedir (136). Bir diğer çalışma ise sol yarım kürede el bölgesinde motor korteks ve somatosensöriyel bağlantı yolunun mikroyapısal ölçümlerindeki farklılıkların sağ elini kullananlarda çivi tahtası testinde hem sol hem de sağ el performansı ile ilişkili olduğunu göstermiştir (137).

El becerisi genellikle kortikospinal yolun nöronlarının çoğunun köken aldığı birincil motor korteks (M1 – Brodmann alan 4) ile bağlantılıdır (155). Birincil motor korteks ve kortikospinal yolak yaşamın ikinci dekadına kadar olgunlaşmaya devam etmektedir. Bu durum

artan yaşla birlikte el becerisindeki artış ile ilişkilendirilmektedir (156). Kortikospinal yol üzerinde yapılan birtakım çalışmalar beyaz madde hacmi ve mikro yapısının el tercihi ile ilgisi olmadığını göstermektedir (157, 158). Bununla birlikte bazı difüzyon MRG çalışmaları kortikospinal sistemin yanallaşması ile el becerisi arasında bir bağlantı olduğunu bildirmiştir (134, 135). 1-4 ay arası infantlarda yapılan bir difüzyon tensor görüntüleme (*diffusion tensor imaging*, DTI) çalışmasında hem arkuat fasikülde hem kortikospinal yolakta sola yönelik asimetri bulunmuştur. Bu asimetri sol tarafın sağ tarafa göre daha iyi organize olması ya da miyelinizasyondaki farklılık ile açıklanabilir şeklinde yorumlanmıştır (156). Ancak bu yanallaşmanın el tercihiyle ilişkisi tam olarak kurulamamıştır. Bebeklerde el tercihi bulgularının yaklaşık iki yaşında ortaya çıktığı bilinmektedir. Bunun aksine gestasyonun onuncu haftasında bile yanallaşmış davranışların olduğunu söyleyen çalışmalar da mevcuttur (159). Yakovlev ve Rakic, fetüs ve yenidoğanlara ait yüz adet medulla oblongata ve yüz otuz adet medulla spinalis sinir lif demetini incelemişlerdir. Bulgularda vakaların üçte ikisinde sol yarım küreden gelen ve sağa çapraz yapan sinir liflerinin sola çapraz yapan liflerden daha fazla olduğunu göstermişlerdir (160). Bu bulguyu omuriliğin sağ tarafının beynin her iki tarafından daha fazla lif aldığı için baskın taraf olarak geliştiği şeklinde yorumlamışlardır. Daha sonra Kertesz ve Geschwind vakaların el tercihini dikkate alarak benzer bir çalışma yürütmüşlerdir ancak el tercihindeki yanallaşma ile bir korelasyon bulamamışlardır (161). Altmış yedi kişi ile yapılan bir çalışmada postmortem incelemede beyin sapı ve medulla spinalisin anatomik ve histolojik incelemesinde her iki taraf arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir (162). Melsbach ve arkadaşlarının 1996'da yaptığı bir çalışmada ise medulla spinaliste on kişiden dördünün üst ekstremitenin köken aldığı segmentlerinde sağ tarafta daha büyük motor nöronlar, bir kişide ise sol tarafta daha büyük motor nöronlara sahip olduğu bulunmuştur (163). Bir başka çalışma Hoffman refleksi geri kazanımının dominant el tarafında daha hızlı olduğunu bulmuştur. Bulgu dominant taraftaki motor nöronların daha kolay uyarılabilmesi şeklinde yorumlanmıştır. Aynı çalışmada diğer bir bulgu ise el becerisi ile Hoffman refleksi şiddetinin ters orantılı olduğudur (138).

Görsel-motor planlama, öğrenme ve uzaysal dikkat ile ilişkilendirilen ve beyindeki asosiyasyon alanlarını birbirine bağlayan, üç ana dalı olan superior longitudinal fasikülün (SLF) el tercihi ile ilişkisi incelenmiştir (140, 141, 143, 148). El tercihinin SLF yanallaşması ile en güçlü bağlantısı superior dal olan SLF I'de bulunmuştur. Hacim açısından SLF I yanallaşması el tercihiyle kuvvetli korelasyon göstermektedir (139). Bu sonuçlar SLF I dalının hasarlanmasında gözlenen el performansındaki değişiklikler ve el tercihi kaymalarıyla

uyumludur (164). 31 katılımcıda el becerisi ile ilgili yapılan çivi tahtası görevinde yanallaşmış el performansı SLF I yanallaşması ile ilişkilendirilmiştir (139).

4.9.2. Proprioseptif Sistem Asimetrileri

Motor sistem gibi proprioseptif sistemde de çeşitli işlevsel yanallaşmalar tanımlanmıştır (Tablo 4.3). Dominant olmayan el günlük işlevsel aktivitelerde, örneğin bir kâğıt parçasını keserken veya bir şişe kapağını açarken dominant olan elin nesneye olan müdahalesine destek olmak için nesneyi belirli bir konumda statik olarak sabitleştirmede kullanılmaktadır. Bu esnada gözler daha çok dominant elin uyguladığı işe odaklanmakta iken dominant olmayan el çoğunlukla görsel sistemin dikkat alanı dışında işlev görmektedir. El ile ilgili görevlerin zamanla her uzuv için kontralateral hemisferde kullanıma bağlı nöroplastik değişikliklere yol açabileceği varsayılmaktadır. Bu durumda dominant olmayan eldeki parmakların günlük hayatımızda daha fazla sabitleştirme ve konumlandırma gibi işlevsel deneyimler edinmesi olasıdır. Goble ve ark. bu önermeden yola çıkarak dominant olmayan elde pozisyonun ve hareket duyularının daha doğru bir şekilde ayırt edileceği hipotezini öne sürmüşlerdir (5). Buna karşılık dominant el görsel geri bildirim altında çalışmakta ve ince beceri gerektiren hareketler gibi işlevsel deneyimlere daha fazla maruz kalmaktadır.

Proprioseptif kaymanın gözleendiği kauçuk el illüzyonu ile yapılan bir çalışmada kişilerde dominant elde el pozisyonunun tahmini görsel illüzyona daha yakın iken dominant olmayan elde el pozisyonunun tahmini kişinin kendi görsel illüzyondan ziyade kendi eline yakındır (165). Bu, proprioepsiyonun görsel ve somatosensöriyel parçalarının entegrasyonunda da bir yanallaşma olduğunu göstermektedir. Görsel geri bildirimin olmadığı proprioseptif testlerin uygulandığı çalışmalarda dominant olmayan elin dominant ele göre daha başarılı olduğu bulunmuştur (4-6). Bununla birlikte iki el arasında farklılığın gözlenmediği çalışmalar da mevcuttur (166-173). Bu tutarsızlıklar çalışmalarda kullanılan yöntemlerin farklılıklarına dayanmaktadır.

Her iki el arasında deri mekanoreseptörlerinin miktarında farklılıklar gözlenmiştir (174). Bununla birlikte literatürde proprioseptif sistem yanallaşmalarının doğrudan merkezi sinir sistemi ve reseptörler bazında ilişkisini açıklayacak yeterli bilgi bulunmamaktadır.

Tablo 4.3: Derin duyu alt modalitelerinde üst ekstremitelerde belgelenen yanallaşmalar. Tablonun sütunları soldan sıra ile yanallaşmaların belgelendiği çalışmalar, belgelenen yanallaşmaların niteliği ve yanallaşmanın yönü ile ilgili bilgiler içermektedir. Çalışmalar çoğunlukla sağ el dominant bireylerde yapılmıştır. Sol el dominant bireylerin dâhil edildiği çalışmalar tablo içerisinde belirtilmiştir.

Çalışmanın Yazarları ve Yılı	Yanallaşmanın Niteliği	Yanallaşma Yönü
Adamo ve ark., 2012 (175)	Kavrama ve kıştırma gücü	Yapılan göreve göre iki taraf arasında yönü değişen farklılıklar
Li ve ark., 2015 (176)	Kavrama ve kıştırma gücü	Dominant taraf parmaklar arası farklılık daha az esnektir
Goble ve Brown, 2009 (177)	Hareket duyusu yanallaşmaları	Belli görevlerde dominant olmayan taraf başarılı
Martin ve Adamo, 2011 (178)	Hareket duyusu yanallaşmaları	Solaklarda ve sağlamlarda – Dominant olan tarafta vibrasyon ile tetiklenen hareket illüzyonu daha az hissedilmektedir
Goble ve Brown, 2007 (179)	Pozisyon duyusu yanallaşmaları	Dominant olmayan taraf daha başarılı
Goble ve ark., 2006 (180)	Pozisyon duyusu yanallaşmaları	Dominant olmayan taraf daha başarılı
Goble ve ark., 2009 (5)	Pozisyon duyusu yanallaşmaları	Solaklarda - Dominant olmayan taraf daha başarılı
Kurian ve ark., 1989 (181)	Pozisyon duyusu yanallaşmaları	Dominant olmayan taraf daha başarılı
Han ve ark., 2013 (82)	Pozisyon duyusu yanallaşmaları	Solaklarda ve sağlamlarda - Dominant olmayan taraf daha başarılı
Han ve ark., 2013 (182)	Pozisyon duyusu yanallaşmaları	Dominant olmayan taraf daha başarılı
Wyke, 1965 (183)	Pozisyon duyusu yanallaşmaları	Dominant taraf daha başarılı
Wycherley ve ark., 2005 (184)	Pozisyon duyusu yanallaşmaları	Dominant taraf daha başarılı
Hearn ve Crowe, 1989 (96)	Pozisyon duyusu yanallaşmaları	Gençlerde dominant, yaşlılarda dominant olmayan taraf başarılı
Li ve Wu, 2014 (185)	Pozisyon duyusu yanallaşmaları	Yapılan göreve göre iki taraf arasında yönü değişen farklılık

5. GEREÇ ve YÖNTEM

5.1. Örneklem Genişliği ve Katılımcılar

Çalışmamıza dâhil edilecek bireyler 18-30 yaş arası sağlıklı, sağlıklı kişiler arasından seçilmiş ve her iki cinsiyet de çalışmaya dâhil edilmiştir. Katılımcı sayısının hesaplanması Tip I hata 0,05 ve testin gücü 0,80 olarak alındığında etki büyüklüğü $d=0,37$, örneklem genişliği $n=60$ olarak hesaplanmıştır. Örneklem genişliğinin hesaplanmasında G*Power paket programı kullanılmıştır.

Katılımcıların ilaç kullanımı, travmatik kaza ve kronik hastalık öyküsü, el becerisini ilgilendiren kabiliyetleri deney prosedüründen önce anket aracılığı ile toplanmıştır. El tercihinin belirlenmesi için Chapman ve Chapman'ın 13 soruluk el tercihi anketinin Türkçe'ye uyarlanmış ve geçerlik-güvenirliği yapılmış olan "El tercihi anketi" kullanılmıştır. El tercihi anketi el ile yapılan çeşitli görevlerden oluşan 13 maddeden oluşmaktadır ve her bir soruda katılımcılardan bir görevin yapıldığı elin hangisi taraf olduğuyla ilgili "sağ", "sol", "her ikisi birden" seçeneklerinden birisini seçmesi istenmektedir. Bunun sonucunda katılımcılar 13 ile 39 puan arası bir puan almaktadır. 13-17 puan aralığı sağ el üstünlüğünü, 18-32 puan aralığı ambideksterliği, 33-39 puan aralığı ise sol el üstünlüğü şeklinde yorumlanmaktadır (186). Katılımcılara uygulanan anketler eklerde bulunmaktadır (Ek 1).

Dışlanma kriterlerinden herhangi birine sahip olmayan altmış adet katılımcı çalışmaya dâhil edilmiştir. Altmış katılımcı otuz bir adet erkek ve yirmi dokuz adet kadın bireyden oluşmaktadır. Katılımcıların yaş ortalaması $20,33 \pm 2,35$, el tercihi puanı ortalaması ise $14,13 \pm 1,48$ olarak hesaplanmıştır. Katılımcıların büyük çoğunluğu Ankara Üniversitesi öğrencilerinden oluşmaktadır.

Bu tez çalışmasıyla ilgili tüm süreçler Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi İnsan Araştırmaları Etik Kurulu tarafından, 15/09/2022 tarihinde, İ08-483-22 numaralı kararla onaylanmıştır.

5.2. Çalışmadan Dışlanma Kriterleri

El becerisi ve proprioseptif duyu kabiliyetlerde katılımcılar arasındaki farklılıkları en aza indirmek ve iki el arası farklılıkları daha net değerlendirebilmek için çeşitli dışlama kriterleri uygulanmıştır. Bu kriterler aşağıdaki gibidir.

El tercihi anketinde 18 ve üstü puan almış olmak (Ambidekstroz veya solak olmak),
18 yaş altı veya 30 yaş üstü olmak,
Sinir kas sistemini etkileyecek bir ilaç kullanıyor olmak,
Sinir kas sistemini etkileyecek bir ameliyat geçirmiş olmak,
Sinir kas sistemini etkileyecek travmatik bir kaza geçirmiş olmak,
Sinir kas sistemini etkileyecek bir kronik hastalığı bulunuyor olmak,
Lisanslı spor faaliyeti göstermek,
5 yıl düzenli olarak müzik aleti kullanmak/kullanmış olmaktır.

5.3. Deney Tasarımı

Çalışmaya dâhil olan katılımcılara 5 adet deney prosedürü uygulanmıştır. Bunlar 3 kategori altındadır.

1. Motor kabiliyet: Parmak vuru testi (PVT), Purdue çivi tahtası testi (Purdue Pegboard Test – PPT)
2. Proprioepsiyon - pozisyon duyusu: AMEDA testi, Kinestetik hedef pozisyon tahmin testi (KHPTT)
3. Proprioepsiyon - kuvvet/efor duyusu: Kısırtma hedef kuvvet derecelendirme testi (KHKDT)

Uygulanacak olan yöntemler ile katılımcıların elde ince motor kabiliyetinin ve farklı proprioseptif duyu alt modalitelerinin işlevsel olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmaya uygun katılımcılar testlerin uygulanması için Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan nörofizyoloji laboratuvarına çağırılmıştır. Katılımcılardan onam formu alındıktan sonra tüm deney prosedürleri bu laboratuvarında her bir katılımcı için aynı gün içerisinde uygulanmıştır. Tüm deney prosedürlerinin tamamlanması yaklaşık 1 saat 15 dakika sürmektedir. Tüm katılımcılardan deney prosedüründen en az 2 en fazla 4 saat öncesinden yemek yemiş olması istenmiştir. Katılımcılar deney prosedürlerine sabah saat 10:00 ile öğlen saat 14:30 arasında katılmışlardır. Çalışmada uygulanan tüm deney prosedürleri hem sağ hem sol el için uygulanmıştır. Bir elde uygulama yapılması test sürecinde öğrenme sonucu ikinci elin performansını artırmaktadır. Öğrenme etkisinin önüne geçmek için katılımcıların testlere başladığı el her katılımcı için sıra ile değiştirilerek sağ ve sol el başlangıç olarak eşit sayıda dengelenecek şekilde belirlenmiştir. Tüm test prosedürleri bir araştırmacı tarafından uygulanmıştır. Görsel sistemin proprioseptif duyu algısı üzerindeki etkinin engellenmesi amacı ile proprioseptif alt modalitelerin değerlendirildiği testlerde görsel geri bildirim engellenmiştir.

Deney tasarımına dâhil olan aparatların temin edilmesi ve üretilmesi TÜBİTAK 1002 hızlı destek programı kapsamında 123S799 numaralı ve "Proprioseptif Duyunun Genç Erişkinlerde İki Elin Motor Yetenek Asimetrisindeki Rolü" başlıklı proje desteği ile mümkün olmuştur.

5.4. Motor Kabiliyet Testleri

Motor kabiliyetin değerlendirilmesi amacıyla literatürde en sık kullanılan yöntemler olan PVT ve PPT kullanılmıştır. PVT görsel sistem rehberliğinin dışında gerçekleşen parmak fleksiyon ve ekstansiyon hareketi ile bir yüzeye düzenli dokunma hareketlerinden oluşmaktadır ve bu basit hareketler aracılığı ile motor sistemin çalışma doğası hakkında veri sağlamaktadır. PPT ise görsel sistem rehberliğinde gerçekleştirilen ve tüm üst uzuvun dâhil olduğu bir dizi kompleks hareketten oluşmaktadır. Bu nedenle motor sistemin karmaşık hareketlerde çoklu duyuusal sistemlerle birlikte çalışma performansı ile ilgili veri sağlamaktadır.

5.4.1. Parmak Vuru Testi (PVT)

PVT el becerisi ve koordinasyonunun değerlendirilebilmesinde ve çeşitli patolojiler ve mesleksi hastalıklarda kas iskelet sistemi performansının değerlendirilmesinde de kullanılan bir yöntemdir (187). Parmak vuru testi elde bulunan kasların koordinasyonu ve kontrolünü ölçmek için kullanılmaktadır, bununla birlikte el tercihi ve el becerisi arasındaki ilişkiyi incelemek amacıyla da kullanılabilir (188-191).

PVT bilgisayar faresi gibi mekanik / elektronik bir anahtar aracılığı ile uygulanabilmektedir ve belli aralıklarda parmakların fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri zaman ve vuru sayısı olarak veri kaydedilmektedir (192). Bu çalışmada parmak vuru testinin uygulanması ve verinin kaydı için Matlab R2024a (MathWorks A.Ş., Natick, Massachusetts, ABD) ortamında programlanmış özel bir deney paradigması kullanılmıştır.

Deney prosedürü boyunca katılımcılar bir bilgisayarın karşısında rahat ve nötral bir pozisyonda oturmaktadır. Katılımcılardan prosedürün uygulanacağı elin gereksiz hareketlerinin oluşmasını engelleyen bir aparat ile sabitlenmiş bir bilgisayar faresini tutması istenmektedir (Şekil 5.1). Katılımcı pozisyonuna ve çevresine aşına olduktan sonra hazırlanmış bir yönergeden katılımcının uygulaması istenen işlemler anlatılmaktadır. İşlemlerde kişilerden ekran üzerinde dikdörtgen şekilde bir kutu ve kutunun altında bir rakam göreceği, ekranda bu öğelerin görülmesini takiben farenin tuşuna işaret parmağı ile mümkün olduğunca hızlı olarak tıklaması

istenmektedir. 10 saniyelik süreç sonrası aşama tamamlanmaktadır ve diğer elde uygulama için hazırlanma süresi tanınmaktadır. Prosedür boyunca işaret parmaklarının parmak vuru verileri her iki elden üçer kere olmak üzere toplam altı kere on saniyelik zaman dilimlerinden toplanmaktadır. Elde edilen ham veri 10 saniyelik süreçlerde yapılan fare tıklamalarının sayısı ve tıklamalar arası sürelerdir.



Şekil 5.1: PVT prosedüründe katılımcıların kullandıkları fare ve farenin sabitleme aparatı ve farenin kullanılma biçimi. Aparatın yanında bulunan bilgisayar katılımcıya komutların aktarılmasını ve görsel geri bildirimi sağlamaktadır.

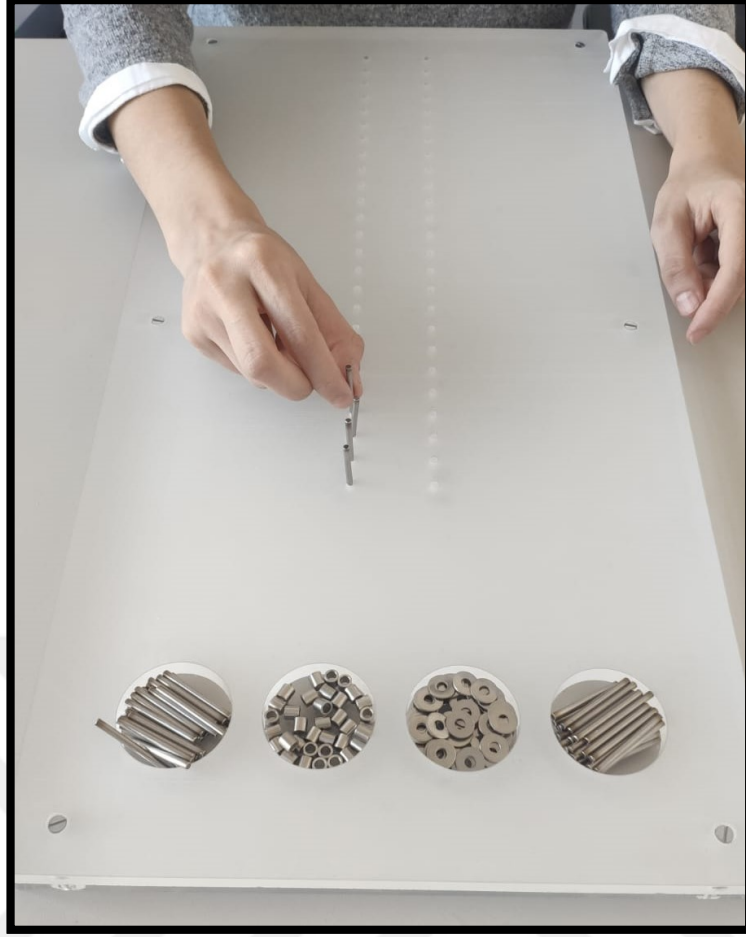
Ham verilerden verinin analizinde katılımcılardan elde edilen her iki el için parmak vuru sayılarının vuru/saniye cinsinden vuru hızları, yüzdelik olarak vurular arasındaki sürenin varyasyon katsayıları ve iki el arası asimetri indeksi tespit edilmiştir.

Vuru hızı on saniyelik periyotlardaki toplam vuru sayısının on ile bölünmesi sonucu saniyedeki ortalama vuru sayısı olarak hesaplanmıştır. Vuru hızının yüksekliği daha iyi ince motor performans ile ilişkilidir (193).

Vurular arası sürenin varyasyon katsayısı hesabında öncelikle her bir parmak vurusu ile bir sonraki vuru arasında geçen zaman hesaplanmıştır. Her el için on saniyelik üç tekrardaki süre farkları birlikte değerlendirilmiştir. Zaman farkı verileri her bir el için “Varyasyon katsayısı (%) = (Standart sapma/aritmetik ortalama)*100” formülü kullanılarak varyasyon katsayısı hesaplanmıştır. Bu hesaplama göre parmak vurularının arasında geçen zaman miktarındaki çeşitliliğin artması daha yüksek varyasyon katsayısı ile gözlenebilmektedir. İki el arası asimetri skoru ise “Asimetri skoru = ((Sağ el vuru hızı – Sol el vuru hızı)/(Sağ el vuru hızı + Sol el vuru hızı))*100” formülü kullanılarak hesaplanmıştır (189). Bu hesaplama göre sağ elin daha hızlı vuru göstermesi pozitif, sol elin daha hızlı vuru göstermesi ise negatif bir çıktı vermektedir. Skorun büyüklüğü ise iki el arasındaki performans farkının büyüklüğü ile ilişkilidir.

5.4.2. Purdue Çivi Tahtası Testi (PPT)

Bu test Purdue Üniversitesi’nde 1948 yılında geliştirilmiştir. El ve ince parmak hareketlerini değerlendirmeyi sağlamaktadır (194). PPT sağlıklı insanlarda motor performans değerlendirmede, Parkinson ve beyin hasarı gibi çeşitli patolojilerde de motor performansta hızlı tarama yapma gibi çalışmalarda kullanılmıştır (195-199). PPT için bir kronometre, test tahtası, 50 adet çivi, 40 adet metal pul ve 25 adet manşon bulunmaktadır. Test tahtası yaklaşık 45 cm uzunluk ve 30 cm uzunluktadır ve orta hattında düşey düzlemde birbirine paralel yaklaşık 2 cm uzaklıkta bulunan iki sıra 25 adet çivinin geçebileceği küçük delikler bulunmaktadır. Test tahtası üzerinde kullanılacak materyallerin yerleştirilebileceği 4 bölme bulunmaktadır (Şekil 5.2). Testin uygulanacağı katılımcı masa başında rahat ve nötral bir pozisyonda oturmaktadır. Test tahtası katılımcının önünde ve orta hattına dik olarak masanın üzerinde bulunmaktadır. Katılımcı ortama aşına olduktan sonra test süreci başlatılmaktadır.



Şekil 5.2: PPT prosedüründe kullanılan tahta, katılımcının uygulama pozisyonu ve test sürecinde kullanılan malzemeler. Araştırmacı katılımcıya prosedürle ilgili komutları vermek ve verileri kaydetmek amacıyla katılımcının karşısına oturmaktadır.

PPT dört alt testten oluşmaktadır. Bunlar sağ el ince kavrama, sol el ince kavrama, bilateral ince kavrama, bilateral birleştirmedir. Her alt test öncesi katılımcılara ilgili işlemin anlatılması sonrasında pratik uygulama için bir süre tanınmıştır.

Sağ ve sol el ince kavrama alt testlerinde rastgele olarak belirlenmiş ilk el ile başlanarak çiviler aynı taraftaki deliklere yukarıdan aşağıya sırayla 30 saniye bir süre içinde yerleştirilmelidir. Ardından aynı işlem diğer elde tekrarlanmaktadır.

Bilateral ince kavrama alt testinde çiviler deliklere otuz saniye içerisinde her iki el aynı anda kullanılarak sol el sol tarafta ve sağ el sağ tarafta yukarıdan aşağı olmak üzere sırasıyla yerleştirilmektedir.

Son alt test olan bilateral birleştirme işlemi için katılımcılardan istenen işlemde altmış saniye içerisinde her iki el koordineli bir şekilde kullanılarak deliklere sırasıyla bir çivi, bir pul, bir manşon ve bir pul yerleştirilmektedir.

Sağ, sol ve bilateral ince kavrama alt testlerinde her bir alt test için ayrı ayrı yerleştirilen çivi sayısı hesaplanır. Bilateral birleştirme alt testinin verisi ise yerleştirilen çivi, pul ve manşon sayısının toplamıdır.

5.5. Proprioepsiyon Hareket/Pozisyon Duyusu

Elde birincil reseptörü kas içiği olan proprioepsiyonun pozisyon ve hareket alt modalitelerinin değerlendirmesi amacı ile AMEDA ve tarafımızca Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı nörofizyoloji laboratuvarında bu araştırma için geliştirilen KHPTT yöntemleri kullanılmıştır. Bu yöntemler elin hareket/pozisyon duyusu, kas içiklerinin ve yardımcı diğer proprioseptif reseptörlerin çalışma prensibi hakkında veri sağlamaktadır. AMEDA yöntemi literatürde çoğunlukla büyük eklemlerde uygulanmakla birlikte el parmakları için uyarlanarak kullanılmış ve geçerliği ve güvenilirliği ispatlanmıştır (200). Bu çalışmada AMEDA yönteminin aparatının uygulama amacı dâhilinde kalacak şekilde modifiye edilmesi ve aparatın üretimi Ankara Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda öğretim üyesi olarak görev yapan Doç. Dr. Fikret Arı'nın desteğiyle yapılmıştır.

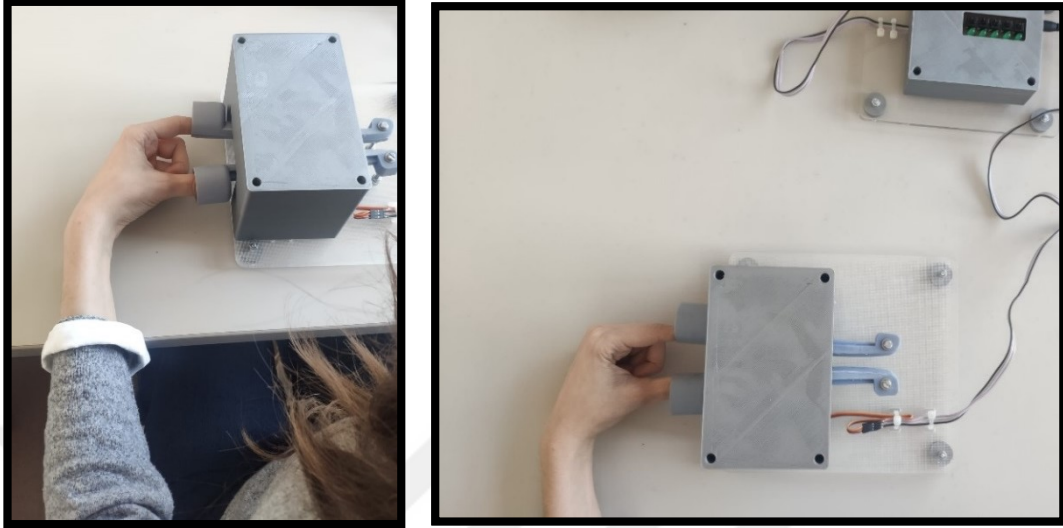
AMEDA her ne kadar aktif hareketleri kullanan ve hareket/pozisyon duyusunun ölçümünde geçerli bir yöntem olsa da test edilen eklem sayısını ve bu eklemlerdeki hareketi büyük ölçüde kısıtlamaktadır. KHPTT yönteminin geliştirilmesinin amacı bu bağlamda tekil ve çoğul eklemleri hareketlerle pozisyon duyusunun test edilmesi ve hareket ekseninin ikinci bir boyutta değerlendirilebileceği bir temel sağlamaktır.

5.5.1. AMEDA

AMEDA aparatı ortak bir noktadan çıkıp birbirinden farklı açılarda konumlanan yaklaşık 30 cm uzunlukta iki adet borudan, iki borunun ortasında servo motor tarafından döndürülen değişken boyutlu bir engel ve iki borunun uzak uçları hariç tüm aparatı dışarıdan kaplayan bir dış duvardan oluşmaktadır.

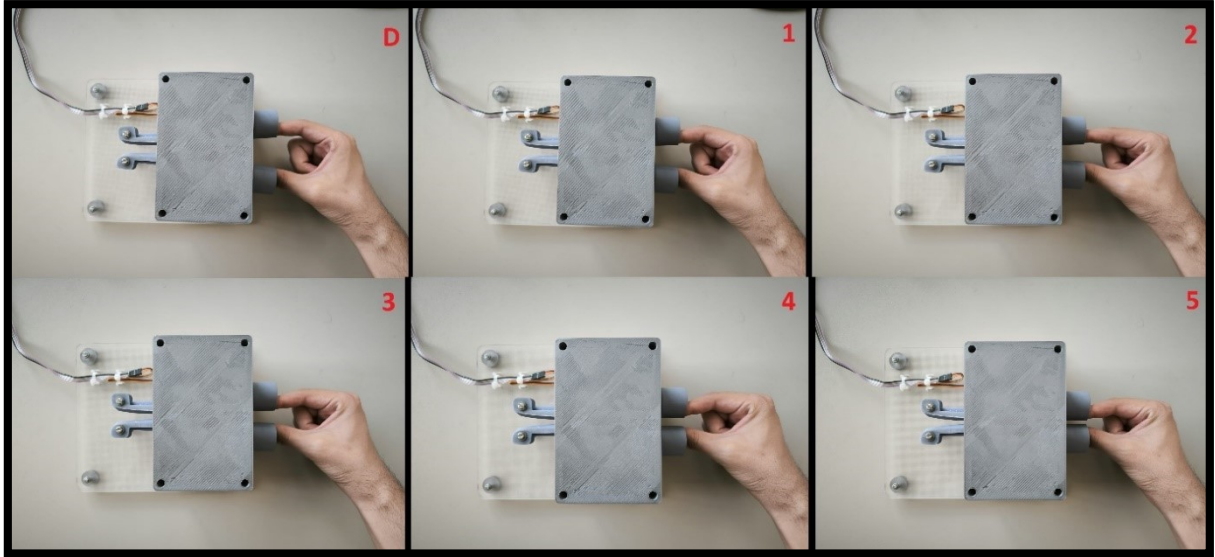
Boruların birbirinden ayrılmış olan uçlarında el parmaklarının yerleştirilmesi için bölmeler bulunmaktadır. Aparatın boruları bir uçları çıkış noktalarında sabit kalmak üzere yatay düzlemde hareket edebilmektedir ancak diğer yönlerdeki hareketi kısıtlanmıştır. İki adet yay her bir boruya aparatın dış duvarının lateral kısımlarından bağlanarak boruları her iki yana çekerek birbirinden uzaklaştırmaktadır. Fiziksel bir engel iki borunun uçlarının arasındaki mesafe 39,2 mm olacak şekilde orta hattan eşit mesafelerdeki uzaklıklarda orta hattın dışına

doğru olan hareketi kısıtlamaktadır. Aparat üzerinde dışarıdan bir etki olmaksızın bulunduğu nötral pozisyonda iken borular birbirinden 39,2 mm mesafede bulunmaktadır. Bu pozisyon test sürecinde “başlangıç pozisyonu” olarak isimlendirilmektedir (Şekil 5.3).



Şekil 5.3: Solda: AMEDA aparatı ve katılımcının aparatı tutma pozisyonu (Dinlenme pozisyonu durumunda) Sağda: Orta-alt: AMEDA aparatı ve katılımcının aparatı tutma pozisyonu (Kıstırma hareketi durumunda). Sağ-üst: Araştırmacı tarafından engel boyutunun ayarlandığı kumanda aparatı.

İki borunun ortasında boruların orta hatta doğru olan hareketini kısıtlayan bir engel bulunmaktadır. Engel bir halka şeklinde olup bu halkanın kalınlığı doğrusal olarak çevresi boyunca artmaktadır. Engel halkası iki borunun ortasında düşey düzlem oryantasyonlu ve borulara paralel yerleşimli bir şekilde ve aparatın orta hattında bulunmaktadır ve yalnızca altta bulunan kısmı borular ile aynı yatay seviyededir. Bu yerleşim halkanın merkezi etrafında döndürülmesi ile boruların ortasında bulunan engelin büyüklüğünün değiştirilmesine olanak tanımaktadır. Halkasal engel merkezinden bir servo motora ve bu motoru yöneten elektronik bir sisteme bağlıdır. Elektronik sistem aracılığı ile servo motor ve ucunda bulunan engel önceden belirlenmiş beş farklı açısal pozisyona döndürülebilmektedir. Bu beş farklı açısal pozisyon iki borunun arasında beş farklı boyutta engel oluşturmaktadır. Farklı engellerin amacı AMEDA yöntemine uygun olarak boruların orta hatta doğru olan hareketini beş farklı mesafede kısıtlamak ve AMEDA yönteminde kullanılan 5 farklı uyararı oluşturmaktadır. Bu mesafeler sırasıyla 28,2 mm, 23,2 mm, 18,2 mm, 13,2 mm ve 8,2 mm’dir. Bu mesafeler test sürecinde sırasıyla “birinci pozisyon, ikinci pozisyon, üçüncü pozisyon, dördüncü pozisyon ve beşinci pozisyon” olarak isimlendirilmiştir (Şekil 5.4). Aparatın genel tasarım hatları, testin uygulanma şekli ve boruların parmak ile tutulan uçlarının arasından hesaplanan mesafeler Han ve ark. çalışmalarından baz alınarak belirlenmiştir (200).



Şekil 5.4: AMEDA sürecinde katılımcıların uyguladığı pozisyonlar. D harfi ile işaretlenmiş pozisyon başlangıç pozisyonunu temsil etmektedir. 1-2-3-4-5 numaralı pozisyonların uygulamaları uygun numaralar ile belirtilmiştir.

Her bir açısal pozisyonun oluşturulması için AMEDA aparatına bir kablo ile bağlı bulunan bir kumanda üzerinde bulunan birer tuş aracılığı ile servo motora komut bir sinyali iletilmektedir. Bu sinyal servo motoru istenen açısal pozisyona getirerek engelin boyutunun ayarlanmasını sağlamaktadır.

AMEDA yönteminin uygulanmasında katılımcılar bir masa başında rahat ve nötral bir pozisyonda oturmaktadır. Katılımcılara test edilecek taraftaki dirsek ve önkol masa ile temas edecek şekilde rahat bir pozisyon verildikten sonra işaret parmağı ve başparmak aparatın uygun kısımlarına yerleştirilmektedir. Test edilmeyecek el ise kişinin aynı taraftaki bacağı üzerinde durmaktadır. Katılımcı aparata aşına olduktan sonra gözleri bir örtü yardımı ile kapatılmakta ve test süreci başlatılmaktadır.

AMEDA yöntemi katılımcının test edilecek eklemi bir başlangıç pozisyonu ve bu pozisyondan yatay düzlemde büyüyen mesafeler ile uzaklaşan önceden belirlenmiş 5 farklı pozisyonun uygulanmasını içermektedir. Her katılımcıya veri toplamanın yapılacağı deney oturumu başlamadan önce aparat ile bir öğrenme oturumu uygulanmaktadır. Öğrenme oturumunu başlamadan önce katılımcıya işaret ve başparmaklarını kullanarak bir kısırtma hareketi yapacağını ve hareketi yaparken bir engele takılacağı anlatılmaktadır. Katılımcıya her uygulamada engele takılana kadar kısırtma hareketini yapması ve engele ulaştıktan sonra kısırtma hareketini sonlandırarak başlangıç pozisyonuna tekrar dönmesi gerektiği talimatı verilmektedir. Bu süreçte beş farklı pozisyonda hareket yapacağı ve deney oturumu sırasında bu pozisyonların tekrarlanarak kendisine sorulacağı, bu nedenle hissedeceği pozisyonları

öğrenmesi gerektiği anlatılmaktadır. Yapılacak işlemlerin katılımcı tarafından anlaşılması üzerine öğrenme oturumu başlatılmaktadır.

Öğrenme oturumu sırasında katılımcılar işitsel bir uyarıyı takiben kısırtma hareketini yapmaktadırlar. Oturumda en küçükten (Birinci pozisyon) en büyük (Beşinci pozisyon) harekete kadar tüm pozisyonlar sırasıyla üçer kez olmak üzere toplamda on beş hareket uygulanmaktadır. Hareketin ardından yapılan hareketin pozisyon numarası sözel geri bildirim ile katılımcıya bildirilmektedir. Öğrenme oturumunu takiben deney oturumu uygulanmaktadır.

Deney oturumunda öğrenme oturumunda yapılan beş pozisyonun her birinin rastgele bir sırayla onar kere sunulduğu elli hareket uygulanmaktadır. Deney oturumunun öncesinde katılımcılara sözel bir uyarının ardından öğrenme oturumunda yaptığı gibi bir kısırtma hareketi yapmasını ve engele ulaştıktan sonra başlangıç pozisyona tekrar dönmeleri gerektiği, başlangıç pozisyonuna geri döndükten sonra yaptıkları hareketin pozisyon numarası (1, 2, 3, 4 veya 5) hakkında bir yargıda bulunmaları ve bunu sözel olarak araştırmacıya söylemeleri gerektiği anlatılmaktadır. Katılımcının verdiği cevap araştırmacı tarafından not edilmekte ve ardından yeni bir pozisyon ayarlanarak deney oturumu devam etmektedir. Yargının doğruluğuna dair geri bildirim verilmemektedir. İlk deney oturumu sonrasında aynı işlemler ikinci el için de uygulanmaktadır.

Veri toplama işlemi deneyi uygulayan araştırmacı tarafından kâğıt üzerinde 5 x 10 matris olarak yapılmaktadır. Matrisin satırları deney oturumundaki beş farklı pozisyonu temsil etmektedir. Her satırda bulunan on adet hücre ise katılımcının uygulanan pozisyona verdiği cevapların numaraları ile doldurulmaktadır (Şekil 5.5).

AMEDA

Sağ el

1										
2										
3										
4										
5										

Sol el

1										
2										
3										
4										
5										

Şekil 5.5: AMEDA prosedüründe kullanılan veri toplama formu. Sağ ve sol el için ayrı ayrı olmak üzere katılımcıların onar denemede 1-2-3-4-5 pozisyonları için verdikleri cevapların toplanması için onar hücreden oluşan beşer satır bulunmaktadır.

Toplanan veri analiz edilmek üzere bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Veri analizinde öncelikle her bir pozisyona verilen farklı cevapların frekansları toplamaları 1 olacak şekilde hesaplanmaktadır. Bu frekanslar bir pozisyona verilen cevapların sayısına göre 0 ile 1 arasında değişmektedir (Ör: Katılımcı ikinci pozisyona on denemede sekiz adet 2, bir adet 3 ve bir adet 4 cevabı verdiği durumda ikinci pozisyon için hesaplanan frekanslar birinci pozisyon 0, ikinci pozisyon 0,8, üçüncü pozisyon 0,1, dördüncü pozisyon 0,1 ve beşinci pozisyon 0 olmaktadır.). Tüm pozisyonlarda cevap frekansları hesaplandıktan sonra 5 x 5 bir matris elde edilmektedir. Bu matristen parametrik olmayan sinyal tespit analizi pozisyon 1–2, 2–3, 3–4 ve 4–5 arasındaki yanıt frekansları karşılaştırarak çift yönlü alıcı işletim karakteristiği (*Receiver Operating Characteristic* - ROC) eğrileri oluşturmak için uygulanmıştır (201). Oluşturulan ROC eğrilerinden eğri altındaki alan (*Area Under Curve* - AUC) hesaplanmıştır. AUC değerleri 0,5 ile 1,0 arasında değişmektedir ve AMEDA pozisyon duyusu skoru olarak kullanılmıştır. Değeri bire daha yakın olan sonuçlar uyaranlara verilen cevapların daha doğruya yakın olduğunu göstermektedir. Tüm cevaplar doğru ise AUC 1,0 olarak hesaplanmaktadır. AUC istatistiksel açıdan duyusal karar verme sürecine yönelik bir sinyal tespit teorisi yaklaşımına dayanan bir ayırım ölçüsü sağlamaktadır (201-204).

5.5.2. Kinestetik Hedef Pozisyon Tahmin Testi (KHPTT)

KHPTT yöntemi literatürde hedef gösterme yöntemleri baz alınarak geliştirilmiştir. Uzuvar sahiplenme ve proprioseptif kaymayı inceleyen çalışmalarda pozisyon duyusunun eğilimleri göz önüne alınmış olup kişilerin proprioseptif kabiliyetleri değerlendirilmemiştir. Proprioseptif kabiliyetin değerlendirildiği çalışmalar ise katılımcının vücudunun bir parçası referans alınarak uygulanmaktadır. Bu da tek bir uzuvun proprioseptif kabiliyetini değerlendirmeyi engellemektedir. KHPTT yönteminde katılımcı tarafından gösterilmesi beklenen hedef noktalar vücut referansı yerine çalışma uzayı içerisinde bulunmaktadır. Bu bağlamda hareket sonunda oluşacak pozisyon hatalarının boyutları proprioseptif kabiliyeti gösterebileceği öngörülmektedir.

Laboratuvarımızda geliştirilen bu yöntemde katılımcılardan görsel geri bildirim yokluğunda işaret parmağı ile dokunmatik yüzey üzerinde belirlenmiş sabit bir noktadan (başlangıç noktası), bu noktaya yatay düzlem üzerinde farklı uzaklıklarda (2,5 – 5 – 7,5 mm) yerleşik bulunan 3 farklı hedef noktasına ulaşması istenmektedir. Katılımcılar bir masanın önünde rahat ve nötral pozisyonunda oturmaktadır. Katılımcıların önünde orta hattında 41 cm genişlikte ve 23 cm uzunlukta elektronik bir dokunmatik yüzey bulunmaktadır. Dokunmatik yüzeyin orta hattının iki yanında yatay düzlem üzerinde birbirinden 2,5 mm uzaklıkta dörder adet nokta görsel uyaran olarak yerleştirilmiştir. Bu noktaların orta hattan en uzak bulunanı “başlangıç noktası” olarak isimlendirilmiştir. Orta hatta doğru konumlanan diğer 3 nokta ise başlangıç noktasından uzaklıklarına göre “birinci hedef noktası, ikinci hedef noktası ve üçüncü hedef noktası” olarak isimlendirilmiştir. Başlangıç noktası katılımcıların dokunma ile hissedebileceği bir taktıl uyaran ile desteklenmiştir. Hedef noktaları ise yalnızca görsel olarak işaretlenmiştir (Şekil 5.6). Dokunmatik yüzey kızıl ötesi dokunmatik sensör özelliğinde olup 32768 x 32768 piksel çözünürlüğü bulunmaktadır. Yüzeye dokunulması sonucu iki boyutlu düzlemde dokunulan alanın dikey ve düşey konumu olmak üzere bir sinyal oluşmaktadır. Dokunmatik yüzey bir kablo aracılığı ile araştırmacının testi kontrol ettiği bir bilgisayara bağlanmaktadır. Deney paradigması ve yazılımı Java ortamında yazılan bir program aracılığı ile dokunmatik yüzeyden elde edilen pozisyon sinyalleri veri olarak toplanmıştır ve analizi yapılmıştır.



Şekil 5.6: Büyük şekil: Kinestetik Hedef Pozisyon Tahmin Testi prosedüründe kullanılan dokunmatik yüzey ve katılımcının test sürecinde bulunduğu pozisyon (Başlangıç pozisyonunda). Katılımcıların bileklerinin proksimalinden bağlanan bir bileklik aracılığıyla hareketleri kısıtlanmaktadır. Başlangıç pozisyonu ve hedef pozisyonlar her iki elde çalışmanın uygulanması amacı ile simetrik olarak iki tarafta da bulunmaktadır. Küçük şekil: Katılımcı hedef pozisyonlardan birisine dokunmakta iken.

Katılımcı testin yapılacağı ortama ve dokunmatik yüzeye aşina olduktan sonra deney başlatılmakta ve katılımcılara yapmaları gereken işlemler anlatılmaktadır. Katılımcıların üst uzuvları el bilekleri ve distali serbest olacak şekilde sabitlenmektedir. Deney iki oturumdan oluşmaktadır. İlk oturum olan öğrenme oturumu sürecinde katılımcılar gözleri açık iken başlangıç noktası ile hedef noktaları arasında sırasıyla hareket alıştırmaları yapmaktadır. Bu hareket katılımcının başlangıç noktasına işaret parmağı ile dokunmasıyla başlamaktadır. Başlangıç noktasına dokunma ile birlikte katılımcılar hem taktil hem de işitsel uyarı almaktadırlar. Başlangıç noktasına dokunmayı takiben araştırmacı tarafından katılımcıya sözel olarak hangi hedef noktaya dokunacağıyla ilgili talimat verilmektedir. Katılımcılar bu talimatın duyulması ile birlikte işaret parmağını başlangıç noktasından kaldırmakta ve görsel geribildirim eşliğinde belirtilen hedef noktaya yerleştirmektedir. Hedef noktaya dokunmayı takiben katılımcılar işaret parmaklarını dokunduğu noktadan kaldırmadan dokunmatik yüzey üzerinde sürükleyerek başlangıç noktasına dönmektedir. Başlangıç noktasına dönen katılımcıya yeni bir hedef noktası talimatı verilmekte ve bu süreç tekrarlanmaktadır. Öğrenme oturumunda her bir hedef nokta sırasıyla uygulanmakta ve üçer kere tekrar edilmektedir. Bu oturumda

katılımcılardan hedef noktalarının pozisyonlarının öğrenmesi beklenmektedir ve sonrasında gözleri kapatılarak bulması gerektiği anlatılmaktadır.

Öğrenme oturumunun tamamlanmasından sonra katılımcıların gözleri bir örtü yardımı ile kapatılarak deney oturumu başlamaktadır. Bu oturumda öncelikle katılımcılardan işaret parmaklarını kullanarak başlangıç noktasını bulmaları istenmektedir. Başlangıç noktasına ulaşma sonucu katılımcılar taktil ve işitsel bir uyarana almaktadırlar. Sonrasında ise araştırmacı sözel olarak katılımcının dokunması istenen hedef noktayı bildirmektedir. Hedef nokta her seferinde rastgele olarak yazılım aracılığı ile belirlenmektedir. Katılımcıdan verilen komut sonrası işaret parmağını kaldırarak belirtilen hedef noktaya mümkün olduğunca hızlı ve doğru bir şekilde ulaşması istenmektedir. Katılımcı hedef nokta olduğu düşündüğü noktaya dokunduğu zaman nereye dokunduğu fark etmeksizin bir sesli geri bildiri almaktadır. Bu geri bildirim doğru ya da yanlış anlamına gelmemekte ve bu katılımcıya vurgulanmaktadır. Sesli geri bildirimin ardından katılımcıdan yapması istenen işaret parmağını kaldırmadan başlangıç noktasına geri dönmektir. Katılımcı başlangıç noktasında döndükten sonra sıradaki hedef noktasıyla deney devam etmektedir. Deney oturumu rastgele bir sıra ile her bir hedef noktası on sefer uygulanana kadar devam etmekte ve sonrasında sonlandırılmaktadır. Bu süreçte her bir hareket için parmağın ilk yüzeye dokunduğu pozisyonunun verisi bilgisayar tarafından kaydedilmektedir. Aynı süreç diğer elde de tekrarlanmaktadır.

Bu yöntemde katılımcılar yalnızca aktif hareket uygulayacaklardır ve görsel geri bildirim engellenmektedir. Uygulanacak tüm hareketler vücut orta hattı ile omuz seviyesi arasında yapılmaktadır. Böylece literatürde görülmekte olan omuz seviyesi dışında artan pozisyon tahmini hataları mümkün olduğunca azaltılmış olacaktır. Hedef noktalarının üç adet olarak seçilmesi ve rastgele bir sırada sunulmasının nedeni tekrarlı hareketlerin yapılmasını engellemektir. Aynı noktada tekrarlı hareketlerin proprioseptif pozisyon hatalarını azalttığı gözlenmektedir (168).

Elde edilen veriler ve birimleri: Tüm dokunma pozisyonlarının kendi hedef noktasından x/y düzlemlerinde ve toplam uzaklıkları (mm).

Tek hedef noktaya spesifik tüm dokunma pozisyonlarının hedef noktasından x/y düzlemlerinde ve toplam ortalama uzaklığı (mm).

Tüm dokunma pozisyonlarının başlangıç pozisyonundan parmağın kalkışı ile hedefe dokunma arasında geçen süreleri (ms).

Bu veriler eşliğinde hedef noktaya ortalama dokunma uzaklıkları sağ ve sol ellerde karşılaştırılarak pozisyon duyusundaki potansiyel farklılıkların ortaya konması hedeflenmiştir. Bu veri aynı zamanda AMEDA testi bulgularıyla birlikte analiz edilerek pozisyon duyusu tayini için geçerliği değerlendirmiştir. Bununla birlikte sağ ve sol ellerde yatay düzlemlerde pozisyonel hata eğilimleri değerlendirilmektedir.

Geçerlik ve güvenirlik: KHPTT testinin geçerlik – güvenirliğinin ispatlanmasında kapsam geçerliği ve test-yeniden test yöntemi uygulanmıştır. Yirmi katılımcı deneyi uyguladıktan üç ile beş hafta sonrasında tekrar çağırılıp aynı deney prosedüründen geçmiştir. Her iki uygulamanın verileri arasında sınıf içi korelasyon katsayısı hesaplanmıştır.

Yöntemin geçerlik çalışması için geçerliği ve güvenirliği ispatlanmış olan ve pozisyon/hareket duyusunu ölçmeye yönelik veriler olan AMEDA AUC skorları ile KHPTT verisi olan hedef noktaya ortalama dokunma uzaklık verileri arasındaki geçerlik katsayısı (korelasyon katsayısı) hesaplanmıştır.

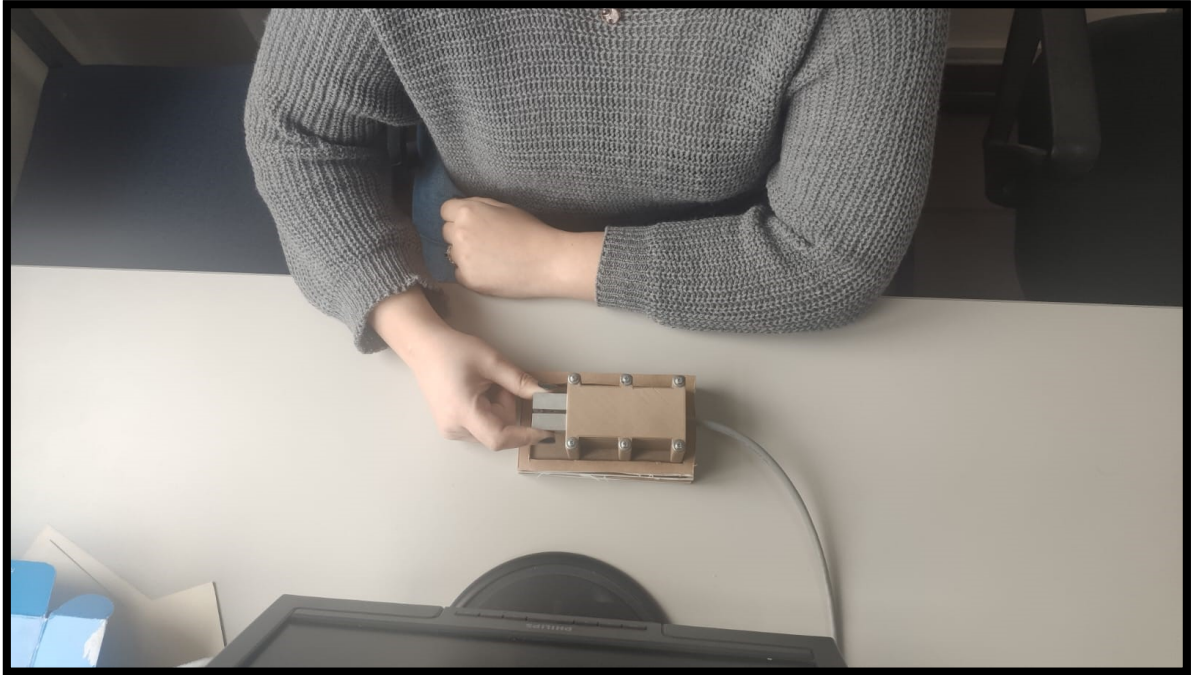
5.6. Proprioepsiyon Kuvvet/Efor Duyusu

Birincil reseptörü Golgi tendon organı olan proprioepsiyonun kuvvet ve efor alt modalitesinin statik görevlerde değerlendirilmesinde KHKDT kullanılmıştır. Bu yöntem işaret ve baş parmağın kıştırma hareketi ile sabit bir kuvvet uygulaması sonucu oluşan salınımların niteliği ve hedeften sapmayı incelemektedir, böylece elin kuvvet/efor duyusu, Golgi tendon organı ve yardımcı diğer proprioseptif reseptörlerin çalışma prensibi hakkında veri sağlamaktadır. KHKDT testinin aparatının ve deney paradigmasının uygulanması için gerekli yazılımın geliştirilmesi ve aparatın üretimi Ankara Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda öğretim üyesi olarak görev yapan Doç. Dr. Fikret Arı'nın desteğiyle yapılmıştır.

5.6.1. Kıştırma Hedef Kuvvet Derecelendirme Testi (KHKDT)

Optimal kontrol teorisi modeline göre hareketin kontrolünde motor çıktılarındaki oluşabilecek hatalar devamlı olarak tahmini proprioseptif yanıt ve gerçek proprioseptif afferentlerden gelen geri bildirimlerin karşılaştırılarak işlenmesi sonucu düzeltilmektedir. Bu bağlamda kişilere belli bir seviyede kuvvet uygulama görevi uygulamasında görsel uyarının kaldırılması sonucu kuvvetteki oluşacak sapmalar ve kuvvetin varyasyonu proprioseptif duyunun kuvvet/efor alt modalitesi hakkında bilgi vermektedir (108, 205).

Çalışmada kullanılacak aparat yüzeye sabitlenebilen birbirine paralel iki adet ve birbirinden yaklaşık bir cm uzaklıkta yerden üç cm yukarıda paralel olacak bir şekilde yatay düzlemde yerleşimli kuvvet sensörlerinden ve bu kuvvet sensörlerinin birbirine oryantasyonunun dışarıdan uygulanacak bir kuvvete karşı sabit kalmasını sağlayan bir iskelet yapıdan oluşmaktadır. Kuvvet sensörlerinin dış taraflarında katılımcıların parmakları ile rahat kavrayabilecekleri bir yüzey bulunmaktadır (Şekil 5.7). Kuvvet sensörleri üzerine herhangi açıdan uygulanan bir kuvvet sensör üzerinde gerilme ve şekli değişikliği uygulamaktadır. Bu gerilme malzemenin elektriksel direncini değiştirmektedir. Direnç değişikliği uygulanan kuvvetle doğru orantılıdır ve bu direnç değişikliği aparatın bağlı olduğu bilgisayar tarafından saniyede bin örneklem olmak üzere veri olarak kaydedilebilmektedir. Bu çalışma için deney protokolüne uygun paradigma sunumu yapan ve bu süreçte kuvvet sensörü ve zaman verilerini kaydeden özel bir yazılım geliştirilmiştir. Kuvvet sensörü direnç değişiklikleri farklı ağırlıklar kullanılan ölçümler ile kalibre edilmiştir ve sensör çıktısı Newton (N) birimine dönüştürülmüştür.

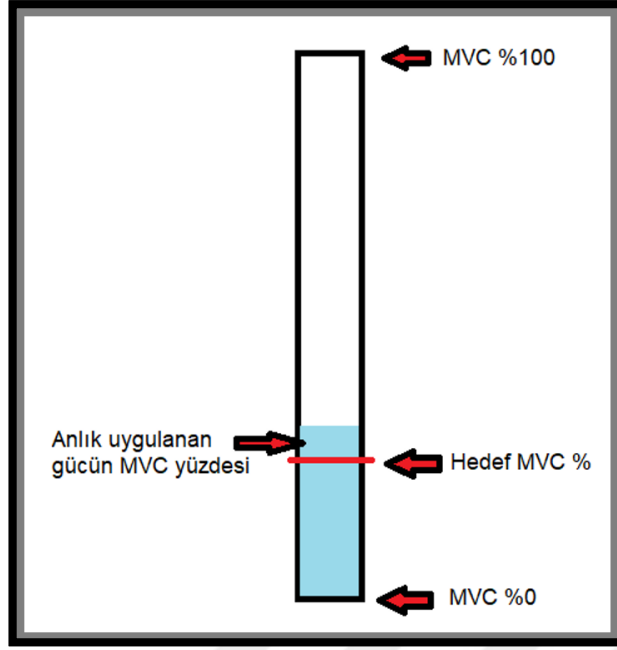


Şekil 5.7: Kısırtma Hedef Kuvvet Derecelendirme Testi aparatı ve katılımcının test sürecinde bulunduğu pozisyon. Aparatın oryantasyonu katılımcının test edilen eline uygun olarak değiştirilebilmektedir. Katılımcının karşısında bulunan bilgisayar ekranı aracılığı ile görsel geri bildirim sunulmaktadır.

Deney prosedürü katılımcının bir masa başında rahat ve nötral bir pozisyonda oturması ile başlamaktadır. Deney aparatı katılımcının orta hattına yakın ve kuvvet sensörlerinin etkileşime girilecek kısmı test edilecek el tarafına yönelimli bir şekilde bulunmaktadır. Katılımcı çevresine ve aparata aşina olduktan sonra yapılacak işlemler anlatılmaktadır.

Katılımcılardan kuvvet sensörlerinin dış taraflarından baş parmak ve işaret parmaklarını kullanarak kısırtma hareketi yapmaları istenmektedir. Kişilerin önünde duran bir ekran aracılığı ile görsel geri bildirim verilmektedir. Çalışmada uygulanan paradigmada öncelikle kişilerden maksimum istemli kasılma (*Maximum Voluntary Contraction* - MVC) verisi alınmaktadır. MVC ölçümü için kişilerden her birinin aralarında yorulmaların oluşmasını engellemek amacı ile bir dakikalık dinlenme süresi tanınmak üzere beş saniye süren dört kere iki parmağını kullanarak mümkün olduğunca güçlü bir kısırtma hareketi yapması istenmektedir. Bu süreç boyunca katılımcılara görsel bir fiksasyon noktası sunulmakta ve işlemle ilgili bir geri bildirim verilmemektedir. Program otomatik olarak son üç denemede elde edilen veriden uygulanan en yüksek kuvvet verisi MVC olarak belirlemektedir. MVC belirlenme aşamasından sonra katılımcıya bir dakikalık bir dinlenme süresi tanınmakta ve bu süreçte sonraki oturumda yapılacak işlemler anlatılmaktadır.

Deney oturumunda katılımcılara ekran aracılığıyla görsel geri bildirim verilmektedir. Verilen geri bildirim ekran üzerinde dikey duran bir dikdörtgen şeklindedir. Dikdörtgenin en alt kısmı katılımcıların uyguladığı MVC değerinin %0'ı, en üst kısmı ise MVC değerinin %100'ünü temsil etmektedir. Katılımcılar uyguladıkları kuvveti bu dikdörtgen içerisinde aşağıdan yukarı doğru artan bir renk değişimi olarak eşzamanlı olarak görmektedirler. Dikdörtgenin üzerinde MVC değerinin yüzde onu seviyesinde yatay düzlemde kırmızı renkli bir çizgi katılımcılara uygulamaları gereken hedef kuvvetin seviyesi olarak sunulmaktadır. Deney oturumunda katılımcılardan bir dakika boyunca belirlenen MVC'nin %10'u seviyesinde olacak şekilde ekranda gösterilecek geri bildirim kısırtma kuvveti uygulaması ve deney süresince hedef kuvvette kalmayı sürdürmesi istenmektedir. Ekranda görünen anlık kuvvetin deney sürecinde kaybolacağı ve bu süreçte de uyguladıkları kuvveti aynı seviyede tutmaları gerektiği anlatılmaktadır (Şekil 5.8). Oturumun ilk otuz saniyesi boyunca kişilere ekran aracılığı ile uyguladıkları kuvvet ve hedef kuvvet görsel geri bildirim olarak aktarılmaktadır. Kalan son otuz saniye ise geri bildirimin anlık uygulanan kuvvetin göstergesi olan kısmı gösterilmemektedir. Bu süreç boyunca kuvvet sensöründen kuvvet ve zaman verileri alınmaktadır. Bir dakika sonunda deney sonlandırılır ve bir dinlenme periyodunun ardından diğer elde tekrarlanır. Deneye başlanacak el rastgele olarak seçilmektedir.



Şekil 5.8: Deney oturumunda katılımcıya sunulan görsel geri bildirim. Katılımcı bir dakika süren deney oturumunda ilk otuz saniye uyguladığı kuvvetin seviyesini görmekte iken son otuz saniyede yalnızca hedef çizgisini ve dış çerçeveyi görmektedir. Katılımcıya herhangi bir rakamsal geri bildirim sunulmamaktadır.

Analizde kullanılacak veriler görsel geri bildirimin bulunduğu sürecin onuncu ve yirminci saniye aralığı ve görsel geri bildirimin bulunmadığı onuncu ve yirminci saniye aralığı olarak seçilmiştir. Bunun nedeni deney sürecinin başlaması ve görsel geri bildirimin sonlandığı kısa periyotlarda katılımcıların hedef kuvveti ayarlamak ve değişen duruma alışma için çeşitli adaptasyon süreçleri göstermesi ve bunun sonucunda kuvvet salınımında fazla salınımlar olmasıdır. Adaptasyon süresi kişiden kişiye farklılıklar göstermektedir.,

Deney paradigması ve aparatı Li ve ark. çalışmasından baz alınmıştır (176). Bir dakikalık sabit kuvvet uygulama paradigmasında kullanılan veri periyotları ve uygulanan kuvvetin maksimum MVC değeri oranı proprioepsiyonun kuvvet/efor alt modalitesinin değerlendirilebilmesi amacı ile uyarlanmıştır. Deney sürecinde yorgunluk oluşmasının engellenmesi amacı ile katılımcılar tarafından uygulanması istenen MVC değeri oranı Li ve ark. çalışmasından farklı olarak yüzde on beşten yüzde ona azaltılmıştır. Elde edilen verilerin analiz yöntemleri ve kullanılacak parametreler benzer bir deney paradigmasının kullanıldığı Puglia ve ark. çalışmasından baz alınmıştır (108).

Elde edilen veriler: 1- Görsel geri bildirimin varlığı ve yokluğunda kısırtma kuvvetinin ortalamasının hedef kuvvetten ortalama sapma miktarı.

Bu hesaplama her iki elde görsel geri bildirim olan ve olmayan onar saniyelik periyotlarda elde edilen kuvvet ve zaman verisi üzerinden hesaplanmaktadır. Ortalama sapma hesabında kullanılan formül literatürde statik efor (SE) adı ile de geçmektedir (108). Bu hesapta katılımcıların uyguladığı kuvvet-zaman grafiğinin altında kalan alan ile sabit ve MVC değerinin yüzde onu olan hedef kuvvetin zaman ile yaptığı grafiğin altında kalan alanlar oranlandırılmaktadır. Hesaplamanın formülü aşağıda bulunmaktadır.

$$\text{Statik Efor} = 1 - \frac{\text{Uygulanan kuvvet zaman çizgisi altında kalan alan (N.sn)}}{\text{Hedef kuvvet zaman çizgisi altında kalan alan (N.sn)}}$$

Bu hesaplamada MVC verisi kullanıldığı için elde edilen sonuç katılımcıların maksimum kuvvetleri ile oranlıdır. Hesaplama sonucunda statik efor değeri elde edilmektedir. Katılımcıların uyguladığı kuvvetin sapma miktarının ortalaması hedef kuvvet miktarı ile aynı ise statik efor değeri 0 olarak hesaplanmaktadır. Uygulanan kuvvet ortalaması hedef kuvvetten düşük ise pozitif, yüksek ise negatif bir değer elde edilir. Bu bağlamda statik eforun mutlak değeri MVC oranlı olarak propriosepsiyonun kuvvet/efor alt modalitesinin performansını göstermektedir, pozitif veya negatifliği ise sapmanın hedef kuvvete göre yönünü belirtmektedir. Statik efor değerinin 1 olması, sonucun elde edildiği katılımcının uyguladığı MVC'nin yüzde yüzü miktarında bir sapmayı göstermektedir.

2- Görsel geri bildirimin varlığı ve yokluğunda kısırtma kuvvetinin ortalamasının hedef kuvvetten mutlak sapma miktarı (Mutlak Sapma - MS).

Bu hesaplama her iki elde görsel geri bildirim olan ve olmayan onar saniyelik periyotlarda elde edilen kuvvet ve zaman verisi üzerinden hesaplanmaktadır. Bu hesaplamada statik efordan farklı olarak katılımcıların uyguladıkları kuvvetlerin sapma miktarı MVC ile orantısız ve mutlak olarak hesaplanmaktadır. Katılımcıların maksimum kuvvetleri fark etmeksizin hedef kuvvetten sapma miktarının mutlak ortalamasının ölçülmesi amaçlanmıştır. Bu hesapta katılımcıların uyguladığı kuvvet ile hedef kuvvet miktarları arasındaki farkın mutlak değeri alınmaktadır. Analiz edilen veri periyodunun tüm örneklemelerindeki mutlak değerler toplanmakta ve örneklem sayısına bölünmektedir (108). Hesaplamanın formülü aşağıda bulunmaktadır.

$$MS = \frac{1}{\text{Örneklem Sayısı}} \cdot \sum_{i=1}^{\text{Örneklem sayısı}} |\text{Uygulanan Kuvvet}_i(N) - \text{Hedef Kuvvet}(N)|$$

Bu hesaplama sonucunda mutlak sapma miktarı Newton cinsinden elde edilmektedir. Katılımcının tüm süreç boyunca mükemmel bir şekilde hedef kuvvet ile aynı kuvvette bir kuvvet uygulaması sıfır sonucunu vermektedir. Sapma miktarının yönü yüksek ya da düşük olması fark etmeksizin tüm sapmaların ortalaması ise her zaman pozitif olmak üzere Newton biriminde bir çıktı oluşturmaktadır. Bu bağlamda mutlak sapma değeri katılımcıların maksimum kuvvetinden bağımsız olarak propriosepsiyonun kuvvet/efor alt modalitesinin performansını göstermektedir. Bu hesap her iki el için görsel geri bildirimin varlığı ve yokluğunda elde edilen verilerde uygulanmıştır.

3- Görsel geri bildirimin varlığı ve yokluğunda kısırtma kuvvetinin salınımının frekans dağılımı.

Bu hesaplama her iki elde görsel geri bildirim olan ve olmayan onar saniyelik periyotlarda elde edilen kuvvet ve zaman verisi üzerinden hesaplanmaktadır. Katılımcıların deney sürecinde uyguladıkları kuvvet salınımlar göstermektedir. Bu salınımların frekans dağılımı hareketi oluşturan kasların çalışma niteliği ile bağlantılıdır.

Bu hesaplamada elde edilen kuvvet ve zaman verilerinin frekans dağılımı analizi için kuvvet sinyaline Fourier dönüşümü uygulanmış ve kuvvet sinyalinin spektral güç dansitesinin analizi Welch'in ortalaması alınmış periodogram yöntemi (*Welch's Averaged Periodogram Method*) ile örtüşmeyen Hanning penceresi (*Non-Overlapping Hanning Window*) kullanılarak elde edilmiştir. İstatistiksel karşılaştırmalar için frekans verilerinin 1 Hz aralıklarla (0-20 Hz aralığında) ortalaması alınmıştır. Bu işlemin sonucunda analizde kullanılacak 1 Hz aralıklı ortalama spektral güç miktarını gösteren 20 adet pencere elde edilmiştir (0-1 Hz aralığı, 1-2 Hz aralığı, 2-3 Hz aralığı... 19-20 Hz aralığı). Spektral güç dansitesi pencerelerinin birimi N^2/Hz 'dir. Elde edilen frekans pencereleri farklı tip kas liflerinin işlevsel çalışma frekansları baz alınarak 1-2 Hz, 4-8 Hz ve 8-12 Hz frekans aralıkları olarak gruplandırılmış ve genel ortalama (*grand mean*) hesaplanarak değerlendirilmiştir.

Bu veriler eşliğinde, kuvvet salınımının frekans dağılımı ve kuvvetin hedeften sapma miktarları görsel geri bildirimin varlığında ve yokluğunda sağ ve sol ellerde karşılaştırılarak efor/kuvvet duyusundaki potansiyel farklılıkların ortaya çıkarılması amaçlanmaktadır.

5.7. Hipotezlerin Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz

Çalışmanın hipotezlerinin değerlendirilmesinde kullanılan yöntemlerden elde edilen parametrelerin değerlendirilme şekilleri aşağıdaki maddelerde tanımlanmaktadır.

1- Hareket/pozisyon duyusu bulgularında dominant ve dominant olmayan ellerde farklılık vardır.

Hareket/pozisyon duyu performansını tanımlamak ve değerlendirmek için AMEDA testi AUC değerleri ve KHPTT testi hedef pozisyondan sapma miktarları kullanılmıştır. Bu değerler sağ ve sol el için ayrı ayrı elde edilmekte olup hipotezin değerlendirilmesi için karşılaştırılmıştır.

2- Efor/kuvvet duyusu bulgularında dominant ve dominant olmayan ellerde farklılık vardır.

Efor/kuvvet duyu performansını tanımlamak ve değerlendirmek için KHKDT testi SE ve MS değerleri kullanılmıştır. Bu değerler sağ ve sol el için ayrı ayrı elde edilmekte olup hipotezin değerlendirilmesi için karşılaştırılacaktır. Bununla birlikte kuvvet salınımı frekans dağılımlarında düşük ve yüksek frekans aralıkları güç dansitesi dağılımlarının iki el arası farklılıkları değerlendirilmiştir.

3- Dominant ve dominant olmayan ellerde farklı proprioseptif duyu alt modaliteleri farklı nitelikler gösterir.

Bu hipotezin değerlendirilmesi için elde edilen efor/kuvvet ve hareket/pozisyon duyusu parametreleri sağ ve sol elde ayrı ayrı olmak üzere korelasyon katsayıları incelenecektir. Bu bağlamda her bir el için farklı proprioseptif duyu alt modalitelerinin performanslarının arasındaki ilişki değerlendirilmiştir.

4- Motor kabiliyet testlerinin bulguları ile proprioseptif testlerin bulguları arasında bir ilişki örüntüsü gözlenir.

Bu hipotezin değerlendirilmesi için elde edilen farklı proprioseptif duyu alt modaliteleri parametreleri ile motor performans parametreleri olan PPT sağ ve sol el çivi dizme miktarları,

parmak vuru hızı ve parmak vuru hızı varyasyon katsayısı arasında korelasyon katsayıları değerlendirilmiştir.

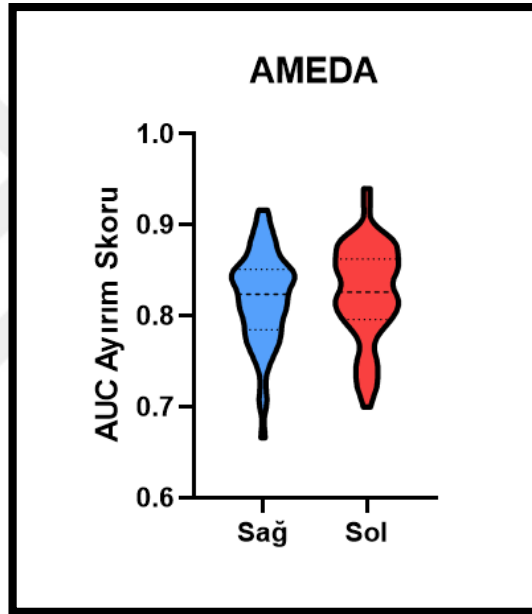
Tanımlayıcı istatistikler; kategorik değişkenler için frekans (%), sürekli değişkenler için ortalama $\pm$ standart sapma ve ortanca (minimum-maksimum) olarak verilmektedir. Motor kabiliyet ve propriosepsiyonun farklı alt modalitelerinin arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde normal dağılım varsayımı sağlandığında Pearson korelasyon katsayısı, sağlanmadığında ise Spearman korelasyon katsayısı kullanılmıştır. Test-yeniden test için yapılan tekrarlı ölçümler arasındaki uyumun değerlendirilmesinde ise sınıf içi korelasyon katsayısı hesaplanmıştır. Sağ ve sol elin propriosepsiyonun farklı alt modalitelerinin karşılaştırılmasında normal dağılım varsayımı sağlandığında Paired t Test, normal dağılım varsayımı sağlanmadığı durumlarda ise Wilcoxon Testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak kabul edilmiştir. Elde edilen sonuçlar tablo ve grafiklerle özetlenmiştir.

6. BULGULAR

6.1. AMEDA Testi Bulguları

AMEDA testinde katılımcıların sağ ve sol ellerinde farklı pozisyonlara verdikleri yanıtların frekans farklılıkları ile ilişkili ROC eğrisi ve ROC eğrisi altında kalan alan (AUC) pozisyon duyusu skoru olarak hesaplanmıştır.

AUC değerlerinin ortalaması sağ el için $0,8191 \pm 0,0507$, sol el için ise $0,8253 \pm 0,0528$ olarak hesaplanmıştır (Şekil 6.1). Sağ ve sol el arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($t=-0,78$; $p=0,438$).



Şekil 6.1: AMEDA AUC ayırım skorları. Grafiğin enine genişliği belirtilen değerdeki örneklem sayısı ile ilişkilidir. Kesikli çizgi ortanca değeri, kesikli noktalar ise çeyrek yüzdelikleri göstermektedir.

6.2. Kinestetik Hedef Pozisyon Tahmin Testi Bulguları

KHPTT verilerinden sağ ve sol elde tüm hedef noktalarda tek hedef noktaya spesifik tüm dokunma pozisyonlarının hedef noktasından toplam ortalama uzaklığı mm birimi ile ve tüm dokunma pozisyonlarının başlangıç pozisyonundan parmağın kalkışı ile hedefe dokunma arasında geçen süreleri ms birimi ile hesaplanmıştır.

6.2.1. KHPTT Geçerlik ve Güvenirlik Bulguları

Güvenirliğin kanıtlanması için test-yeniden test yöntemi uygulanmıştır. Bu amaçla KHPTT testi 20 katılımcıda üç ile beş hafta sonrasında tekrarlanmıştır. 20 katılımcı 9 erkek ve 11 kadın bireyden oluşmaktadır. Katılımcıların başlangıç eli ilk deney ve tekrar deneyi için on sağ el ve on sol el olarak eşitliği sağlayacak şekilde belirlenmiştir. Tekrar teste girecek katılımcıların yaş ortalaması $19,7 \pm 1,97$, el tercih puanı ortalaması $14,35 \pm 1,46$ olarak hesaplanmıştır. İlk yapılan test ile tekrarlanan test verileri arasında sınıf içi korelasyon katsayısı (*Intraclass Correlation* - ICC) hesaplanmıştır (Tablo 6.1).

Tablo 6.1: KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık değerleri ve hedefe dokunma süresi ortalama değerlerinin test-yeniden test yöntemi ile sınıf içi korelasyon analizi. Tablonun sütunları soldan sıra ile test edilen sınıf içi korelasyonun verileri ve yönünü, korelasyon katsayısını (ICC) ve p değerini göstermektedir.

Test Edilen Korelasyon ve El			Korelasyon Katsayısı ve %95'lik Güven Aralığı (ICC)	p Değeri
Uzaklık	Sağ el	1. Pozisyon	0,562 (0 – 0,826)*	0,04
		2. Pozisyon	0,902 (0,752 – 0,961)**	<0,001
		3. Pozisyon	0,870 (0,670 – 0,948)**	<0,001
	Sol el	1. Pozisyon	0,755 (0,382 – 0,903)**	0,002
		2. Pozisyon	0,468 (0 – 0,789)	0,089
		3. Pozisyon	0,422 (0 – 0,771)	0,121
Süre	Sağ el	1. Pozisyon	0,803 (0,501 – 0,922)**	<0,001
		2. Pozisyon	0,906 (0,764 – 0,963)**	<0,001
		3. Pozisyon	0,836 (0,585 – 0,935)**	<0,001
	Sol el	1. Pozisyon	0,802 (0,499 – 0,922)**	<0,001
		2. Pozisyon	0,719 (0,290 – 0,889)**	0,004
		3. Pozisyon	0,813 (0,527 – 0,926)**	<0,001

(*) $p < 0,05$ değerini temsil etmektedir. (**) $p < 0,01$ değerini temsil etmektedir.

Sağ el için ilk hesaplanan KHPTT birinci pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında orta düzeyde sınıf içi korelasyon gözlenmiştir (ICC = 0,562 (0 – 0,826); $p = 0,04$). Sağ el için ilk hesaplanan KHPTT ikinci pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında mükemmel sınıf içi korelasyon gözlenmiştir (ICC = 0,902 (0,752 – 0,961); $p < 0,001$). Sağ el için ilk hesaplanan KHPTT üçüncü pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında iyi sınıf içi korelasyon gözlenmiştir (ICC = 0,870 (0,670 – 0,948); $p < 0,001$).

Sol el için ilk hesaplanan KHPTT birinci pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında iyi sınıf içi korelasyon gözlenmiştir (ICC = 0,755 (0,382 – 0,903); p=0,002). Sol el için ilk hesaplanan KHPTT ikinci pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında korelasyon gözlenmemiştir (ICC = 0,468 (0 – 0,789); p=0,089). Sol el için ilk hesaplanan KHPTT üçüncü pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında korelasyon gözlenmemiştir (ICC = 0,422 (0 – 0,771); p=0,121).

Sağ el için ilk hesaplanan KHPTT birinci pozisyon hedefe dokunma süresi ortalaması verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında iyi sınıf içi korelasyon gözlenmiştir (ICC = 0,803 (0,501 – 0,922); p<0,001). Sağ el için ilk hesaplanan KHPTT ikinci pozisyon hedefe dokunma süresi ortalaması verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında mükemmel sınıf içi korelasyon gözlenmiştir (ICC = 0,906 (0,764 – 0,963); p<0,001). Sağ el için ilk hesaplanan KHPTT üçüncü pozisyon hedefe dokunma süresi ortalaması verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında iyi sınıf içi korelasyon gözlenmiştir (ICC = 0,836 (0,585 – 0,935); p<0,001).

Sol el için ilk hesaplanan KHPTT birinci pozisyon hedefe dokunma süresi ortalaması verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında iyi sınıf içi korelasyon gözlenmiştir (ICC = 0,802 (0,499 – 0,922); p<0,001). Sol el için ilk hesaplanan KHPTT ikinci pozisyon hedefe dokunma süresi ortalaması verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında orta düzeyde sınıf içi korelasyon gözlenmiştir (ICC = 0,719 (0,290 – 0,889); p=0,004). Sol el için ilk hesaplanan KHPTT üçüncü pozisyon hedefe dokunma süresi ortalaması verileri ve tekrarlanan testin verileri arasında iyi sınıf içi korelasyon gözlenmiştir (ICC = 0,813 (0,527 – 0,926); p<0,001).

Hareket/pozisyon duyusunun ölçümü amacıyla geliştirilmiş KHPTT'nin geçerliğinin kanıtlanmasında kapsam geçerliği hesabı yapılmıştır. Bu amaçla tüm katılımcılardan elde edilen AMEDA AUC skorları ile ilk uygulanan KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık verileri ve hedefe dokunma süresi verileri aralarındaki korelasyon katsayıları hesaplanmıştır (Tablo 6.2).

Tablo 6.2: KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık değerleri, hedefe dokunma süresi değerleri ve AMEDA AUC değerleri arasındaki korelasyon analizi. Tablonun sütunları soldan sıra ile test edilen korelasyonun verileri ve yönünü, korelasyon katsayısını (Spearman ise “ r_s ”, Pearson ise “ r ” değeri) ve p değerini göstermektedir.

Test Edilen Korelasyon ve El	Korelasyon Katsayısı (r veya r_s)	p Değeri
KHPTT 1. Pozisyon x AMEDA AUC - Sağ	-0,130	0,331
KHPTT 2. Pozisyon x AMEDA AUC - Sağ	0,006	0,965
KHPTT 3. Pozisyon x AMEDA AUC - Sağ	-0,074	0,579
KHPTT 1. Pozisyon x AMEDA AUC - Sol	-0,280*	0,031
KHPTT 2. Pozisyon x AMEDA AUC - Sol	-0,094	0,478
KHPTT 3. Pozisyon x AMEDA AUC - Sol	0,020	0,878
KHPTT 1. Süre x AMEDA AUC - Sağ	0,096	0,473
KHPTT 2. Süre x AMEDA AUC - Sağ	0,137	0,305
KHPTT 3. Süre x AMEDA AUC - Sağ	0,161	0,227
KHPTT 1. Süre x AMEDA AUC - Sol	0,283*	0,030
KHPTT 2. Süre x AMEDA AUC - Sol	0,312*	0,016
KHPTT 3. Süre x AMEDA AUC - Sol	0,281*	0,031

(*) $p < 0,05$ değerini temsil etmektedir. (**) $p < 0,01$ değerini temsil etmektedir.

Sağ el için KHPTT birinci pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı ile AMEDA AUC skoru arasında korelasyon gözlenmemiştir ($r_s = -0,130$; $p=0,331$). Sağ el için KHPTT ikinci pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı ile AMEDA AUC skoru arasında korelasyon gözlenmemiştir ($r_s = 0,006$; $p=0,965$). Sağ el için KHPTT üçüncü pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı ile AMEDA AUC skoru arasında korelasyon gözlenmemiştir ($r_s = -0,074$; $p=0,579$).

Sol el için KHPTT birinci pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı ile AMEDA AUC skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve negatif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r_s = -0,280$; $p=0,031$). Sol el için KHPTT ikinci pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı ile AMEDA AUC skoru arasında korelasyon gözlenmemiştir ($r_s = -0,094$; $p=0,478$). Sol el için KHPTT üçüncü pozisyon ortalama hedeften sapma uzaklığı ile AMEDA AUC skoru arasında korelasyon gözlenmemiştir ($r = 0,020$; $p=0,878$).

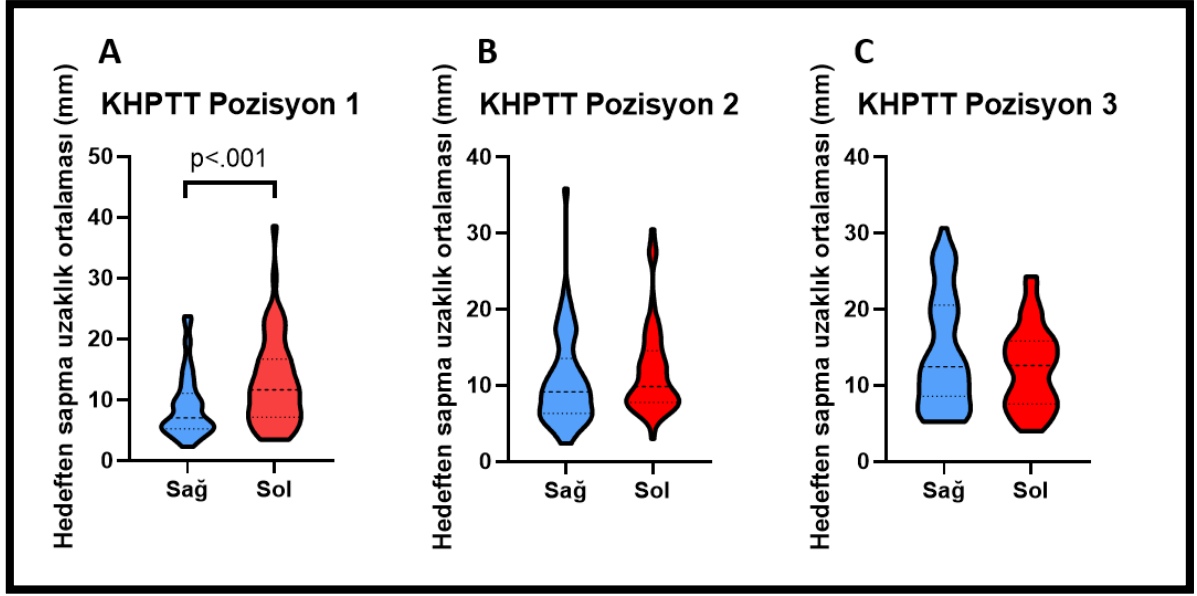
Sağ el için KHPTT birinci pozisyon ortalama hedefe dokunma süresi ile AMEDA AUC skoru arasında korelasyon gözlenmemiştir ($r_s = 0,096$; $p=0,473$). Sağ el için KHPTT ikinci pozisyon ortalama hedefe dokunma süresi ile AMEDA AUC skoru arasında korelasyon gözlenmemiştir ($r_s = 0,137$; $p=0,305$). Sağ el için KHPTT üçüncü pozisyon ortalama hedefe

dokunma süresi ile AMEDA AUC skoru arasında korelasyon gözlenmemiştir ($r_s = 0,161$; $p=0,227$).

Sol el için KHPTT birinci pozisyon ortalama hedefe dokunma süresi ile AMEDA AUC skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r_s = 0,283$; $p=0,030$). Sol el için KHPTT ikinci pozisyon ortalama hedefe dokunma süresi ile AMEDA AUC skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r_s = 0,312$; $p=0,016$). Sol el için KHPTT üçüncü pozisyon ortalama hedefe dokunma süresi ile AMEDA AUC skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r_s = 0,281$; $p=0,031$).

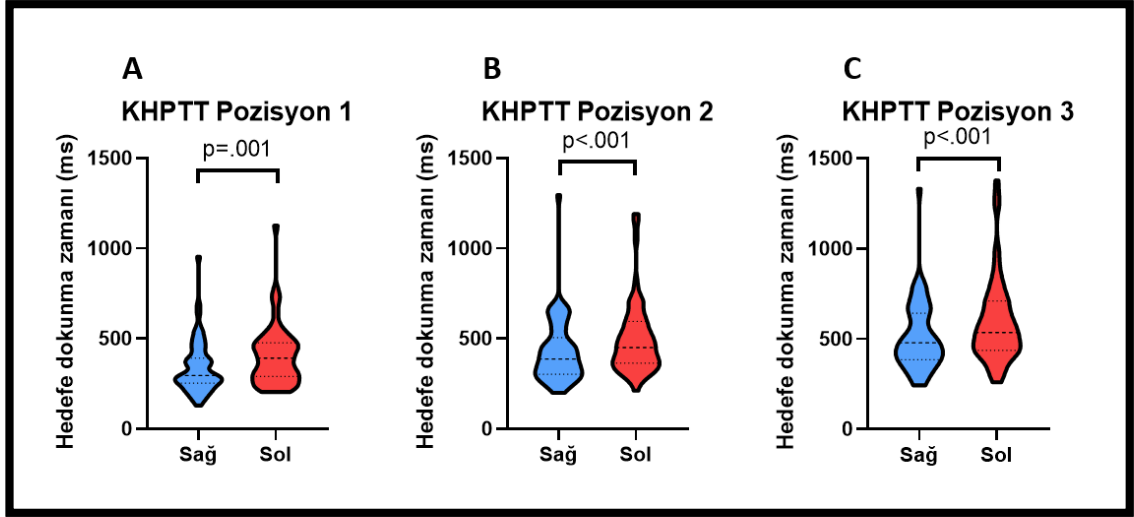
6.2.2. KHPTT Pozisyon ve Zaman Bulguları

Birinci hedef pozisyonunda hedef noktadan ortalama sapma uzaklığı sağ el için $8,89 \pm 5,68$ mm, sol el için $12,91 \pm 7,14$ mm olarak hesaplanmıştır. Birinci hedef pozisyon için sağ elde ortalama hedef noktadan sapma uzaklığı sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak daha düşüktür ($Z= -3,646$; $p<0,001$) (Şekil 6.2A). İkinci hedef pozisyonunda hedef noktadan ortalama sapma uzaklığı sağ el için $10,63 \pm 5,96$ mm, sol el için $11,89 \pm 5,83$ mm olarak hesaplanmıştır. İkinci hedef pozisyon için ortalama hedef noktadan sapma uzaklarında sağ el ve sol el arasında istatistiksel anlamlı olarak farklılık bulunmamıştır ($t= -1,427$; $p=0,159$) (Şekil 6.2B). Üçüncü hedef pozisyonunda hedef noktadan ortalama sapma uzaklığı sağ el için $14,35 \pm 7,33$ mm, sol el için $12,37 \pm 5,28$ mm olarak hesaplanmıştır. Üçüncü hedef pozisyon için ortalama hedef noktadan sapma uzaklarında sağ el ve sol el arasında istatistiksel anlamlı olarak farklılık bulunmamıştır ($t= 1,687$; $p=0,097$) (Şekil 6.2C).



Şekil 6.2: KHPTT birinci, ikinci ve üçüncü hedef pozisyonlarda sağ ve sol elde hedeften sapma uzaklık ortalamaları. (A) Birinci pozisyon için (B) ikinci pozisyon için (C) üçüncü pozisyon için hedeften sapma ortalamalarını göstermektedir. Grafiğin enine genişliği belirtilen değerdeki örneklem sayısı ile ilişkilidir. Kesikli çizgi ortanca değeri, kesikli noktalar ise çeyrek yüzdeleri göstermektedir.

Birinci hedef pozisyonunda hedef dokunma zamanlarının ortalaması sağ el için 340 ± 145 ms, sol el için 405 ± 164 ms olarak hesaplanmıştır. Birinci hedef pozisyonunda sağ el için hedef dokunma zamanlarının ortalaması sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak daha düşüktür ($Z = -3,276$; $p = 0,001$) (Şekil 6.3A). İkinci hedef pozisyonunda hedef dokunma zamanlarının ortalaması sağ el için 429 ± 177 ms, sol el için 500 ± 198 ms olarak hesaplanmıştır. İkinci hedef pozisyonunda sağ el için hedef dokunma zamanlarının ortalaması sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak daha düşüktür ($Z = -3,344$; $p < 0,001$) (Şekil 6.3B). Üçüncü hedef pozisyonunda hedef dokunma zamanlarının ortalaması sağ el için 510 ± 187 ms, sol el için 596 ± 228 ms olarak hesaplanmıştır. Üçüncü hedef pozisyonunda sağ el için hedef dokunma zamanlarının ortalaması sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak daha düşüktür ($Z = -3,736$; $p < 0,001$) (Şekil 6.3C).



Şekil 6.3: KHPTT birinci, ikinci ve üçüncü hedef pozisyonlarda sağ ve sol elde hedefe dokunma zamanı ortalamaları. (A) Birinci pozisyon için (B) ikinci pozisyon için (C) üçüncü pozisyon için hedefe dokunma zamanlarını göstermektedir. Grafiğin enine genişliği belirtilen değerdeki örneklem sayısı ile ilişkilidir. Kesikli çizgi ortanca değeri, kesikli noktalar ise çeyrek yüzdeleri göstermektedir.

6.2.3. KHPTT Bulguları Arasında Korelasyonlar

KHPTT hedeften sapma uzaklıkları ortalama değerleri ve hedefe dokunma zamanı ortalama değerleri arasındaki korelasyon hesaplamaları aşağıdaki tablolarda verilmiştir. Sağ el (Tablo 6.3) ve sol el (Tablo 6.4) parametreleri kendi aralarında değerlendirilmiştir.

Tablo 6.3: Sağ el için KHPTT parametreleri aralarındaki korelasyonlar.

Sağ El		KHPTT 1. Pozisyon Süre	KHPTT 2. Pozisyon Süre	KHPTT 3. Pozisyon Süre	KHPTT 1. Pozisyon Uzaklık	KHPTT 2. Pozisyon Uzaklık	KHPTT 3. Pozisyon Uzaklık
KHPTT 1. Pozisyon Süre	r_s katsayı		0,950**	0,831**	-0,049	0,081	0,156
	p değeri		<0,001	<0,001	0,711	0,543	0,237
KHPTT 2. Pozisyon Süre	r_s katsayı	0,950**		0,922**	-0,015	0,169	0,213
	p değeri	<0,001		<0,001	0,911	0,200	0,105
KHPTT 3. Pozisyon Süre	r_s katsayı	0,831**	0,922**		0,020	0,168	0,133
	p değeri	<0,001	<0,001		0,880	0,203	0,317
KHPTT 1. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	-0,049	-0,015	0,020		0,241	0,072
	p değeri	0,711	0,911	0,880		0,066	0,589
KHPTT 2. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	0,081	0,169	0,168	0,241		0,716**
	p değeri	0,543	0,200	0,203	0,066		<0,001
KHPTT 3. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	0,156	0,213	0,133	0,072	0,716**	
	p değeri	0,237	0,105	0,317	0,589	<0,001	

(*) $p < 0,05$ değerini temsil etmektedir. (**) $p < 0,01$ değerini temsil etmektedir. (r_s) Korelasyon katsayıları “Spearman’s rho” değeridir. Negatif korelasyon katsayısı değeri negatif ilişkili korelasyonu, pozitif korelasyon katsayısı değeri pozitif ilişkili korelasyonu göstermektedir.

Tablo 6.4: Sol el için KHPTT parametreleri aralarındaki korelasyonlar.

Sol El		KHPTT 1. Pozisyon Süre	KHPTT 2. Pozisyon Süre	KHPTT 3. Pozisyon Süre	KHPTT 1. Pozisyon Uzaklık	KHPTT 2. Pozisyon Uzaklık	KHPTT 3. Pozisyon Uzaklık
KHPTT 1. Pozisyon Süre	r_s katsayı		,847**	,825**	0,091	-0,090	-0,083
	p değeri		<0,001	<0,001	0,491	0,496	0,526
KHPTT 2. Pozisyon Süre	r_s katsayı	,847**		,927**	0,091	0,043	-0,069
	p değeri	<0,001		<0,001	0,490	0,745	0,599
KHPTT 3. Pozisyon Süre	r_s katsayı	,825**	,927**		0,143	0,121	0,009
	p değeri	<0,001	<0,001		0,277	0,355	0,948
KHPTT 1. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	0,091	0,091	0,143		,583**	0,092
	p değeri	0,491	0,490	0,277		<0,001	0,485
KHPTT 2. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	-0,090	0,043	0,121	,583**		,546**
	p değeri	0,496	0,745	0,355	<0,001		<0,001
KHPTT 3. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	-0,083	-0,069	0,009	0,092	,546**	
	p değeri	0,526	0,599	0,948	0,485	<0,001	

(*) $p < 0,05$ değerini temsil etmektedir. (**) $p < 0,01$ değerini temsil etmektedir. (r_s) Korelasyon katsayıları “Spearman’s rho” değeridir. Negatif korelasyon katsayısı değeri negatif ilişkili korelasyonu, pozitif korelasyon katsayısı değeri pozitif ilişkili korelasyonu göstermektedir.

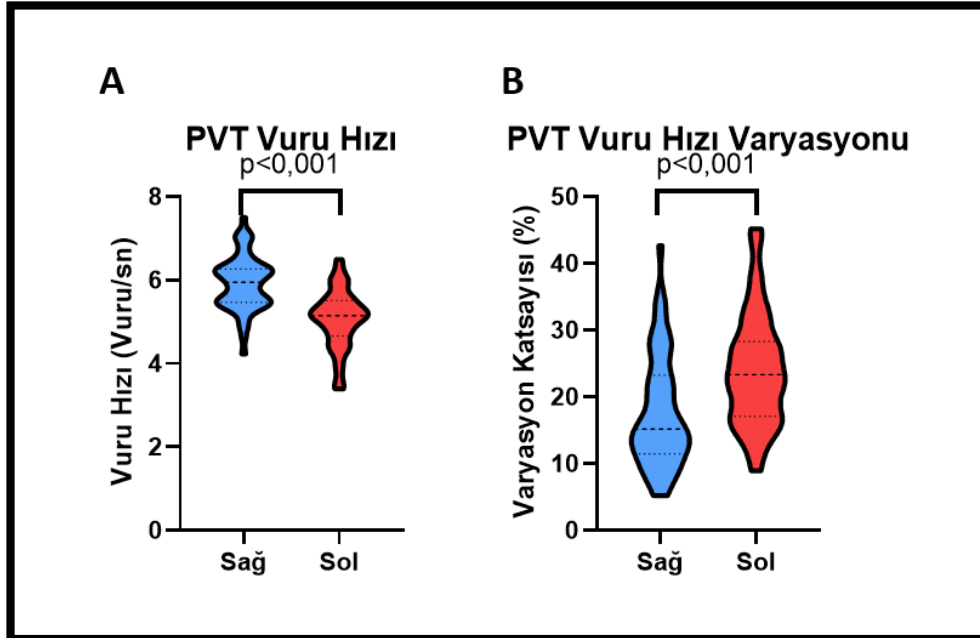
6.3. Parmak Vuru Testi Bulguları

PVT verilerinden her iki el için parmak vuru sayılarının vuru/saniye cinsinden vuru hızları, yüzdelik olarak vurular arasındaki sürenin varyasyon katsayıları ve iki el arası asimetri indeksi hesaplanmıştır.

Parmak vuru hızı değerlerinin ortalaması sağ el için $5,93 \pm 0,64$ vuru/saniye, sol el için ise $5,06 \pm 0,69$ vuru/saniye olarak hesaplanmıştır (Şekil 6.4A). Parmak vuru hızı için sağ elde vuru hızı ortalaması sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir ($t = 16,119$; $p < 0,001$).

Parmak vuru varyasyon katsayısı değerlerinin ortalaması sağ el için $17,61 \pm 8,31$ %, sol el için ise $24,09 \pm 8,42$ % olarak hesaplanmıştır (Şekil 6.4B). Parmak vuru varyasyonu için sağ elde varyasyon katsayısı sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak daha düşüktür ($t = -5,325$; $p < 0,001$).

İki el arası asimetri indeks değerlerinin ortalaması $8,05 \pm 4,07$ olarak hesaplanmıştır. Tüm katılımcıların sağ el vuru hızı sol ele göre daha yüksek bulunmuştur. Bu nedenle asimetri indeksi dağılımı tüm bulgular için pozitif değerlerdedir.



Şekil 6.4: PVT parmak vuru hızı ve vuru hızı varyasyon katsayısı değerleri. (A) Parmak vuru hızını sağ ve sol elde vuru/sn biriminden göstermektedir. (B) Parmak vuru hızı varyasyon katsayısını % biriminden göstermektedir. Grafiğin enine genişliği belirtilen değerdeki örneklem sayısı ile ilişkilidir. Kesikli çizgi ortanca değeri, kesikli noktalar ise çeyrek yüzdelikleri göstermektedir.

6.3.1. PVT Bulguları Arasında Korelasyonlar

Sol el parmak vuru hızı ile sol el parmak vuru hızı varyasyon katsayısı arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve negatif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r = -0,502$; $p < 0,001$).

İki el arası asimetri indeksi değerleri ile sol el parmak vuru hızı arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve negatif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r_s = -0,621$; $p < 0,001$).

İki el arası asimetri indeksi değerleri ile sol el parmak vuru hızı varyasyon katsayısı arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve pozitif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r_s = 0,501$; $p < 0,001$).

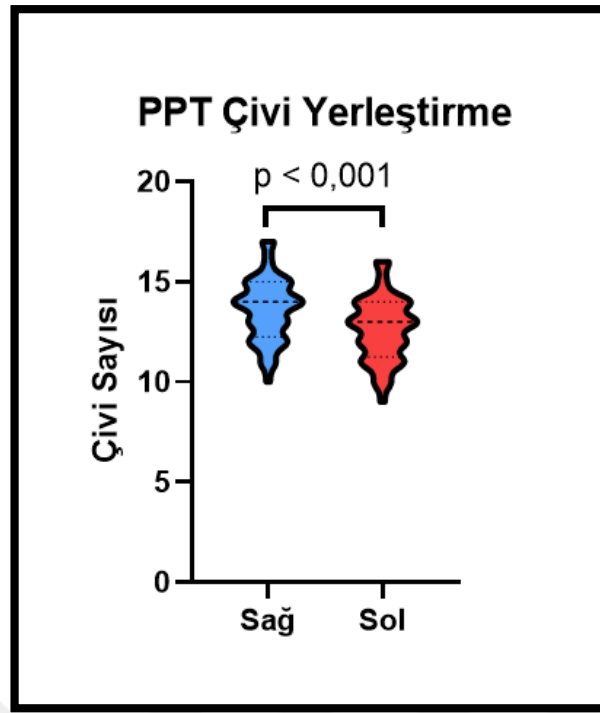
PVT diğer bulguları arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyonlar gözlenmemiştir.

6.4. PPT Bulguları

PPT verilerinden sağ ve sol el için otuz saniye içerisinde çivi yerleştirme miktarları hesaplanmıştır.

Çivi yerleştirme miktarlarının ortalaması sağ el için $13,65 \pm 1,54$ çivi, sol el için ise $12,65 \pm 1,56$ çivi olarak hesaplanmıştır (Şekil 6.5). Çivi yerleştirme miktarı sağ elde sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir ($t = 4,675$; $p < 0,001$).

Bilateral ince kavrama puanı ortalaması $20,73 \pm 3,16$ olarak hesaplanmıştır. Bilateral bileştirme puanı ortalaması $36,25 \pm 4,69$ olarak hesaplanmıştır.



Şekil 6.5: PPT her iki elde çivi yerleştirme miktarları. Grafiğin enine genişliği belirtilen değerdeki örneklem sayısı ile ilişkilidir. Kesikli çizgi ortanca değeri, kesikli noktalar ise çeyrek yüzdeleri göstermektedir.

6.4.1. PPT Bulguları Arasında Korelasyonlar

Bilateral ince kavrama puanı değerleri ve sağ el çivi yerleştirme miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve pozitif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r_s = 0,585$; $p < 0,001$). Bilateral ince kavrama puanı değerleri ve sol el çivi yerleştirme miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve pozitif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r_s = 0,598$; $p < 0,001$).

Bilateral birleştirme puanı değerleri ve sağ el çivi yerleştirme miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve pozitif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r_s = 0,526$; $p < 0,001$). Bilateral birleştirme puanı değerleri ve sol el çivi yerleştirme miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve pozitif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r_s = 0,470$; $p < 0,001$).

Bilateral ince kavrama puanı değerleri ve bilateral birleştirme puanı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve pozitif ilişkili bir korelasyon gözlenmiştir ($r_s = 0,662$; $p < 0,001$).

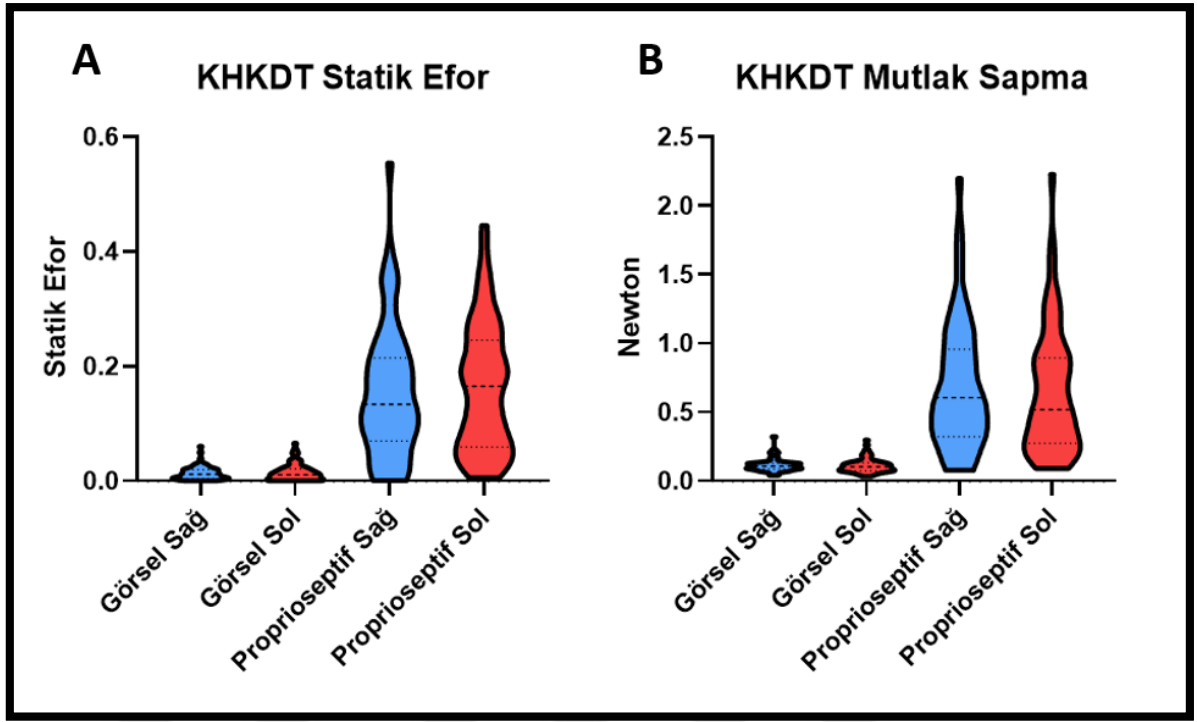
PPT testinin diğer bulguları arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyonlar gözlenmemiştir.

6.5. Kıştırma Hedef Kuvvet Derecelendirme Testi Bulguları

KHKDT verilerinden her iki elde görsel geri bildirimin varlığı ve yokluğundaki onar saniyelik periyotlarda statik efor, mutlak sapma ve kıştırma kuvvetinin salınım frekans dağılımları hesaplanmıştır. Statik efor değeri katılımcılar arasında sapma yönü fark etmeksizin sapma büyüklüklerini karşılaştırabilmek amacıyla mutlak değeri üzerinden analiz edilmiştir.

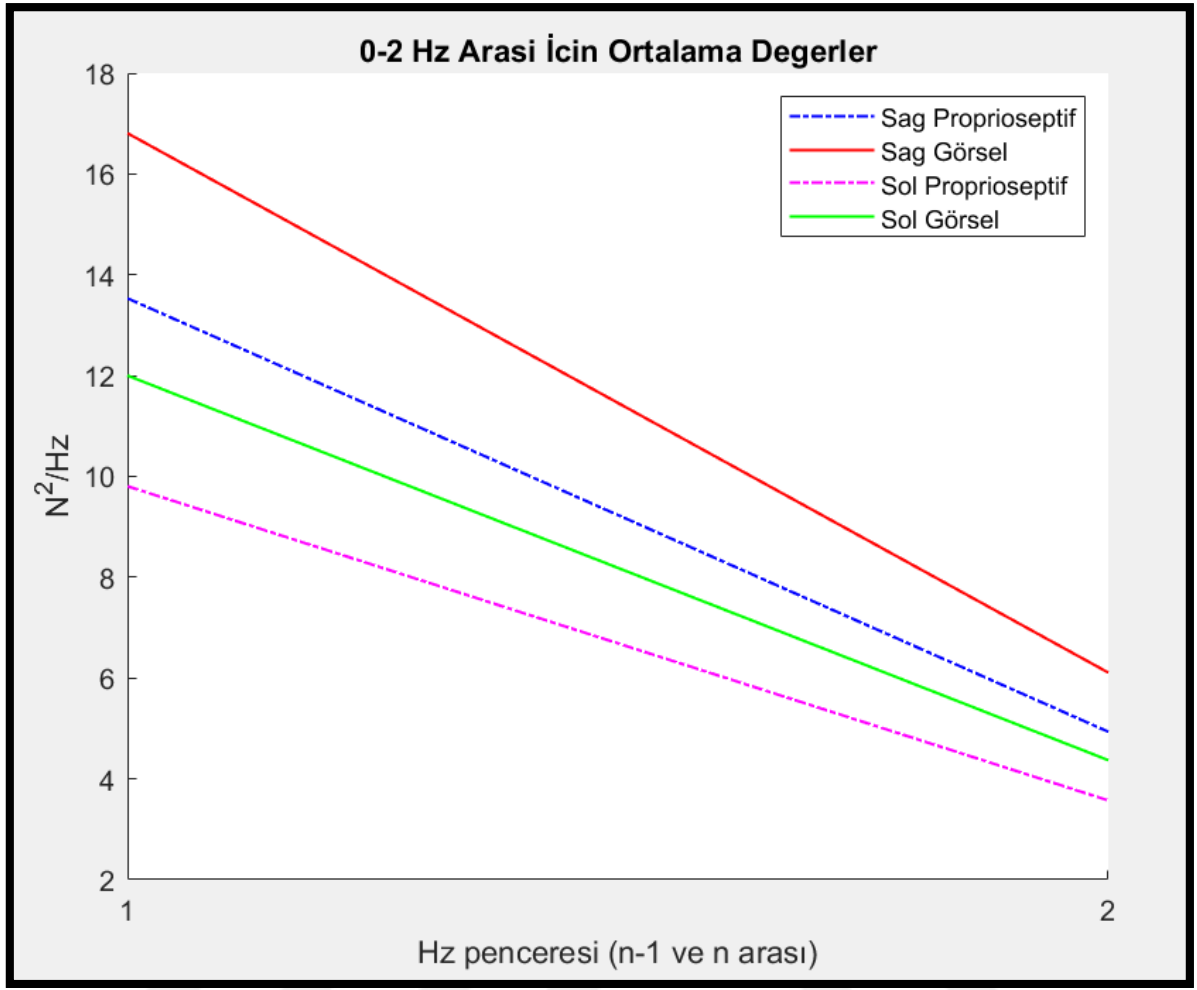
Statik efor değerlerinin ortalaması görsel geri bildirim varlığında sağ el için $0,0139 \pm 0,0117$, sol el için $0,0149 \pm 0,0146$ olarak hesaplanmıştır (Şekil 6.6A). Statik efor değeri için görsel geri bildirim varlığında sağ el ve sol el arasında istatistiksel anlamlı olarak farklılık bulunmamıştır ($Z = -0,29$; $p=0,977$). Statik efor değerlerinin ortalaması görsel geri bildirim yokluğunda sağ el için $0,154 \pm 0,114$, sol el için $0,162 \pm 0,11$ olarak hesaplanmıştır (Şekil 6.6A). Statik efor değeri için görsel geri bildirim yokluğunda sağ el ve sol el arasında istatistiksel anlamlı olarak farklılık bulunmamıştır ($t = -0,504$; $p=0,616$).

Mutlak sapma değerlerinin ortalaması görsel geri bildirim varlığında sağ el için $0,114 \pm 0,047$ N, sol el için $0,112 \pm 0,051$ N olarak hesaplanmıştır (Şekil 6.6B). Statik efor değeri için görsel geri bildirim varlığında sağ el ve sol el arasında istatistiksel anlamlı olarak farklılık bulunmamıştır ($t = 0,305$; $p=0,761$). Mutlak sapma değerlerinin ortalaması görsel geri bildirim yokluğunda sağ el için $0,684 \pm 0,458$ N, sol el için $0,647 \pm 0,451$ N olarak hesaplanmıştır (Şekil 6.6B). Statik efor değeri için görsel geri bildirim yokluğunda sağ el ve sol el arasında istatistiksel anlamlı olarak farklılık bulunmamıştır ($t = 0,524$; $p=0,602$).

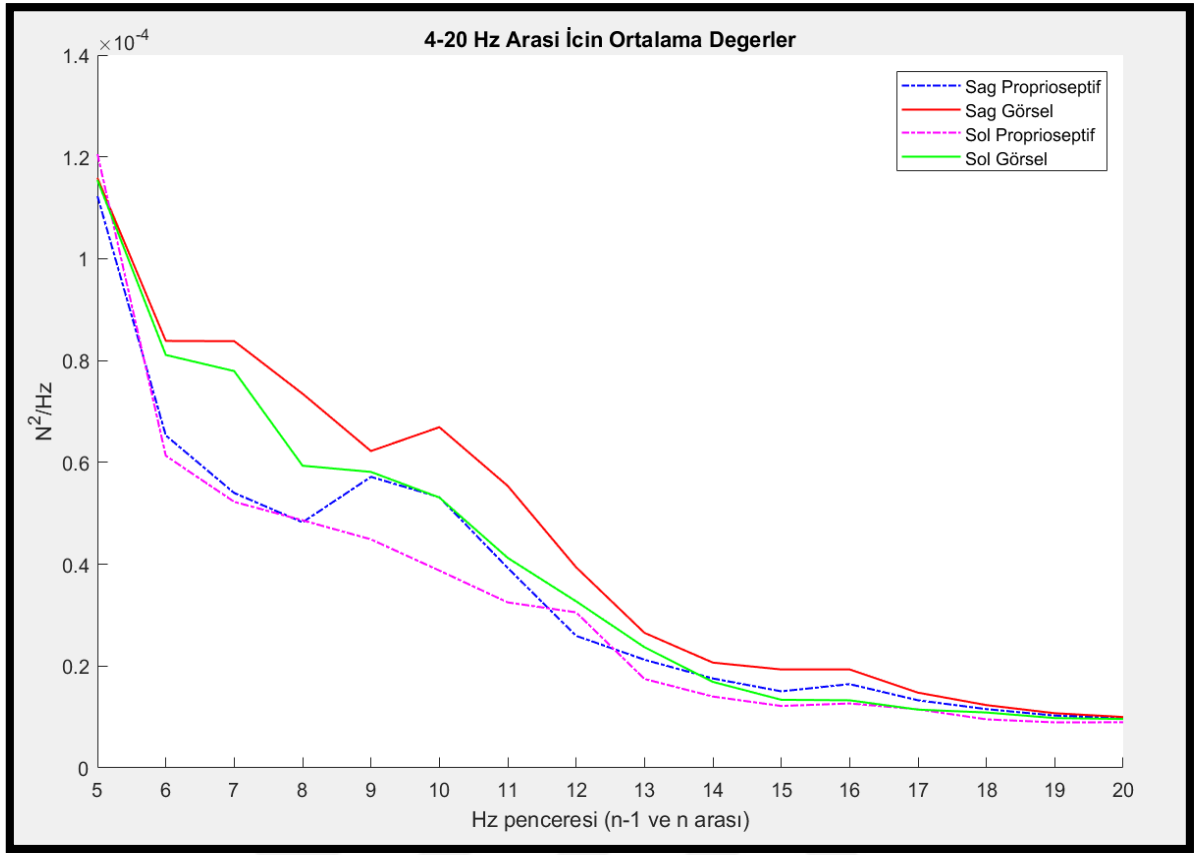


Şekil 6.6: KHKDT sağ ve sol elde görsel geri bildirimin varlığı ve yokluğunda hesaplanan statik efor ve mutlak sapma değerleri. (A) Statik efor değeri katılımcıların MVC değeri ile orantılı olarak hesaplanmaktadır. Değerin büyüklüğü hedeften sapma miktarının MVC ile sıfır ve bir arasında oranını göstermektedir. (B) Mutlak sapma değeri katılımcıların hedeften sapma miktarlarından mutlak olarak Newton değeri üzerinden hesaplanmaktadır. “Görsel” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. “Proprioseptif” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir. Grafiğin enine genişliği belirtilen değerdeki örneklem sayısı ile ilişkilidir. Kesikli çizgi ortanca değeri, kesikli noktalar ise çeyrek yüzdelikleri göstermektedir.

Kısırtma kuvvetinin salınım frekans dağılımının değerlendirilmesi için her iki elde kuvvet-zaman verisinden 0-20 Hz arasında 1 Hz aralıklı spektral güç dansiteleri N^2/Hz biriminden hesaplanmıştır. Frekans pencereleri için ortalama değerler aşağıdaki şekillerde sunulmaktadır (Şekil 6.7, Şekil 6.8). Tanımlayıcı istatistik bilgileri eklerde tablo formatında sunulmaktadır (Ek 2).



Şekil 6.7: 0 ve 2 Hz arasında her iki el ve görsel geri bildirim durumu için bir hertzlik frekans pencerelerinde ortalama spektral güç dansitesinin N^2/Hz biriminden değerleri. Yatay ekseninde bulunan değerler kendisi ve bir eksik değer arasında kalan frekans aralığı pencerelerini göstermektedir. 2-3 Hz penceresi ve üstü spektral güç dansitesi değerleri çok küçük olduğundan bu grafikte gösterilememektedir. “Görsel” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. “Proprioseptif” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir.



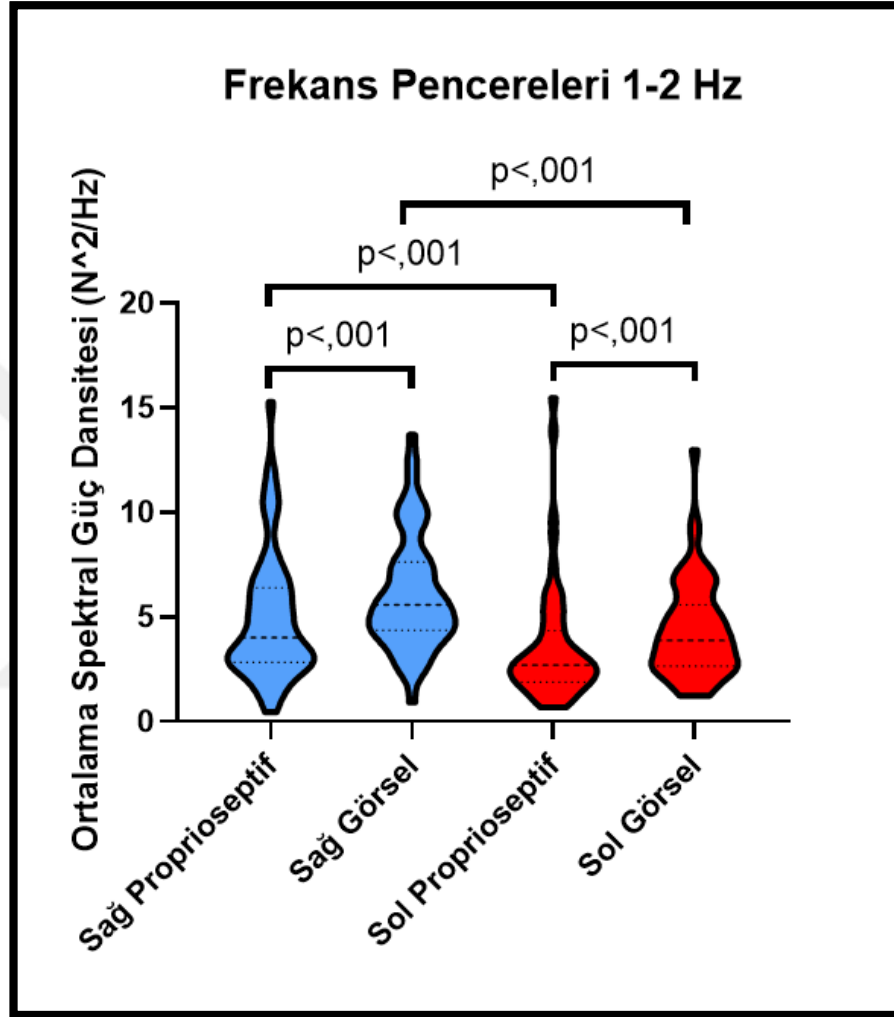
Şekil 6.8: 4 ve 20 Hz arasında her iki el ve görsel geri bildirim durumu için bir hertzlik frekans pencerelerinde ortalama spektral güç dansitesinin N^2/Hz biriminden değerleri. Yatay ekseninde bulunan değerler kendisi ve bir eksik değer arasında kalan frekans aralığı pencerelerini göstermektedir. Yüksek frekans pencerelerinin daha iyi gözlenebilmesi için bir ve dört hertz arası pencereler dâhil edilmemiştir. “Görsel” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. “Proprioseptif” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir.

Frekans pencereleri farklı tip kas liflerinin işlevsel çalışma frekansları baz alınarak 1-2 Hz, 4-8 Hz ve 8-12 Hz frekans aralıkları olarak gruplandırılmış ve genel ortalama (*grand mean*) hesaplanarak değerlendirilmiştir.

1-2 Hz aralığında sağ el için ortalama spektral güç dansitesi görsel geri bildirim yokluğunda $4,935 \pm 3,035 N^2/\text{Hz}$, görsel geri bildirim varlığında $6,108 \pm 2,733 N^2/\text{Hz}$ olarak hesaplanmıştır. 1-2 Hz aralığında sol el için ortalama spektral güç dansitesi görsel geri bildirim yokluğunda $3,572 \pm 2,837 N^2/\text{Hz}$, görsel geri bildirim varlığında $4,37 \pm 2,265 N^2/\text{Hz}$ olarak hesaplanmıştır (Şekil 6.9).

Spektral güç dansitesi ortalaması sağ elde görsel geri bildirimin varlığı durumunda görsel geri bildirim yokluğu durumuna göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir ($t = -5,931$; $p < 0,001$). Spektral güç dansitesi ortalaması sol elde görsel geri bildirimin varlığı durumunda

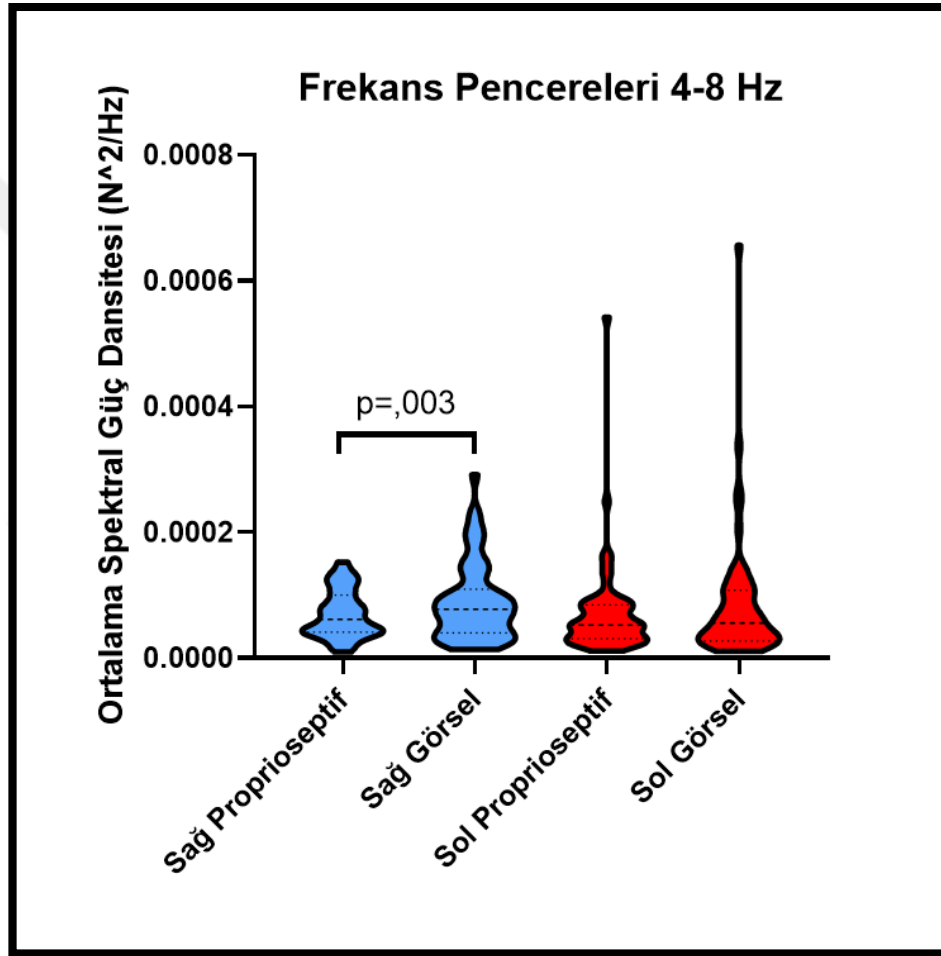
görsel geri bildirim yokluğu durumuna göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir ($Z = -5,246$; $p < 0,001$). Spektral güç dansitesi ortalaması görsel geri bildirimin varlığı durumunda sağ elde sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir ($Z = -5,706$; $p < 0,001$). Spektral güç dansitesi ortalaması görsel geri bildirimin yokluğu durumunda sağ elde sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir ($Z = -4,740$; $p < 0,001$).



Şekil 6.9: Sağ el ve sol elde görsel geri bildirim varlığı ve yokluğu durumlarında 1-2 Hz arası ortalama spektral güç dansitesi değerleri. “Görsel” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. “Proprioseptif” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir. Grafiğin enine genişliği belirtilen değerdeki örneklem sayısı ile ilişkilidir. Kesikli çizgi ortanca değeri, kesikli noktalar ise çeyrek yüzdelikleri göstermektedir.

4-8 Hz aralığında sağ el için ortalama spektral güç dansitesi görsel geri bildirim yokluğunda $0,0000699 \pm 0,0000376$ N²/Hz, görsel geri bildirim varlığında $0,0000892 \pm 0,0000615$ N²/Hz olarak hesaplanmıştır. 4-8 Hz aralığında sol el için ortalama spektral güç dansitesi görsel geri bildirim yokluğunda $0,0000706 \pm 0,0000757$ N²/Hz, görsel geri bildirim varlığında $0,0000834 \pm 0,0000994$ N²/Hz olarak hesaplanmıştır (Şekil 6.10).

Spektral güç dansitesi ortalaması sağ elde görsel geri bildirimin varlığı durumunda görsel geri bildirim yokluğu durumuna göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir ($Z = -2,936$; $p=0,003$). Spektral güç dansitesi ortalaması sol elde görsel geri bildirimin varlığı durumunda görsel geri bildirim yokluğu durumuna göre istatistiksel anlamlı olarak fark bulunmamıştır ($Z = -0,626$; $p=0,531$). Spektral güç dansitesi ortalaması görsel geri bildirimin varlığı durumunda sağ elde sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak fark bulunmamıştır ($Z = -1,774$; $p=0,076$). Spektral güç dansitesi ortalaması görsel geri bildirimin yokluğu durumunda sağ elde sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak fark bulunmamıştır ($Z = -1,155$; $p=0,248$).

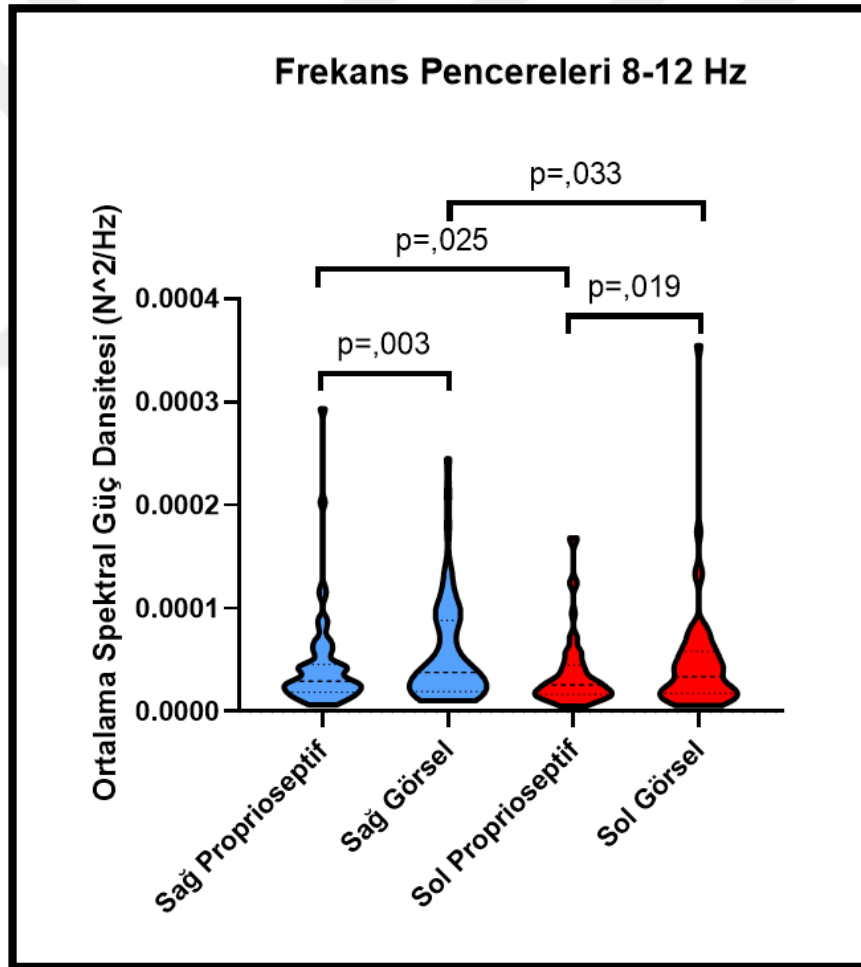


Şekil 6.10: Sağ el ve sol elde görsel geri bildirim varlığı ve yokluğu durumlarında 4-8 Hz arası ortalama spektral güç dansitesi değerleri. “Görsel” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. “Proprioseptif” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir. Grafiğin enine genişliği belirtilen değerdeki örneklem sayısı ile ilişkilidir. Kesikli çizgi ortanca değeri, kesikli noktalar ise çeyrek yüzdelikleri göstermektedir.

8-12 Hz aralığında sağ el için ortalama spektral güç dansitesi görsel geri bildirim yokluğunda $0,0000438 \pm 0,0000465$ N²/Hz, görsel geri bildirim varlığında $0,0000559 \pm 0,0000504$ N²/Hz olarak hesaplanmıştır. 8-12 Hz aralığında sol el için ortalama spektral güç

dansitesi görsel geri bildirim yokluğunda $0,0000366 \pm 0,0000351 \text{ N}^2/\text{Hz}$, görsel geri bildirim varlığında $0,0000463 \pm 0,0000524 \text{ N}^2/\text{Hz}$ olarak hesaplanmıştır (Şekil 6.11).

Spektral güç dansitesi ortalaması sağ elde görsel geri bildirimin varlığı durumunda görsel geri bildirim yokluğu durumuna göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir ($Z = -2,944$; $p=0,003$). Spektral güç dansitesi ortalaması sol elde görsel geri bildirimin varlığı durumunda görsel geri bildirim yokluğu durumuna göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir ($Z = -2,347$; $p=0,019$). Spektral güç dansitesi ortalaması görsel geri bildirimin varlığı durumunda sağ elde sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir ($Z = -2,129$; $p=0,033$). Spektral güç dansitesi ortalaması görsel geri bildirimin yokluğu durumunda sağ elde sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir ($Z = -2,234$; $p=0,025$).



Şekil 6.11: Sağ el ve sol elde görsel geri bildirim varlığı ve yokluğu durumlarında 8-12 Hz arası ortalama spektral güç dansitesi değerleri. “Görsel” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. “Proprioseptif” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir. Grafğin enine genişliği belirtilen değerdeki örneklem sayısı ile ilişkilidir. Kesikli çizgi ortanca değeri, kesikli noktalar ise çeyrek yüzdelikleri göstermektedir.

6.5.1. KHKDT Parametreler Aralarındaki Korelasyonlar

Sağ elde görsel geri bildirim varlığı durumunda mutlak sapma değerleri ve statik efor değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,635$; $p<0,001$). Sağ elde görsel geri bildirim yokluğu durumunda mutlak sapma ve statik efor arasında istatistiksel olarak anlamlı, güçlü ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,944$; $p<0,001$).

Sol elde görsel geri bildirim varlığı durumunda mutlak sapma değerleri ve statik efor değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,586$; $p<0,001$). Sol elde görsel geri bildirim yokluğu durumunda mutlak sapma ve statik efor arasında istatistiksel olarak anlamlı, güçlü ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,918$; $p<0,001$).

Görsel geri bildirim varlığı durumunda sağ elde mutlak sapma değerleri ve görsel geri bildirim varlığı durumunda sol elde mutlak sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,433$; $p<0,001$). Görsel geri bildirim varlığı durumunda sağ elde mutlak sapma değerleri ve görsel geri bildirim varlığı durumunda sol elde statik efor değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,314$; $p=0,014$).

Görsel geri bildirim varlığı durumunda sağ elde statik efor değerleri ve görsel geri bildirim varlığı durumunda sol elde mutlak sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır ($r_s=0,161$; $p=0,219$). Görsel geri bildirim varlığı durumunda sağ elde mutlak sapma değerleri ve görsel geri bildirim varlığı durumunda sol elde statik efor değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,323$; $p=0,012$).

Görsel geri bildirim yokluğu durumunda sağ elde mutlak sapma değerleri ve görsel geri bildirim yokluğu durumunda sol elde mutlak sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,350$; $p=0,006$). Görsel geri bildirim yokluğu durumunda sağ elde mutlak sapma değerleri ve görsel geri bildirim yokluğu durumunda sol elde statik efor değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,374$; $p=0,003$).

Görsel geri bildirim yokluğu durumunda sağ elde statik efor değerleri ve görsel geri bildirim yokluğu durumunda sol elde mutlak sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,345$; $p=0,007$). Görsel geri bildirim yokluğu durumunda sağ elde mutlak sapma değerleri ve görsel geri bildirim yokluğu durumunda sol elde statik efor değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, orta düzeyde ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,440$; $p<0,001$).

Diğer mutlak sapma ve statik efor değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon gözlenmemiştir (Tablo 6.5).

Tablo 6.5: KHKDT mutlak sapma ve statik efor değerleri korelasyon tablosu. Her iki el ve her iki görsel geri bildirim durumu karşılaştırılmaktadır.

		Sağ Görsel - Mutlak Sapma	Sağ Görsel - Statik Efor	Sağ Proprio - Mutlak Sapma	Sağ Proprio - Statik Efor	Sol Görsel - Mutlak Sapma	Sol Görsel - Statik Efor	Sol Proprio - Mutlak Sapma	Sol Proprio - Statik Efor
Sağ Görsel - Mutlak Sapma	Korelasyon katsayısı		,635**	0,170	0,022	,433**	,314*	0,164	0,084
	p değeri		<0,001	0,195	0,866	<0,001	0,014	0,209	0,526
Sağ Görsel - Statik Efor	Korelasyon katsayısı	,635**		0,141	0,125	0,161	,323*	0,128	0,158
	p değeri	<0,001		0,283	0,340	0,219	0,012	0,329	0,228
Sağ Proprio - Mutlak Sapma	Korelasyon katsayısı	0,170	0,141		,944**	0,033	0,059	,350**	,374**
	p değeri	0,195	0,283		<0,001	0,804	0,652	0,006	0,003
Sağ Proprio - Statik Efor	Korelasyon katsayısı	0,022	0,125	,944**		-0,031	0,132	,345**	,440**
	p değeri	0,866	0,340	<0,001		0,816	0,313	0,007	<0,001
Sol Görsel - Mutlak Sapma	Korelasyon katsayısı	,433**	0,161	0,033	-0,031		,586**	0,206	0,051
	p değeri	<0,001	0,219	0,804	0,816		<0,001	0,114	0,700
Sol Görsel - Statik Efor	Korelasyon katsayısı	,314*	,323*	0,059	0,132	,586**		0,111	0,161
	p değeri	0,014	0,012	0,652	0,313	<0,001		0,398	0,220
Sol Proprio - Mutlak Sapma	Korelasyon katsayısı	0,164	0,128	,350**	,345**	0,206	0,111		,918**
	p değeri	0,209	0,329	0,006	0,007	0,114	0,398		<0,001
Sol Proprio - Statik Efor	Korelasyon katsayısı	0,084	0,158	,374**	,440**	0,051	0,161	,918**	
	p değeri	0,526	0,228	0,003	<0,001	0,700	0,220	<0,001	

(*) $p<0,05$ değerini temsil etmektedir. (**) $p<0,01$ değerini temsil etmektedir. Korelasyon katsayıları “Spearman’s rho” değeridir. “Görsel” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. “Proprio” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir.

1-2, 4-8 ve 8-12 Hz frekans aralığı ortalama spektral güç dansitesi değerlerinin statik efor ve mutlak sapma değerleri arasındaki korelasyon hesaplamaları aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 6.6). Sağ elde spektral güç dansiteleri sağ elin statik efor ve mutlak sapma değerleri ile değerlendirilmiştir. Sol elde spektral güç dansiteleri sol elin statik efor ve mutlak sapma değerleri ile değerlendirilmiştir.

Tablo 6.6: 1-2, 4-8 ve 8-12 Hz frekans aralığı ortalama spektral güç dansitesi değerlerinin statik efor ve mutlak sapma değerleri arasındaki korelasyon hesaplamaları. Sağ el verileri ile diğer sağ el verileri arasında ve sol el verileri ile diğer sol el verileri arasında korelasyon hesaplanmıştır.

	Görsel Mutlak Sapma	Görsel Statik Efor	Proprioseptif Mutlak Sapma	Proprioseptif Statik Efor
Sağ 1-2 Hz Proprioseptif			$r_s=-0,395^{**}$ $p=0,002$	$r_s=-0,593^{**}$ $p<0,001$
Sol 1-2 Hz Proprioseptif			$r_s=-0,124$ $p=0,348$	$r_s=-0,417^{**}$ $p=0,001$
Sağ 1-2 Hz Görsel	$r_s=0,515^{**}$ $p<0,001$	$r_s=0,115$ $p=0,385$		
Sol 1-2 Hz Görsel	$r_s=0,415^{**}$ $p=0,001$	$r_s=-0,028$ $p=0,835$		
Sağ 4-8 Hz Proprioseptif			$r_s=-0,034$ $p=0,797$	$r_s=-0,141$ $p=0,288$
Sol 4-8 Hz Proprioseptif			$r_s=0,327^{*}$ $p=0,012$	$r_s=0,141$ $p=0,287$
Sağ 4-8 Hz Görsel	$r_s=0,360^{**}$ $p=0,005$	$r_s=-0,003$ $p=0,985$		
Sol 4-8 Hz Görsel	$r_s=0,591^{**}$ $p<0,001$	$r_s=0,084$ $p=0,528$		
Sağ 8-12 Hz Proprioseptif			$r_s=-0,009$ $p=0,949$	$r_s=-0,131$ $p=0,322$
Sol 8-12 Hz Proprioseptif			$r_s=0,197$ $p=0,135$	$r_s=0,035$ $p=0,791$
Sağ 8-12 Hz Görsel	$r_s=0,214$ $p=0,103$	$r_s=-0,161$ $p=0,224$		
Sol 8-12 Hz Görsel	$r_s=0,394^{**}$ $p=0,002$	$r_s=-0,066$ $p=0,620$		

Yeşil renk istatistiksel olarak anlamlı pozitif ve negatif ilişkili korelasyonları, kırmızı renk istatistiksel olarak anlamlı olmayan korelasyonları göstermektedir. (*) $p<0,05$ değerini temsil etmektedir. (**) $p<0,01$ değerini temsil etmektedir. Korelasyon katsayıları "Spearman's rho" değeridir. Negatif korelasyon katsayısı değeri negatif ilişkili korelasyonu, pozitif korelasyon katsayısı değeri pozitif ilişkili korelasyonu göstermektedir. "Görsel" KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. "Proprioseptif" KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir.

6.6. Motor Fonksiyon ve Proprioseptif Duyu Parametreleri Aralarındaki Korelasyonlar

6.6.1. PVT ve Proprioseptif Duyu Parametreleri Aralarındaki Korelasyonlar

Sağ elde parmak vuru hızı ve vuru hızı varyasyon katsayısı değerleri ile sağ elde proprioseptif duyu farklı alt modaliteleri ölçümünde kullanılan KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık değerleri ve hedefe dokunma süresi ortalama değerleri, AMEDA AUC skoru değerleri ve KHKDT mutlak sapma ve statik efor değerleri arasında korelasyon analizi yapılmıştır. Korelasyonu incelenen parametreler arasında istatistiksel anlamlı olarak korelasyon gözlenmemiştir (Tablo 6.7).

Sol elde parmak vuru hızı ve vuru hızı varyasyon katsayısı değerleri ile sol elde proprioseptif duyu farklı alt modaliteleri ölçümünde kullanılan KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık değerleri ve hedefe dokunma süresi ortalama değerleri, AMEDA AUC skoru değerleri ve KHKDT mutlak sapma ve statik efor değerleri arasında korelasyon analizi yapılmıştır. Korelasyonu incelenen parametreler arasında istatistiksel anlamlı olarak korelasyon gözlenmemiştir (Tablo 6.7).

PVT asimetri indeksi değerleri ile sağ ve sol elde proprioseptif duyu farklı alt modaliteleri ölçümünde kullanılan KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık değerleri ve hedefe dokunma süresi ortalama değerleri, AMEDA AUC skoru değerleri ve KHKDT mutlak sapma ve statik efor değerleri arasında korelasyon analizi yapılmıştır. Korelasyonu incelenen parametreler arasında istatistiksel anlamlı olarak korelasyon gözlenmemiştir (Tablo 6.7).

Tablo 6.7: PVT ve farklı proprioseptif duyu parametreleri aralarındaki korelasyonlar. Sağ el verileri ile diğer sağ el verileri arasında ve sol el verileri ile diğer sol el verileri arasında korelasyon hesaplanmıştır. PVT asimetri indeksi değeri her iki el için de değerlendirilmiştir.

		KHPTT 1. Pozisyon Uzaklık	KHPTT 1. Pozisyon Süre	KHPTT 2. Pozisyon Uzaklık	KHPTT 2. Pozisyon Süre	KHPTT 3. Pozisyon Uzaklık	KHPTT 3. Pozisyon Süre	AMEDA AUC	KHKDT Görsel Mutlak Sapma	KHKDT Görsel Statik Efor	KHKDT Proprio Mutlak Sapma	KHKDT Proprio Statik Efor
Sağ Vuru Hızı		$r_s=0,176$ $p=0,182$	$r_s=-0,048$ $p=0,720$	$r_s=-0,119$ $p=0,369$	$r_s=-0,049$ $p=0,714$	$r_s=0,006$ $p=0,962$	$r_s=-0,054$ $p=0,684$	$r=0,106$ $p=0,424$	$r_s=0,08$ $p=0,545$	$r_s=-0,055$ $p=0,679$	$r_s=-0,074$ $p=0,572$	$r_s=-0,08$ $p=0,541$
Sağ Vuru Varyasyon		$r_s=-0,196$ $p=0,137$	$r_s=0,015$ $p=0,909$	$r_s=0,020$ $p=0,881$	$r_s=0,018$ $p=0,891$	$r_s=-0,013$ $p=0,921$	$r_s=-0,021$ $p=0,875$	$r_s=0,007$ $p=0,960$	$r_s=0,155$ $p=0,237$	$r_s=0,142$ $p=0,280$	$r_s=0,061$ $p=0,643$	$r_s=0,005$ $p=0,969$
Sol Vuru Hızı		$r_s=0,014$ $p=0,917$	$r_s=0,066$ $p=0,614$	$r_s=0,096$ $p=0,467$	$r_s=0,068$ $p=0,603$	$r_s=0,031$ $p=0,814$	$r_s=0,042$ $p=0,748$	$r_s=0,162$ $p=0,220$	$r_s=-0,044$ $p=0,741$	$r_s=-0,163$ $p=0,214$	$r_s=0,016$ $p=0,903$	$r_s=-0,071$ $p=0,592$
Sol Vuru Varyasyon		$r_s=-0,187$ $p=0,155$	$r_s=0,003$ $p=0,982$	$r_s=-0,142$ $p=0,284$	$r_s=0,159$ $p=0,229$	$r_s=-0,061$ $p=0,647$	$r_s=0,159$ $p=0,228$	$r_s=-0,059$ $p=0,662$	$r_s=0,147$ $p=0,267$	$r_s=0,14$ $p=0,290$	$r_s=0,037$ $p=0,782$	$r_s=0,109$ $p=0,411$
PVT Asimetri İndeksi	Sağ	$r_s=-0,107$ $p=0,422$	$r_s=0,08$ $p=0,545$	$r_s=-0,059$ $p=0,657$	$r_s=0,071$ $p=0,595$	$r_s=0,027$ $p=0,840$	$r_s=-0,01$ $p=0,939$	$r=0,043$ $p=0,747$	$r_s=-0,019$ $p=0,886$	$r_s=-0,018$ $p=0,894$	$r_s=-0,02$ $p=0,879$	$r_s=-0,036$ $p=0,785$
	Sol	$r_s=-0,06$ $p=0,649$	$r_s=-0,153$ $p=0,244$	$r_s=0,062$ $p=0,641$	$r_s=-0,112$ $p=0,394$	$r_s=0,113$ $p=0,390$	$r_s=-0,064$ $p=0,626$	$r_s=-0,181$ $p=0,171$	$r_s=0,056$ $p=0,672$	$r_s=-0,023$ $p=0,860$	$r_s=-0,165$ $p=0,207$	$r_s=-0,112$ $p=0,392$

(r_s) Korelasyon katsayıları “Spearman’s rho” değeridir. (r) Korelasyon katsayıları “Pearson” değeridir. Negatif korelasyon katsayısı değeri negatif ilişkili korelasyonu, pozitif korelasyon katsayısı değeri pozitif ilişkili korelasyonu göstermektedir. “Görsel” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. “Proprio” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir. (*) $p<0,05$ değerini temsil etmektedir. (**) $p<0,01$ değerini temsil etmektedir.

6.6.2. PPT ve Proprioseptif Duyu Parametreleri Aralarındaki Korelasyonlar

Sağ elde çivi yerleştirme miktarı değerleri ile sağ elde proprioseptif duyu farklı alt modaliteleri ölçümünde kullanılan KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık değerleri ve hedefe dokunma süresi ortalama değerleri, AMEDA AUC skoru değerleri ve KHKDT mutlak sapma ve statik efor değerleri arasında korelasyon analizi yapılmıştır. Sağ elde çivi yerleştirme miktarı değerleri ve KHPTT 1. pozisyon hedefe dokunma süresi ortalama değerlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif ilişkili bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,26$; $p=0,047$) (Tablo 6.8). Korelasyonu incelenen diğer parametreler arasında istatistiksel anlamlı olarak korelasyon gözlenmemiştir.

Sol elde çivi yerleştirme miktarı değerleri ile sol elde proprioseptif duyu farklı alt modaliteleri ölçümünde kullanılan KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık değerleri ve hedefe dokunma süresi ortalama değerleri, AMEDA AUC skoru değerleri ve KHKDT mutlak sapma ve statik efor değerleri arasında korelasyon analizi yapılmıştır. Sol elde çivi yerleştirme miktarı değerleri ve KHKDT görsel geri bildirimin yokluğu durumunda mutlak sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif ilişkili bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,301$; $p=0,02$) (Tablo 6.8). Korelasyonu incelenen diğer parametreler arasında istatistiksel anlamlı olarak korelasyon gözlenmemiştir.

Bilateral ince kavrama değerleri ile sağ ve sol elde proprioseptif duyu farklı alt modaliteleri ölçümünde kullanılan KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık değerleri ve hedefe dokunma süresi ortalama değerleri, AMEDA AUC skoru değerleri ve KHKDT mutlak sapma ve statik efor değerleri arasında korelasyon analizi yapılmıştır. Bilateral ince kavrama değerleri ve sol elde KHKDT görsel geri bildirimin yokluğu durumunda mutlak sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif ilişkili bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=0,283$; $p=0,028$) (Tablo 6.8). Korelasyonu incelenen diğer parametreler arasında istatistiksel anlamlı olarak korelasyon gözlenmemiştir.

Bilateral birleştirme değerleri ile sağ ve sol elde proprioseptif duyu farklı alt modaliteleri ölçümünde kullanılan KHPTT hedef noktadan ortalama sapma uzaklık değerleri ve hedefe dokunma süresi ortalama değerleri, AMEDA AUC skoru değerleri ve KHKDT mutlak sapma ve statik efor değerleri arasında korelasyon analizi yapılmıştır. Korelasyonu incelenen parametreler arasında istatistiksel anlamlı olarak korelasyon gözlenmemiştir (Tablo 6.8).

Tablo 6.8: PPT ve farklı proprioseptif duyu parametreleri aralarındaki korelasyonlar. Sağ el verileri ile diğer sağ el verileri arasında ve sol el verileri ile diğer sol el verileri arasında korelasyon hesaplanmıştır. Bilateral ince kavrama ve bilateral birleştirme değerleri her iki el için de değerlendirilmiştir.

		KHPTT 1. Pozisyon Uzaklık	KHPTT 1. Pozisyon Süre	KHPTT 2. Pozisyon Uzaklık	KHPTT 2. Pozisyon Süre	KHPTT 3. Pozisyon Uzaklık	KHPTT 3. Pozisyon Süre	AMEDA AUC	KHKDT Görsel Mutlak Sapma	KHKDT Görsel Statik Efor	KHKDT Proprio Mutlak Sapma	KHKDT Proprio Statik Efor
Sağ Çivi Yerleştirme		$r_s=0,117$ $p=0,376$	$r_s=-0,26^*$ $p=0,047$	$r_s=-0,052$ $p=0,695$	$r_s=-0,221$ $p=0,092$	$r_s=-0,223$ $p=0,090$	$r_s=-0,091$ $p=0,492$	$r_s=0,094$ $p=0,478$	$r_s=0,085$ $p=0,521$	$r_s=0,111$ $p=0,397$	$r_s=-0,24$ $p=0,064$	$r_s=-0,193$ $p=0,139$
Sol Çivi Yerleştirme		$r_s=0,088$ $p=0,506$	$r_s=0,083$ $p=0,529$	$r_s=-0,018$ $p=0,892$	$r_s=0,042$ $p=0,751$	$r_s=-0,241$ $p=0,063$	$r_s=-0,028$ $p=0,830$	$r_s=0,009$ $p=0,945$	$r_s=0,059$ $p=0,654$	$r_s=0,005$ $p=0,972$	$r_s=0,301^*$ $p=0,020$	$r_s=-0,19$ $p=0,146$
Bilateral İnce Kavrama	Sağ	$r_s=-0,013$ $p=0,920$	$r_s=-0,179$ $p=0,174$	$r_s=-0,14$ $p=0,291$	$r_s=-0,195$ $p=0,138$	$r_s=-0,138$ $p=0,296$	$r_s=-0,174$ $p=0,187$	$r_s=0,086$ $p=0,518$	$r_s=-0,096$ $p=0,467$	$r_s=-0,162$ $p=0,217$	$r_s=-0,139$ $p=0,289$	$r_s=-0,124$ $p=0,345$
	Sol	$r_s=0,043$ $p=0,744$	$r_s=0,055$ $p=0,677$	$r_s=-0,044$ $p=0,738$	$r_s=0,031$ $p=0,814$	$r_s=-0,104$ $p=0,428$	$r_s=0,006$ $p=0,966$	$r_s=0,1$ $p=0,449$	$r_s=0,148$ $p=0,259$	$r_s=-0,001$ $p=0,994$	$r_s=0,283^*$ $p=0,028$	$r_s=0,163$ $p=0,213$
Bilateral Birleştirme	Sağ	$r_s=0,152$ $p=0,249$	$r_s=-0,027$ $p=0,841$	$r_s=-0,052$ $p=0,693$	$r_s=-0,07$ $p=0,596$	$r_s=-0,134$ $p=0,311$	$r_s=-0,058$ $p=0,661$	$r_s=-0,119$ $p=0,369$	$r_s=-0,018$ $p=0,889$	$r_s=-0,051$ $p=0,697$	$r_s=-0,066$ $p=0,616$	$r_s=-0,065$ $p=0,622$
	Sol	$r_s=0,137$ $p=0,298$	$r_s=0,104$ $p=0,427$	$r_s=0,113$ $p=0,388$	$r_s=0,065$ $p=0,620$	$r_s=-0,083$ $p=0,530$	$r_s=0,077$ $p=0,561$	$r_s=0,056$ $p=0,675$	$r_s=0,105$ $p=0,427$	$r_s=-0,002$ $p=0,985$	$r_s=0,106$ $p=0,421$	$r_s=0,02$ $p=0,878$

(r_s) Korelasyon katsayıları “Spearman’s rho” değeridir. (r) Korelasyon katsayıları “Pearson” değeridir. Negatif korelasyon katsayısı değeri negatif ilişkili korelasyonu, pozitif korelasyon katsayısı değeri pozitif ilişkili korelasyonu göstermektedir. “Görsel” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. “Proprio” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir. (*) $p<0,05$ değerini temsil etmektedir. (**) $p<0,01$ değerini temsil etmektedir.

6.7. Proprioseptif Duyu Alt Modalite Parametreleri Aralarındaki Korelasyonlar

Proprioseptif duyunun farklı alt modalitelerinin arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi amacıyla KHKDT kuvvet/efor duyusu ölçümü verileri ile AMEDA ve KHPTT hareket/pozisyon ölçümü verileri aralarında korelasyon analizi yapılmıştır. Sağ el verileri ile diğer sağ el verileri arasında ve sol el verileri ile diğer sol el verileri arasında korelasyon hesaplanmıştır. Hareket/pozisyon ölçümü verileri sağlayan iki farklı yöntem olan AMEDA ve KHPTT verileri arasındaki korelasyonlar “6.2.1. KHPTT Geçerlik ve Güvenirlik Bulguları” başlığı altında sunulmaktadır.

6.7.1. KHKDT – AMEDA Bulguları Arasında Korelasyonlar

Sağ elde AMEDA AUC değerleri ile KHKDT görsel geri bildirimin yokluğu durumunda mutlak sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve negatif ilişkili bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=-0,293$; $p=0,024$). Sağ elde AMEDA AUC değerleri ile KHKDT görsel geri bildirimin yokluğu durumunda statik efor değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve negatif ilişkili bir korelasyon bulunmuştur ($r_s=-0,296$; $p=0,023$). KHKDT ve AMEDA diğer bulguları arasında istatistiksel anlamlı olarak korelasyon gözlenmemiştir (Tablo 6.9).

Tablo 6.9: KHKDT ve AMEDA parametreleri aralarındaki korelasyonlar. Sağ el verileri ile diğer sağ el verileri arasında ve sol el verileri ile diğer sol el verileri arasında korelasyon hesaplanmıştır.

	KHKDT Görsel Mutlak Sapma	KHKDT Görsel Statik Efor	KHKDT Proprio Mutlak Sapma	KHKDT Proprio Statik Efor
AMEDA AUC Sağ	$r_s=0,099$ $p=0,454$	$r_s=-0,086$ $p=0,518$	$r_s=-0,293^*$ $p=0,024$	$r_s=-0,296^*$ $p=0,023$
AMEDA AUC Sol	$r_s=-0,233$ $p=0,076$	$r_s=-0,11$ $p=0,405$	$r_s=-0,096$ $p=0,471$	$r_s=-0,039$ $p=0,771$

(r_s) Korelasyon katsayıları “Spearman’s rho” değeridir. Negatif korelasyon katsayısı değeri negatif ilişkili korelasyonu, pozitif korelasyon katsayısı değeri pozitif ilişkili korelasyonu göstermektedir. “Görsel” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. “Proprio” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir. (*) $p<0,05$ değerini temsil etmektedir. (**) $p<0,01$ değerini temsil etmektedir.

6.7.2. KHKDT – KHPTT Bulguları Arasında Korelasyonlar

KHKDT ve KHPTT bulguları arasında istatistiksel anlamlı olarak korelasyon gözlenmemiştir. İncelenen korelasyonlar aşağıdaki tabloda sunulmaktadır (Tablo 6.10).

Tablo 6.10: KHKDT ve KHPTT parametreleri aralarındaki korelasyonlar. Sağ el verileri ile diğer sağ el verileri arasında ve sol el verileri ile diğer sol el verileri arasında korelasyon hesaplanmıştır.

		KHKDT Görsel Mutlak Sapma	KHKDT Görsel Statik Efor	KHKDT Proprio Mutlak Sapma	KHKDT Proprio Statik Efor
Sağ KHPTT 1. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	-0,076	0,012	-0,202	-0,206
	p değeri	0,568	0,930	0,126	0,118
Sağ KHPTT 1. Pozisyon Süre	r_s katsayı	-0,018	-0,059	0,166	0,136
	p değeri	0,890	0,655	0,209	0,304
Sağ KHPTT 2. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	-0,010	-0,008	-0,073	-0,107
	p değeri	0,941	0,950	0,581	0,418
Sağ KHPTT 2. Pozisyon Süre	r_s katsayı	-0,031	-0,044	0,065	0,048
	p değeri	0,814	0,742	0,625	0,717
Sağ KHPTT 3. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	-0,147	-0,077	0,037	0,002
	p değeri	0,266	0,564	0,781	0,990
Sağ KHPTT 3. Pozisyon Süre	r_s katsayı	-0,069	-0,053	0,054	0,059
	p değeri	0,602	0,690	0,683	0,656
Sol KHPTT 1. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	0,035	-0,087	-0,097	-0,146
	p değeri	0,791	0,509	0,462	0,265
Sol KHPTT 1. Pozisyon Süre	r_s katsayı	-0,163	0,043	-0,098	-0,068
	p değeri	0,213	0,744	0,459	0,605
Sol KHPTT 2. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	-0,077	-0,242	-0,089	-0,168
	p değeri	0,557	0,063	0,501	0,200
Sol KHPTT 2. Pozisyon Süre	r_s katsayı	-0,137	0,039	-0,093	-0,052
	p değeri	0,297	0,767	0,480	0,696
Sol KHPTT 3. Pozisyon Uzaklık	r_s katsayı	-0,142	-0,176	-0,211	-0,235
	p değeri	0,278	0,178	0,106	0,071
Sol KHPTT 3. Pozisyon Süre	r_s katsayı	-0,070	0,127	-0,119	-0,077
	p değeri	0,595	0,332	0,365	0,557

(r_s) Korelasyon katsayıları “Spearman’s rho” değeridir. Negatif korelasyon katsayısı değeri negatif ilişkili korelasyonu, pozitif korelasyon katsayısı değeri pozitif ilişkili korelasyonu göstermektedir. “Görsel” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin varlığı periyodunu temsil etmektedir. “Proprio” KHKDT test oturumunun görsel geri bildirimin yokluğu periyodunu temsil etmektedir.

7. TARTIŞMA

Çalışmamız sensörimotor sistemin üzerinde daha az odaklanılan parçası olan proprioseptif duyunun değerlendirilmesinde yeni bir ölçüm yöntemi geliştirmeyi amaçlamıştır. Bununla birlikte sağlıklı ve sağ eli dominant bireylerde proprioseptif duyunun alt modalitelerinin iki el arasındaki farklılıklarının incelenmesinde ve birbirleri arasında ve motor sistem ile etkileşimleri hakkında önemli bulgular ortaya koymuştur.

7.1. KHPTT Verileri ve Geçerlik - Güvenirlik Bulgularının Değerlendirilmesi

Hareket/pozisyon duyu alt modalitesini ölçmek amacıyla geliştirilmekte olan KHPTT'nin geçerliğinin kanıtlanması için kapsam geçerliği yöntemi olarak bir başka hareket/pozisyon ölçüt yöntemi olan AMEDA testi kullanılmıştır. KHPTT deney süreci tamamen katılımcıların aktif hareketinden oluşmaktadır. Bu nedenle KHPTT ve AMEDA arası korelasyonlar değerlendirilmiştir. AMEDA testi aktif hareketler kullanılarak yapılmaktadır. Bu da diğer yöntemlere göre bir avantajdır, çünkü JPR ve TTDPM gibi diğer yöntemlerde yalnızca pasif hareketler deney sürecine dâhil olmaktadır. Optimal kontrol modeli ve kas içciklerinin gama motor nöronlar aracılığıyla kas kasılması sürecinde hassasiyetinin ayarlanması göz önüne alındığında aktif hareket ile pasif hareket sırasında oluşacak proprioseptif enformasyonun dinamiğinde farklılık olması beklenebilir. Yapılan çalışmalar pozisyon duyusunun tayininde aktif hareketle belirli bir pozisyonu öğrenmenin pasif hareketle öğrenmeye göre daha isabetli pozisyon tekrarları oluşturduğunu göstermektedir (206, 207). Proprioseptif duyuların özellikle efor ve kuvvet alt modaliteleri hemen her zaman motor komutlarla ilişkilidir, hareket ve pozisyon duyularını ilgilendiren enformasyon ise pasif hareket ettirilen bir uzuvda da ortaya çıkabilir. Proprioseptif duyuların ölçüm yöntemlerinde aktif ve pasif hareket terimleri çoğunlukla göz ardı edilmekle birlikte konuyu bu bağlamda ele alan çalışmalar da mevcuttur (200, 208).

KHPTT hedef pozisyondan sapma miktarları ve AMEDA AUC skorları değerlendirildiğinde sol elde KHPTT birinci pozisyon ve AMEDA arasında negatif ilişkili zayıf bir korelasyon gözlenmiş, diğer pozisyonlarda ise korelasyon gözlenmemiştir. Negatif ilişkili korelasyon KHPTT hedef pozisyondan sapma miktarının artması ile AMEDA AUC skorunun düştüğünü yani proprioseptif başarının ilişkili olduğunu göstermektedir. Ancak gözlemlenen korelasyonun tek bir pozisyonda ve zayıf düzeyde olması bu iki yöntem arasında ölçüm yöntemi olarak ilişkinin zayıf olduğunu göstermektedir. Bunun bir nedeni yöntemler arasındaki görev farklılıkları olabilir. Her iki yöntem de aktif hareket süreçlerini içermekle birlikte

AMEDA yönteminde katılımcıların pozisyon hakkında bir yargıya varması statik bir süreç içerisinde olmaktadır. Katılımcılar deney sürecinde yaptıkları hareketin büyüklüğünden ziyade vardıkları son pozisyonda parmaklarının birbirine olan sabit uzaklığı üzerinden bulundukları pozisyon hakkında yargıya varmaktadırlar. KHPTT yönteminde ise katılımcıların hareketinin sonlandığı nokta üzerinden hedeften sapma uzaklığı hesaplanmaktadır. Yani katılımcılar yaptıkları hareketin büyüklüğü ve yönüne göre vardıkları pozisyon ile ilgili bir yargıya varmaktadırlar. Bu yöntem AMEDA yönteminin aksine dinamik bir süreci içermektedir.

Proprioseptif duyunun hareket/pozisyon alt modalitesinin birincil reseptörü kas içiği olarak bilinmektedir (10). Bununla birlikte kas içiğinden afferentler aracılığıyla çıkan enformasyon kas boyunun uzama miktarı ve uzama hızına göre statik ve dinamik yanıtlar olarak kodlanmaktadır. Dolayısıyla hareket/pozisyon duyu alt modalitelerinin statik (pozisyon) ve dinamik (hareket) parçalar olarak merkezi sinir sisteminde farklı süreçlerde işleniyor olmaları olasıdır. Kas içiği üzerine uygulanan vibrasyon aracılığıyla oluşturulan hareket ve pozisyon illüzyonlarındaki hareket ve pozisyon parçalarının farklılığı bu duyu alt modalitelerinin farklı şekilde işlendiğini doğrulamaktadır (21, 22). Horch ve ark. hareket ve pozisyon duyularının birbirinden bağımsız olarak algılandığını göstermişlerdir (209). Kurtzer ve ark. ise makaklarda birincil motor kortekste hareket ve pozisyon değişikliklerine farklı sinir gruplarının aktivitesinin eşlik ettiğini göstermişlerdir (210). Bu bilgilere rağmen literatürde hareketin motor sistem kapsamında değerlendirildiği çalışmalar bulunmakla birlikte proprioseptif duyu ölçüm yöntemi olarak hareketin dinamik süreçte değerlendirildiği çalışmalar oldukça sınırlı kalmaktadır. Bu kapsamda yapılan çalışmalar ise statik ve dinamik süreçlerin ilişkisini değerlendirmemektedir ve el parmaklarını kapsamamaktadır (177, 211). Çalışmamızda uygulanan KHPTT ve AMEDA yöntemleri statik ve dinamik süreçlerin el ve parmaklarda değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır.

KHPTT ve AMEDA bulguları arasında anlamlı korelasyonun gözlenmemesinin bir diğer nedeninin de her iki testin görevleri sürecinde kullanılan kas gruplarının farklılığı olduğu düşünülmektedir. AMEDA baş parmak ve işaret parmağının fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri ile uygulanmakta iken KHPTT işaret parmağının abdüksiyon, addüksiyon, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin yanında sınırlı olarak da olsa el bileğinin abdüksiyon ve addüksiyon hareketlerini içermektedir. El kasları içerisinde farklı kas grupları farklı oranlarda kas lifi tipleri içermektedirler (113). Farklı kas lifi tipi oranları kasların çalışma doğalarında farklılıklara yol açmaktadır. Yavaş kasılan kas lifi tipinin bol bulunduğu kaslar daha çok kuvvet üretimi ile ilişkili iken hızlı kasılan kas lifi tipinin bol bulunduğu kaslar ise ince motor ayarlamalar ile ilişkilidir (55). Kas lifi tiplerinin farklı oranlarda bulunması bu kaslardan elde

edilen proprioseptif geri bildirimde dinamik ve statik süreçlerin işlenmesinde farklılıklara yol açabilir. KHPTT ve AMEDA bulguları arasında anlamlı korelasyonun gözlenmemesinin olası bir diğer nedeni ise KHPTT’de öğrenme sürecinde görsel sistemin katkısının olması ancak AMEDA’da hem öğrenme hem uygulama süreçlerinde görsel sistem kullanılmaması, dolayısıyla KHPTT’de görsel sistemin iki taraf arasında oluşturabileceği potansiyel eğilimlere açıklık oluşturması olabilir.

Proprioseptif duyunun hareket/pozisyon alt modalitesinin değerlendirilmesinin amaçlandığı yöntemlerin en sık kullanılan üç yöntem JPR, TTDPM ve AMEDA yöntemleridir (72). JPR ve TTDPM yöntemi pasif hareketler ile uygulanmakta olup AMEDA aktif hareketlerle uygulanan bir yöntemdir. Literatürde hareket/pozisyon duyusunu dinamik bağlamda değerlendiren çalışmalar olmakla birlikte bu yöntemler henüz KHPTT yönteminde geçerliğin ispatlanması için bir “altın standart” tanımına ulaşmamaktadır. Bu nedenle KHPTT yönteminin geçerliğinin kanıtlanması için AMEDA yöntemi seçilmiştir. Ancak çalışmamızda elde edilen bulgular proprioseptif duyuların alt modalitelerinin ölçümü için kullanılacak yöntemlerde dinamik süreç ve statik süreçlerin birbirinden farklı olarak değerlendirilmesi ve yeni geliştirilecek yöntemlerin geçerliğinin bu bağlamda test edilmesi gerektiğini göstermektedir.

KHPTT güvenilirliğinin kanıtlanması için 20 katılımcıda test-yeniden test uygulanmıştır ve sınıf içi korelasyon katsayısı hesaplanmıştır. Sol elde ikinci ve üçüncü pozisyon hedefe dokunma uzaklık değerlerinin dışında hesaplanan tüm verilerde istatistiksel olarak anlamlı, yüksek ve orta düzeyde pozitif ilişkili sınıf içi korelasyonlar gözlenmektedir (Tablo 6.1). Testin bireylerde tekrarlanması ile benzer ve güvenilir ölçümler yapılmasının mümkün olduğuna işaret etmektedir. Örneklem sayısının artışı olasılıkla pozitif ilişkiyi güçlendirecektir (212).

KHPTT hedef pozisyonundan sapma miktarları iki el arasında değerlendirildiğinde birinci pozisyonda sağ elde sapma miktarının sol ele göre daha az olduğu, ikinci ve üçüncü pozisyonlarda ise iki el arasında anlamlı farklılık olmadığı gözlenmektedir. Bununla birlikte hedeften sapma miktarlarında sağ elde birinci pozisyon ile ikinci ve üçüncü pozisyonlar arasında korelasyon gözlenmemekte, ancak ikinci ve üçüncü pozisyonlar arasında orta düzeyde korelasyon gözlenmektedir. Sol elde ise birinci ve ikinci pozisyonlar arası orta düzeyde korelasyon gözlenmekte, birinci ve üçüncü pozisyonlar arası korelasyon gözlenmemektedir (Tablo 6.3). Birinci pozisyon ve diğer pozisyonların arasında gözlenen asimetrideki farklılık olasılıkla uygulanan hareketin başlangıç pozisyonundan uzaklaştıkça ve hareket büyüdükçe (İkinci ve üçüncü pozisyonlar) eklemlerin hareketinin anatomik sınırlarına yaklaşması ve dolayısıyla artan deri ve eklem deformasyonları sonucu deri ve eklemlerde bulunan

proprioseptif duyuda yardımcı mekanoreseptörlerin proprioseptif duyu algısında daha büyük bir rol oynamasından kaynaklanmaktadır. Bu mekanoreseptörlerin tek başına uyarılmasının hareket hissi illüzyonu oluşturduğu bilinmektedir (33). Proprioseptif duyuda yardımcı rol oynayan deri ve eklem mekanoreseptörlerinin algı sürecinde sağ ve sol taraf arasındaki işlevsel farklılıkları bilinmemektedir. Çalışmamızın bulguları bu reseptörlerin aktivitesindeki artışın iki tarafta hareket/pozisyon duyusunda asimetriyi azalttığını göstermektedir.

KHPTT hedef pozisyona dokunma süreleri her üç pozisyonda sağ elde sol ele göre daha düşük olarak gözlenmektedir. Sağ el dominant bireylerde beyinde sağ elin kontrolünde rol alan sol yarım kürenin zamansal çözünürlük işlevi sağ yarım küreye göre daha yüksek iken (213-215), sol elin kontrolünde rol alan sağ yarım kürenin uzaysal çözünürlük işlevi sol yarım küreye göre daha yüksektir (216). Bu işlevsel farklılık olasılıkla beyin ağlarının organizasyonel farklılıkları ile ilişkilidir. Gelişimsel süreçte sol beyin hemisferi dil ve motor hareket gibi özelleşmiş işlemler için özelleşirken sağ beyin hemisferi ise entegrasyon görevleri gibi daha genelleşmiş işlemler üzerinde özelleşmektedir (217-220). Bu özelleşmeler beyin ağları arasında bağlantısallık farklılıklarına ve beyin ağlarında enformasyonun zamansal-uzaysal işlenmesinde farklılıklara yol açmaktadır (221, 222). Sağ ve sol beyin yarım küreleri arasında gözlemlenen işlevsel farklılıkların özellikle hareket gibi dinamik süreçlerde sağ elin sensörimotor entegrasyonunda zamansal çözünürlüğün daha yüksek olması ve buna bağlı olarak hareketin planlanma sürecinde iki taraf arasında zamansal farklılıklara yol açmasından kaynaklanması mümkündür.

Gözlemlenen bir diğer ilginç bulgu ise sol elde KHPTT hedef pozisyona dokunma süreleri ile sol elde AMEDA AUC değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, zayıf ve pozitif ilişkili korelasyonlardır. Bu bulgu AMEDA’da artan başarının KHPTT’de hedefe dokunma zamanlarının artan uzunluğu ile ilişkisi olduğunu göstermektedir. Bu bulgu için olası bir açıklama sağ beyin yarım küresinde uzaysal çözünürlük işlevinin daha baskın olması ancak uzaysal çözünürlük işlevinin artışının zamansal çözünürlük işlevinde azalma ile sonuçlanması olabilir. Bu ilişki zayıf olarak gözlemlenmiştir; bu nedenle gözlemlenen sonucun yanlış pozitiflik gösterme olasılığı bulunmaktadır, bununla birlikte beyinde zamansal ve uzaysal çözünürlük işlevlerinin gelişimsel süreçte birbirlerinden ayrışmasına ilişkin literatürde yeterli bilgi bulunmamaktadır. Bu nedenle bu konunun aydınlatılması için ileri çalışmalar yapılması gerekmektedir.

KHPTT test-yeniden test bulguları ve AMEDA bulguları arasındaki ilişkiler eşliğinde KHPTT’nin güvenilirliği kanıtlanmıştır, ancak geçerliği kanıtlanamamıştır. Bu bağlamda KHPTT’nin hareket/pozisyon duyusunun ölçümü için yeni bir yöntem olarak kullanılması için

daha fazla çalışma yapılması ve olasılıkla proprioseptif ölçüm yöntemlerinde statik ve dinamik süreçlerin birbirinden ayrı olarak değerlendirilmesi gerekmektedir. Literatürde proprioseptif duyu modaliteleri ölçümünde statik ve dinamik proprioepsiyon ayrımının yapılması yetersiz kalmaktadır. Yapılacak ileri çalışmalar ile bu ayrımın yapılması ve proprioseptif duyu ölçüm yöntemlerinin hareket/pozisyon ve kuvvet/efor alt modaliteleri gibi pasif/aktif hareket ve statik/dinamik proprioepsiyon şeklinde uygun bir şekilde sınıflandırılması gerekmektedir. Dinamik sürecin her iki tarafta değerlendirildiği yalnızca bir çalışma bulunmaktadır. Dirsek ekleminde uygulanan bu çalışmada hareketin parçaları olan hız ve ivme değişkenlerini değerlendirilmiştir (177). Bu bağlamda özellikle hareketin parçaları olan hız ve ivme gibi değişkenlerin el ve parmak eklemlerinde değerlendirilmesi dinamik süreçlerin bulunduğu KHPTT'nin geçerliğini kanıtlamak için bir adım olabilir.

7.2. Proprioseptif Duyu Alt Modaliteleri Bulgularının Değerlendirilmesi

7.2.1. İki El Arası Farklılık Bulgularının Değerlendirilmesi

Literatürde iki üst ekstremitenin her ikisinin bir arada incelendiği çalışmaların sayısı oldukça kısıtlıdır. Bu çalışmaların büyük çoğunluğu ise omuz ve dirsek eklemlerinde uygulanmıştır. El pozisyonu ve parmakları inceleyen çalışmalar ve bu çalışmaların bulguları ise aşağıdaki tabloda sunulmaktadır (Tablo 7.1). Yapılan çalışmaların önemli bir kısmı iki taraf arasında farklılık göstermemektedir. Bununla birlikte yapılan çalışmaların büyük bir kısmı statik süreçleri içermektedir. Dinamik süreç olarak değerlendirilebilecek çalışmalar ise hedef gösterme yöntemleri ile uygulanan çalışmalardır. Hareket/pozisyon duyu alt modalitesini değerlendiren bu çalışmaların bir kısmı görme alanı dışında gizlenmiş bir elin diğer el aracılığı ile gösterilmesi ile uygulanmaktadır, bir kısmı ise önceden görsel sistem ya da pasif bir hareket aracılığı ile öğrenilen bir hedef noktanın el ile gösterilmesi şeklinde uygulanmaktadır. İki elin bir arada kullanıldığı çalışmalarda her iki elin proprioseptif sistemi birlikte çalışması nedeniyle bu yöntemlerle iki tarafı ayrı ayrı değerlendirmek çok uygun görülmemektedir. Gözlenen tutarsız bulguların bir diğer nedeni ise yapılan çalışmalardaki örneklem sayılarının azlığı olabilir.

Tablo 7.1: Literatürde sağlıklı ve sağ el dominant bireylerde iki taraf arasında proprioseptif duyu modalitelerinin karşılaştırıldığı çalışmaların tablosu. Çalışmaların yazarları ve yılları, incelenen eklemler, kullanılan yöntemler ve çalışmaların sonuçları.

Çalışmanın Yazar(lar)ı	İncelenen Eklem(ler)	Kullanılan Yöntem(ler)	Çalışmanın sonucu
Wyke, 1965 (183)	Çoklu eklem - El pozisyonu	Hedef gösterme	Dominant taraf daha başarılı
Wycherley ve ark., 2005 (184)	Parmaklar	JPR	Dominant taraf daha başarılı
Hearn ve ark., 1989 (96)	Çoklu eklem - El pozisyonu	Hedef gösterme (İki el ile)	Gençlerde dominant, yaşlılarda dominant olmayan taraf daha başarılı
Han ve ark., 2013 (182)	Parmaklar	AMEDA	Dominant olmayan taraf daha başarılı
Han ve ark., 2013 (82)	Parmaklar	AMEDA	Dominant olmayan taraf daha başarılı – Hem sol hem sağ el dominant bireyler
Han ve ark., 2013 (171)	Parmaklar	AMEDA	İki taraf arası fark yok
Fiorio ve ark., 2007 (170)	El bileği ve Parmaklar	TTDPM	İki taraf arası fark yok
Ingemanson ve ark., 2016 (223)	Parmaklar	TTDPM	İki taraf arası fark yok
Bank ve ark., 2014 (167)	Parmaklar	Hedef kuvvet üretimi	İki taraf arası fark yok
Blank ve ark., 1999 (169)	Parmaklar	Hedef kuvvet üretimi	İki taraf arası fark yok
Reschechtko ve ark., 2018 (224)	Parmaklar	Kuvvet eşleştirme	İki taraf arası fark yok
Barden ve ark., 2005 (168)	Çoklu eklem - El pozisyonu	Hedef gösterme	İki taraf arası fark yok
Schaap ve ark., 2015 (173)	Çoklu eklem - El pozisyonu	Hedef gösterme	İki taraf arası fark yok
Jones ve ark., 2010 (90)	Çoklu eklem - El pozisyonu	Hedef gösterme (İki el ile)	İki taraf arası fark yok
Jones ve ark., 2012 (97)	Çoklu eklem - El pozisyonu	Hedef gösterme (İki el ile)	İki taraf arası fark yok
Rinderknecht ve ark., 2018 (172)	Parmaklar	Eklem pozisyon yönü ayrımı	İki taraf arası fark yok
Wilson ve ark., 2010 (95)	Çoklu eklem - El pozisyonu	Eklem pozisyon yönü ayrımı	İki taraf arası fark yok
Cooper ve ark., 1993 (225)	Parmaklar	Eklem pozisyon yönü ayrımı	İki taraf arası fark yok
Ballardini ve ark., 2019 (166)	Çoklu eklem - El pozisyonu	JPR ve hedef kuvvet üretimi	Benzer koşullarda her iki görevde de iki taraf arası fark yok

Çalışmamızda proprioseptif duyunun hareket/pozisyon alt modalitesinin değerlendirilmesi amacıyla AMEDA ve geliştirilmekte olan KHPTT yöntemleri uygulanmıştır.

AMEDA AUC skorları iki el arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemektedir. Literatürde el parmaklarında AMEDA uygulanan çalışmalar incelendiğinde üç çalışma görülmektedir. Bu çalışmalardan ikisi dominant olmayan elde AUC skorunu daha yüksek bulmuşlardır. Çalışmalardan birisi sağ el dominant bireylerde uygulanmıştır (182), diğeri ise hem sağ el hem sol el dominant bireyler içermektedir (82). Bir diğerk çalışmada ise iki el arasında farklılık gözlenmemektedir (171). Bu çalışmalar arası tutarsızlığın bir nedeni örneklem sayısı olabilir. Her üç çalışmanın örneklem sayısı 10 ile 20 arasındadır. Çalışmamızda ise 60 katılımcı bulunmaktadır ve buna rağmen yalnızca bir elin AUC skorları normal dağılım kriterlerine uymaktadır.

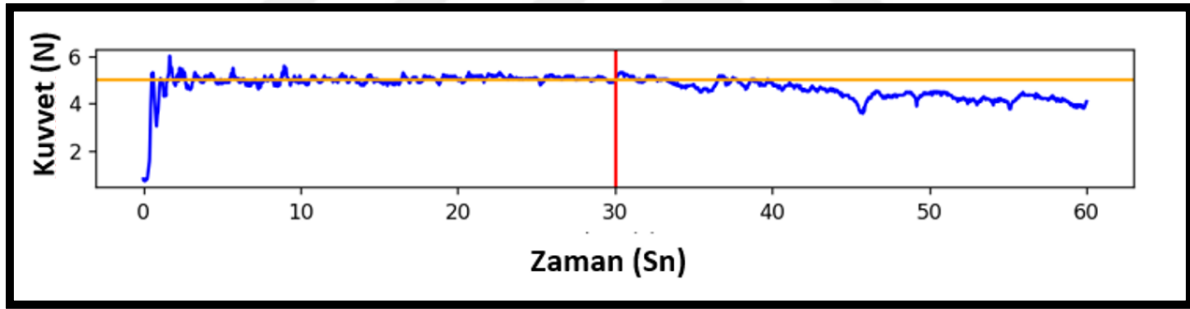
KHPTT bulgularında ise kas içiğinin deri ve eklem reseptörlerine göre daha belirgin bir rol oynadığı düşünölmekte olan birinci pozisyonda sağ elde hedeften sapma miktarı daha az (daha başarılı) olarak gözlenmektedir. KHPTT'nin uygulama sürecini baz alarak bu yöntemin bir "hedef gösterme" yöntemi olarak tanımlanması mümkündür. Literatürde yapılan hedef gösterme çalışmaları birbirinden farklı sonuçlar göstermektedir. Görme alanı dışında gizlenmiş bir elin diğerk el aracılığı ile gösterilmesi veya görsel sistem ya da pasif bir hareket aracılığı ile öğrenilen bir hedef noktanın el ile gösterilmesi şeklinde uygulanan bu yöntemlerden KHPTT'nin farkı ise öğrenme sürecinin aktif hareket sürecini içermesidir. Bununla birlikte literatürde uygulanan hedef gösterme yöntemlerindeki hareket süreçleri tüm üst uzuv eklemlerini içermekte iken KHPTT'de uygulanan hareketler el bileği ve parmak ile kısıtlanmıştır. Bu ise incelenmek istenen eklemi seçmeyi kolaylaştırmaktadır. Hareket/pozisyon duyu algısında gözlenen sapmalar bazı eğilimlere açıktır. Bu eğilimler KHPTT yönteminde elde edilen verileri etkilemiş olabilir. Bunlardan eğilimlerden birisi literatürde görsel alanın dışında bulunan uzuvların vücudun orta hattına yakın olarak algılanmasıdır (93). Proprioseptif sistemin bu eğilimlerdeki rolü henüz aydınlatılmamıştır. Çalışmamızda KHPTT'nin uygulanma sürecinde yapılan hareketler her iki elin hedefe ulaşma süreci simetrik bir şekilde ve vücudun orta hattına doğru yapılmaktadır. Bu nedenle literatürde gözlemlenen bu eğilimin iki taraf arasındaki farklılığı bilinmemekle birlikte KHPTT yönteminin simetrik yapısından dolayı sonuçları önemli bir şekilde etkilemesi beklenmemektedir. Birinci pozisyonda hedefe dokunma noktalarının ortalamasının her iki el için önemli bir çoğunlukta hedeften ileride (vücut orta hattına doğru - *overestimation*) olduğu gözlenmiştir. İkinci ve üçüncü pozisyonlar için ise ağırlıklı bir yön eğilimi bulunmamaktadır.

Bu eğilimlerin oluşmasında ikinci bir olasılık ise yalancı ihmaldir. Yalancı ihmal genellikle bir görevde veya görsel algıda uzayın sol tarafının sağ tarafa göre daha fazla dikkat edilmesi şeklinde gözlemlenmektedir. Literatürde çizgi bölme gibi yöntemlerle gösterilebilen yalancı ihmalde gözlemlenen durum uzayın sol tarafına olan dikkatin daha baskın olmasından olayı katılımcıların algıladığı “orta hattın” uzayın sol tarafına eğilimli olmasıdır (226). Yalancı ihmalde gözlemlenen eğilimin KHPTT hedeften sapma uzaklıklarına etkisi olması beklenmekle birlikte bu etkinin iki taraf arasında ölçülebilir bir etki oluşturacağı düşünülmemektedir.

Çalışmamızda proprioseptif duyunun kuvvet/efor alt modalitesinin değerlendirilmesi amacıyla KHKDT yöntemi uygulanmıştır.

KHKDT test sürecinde katılımcılara uyguladıkları maksimum kuvvetin %10’u hedef kuvvet olarak sunulmakta ve katılımcılardan önce görsel geri bildirim eşliğinde ve sonra görsel geri bildirim olmadan bu hedef kuvvette bir kuvvet üretmesi istenmektedir. Uygulanan hareketin niteliği baz alınarak KHKDT’nin kuvvet/efor duyusunda statik bir süreci değerlendirdiği düşünülmektedir. Bu uygulama sürecinde katılımcıların uyguladıkları kuvvetin hedeften sapma miktarları iki farklı şekilde hesaplanmaktadır. Statik efor katılımcıların uyguladığı kuvvetin ortalaması ile hedef kuvvetin oranı iken mutlak sapma ise uygulanan kuvvet boyunca hedefin altında ve üstünde yapılan salınımların toplamının ortalamasının hesaplanmasıdır. Bu hesaplamalar arası farklılık hedeften sapmanın yönü tek bir yönde iken önemli bir farklılık göstermemekle birlikte hedeften sapma yönünün süreç boyunca değişmesinde farklılıklar göstermektedir. Her ikisi hedef kuvvet etrafında düzenli salınımlar gösteren iki katılımcının statik efor değeri eşit çıksa bile kuvvet salınımlarının daha yüksek genlikli olduğu katılımcının mutlak sapması daha yüksek çıkacaktır. Bu farklılık özellikle görsel geri bildirimin varlığı durumunda belirgin olmaktadır. Her iki elde görsel geri bildirimin varlığı durumunda incelenen bütün frekans aralıklarında spektral güç dansitesi ortalamaları ile mutlak sapma değerlerinin pozitif ilişkili korelasyonu ve statik efor değerleriyle korelasyon olmaması bu ilişkiyi göstermektedir (Tablo 6.6). Bunun nedeni katılımcıların devamlı görsel geri bildirim eşliğinde hedef kuvvete yakın kalmaları ve hedef kuvvetin altına ve üstüne değişim durumunda eş zamanlı olarak kuvvette ayarlamalar yapmaları, ancak görsel geri bildirimin yokluğu durumunda kuvvet ayarlamasının yalnızca periferik reseptörlerin geri bildirimi eşliğinde olmasıdır. Görsel geri bildirimin yokluğu sürecinde katılımcılar büyük çoğunlukla hedef kuvvetten düşük bir kuvvet uygulayarak aşağı ve tek bir yönde sapsalar göstermişlerdir (Şekil 7.1). Bunun sonuçları görsel geri bildirimin yokluğu durumunda her iki elde artan statik efor ve mutlak sapma verileri olarak gözlenmektedir (Şekil 6.6). Görsel geri

bildirim yokluğu durumunda hedeften sapmanın tek yönlü olması ise görsel geri bildirimin yokluğu durumunda statik efor ve mutlak sapma değeri arasında güçlü pozitif ilişkili korelasyonların varlığı olarak gözlenmektedir (Tablo 6.5). Bununla birlikte her iki elde görsel geri bildirimin olmadığı durumda özellikle kuvvet üretiminin büyük bir kısmını oluşturan 1-2 Hz aralığında çalışmakta olan yavaş kasılan kas lifi tiplerinin spektral güç dansitesi ortalaması ile statik efor değeri arasında negatif ilişkili korelasyonlar ve sağ elde 1-2 Hz spektral güç dansitesi ortalaması ile mutlak sapma değeri arasında negatif ilişkili korelasyonlar gözlenmektedir. Bu bulgu da olasılıkla görsel geri bildirimin olmadığı durumda artan yavaş kasılan kas lifi tipi aktivitesinin katılımcılarda büyük çoğunlukla aşağı yönde olan kuvvet üretimi ortalamasını hedef kuvvete yaklaştıracı etkisi olmasından kaynaklanmaktadır. Bu etkileşim diğer frekans aralıklarında gözlenmemektedir. Bu sonuç çalışmamızda uygulanan sabit hedef kuvvet üretimi görevinde görsel geri bildirimin yokluğu durumunda kuvvetin ayarlanması sürecinde kuvvet üretiminin büyük kısmını sağlayan yavaş kasılan kas liflerinin aktivitesinin, ince kuvvet ayarlamalarında işlev gören hızlı kasılan kas liflerinden daha önemli bir rol oynadığını göstermektedir.



Şekil 7.1: KHKDT deney oturumunda tek bir kişiden elde edilen örnek Newton ve saniye biriminden Kuvvet-Zaman grafiği. 0-30 saniye arası görsel geri bildirimin varlığı durumunda uygulanan kuvveti, 30-60 saniye arası ise görsel geri bildirimin yokluğu durumunda uygulanan kuvveti göstermektedir. Yatay çizgi katılımcının uygulaması gereken hedef kuvveti göstermektedir.

Statik efor ve mutlak sapma değeri arasında hem görsel geri bildirim varlığı hem yokluğu durumlarında iki el arası istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir (Şekil 6.6). Bu sonuç literatürde parmaklarda kısırtma kuvvet üretiminin iki tarafta karşılaştırıldığı çalışmalar ile uyumludur (167, 169, 224). Bu çalışmaların tamamı statik süreçlerin değerlendirildiği çalışmalardır. İki el arası kuvvet üretimini dinamik süreçlerde inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızda KHKDT görsel geri bildirim varlığı ve yokluğu durumlarında uygulanan kuvvetin salınımı farklı kas lifi gruplarının çalışma aralıkları olan 1-2, 4-8 ve 8-12 Hz frekans

aralıklarında incelenmiştir. 1-2 ve 8-12 Hz aralıklarında kuvvet sinyalinin spektral güç dansitesi ortalaması her iki görsel geri bildirim durumunda sağ elde sol ele göre istatistiksel anlamlı olarak yüksek gözlemlenmiştir. İki el arası bu farklılığın olası nedeni 1-2 Hz (99-103) ve 8-12 Hz (104-106) aralıklarının yavaş ve hızlı kasılan kas lifi tiplerinin çalışma aralığı olması ve katılımcıların sağ el dominantlığı nedeniyle sağ elde sol ele göre daha büyük kuvvet üretmeleri sonucu bu frekanslarda oluşan spektral güç genliklerinin sağ elde daha büyük olmasıdır (227). Yapılan çalışmalarda tek parmağı içeren izometrik kasılma sırasında motor ünite ateşleme modellerinde dominant ve dominant olmayan ellerin arasında çeşitli farklılıklar gözlemlenmiştir. Bu farklılıklar ise dominant elde diğer ele göre ekstansör kaslardaki motor üniteler daha yüksek senkronizasyonu ve daha düşük motor ünite katılım eşikleri ve daha düşük ortalama ateşleme hızı olarak yorumlanmıştır (228, 229). Düşük ortalama ateşleme hızı özellikle dominant olan taraf için yavaş kasılan kas tipi aktivitesinin hızlı kasılan kas tipi aktivitesine göre görece daha fazla olması şeklinde yorumlanabilir. Çalışmamızda 0-3 Hz frekans aralığında gözlemlenen spektral güç dansitesi genliklerinin (Ör: $4,935 \pm 3,035 \text{ N}^2/\text{Hz}$) daha yüksek frekanslarda gözlemlenenlerden (Ör: $0,0000438 \pm 0,0000465 \text{ N}^2/\text{Hz}$) büyüklük farkı göze alındığında daha tüm frekans aralıklarında daha yüksek genlik dağılımının sağ el için sol ele göre daha düşük ortalama ateşleme hızı olarak sonuçlanması beklenen bir sonuçtur. Benzer bir şekilde 1-2 ve 8-12 Hz aralıklarında kuvvet sinyalinin spektral güç dansitesi ortalaması her iki el için görsel geri bildirimin varlığı durumunda görsel geri bildirimin yokluğuna göre istatistiksel anlamlı olarak yüksek gözlemlenmiştir. Görsel geri bildirimin yokluğu sürecinde katılımcıların hedef kuvvetten düşük bir kuvvet uygulayarak aşağı ve tek bir yönde sapmalar gösterdiği göz önüne alındığında görsel geri bildirimin varlığı durumunda daha yüksek kuvvet üretimi ile ilişkili olarak bu frekans aralıklarında spektral güç genliklerinin yüksek olmasını açıklamaktadır. 4-8 Hz aralığında ise sağ ve sol el arasında spektral güç dansitesi ortalaması farklılığı gözlenmemektedir. Bu frekans aralığı görsel geri bildirim eşliğinde motor çıktının ayarlanmasında gözlenen değişiklik hızları ile ilişkilendirilmiştir (103). Çalışmamızda 4-8 Hz aralığında sağ elde kuvvet sinyalinin spektral güç dansitesi ortalaması görsel geri bildirimin varlığı durumunda yokluğu durumuna göre istatistiksel anlamlı olarak yüksek gözlemlenmiştir. Sol elde ise görsel geri bildirim durumları arasında farklılık gözlemlenmemiştir. Proprioseptif duyu algısı görsel sistem ve periferik proprioseptif geri bildirimin entegrasyonu ile oluşmakta ve bu entegrasyonda her iki sistemin işlevsel ağırlığı görevden göreve değişiklikler göstermektedir (230). Dempsey-Jones ve Kritikos'un yaptıkları çalışmada katılımcıların elleri gizlenmesinin ardından oluşturulan kauçuk el illüzyonunu takiben hissedilen elin konumu sorgulandığında katılımcılar dominant ellerini oluşturulan görsel illüzyona yakın hissetmekte iken dominant olmayan ellerini ise gerçek ellerine daha

yakın pozisyonda hissetmişlerdir (165). Olasılıkla hem görsel geri bildirimin varlığı hem de periferik proprioseptif geri bildirimin varlığı durumunda görsel geri bildirim sağlaklarda dominant uzuvda dominant olmayan uzuva göre proprioseptif duyu algısı için daha baskın bir rol oynamaktadır. Goble ve ark. vurguladığı her iki el arasında görev farklılıkları ve günlük hayatta yaptığımız işlerde dominant olmayan elin görsel alan dışında daha sık ve dominant elin görsel alan içinde daha sık işlev görmesinden kaynaklanan olası görsel ve somatosensöriyel entegrasyonun yanallaştığı yorumu çalışmamızda gözlemlenen 4-8 Hz aralığında görsel geri bildirim durumu arasında sağ ve sol elde gözlemlenen farklı bulgular ile uyumludur (5).

7.2.2. Statik ve Dinamik Süreçlerde Yanallaşma

Proprioseptif duyunun alt modaliteleri ve bu alt modalitelerin birbirinden farklı olarak işlendiği bilinmekle birlikte literatürde bu alt modaliteler çoğunlukla statik süreçlerde incelenmiş olup dinamik süreçler üzerinde inceleme yetersiz kalmıştır ve birçok çalışmada bu iki sürecin ayrımı göz ardı edilmiştir. Çalışmamızın özgünlüğü olarak KHPTT ve AMEDA testleri ile hareket/pozisyon duyu hem dinamik hem statik süreçte değerlendirilmiştir. Literatür incelendiğinde proprioseptif duyu için çoğunlukla iki el arası fark gözlenmediği görülmektedir (Tablo 7.1). Bununla birlikte bu çalışmaların büyük çoğunluğu statik süreçleri değerlendirmekte ve örneklem sayıları 10-20 arasında değişmektedir. Dirsek eklemünde ivme ve hız eşleştirmesi görevleriyle yapılan ve dinamik sürecin iki tarafta incelendiği tek çalışma ise dominant olmayan tarafın ivme görevinde daha başarılı olduğunu, hız görevinde ise iki taraf arası farklılık olmadığını göstermektedir (177). Çalışmamızda sağ eli dominant bireylerde aktif hareketler ile uygulanan proprioseptif duyu ölçümü testlerinin bulguları incelendiğinde statik süreçlerin bulunduğu AMEDA ve KHKDT bulgularında iki taraf arası farklılık görülmemekte, dinamik sürecin bulunduğu KHPTT bulguları ise dominant tarafın daha üstün olduğunu göstermektedir. Proprioseptif ölçüm yöntemlerinde aktif hareketlerin olması bu ölçümlerin motor kabiliyetten etkileneceğini düşündürmektedir. Bu bağlamda sağlaklarda sağ elin üstün motor kabiliyetinin incelenen proprioseptif ölçümlerde sağ el üstünlüğü olarak ortaya çıkması beklenebilir. Çalışmamızda gözlemlenen sonuçlar statik süreçlerde iki el arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığını ve dinamik süreçlerde dominant elin üstünlüğünü göstermektedir. Bu durumda statik süreçlerde dominant olmayan eldeki proprioseptif geri bildirimin dominant elin motor kabiliyet üstünlüğüne karşı eşitleyici bir rol oynadığı yorumunu yapmak mümkündür. Bu bulguların ileri çalışmalarla kuvvetlendirilmesi gerekmektedir.

Statik ve dinamik süreçlerin iki tarafta farklılık göstermesinin birkaç olası nedeni vardır. Bunlardan birisi gündelik hayatta yaptığımız hareketlerde iki elin farklı işlevsel görevler üstlenmesi olabilir. Ömür boyu edinilen bu tecrübeler sonucu dominant el ve kontralateral beyin yarım küresi ince motor kabiliyet işlevlerinde ve görsel geri bildirim eşliğinde çalışma sürecinde özelleşmişken, dominant olmayan el ve kontralateral beyin yarım küresi ise görsel geri bildirimin dışında ve sabitleme işlevinde özelleştiği düşünülmektedir (4, 5).

Serebellumun motor kontrolün düzenlenmesinde önemli bir yeri vardır. Serebellumda motor komutun bir kopyası periferik proprioseptif geri bildirim ile karşılaştırılmakta ve hareket sürecinde oluşacak hatalar düzeltilmektedir (54). Grill ve ark. serebellumu hasarlanmış bireylerde pasif hareket sürecinde hareket hızının ayırımında kontrol grubuna göre azalmalar olduğunu ancak hareket boyutunun ayırımında farklılık olmadığını göstermiştir (231). Bununla birlikte Bhanpuri ve ark. serebellumu hasarlı bireylerde hareket aktif olarak uygulandığında hareket boyutunun ayırımında da azalma olduğunu göstermiştir (232). Bu durum optimal kontrol modelinin özellikle aktif hareketler sürecinde işlediği bilgisi ile uyumludur. Hareketin hızının ayırımı dinamik bir süreci, hareketin boyutunun (pozisyonun) ayırımı ise statik bir süreci tanımlamaktadır. Dolayısıyla serebellumda dinamik ve statik süreçlerin aktif ve pasif hareket sırasında farklı işlendiği çıkarımını yapmak mümkündür. Weeks ve ark. yaptıkları çalışmada serebellum hasarlı bireylerde aktif hareket sürecinde zamansal ve uzaysal parçaları olan bir hareket görevinde başarının azaldığını, yalnızca uzaysal parçanın önemli olduğu pasif hareket sürecinde ise değişme olmadığını gözlemlemişlerdir (233). Motor komutun bir kopyasının serebellumda işlenmesi optimal kontrol modelinin önemli bir parçasıdır. Dolayısıyla motor komutun planlanmasından birincil motor korteksten çıkışına ve ardından serebelluma ulaşım işlenmesine kadar gözlemlenen bütün sağ ve sol taraf asimetritlerinin bu modelin işleminde farklılıklara yol açabilmesi mümkündür. Literatürde gözlenmiş olan motor sistem asimetritleri “4.9.1. Motor Sistem Asimetritleri” başlığı altında tanımlanmaktadır. Motor korteks ile somatosensörel korteks arasındaki bağlantıların mikroyapısında sağ ve sol taraf arasındaki farklılıkların el becerisi ilişkisi gösterilmiştir (137). Bununla birlikte motor nöronların uyarım eşikleri iki taraf arasında farklılıklar göstermektedir (138). Sağ ve sol beyin yarım küreleri arasında zamansal ve uzaysal çözünürlüğün işlevsel farklılıkları bulunmaktadır (215, 216). Motor sistemin asimetric işlevsel yapısı sağ ve sol tarafta çıkan motor komutların niteliğinde ve dolayısıyla serebelluma ulaşan motor komutun kopyasında farklılıklara yol açmaktadır. El tercihine bağlı olarak serebellar volüm (234) ve gelişim çağında özelleşen sinir ağlarıyla bağlantılı olduğu düşünülen serebellar bağlantısallık asimetritleri gösterilmiştir (235). Bu farklılıklar proprioseptif geri bildirimle motor komut sonucu oluşacak tahmini proprioseptif

yanıtın karşılaştırmasında asimetrielerin oluşmasına ve özellikle aktif harekette dinamik süreçlerde iki taraf arasında işlevsel farklılıklara yol açacaktır.

Sensörimotor işlevsel yanallaşmanın tek başına motor sistem yanallaşmasından kaynaklanmadığı, duyuşsal yanallaşmanın da katkısı olduğu düşünölmektedir (178). Dinamik ve statik proprioseptif enformasyonun MSS’de birbirinden ayrı işlendiğı düşünölmektedir (210). MSS’de sensörimotor korteksle ilgili çeşitli asimetrieler tanımlanmıştır. Bununla birlikte kas içiğı ve Golgi tendon organı gibi periferik proprioseptif reseptör tiplerinin farklı kaslardaki dağılımlarıyla ilgili çalışmalar (14, 113) olmasına rağmen iki taraf arasındaki dağılımlarını inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Kas içiğinin statik ve dinamik yanıt çıkaran farklı işlevsel tipleri oldukça iyi bilinmektedir. Golgi tendon organı tüm kaslarda benzer özellikler gösterdiği düşünölmekle birlikte farklı kas lifi tiplerinde yapısal ve işlevsel farklılıklar gösteriyor olabilir. Bir diğere etken de gama motor nöronlar ve farklı mekanoreseptörlerin afferentlerinin gama motor nöronlar üzerindeki etkisinin farklılığı olabilir (26). Ancak periferik proprioseptif reseptörler ve bu reseptörlerin innervasyonlarına yönelik yapısal ve işlevsel çalışmalar oldukça sınırlıdır ve iki taraf arasındaki farklılıklar incelenmemiştir. Bu konuyla ilgili ileri çalışmalar gerekmektedir.

7.3. İki El Arası Motor Fonksiyon Farklılıklarının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda sağ el dominant bireylerde motor kabiliyetin değerlendirilmesi için uygulamasında görsel sistemin yer aldığı, çok eklemlili kompleks hareketlerden oluşan PPT ve görsel sistemin yer almadığı, tek eklemlili basit hareketlerden oluşan PVT yöntemleri uygulanmıştır.

PPT’de çivi yerleştirme miktarı sağ elde sol ele göre daha yüksek gözlenmektedir. Literatürde PPT el becerisinin değerlendirilmesinde temel yöntemlerin arasında bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda PPT’de sağ ve sol el dominant bireyler için çivi yerleştirme miktarları dominant elde daha yüksek görölmekte olup çalışmamızda gözlenen bulgular ile uyumludur (236-239).

PVT’de parmak vuru hızları sağ elde sol ele göre daha yüksek gözlenmektedir. Literatürde yapılan çalışmalarda PVT’de parmak vuru hızı el tercihi skoru ile ilişkili bulunmuş (189) olup dominant elde daha yüksek görölmektedir (240-243). Bu bulgular çalışmamızda gözlenen bulgular ile uyumludur. Parmak vurularının aralarında geçen sürelerin farklılık dağılımıyla ilişkili olan parmak vuru hızı varyasyon katsayısı sol elde sağ ele göre daha yüksek

gözlenmektedir. Sağ ve sol el arasında parmak vuru süre aralıklarını inceleyen çalışmalar sınırlı olmakla birlikte literatürde parmak vuru süre aralıklarının el becerisi ile ilişkili olduğu (244) ve dominant elde dominant olmayan ele göre daha düşük olduğu gösterilmiştir (245-247). Dominant ve dominant olmayan uzuvlar arası farklılıklar hem sağ el dominant hem sol el dominant bireylerde gösterilmiştir (248). Sol elde parmak vuru hızı ile parmak vuru hızı varyasyon katsayısı arasında negatif ilişkili korelasyon gözlenmektedir. Bu bulgu sol elde parmak vuru hızının artışının parmak vuruları aralarında geçen süre farkı dağılımını azalttığı anlamına gelmektedir. Dominant uzuva göre dominant olmayan uzuvun motor innervasyonunda sinyal gürültüsünün daha fazla olduğu düşünülmektedir (249). Yüksek sinyal gürültüsü kasların çalışma senkronizasyonunda azalmaya yol açmaktadır. Sinyal gürültüsü önerisiyle birlikte sol beyin hemisferi zamansal çözünürlük işlevlerinin sağ yarım küreye göre daha yüksek olması olasılıkla zamansal çözünürlük işlevi ile yüksek ilişkili olan parmak tıklama hızı varyasyonunun sağ ve sol taraf arasında farklı olup sol elde parmak vuru hızı ve varyasyonu arasındaki ilişkiyi açıklamaktadır. Asimetri indeksi ile sol el parmak vuru hızı ve vuru hızı varyasyonu arasında korelasyonlar gözlenmektedir. Sağ elde ise bu ilişki gözlenmemektedir. Bu bulgu PVT’de iki el arasındaki asimetrinin sağ elin hızından bağımsız olup sol elin yavaşlığı ile ilişkili olduğunu anlamına gelmektedir ve önceki bir çalışmada Nalçacı ve ark. tarafından gösterilen bulgular ile benzerlik göstermektedir (189).

7.4. Motor Kabiliyet ve Proprioseptif Ölçüm Testleri Arasındaki Korelasyonların Değerlendirilmesi

Çalışmamızda motor kabiliyet ve proprioseptif duyu alt modalitelerinin ilişkisinin incelenmesi amacıyla motor kabiliyet testleri olan PVT ve PPT bulguları ile proprioseptif alt modalite ölçüm testleri olan KHPTT, AMEDA ve KHKDT bulgularının korelasyonları incelenmiştir.

PVT vuru hızları, vuru hızı varyasyon katsayısı ve asimetri indeksi değerleri ile proprioseptif alt modalite ölçüm testlerinin verileri arasında korelasyonlar gözlenmemektedir.

PPT çivi yerleştirme, bilateral ince kavrama ve bilateral birleştirme değerleri incelenmiştir. PPT çivi yerleştirme miktarı sağ elde KHPTT 1. pozisyon hedefe dokunma süresi ile sol elde ise KHKDT görsel geri bildirimin yokluğu durumunda mutlak sapma değerleri arasında ve bilateral ince kavrama ile sol elde KHKDT görsel geri bildirimin yokluğu durumunda mutlak sapma değerleri arasında pozitif ilişkili zayıf korelasyonlar gözlenmektedir.

Her ikisi de motor kabiliyeti değerlendiren testler olmakla birlikte PPT ve PVT arasında farklılıklar bulunmaktadır. PPT’de uygulanan hareketler görsel sistem eşliğinde yapılmakta olup tüm üst uzuv eklemlerinin hareket sürecine dahil olduğu bir testtir. PVT’de uygulanan hareketler ise görsel sistemden bağımsız olarak yapılmakta olup yalnızca işaret parmağının tek düzlemde bir hareketinden oluşmaktadır. Her iki testte uygulanan hareket süreçlerinde proprioseptif geri bildirimin bir rolü olmakla birlikte olasılıkla görsel geri bildirimin varlığı proprioseptif geri bildirim etkisini PPT’de sınırladığı ileri sürülmüştür (230). Proprioseptif geri bildirimin PVT performansına etkisi ise tartışmalıdır. PVT’de yapılan hareket sürecinde katılımcılar işaret parmakları ile mümkün olduğunca hızlı bir şekilde ekstansiyon ve fleksiyon hareketi yaparak mekanik bir anahtara dokunması gerekmektedir. Bu süreçte mekanik anahtara dokunma gerçekleşmekte ve katılımcılar çeşitli taktil geri bildirimler almaktadır. Taktil uyaranların çeşitli motor görevlerde (250-252) ve algısal süreçlerde (253) performansı artırdığı bilinmektedir. Buna ek olarak yapılan çalışmalar senkronize parmak vuru testlerinde proprioseptif duyunun olmadığı veya etkisinin azaltıldığı afferent sinir hasarı olan bireylerde ve lokal anestezi uygulanmış bireylerde parmak vuru senkronizasyonunun bozulduğunu göstermektedir (254-256).

PPT görsel geri bildirim eşliğinde ve çoklu eklemlerde uygulanan bir test olmasından dolayı çalışmamızda incelenen parametreler ile proprioseptif testlerin çeşitli bulguları aralarında gözlemlenen zayıf nitelikli korelasyonlar olasılıkla tek başlarına bir anlam ifade etmemektedir. Çalışmamızda motor kabiliyet ve proprioseptif duyu alt modaliteleri arasında bir ilişki gösterilememiştir. Ancak literatürde yapılan çalışmalar motor kabiliyet eğitiminin proprioseptif duyu işlevlerinde iyileşmeye yol açtığına işaret etmektedir (257, 258). Buna ek olarak motor eğitim sonucu elde edilen beceriler ile birlikte motor ve somatosensöriyel kortekste nöroplastik değişiklikler görülmektedir (259-261). Çalışmamızda yalnızca el yetenek düzeyi normal olan sağlıklı ve genç katılımcılar bulunmaktadır. İleri çalışmalar ile katılımcılarda farklı yaş aralıkları ve farklı el yeteneği bulunan bireyler incelenerek motor kabiliyet ve proprioseptif alt modalite ölçümleri arasındaki ilişki daha uygun bir şekilde ortaya çıkarılabilir.

7.5. Farklı Proprioseptif Ölçüm Testleri Bulguları Arasındaki Korelasyonların Değerlendirilmesi

Çalışmamızda proprioseptif duyunun farklı alt modalitelerinin arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi amacıyla KHKDT kuvvet/efor duyusu ölçümü verileri ile AMEDA ve

KHPTT hareket/pozisyon ölçümü verileri aralarında korelasyonlar incelenmiştir. Hareket/pozisyon ölçümü verileri sağlayan iki farklı yöntem olan AMEDA ve KHPTT verileri arasındaki korelasyonlar “7.1. KHPTT Verileri ve Geçerlik - Güvenirlik Bulgularının Değerlendirilmesi” başlığı altında değerlendirilmektedir.

Çalışmamızda sağ elde AMEDA AUC değerleri ile KHKDT görsel geri bildirimin yokluğu durumunda mutlak sapma değerleri ve statik efor değerleri arasında zayıf ve negatif ilişkili korelasyonlar gözlenmektedir. Bu korelasyon AMEDA testinde daha iyi performans gösteren katılımcılarda KHKDT görsel geri bildirimin olmadığı parçasında da daha iyi performans göstermesi anlamına gelmektedir. Sol elde ise bu ilişki gözlenmemiştir. AMEDA ve KHKDT her ikisi de görsel geri bildirimin yokluğunda uygulanan statik süreçleri içeren uygulamalar olmakla birlikte incelenen duyu alt modaliteleri ve bu modalitelerin işlevselliğinde önemli olan birincil periferik reseptörler farklıdır. Hareket/pozisyon duyusu çoğunlukla kas içiği geri bildirimi ile ilişkilidir. Kuvvet üretiminin ayarlanması ise özellikle izometrik koşullarda büyük oranda Golgi tendon organı ve deri mekanoreseptörlerinin geri bildirimi ile ilişkilidir. Prendergast ve ark. parmaklarda pozisyon ve yük algısının birbirinden bağımsız bir şekilde işlendiğini göstermişlerdir (262). Ancak statik süreçlerde incelenen iki modalite arasında gözlemlenen ilişkinin zayıf nitelikte olması ve tek tarafta gözlenmesi bu ilişkinin ileri çalışmalar ile değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir.

Çalışmamızda KHPTT hedeften sapma uzaklıkları ve hedefe dokunma süreleri ile KHKDT statik efor ve mutlak sapma değerleri arasında anlamlı korelasyonlar gözlenmemektedir. Bu sonuç olasılıkla hem incelenen alt modalitelerin farklılığı hem de uygulamaların farklı dinamik ve statik süreçlerde değerlendirmesinden kaynaklanmaktadır.

Literatürde birden fazla proprioseptif ölçüm yönteminin karşılaştırıldığı az sayıda çalışma bulunmaktadır. Alt ve üst ekstremitelerde farklı eklemlerde uygulanmış olan bu çalışmaların hiçbirinde incelenen yöntemlerin aralarında ilişki gözlenmemiştir. Bu çalışmalar ve incelenen yöntemler aşağıdaki tabloda sunulmaktadır (Tablo 7.2). Bu çalışmalarda çoğunlukla aktif/pasif hareket ve dinamik/statik süreçlerin ayrımı yapılmamaktadır. İleri çalışmalarda bu ayrımın yapılması farklı modalite ve ölçüm yöntemleri aralarındaki ilişkiyi aydınlatacaktır.

Tablo 7.2: Birden fazla proprioseptif ölçüm yöntemlerinin incelendiği çalışmalar.

Çalışmanın Yazar(lar)ı ve Yılı	İncelenen Proprioseptif Ölçüm Yöntemleri
Grob ve ark., 2002 (263)	JPR, TTDPM
Janwantanakul ve ark., 2003 (264)	JPR, TTDPM
de Jong ve ark., 2005 (78)	Eklem pozisyon yönü tayini, TTDPM
Elangovan ve ark., 2014 (79)	Eklem pozisyon yönü tayini, JPR
Li ve ark., 2016 (265)	JPR, TTDPM, Kuvvet yeniden üretme
Nagai ve ark., 2016 (266)	JPR, Eklem hızı yeniden üretme, TTDPM, Kuvvet yeniden üretme
Niespodzinski ve ark., 2018 (267)	JPR, Kuvvet yeniden üretme
Yang ve ark., 2020 (268)	Eklem hareket yönü tayini, JPR
Horvath ve ark., 2021 (269)	JPR, Ağırlık ayrımı

8. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızda yeni bir proprioseptif duyu ölçüm yöntemi geliştirilmesi ve proprioseptif duyu alt modalitelerinin birbirleri arasındaki ve motor kabiliyetle olan ilişkisinin araştırılması amaçlanmıştır. Bununla birlikte motor sistemde literatürde yaygınca bilinen iki el arasındaki işlevsel asimetri proprioseptif duyu alt modaliteleri bağlamında incelenmiştir. Bu amaç için 18-30 yaşları arasında 60 sağlıklı, sağ eli dominant olan katılımcıda çeşitli motor kabiliyet ölçüm yöntemleri ve proprioseptif duyu ölçüm yöntemleri uygulanarak proprioseptif duyu alt modaliteleri ve motor kabiliyet parametreleri elde edilmiş ve hipotezlerimiz kapsamında değerlendirilmiştir.

Bu çalışmanın ana bulguları şunlardır:

Hareket/Pozisyon Duyusu Asimetrisi: Hareket/pozisyon duyusunun ölçümü için geliştirilmesi amaçlanmış olan Kinestetik Hedef Pozisyon Tahmin Testi (KHPTT) dominant elde üstün performans göstermiştir. Ancak KHPTT yönteminin geçerliğinin kanıtlanması için kullanılmış olan bir başka hareket/pozisyon ölçüm yöntemi olan AMEDA testi iki el arasında anlamlı bir fark göstermemiştir.

KHPTT yönteminin güvenilirliği yüksek olarak gösterilmekle birlikte geçerliği kanıtlanamamıştır. Yeni bir ölçüm yöntemi olarak kullanılması için ileri çalışmalar gerekmektedir.

Kuvvet/Efor Duyusu Asimetrisi: Kuvvet/efor duyusunun ölçümünde kullanılmış olan KHKDT görsel geri bildirim olsun ya da olmasın, statik efor ve hedef kuvvetten mutlak sapma açısından iki el arasında anlamlı bir fark göstermemiştir.

Motor Yetenek Asimetrisi: Dominant olan (sağ) el, hem karmaşık motor becerilerde (PPT) hem de basit motor görevlerde (PVT) dominant olmayan ele göre daha iyi performans göstermiştir. Bu sonuç motor yetenek asimetrisi üzerine mevcut literatürü doğrulamaktadır.

Motor ve Proprioseptif Yetenekler Arasındaki Korelasyon: Sağlıklı genç erişkinlerde motor yetenek testleri (PVT ve PPT) ile proprioseptif alt modalite ölçümleri (KHPTT, AMEDA, KHKDT) arasında anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır.

Proprioseptif Alt Modalite İlişkileri: Farklı proprioseptif ölçüm testleri arasında zayıf korelasyonlar gözlemlenmiştir, bu da daha fazla araştırılması gereken alt modaliteler arasında potansiyel bağlantılara işaret etmektedir.

Bu bulgular motor yeteneklerin dominant ele yönelik asimetrisini gösterirken proprioseptif duyu alt modalitelerinin daha farklı bir asimetri desenine sahip olduğunu göstermektedir. Motor ve proprioseptif ölçümler arasında güçlü korelasyonların olmaması bu iki sistemin arasındaki işlevsel ilişkinin doğrusal olmadığını ve bu ilişkinin doğasının karmaşıklığını göstermektedir. Proprioseptif duyu modalitelerinin parametreleri aralarında çeşitli zayıf korelasyonlar gösterilmekle birlikte çalışmamızın sonuçları proprioseptif duyu için literatürde nadir olarak yer edinen statik ve dinamik süreçlerin birbirinden ayrı olarak değerlendirilmesi gerektiğini ve literatürde kullanılmakta olan ölçüm yöntemlerinin proprioseptif sistemin yalnızca sınırlı bir kısmını değerlendirdiğini göstermektedir. Literatürde birden fazla proprioseptif ölçüm yönteminin kullanıldığı çalışmalarda incelenen yöntemler arası ilişkinin gözlenmemesi bunu doğrulamaktadır.

Çalışmamızda birtakım eksiklikler ve kısıtlayıcı etkenler bulunmaktadır.

Çalışmamızda katılımcılar 18-30 yaş arası, sağlıklı ve sağ el dominant bireylerden oluşmaktadır. Katılımcılar özellikle ince el becerisi gerektiren bir iş ve hobileri olmayan bireyler arasından seçilmiştir.

Çalışmamızda geçerlik ve güvenilirliği kanıtlanmış bir el tercihi anketi kullanılmakla birlikte bu anket günümüz koşullarında akıllı telefon/tablet, klavye ve fare kullanımını değerlendirmemektedir. Bu gibi etkenlerin elin işlevsel gelişimine özellikle 18-30 yaş arası katılımcılarda etki oluşturabileceği düşünülmektedir. Bu etkenlerin katılımcılarda sorgulanmamış olması çalışmanın eksikliklerindendir.

Sensörimotor asimetrielerin değerlendirilmesi açısından farklı yaş aralıklarında katılımcıların bulunduğu gruplar olması potansiyel olarak iki taraf arası işlevsel farklılıklarda yaşın etkisinin gösterilmesini, elde edilen sensörimotor parametrelerin toplum genelini daha iyi yansıtmalarını ve gelişimsel süreçte oluşacak potansiyel değişimlerin incelenmesini sağlayabilir.

Çeşitli sensörimotor bozukluğu olan bireyler, belirli el becerisi gerektiren mesleklerde çalışanlar ve sporcular gibi farklı popülasyonlarda bu ilişkilerin araştırılması motor becerilerin gelişimiyle birlikte farklı proprioseptif duyu işlevlerinde değişimlerin gözlemlenmesinde ve iki sistemin arasındaki ilişkinin daha ayrıntılı bir şekilde incelenmesini sağlayabilir.

Çalışmamızda kullanılan yöntemler el ve parmak hareketlerini içermekle birlikte görevler arasında aktif olarak çalışan kas grupları, eklem açısının değişim hızları ve deney süreçlerinde uygulanan kuvvetler potansiyel farklılıklar gösterebilmektedir. Bu da potansiyel olarak proprioseptif geri bildirimin niteliksel olarak farklılıklarına ve ölçümlerde farklılıklara yol açabilir. Bu eksiklik özellikle KHPTT yönteminde belli olmaktadır. KHPTT yönteminde hareketlere el bileği eklemi sınırlı da olsa eşlik etmektedir. İleri çalışmalarda bu yöntemin uygulanmasında eklem hareketlerinin daha fazla sınırlanması gerekmektedir.

Çalışmamızda statik ve dinamik süreçler hareket/pozisyon duyusu için birlikte değerlendirilmiş, kuvvet/efor duyusu ise yalnızca statik süreçte değerlendirilebilmiştir. İleri çalışmalarda kuvvet/efor duyusunun dinamik süreçte değerlendirilmesi için yeni paradigmaların geliştirilmesi proprioseptif duyu alt modaliteleri arasındaki ilişkinin aydınlatılmasında önemli olacaktır.

Sonuç olarak; proprioseptif duyuda kullanılan ölçüm yöntemlerinin, gelecekte geliştirilecek ölçüm yöntemlerinin ve bu yöntemlerden elde edilen parametrelerin aktif-pasif hareket ve statik-dinamik süreçler olarak sınıflandırılması ve bu sınıflamaların birlikte değerlendirilmesi potansiyel olarak sensörimotor patolojilerde işlevsel bozuklukların daha iyi aydınlatılmasına, rehabilitasyon sürecinde proprioseptif işlevlerdeki değişimlerin etkin olarak takip edilmesine, yeni rehabilitasyon programlarının geliştirilmesine ve kişiye uygun rehabilitasyon uygulamalarının seçilmesine katkıda bulunacaktır. Bununla birlikte yöntemler arası sınıflamanın yapılması proprioseptif duyu sisteminin daha kapsamlı olarak tanımlanmasına ve ileri araştırmalarda sensörimotor işlevsel entegrasyon sürecinin daha ayrıntılı bir şekilde incelenmesine yardımcı olacaktır.

Bu çalışmanın bulguları potansiyel yeni araştırmaların önünü açmaktadır.

Golgi tendon organlarının ve kas içciklerinin statik ve dinamik geri bildirim çıkaran tiplerinin dağılımı ve morfolojisi iki tarafta benzer kaslar arasında farklılık göstermekte midir ve proprioseptif sistem asimetrisi ile ilişkili midir?

Aktif ve pasif hareket süreçlerinde proprioseptif hataların düzeltilmesinde optimal kontrol modelinin merkezi olan serebellumun rolü nasıl değişmektedir?

Aynı kas gruplarında statik ve dinamik süreçleri içeren görevlerde MSS'de aktif beyin bölgeleri ve sensörimotor entegrasyon işlevsel süreçlerinde farklılıklar var mıdır?

9. KAYNAKLAR

1. Furuya S, Altenmuller E. Flexibility of movement organization in piano performance. *Front Hum Neurosci.* 2013;7.
2. Park S, Toole T, Lee S. Functional roles of the proprioceptive system in the control of goal-directed movement. *Percept Motor Skill.* 1999;88(2):631-47.
3. Bossom J. Movement without proprioception. *Brain Res.* 1974;71(2):285-96.
4. Wang J, Sainburg RL. Interlimb transfer of visuomotor rotations depends on handedness. *Exp Brain Res.* 2006;175(2):223-30.
5. Goble DJ, Noble BC, Brown SH. Proprioceptive target matching asymmetries in left-handed individuals. *Exp Brain Res.* 2009;197(4):403-8.
6. Bravi R, Cohen EJ, Martinelli A, Gottard A, Minciocchi D. When Non-Dominant Is Better than Dominant: Kinesiotape Modulates Asymmetries in Timed Performance during a Synchronization-Continuation Task. *Front Integr Neurosci.* 2017;11.
7. Hall MG, Ferrell WR, Sturrock RD, Hamblen DL, Baxendale RH. The Effect of the Hypermobility Syndrome on Knee-Joint Proprioception. *Brit J Rheumatol.* 1995;34(2):121-5.
8. Gillquist J. Knee ligaments and proprioception. *Acta Orthop Scand.* 1996;67(6):533-5.
9. Sharma L. Proprioceptive impairment in knee osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am.* 1999;25(2):299-314, vi.
10. Proske U, Gandevia SC. The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force. *Physiol Rev.* 2012;92(4):1651-97.
11. BASTIAN HC. THE "MUSCULAR SENSE"; ITS NATURE AND CORTICAL LOCALISATION1. *Brain.* 1887;10(1):1-89.
12. SHERRINGTON CS. ON THE PROPRIO-CEPTIVE SYSTEM, ESPECIALLY IN ITS REFLEX ASPECT. *Brain.* 1907;29(4):467-82.
13. Proske U, Gandevia SC. Kinesthetic Senses. *Compr Physiol.* 2018;8(3):1157-83.
14. Banks RW, Hulliger M, Saed HH, Stacey MJ. A comparative analysis of the encapsulated end-organs of mammalian skeletal muscles and of their sensory nerve endings. *J Anat.* 2009;214(6):859-87.
15. Guyton AC, Hall JE. Textbook of medical physiology. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2006. xxxv, 1116 p. : ill. p.
16. Proske U. The mammalian muscle spindle. *News Physiol Sci.* 1997;12:37-42.
17. Burke D, Gandevia SC, McKeon B. Monosynaptic and oligosynaptic contributions to human ankle jerk and H-reflex. *J Neurophysiol.* 1984;52(3):435-48.

18. Proske U. The golgi tendon organ. *Trends in Neurosciences*. 1979;2:7-8.
19. Matthews BHC. Nerve endings in mammalian muscle. *The Journal of Physiology*. 1933;78(1):1-53.
20. Koeppen BM, Stanton BA, Levy MN, Berne RM. *Berne & Levy physiology*. Seventh edition ed. Philadelphia, PA: Elsevier; 2018.
21. McCloskey DI. Differences between the senses of movement and position shown by the effects of loading and vibration of muscles in man. *Brain Res*. 1973;61:119-31.
22. Sittig AC, Denier van der Gon JJ, Gielen CC. Separate control of arm position and velocity demonstrated by vibration of muscle tendon in man. *Exp Brain Res*. 1985;60(3):445-53.
23. Krishna Murthy KS. Vertebrate fusimotor neurones and their influences on motor behavior. *Progress in Neurobiology*. 1978;11(3):249-307.
24. Burke RE, Strick PL, Kanda K, Kim CC, Walmsley B. Anatomy of medial gastrocnemius and soleus motor nuclei in cat spinal cord. *Journal of Neurophysiology*. 1977;40(3):667-80.
25. Vallbo ÅB. Discharge Patterns in Human Muscle Spindle Afferents during Isometric Voluntary Contractions. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1970;80(4):552-66.
26. Dimitriou M. Human muscle spindles are wired to function as controllable signal-processing devices. *Elife*. 2022;11:e78091.
27. Grigg P. Peripheral Neural Mechanisms in Proprioception. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1994;3(1):2-17.
28. Ferrell WR, Smith A. Position Sense at the Proximal Interphalangeal Joint of the Human Index Finger. *J Physiol-London*. 1988;399:49-61.
29. Johansson RS, Flanagan JR. Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks. *Nature Reviews Neuroscience*. 2009;10(5):345-59.
30. Chambers MR, Andres KH, von Duering M, Iggo A. The structure and function of the slowly adapting type II mechanoreceptor in hairy skin. *Q J Exp Physiol Cogn Med Sci*. 1972;57(4):417-45.
31. Edin BB. Quantitative-Analysis of Static Strain Sensitivity in Human Mechanoreceptors from Hairy Skin. *Journal of Neurophysiology*. 1992;67(5):1105-13.
32. Edin BB. Quantitative analyses of dynamic strain sensitivity in human skin mechanoreceptors. *Journal of Neurophysiology*. 2004;92(6):3233-43.
33. Collins DF, Refshauge KM, Todd G, Gandevia SC. Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee. *Journal of Neurophysiology*. 2005;94(3):1699-706.
34. Sengul G, Watson C. Chapter 8 - Ascending and Descending Pathways in the Spinal Cord. In: Paxinos G, editor. *The Rat Nervous System (Fourth Edition)*. San Diego: Academic Press; 2015. p. 115-30.

35. Kearney BE, Lanius RA. The brain-body disconnect: A somatic sensory basis for trauma-related disorders. *Frontiers in Neuroscience*. 2022;16.
36. Carpenter MB. Core text of neuroanatomy. 4th ed. Baltimore ; London: Williams & Wilkins; 1991. xii, 481 p : ill. (some col.) p.
37. Cooke JD, Larson B, Oscarsson O, Sjolund B. Origin and termination of cuneocerebellar tract. *Exp Brain Res*. 1971;13(4):339-58.
38. Greenstein BPD, Greenstein BPD, Greenstein ABMC, Thieme Medical P. Color atlas of neuroscience : neuroanatomy and neurophysiology. 1st ed. Stuttgart ; New York: Georg Thieme Verlag; 2000.
39. Maule F, Barchiesi G, Brochier T, Cattaneo L. Haptic working memory for grasping: the role of the parietal operculum. *Cereb Cortex*. 2015;25(2):528-37.
40. Robinson CJ, Burton H. Somatotopographic Organization in the Second Somatosensory Area of M Fascicularis. *Journal of Comparative Neurology*. 1980;192(1):43-67.
41. Hihara S, Taoka M, Tanaka M, Iriki A. Visual Responsiveness of Neurons in the Secondary Somatosensory Area and its Surrounding Parietal Operculum Regions in Awake Macaque Monkeys. *Cereb Cortex*. 2015;25(11):4535-50.
42. Ionta S, Heydrich L, Lenggenhager B, Mouthon M, Fornari E, Chapuis D, ve ark. Multisensory Mechanisms in Temporo-Parietal Cortex Support Self-Location and First-Person Perspective. *Neuron*. 2011;70(2):363-74.
43. Blakemore SJ, Bristow D, Bird G, Frith C, Ward J. Somatosensory activations during the observation of touch and a case of vision-touch synaesthesia. *Brain*. 2005;128:1571-83.
44. Devue C, Collette F, Balteau E, Dequeldre C, Luxen A, Maquet P, ve ark. Here I am: The cortical correlates of visual self-recognition. *Brain Res*. 2007;1143:169-82.
45. Binkofski F, Buccino G, Stephan KM, Rizzolatti G, Seitz RJ, Freund HJ. A parieto-premotor network for object manipulation: evidence from neuroimaging. *Experimental Brain Research*. 1999;128(1-2):210-3.
46. Kandel ER. Principles of Neural Science, Fifth Edition: McGraw-Hill Education; 2013.
47. Dum RP, Strick PL. Spinal cord terminations of the medial wall motor areas in macaque monkeys. *J Neurosci*. 1996;16(20):6513-25.
48. Fetz EE, Perlmuter SI, Prut Y, Seki K, Votaw S. Roles of primate spinal interneurons in preparation and execution of voluntary hand movement. *Brain Res Brain Res Rev*. 2002;40(1-3):53-65.
49. Mink JW. The basal ganglia: focused selection and inhibition of competing motor programs. *Prog Neurobiol*. 1996;50(4):381-425.
50. Pfann KD, Buchman AS, Comella CL, Corcos DM. Control of movement distance in Parkinson's disease. *Mov Disord*. 2001;16(6):1048-65.
51. Wu T, Hallett M. A functional MRI study of automatic movements in patients with Parkinson's disease. *Brain*. 2005;128(Pt 10):2250-9.

52. Houk JC, Bastianen C, Fansler D, Fishbach A, Fraser D, Reber PJ, ve ark. Action selection and refinement in subcortical loops through basal ganglia and cerebellum. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci.* 2007;362(1485):1573-83.
53. Silkis I. The cortico-basal ganglia-thalamocortical circuit with synaptic plasticity. II. Mechanism of synergistic modulation of thalamic activity via the direct and indirect pathways through the basal ganglia. *Biosystems.* 2001;59(1):7-14.
54. Wolpert DM, Miall RC. Forward Models for Physiological Motor Control. *Neural Netw.* 1996;9(8):1265-79.
55. Scott W, Stevens J, Binder-Macleod SA. Human Skeletal Muscle Fiber Type Classifications. *Phys Ther.* 2001;81(11):1810-6.
56. Frith CD, Blakemore SJ, Wolpert DM. Abnormalities in the awareness and control of action. *Philos T R Soc B.* 2000;355(1404):1771-88.
57. McIntyre AK, Proske U, Rawson JA. Pathway to the cerebral cortex for impulses from tendon organs in the cat's hind limb. *J Physiol.* 1985;369:115-26.
58. Paillard J, Brouchon M, editors. Active and passive movements in the calibration of position sense 1968.
59. Scott SH. Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control. *Nature Reviews Neuroscience.* 2004;5(7):532-45.
60. Bronstein AM, Guerraz M. Visual-vestibular control of posture and gait: physiological mechanisms and disorders. *Curr Opin Neurol.* 1999;12(1):5-11.
61. Goodale MA, Milner AD. Separate Visual Pathways for Perception and Action. *Trends in Neurosciences.* 1992;15(1):20-5.
62. Mishkin M, Ungerleider LG. Contribution of striate inputs to the visuospatial functions of parieto-preoccipital cortex in monkeys. *Behav Brain Res.* 1982;6(1):57-77.
63. Goodale MA. Visuomotor modules in the vertebrate brain. *Can J Physiol Pharm.* 1996;74(4):390-400.
64. Drew T, Marigold DS. Taking the next step: cortical contributions to the control of locomotion. *Curr Opin Neurobiol.* 2015;33:25-33.
65. Marigold DS, Drew T. Contribution of cells in the posterior parietal cortex to the planning of visually guided locomotion in the cat: effects of temporary visual interruption. *Journal of Neurophysiology.* 2011;105(5):2457-70.
66. Potocanac Z, Duysens J. Online adjustments of leg movements in healthy young and old. *Exp Brain Res.* 2017;235(8):2329-48.
67. Haggerty SE, Wu AR, Sienko KH, Kuo AD. A shared neural integrator for human posture control. *Journal of Neurophysiology.* 2017;118(2):894-903.
68. Day BL, Brown P. Evidence for subcortical involvement in the visual control of human reaching. *Brain.* 2001;124:1832-40.

69. Patla AE, Prentice SD, Robinson C, Neufeld J. Visual control of locomotion: strategies for changing direction and for going over obstacles. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 1991;17(3):603-34.
70. Reynolds RF, Day BL. Visual guidance of the human foot during a step. *J Physiol.* 2005;569(Pt 2):677-84.
71. Weerdesteyn V, Nienhuis B, Hampsink B, Duysens J. Gait adjustments in response to an obstacle are faster than voluntary reactions. *Hum Movement Sci.* 2004;23(3-4):351-63.
72. Horváth Á, Ferentzi E, Schwartz K, Jacobs N, Meyns P, Köteles F. The measurement of proprioceptive accuracy: A systematic literature review. *J Sport Health Sci.* 2023;12(2):219-25.
73. Han J, Waddington G, Adams R, Anson J, Liu Y. Assessing proprioception: A critical review of methods. *J Sport Health Sci.* 2016;5(1):80-90.
74. Lephart SM, Myers JB, Bradley JP, Fu FH. Shoulder proprioception and function following thermal capsulorraphy. *Arthroscopy.* 2002;18(7):770-8.
75. Waddington G, Adams R. Discrimination of active plantarflexion and inversion movements after ankle injury. *Aust J Physiother.* 1999;45(1):7-13.
76. Weerakkody NS, Blouin JS, Taylor JL, Gandevia SC. Local subcutaneous and muscle pain impairs detection of passive movements at the human thumb. *J Physiol.* 2008;586(13):3183-93.
77. Gescheider GA, ProQuest. *Psychophysics : the fundamentals.* Third edition. ed. Mahwah, N.J: L. Erlbaum Associates; 1997.
78. de Jong A, Kilbreath SL, Refshauge KM, Adams R. Performance in different proprioceptive tests does not correlate in ankles with recurrent sprain. *Arch Phys Med Rehab.* 2005;86(11):2101-5.
79. Elangovan N, Herrmann A, Konczak J. Assessing Proprioceptive Function: Evaluating Joint Position Matching Methods Against Psychophysical Thresholds. *Phys Ther.* 2014;94(4):553-61.
80. Goble DJ. Proprioceptive Acuity Assessment Via Joint Position Matching: From Basic Science to General Practice. *Phys Ther.* 2010;90(8):1176-84.
81. Cameron M, Adams R. Kicking footedness and movement discrimination by elite Australian Rules footballers. *J Sci Med Sport.* 2003;6(3):266-74.
82. Han J, Waddington G, Adams R, Anson J. Bimanual proprioceptive performance differs for right- and left-handed individuals. *Neurosci Lett.* 2013;542:37-41.
83. Hobbs AJ, Adams RD, Shirley D, Hillier TM. Comparison of Lumbar Proprioception as Measured in Unrestrained Standing in Individuals With Disc Replacement, With Low Back Pain and Without Low Back Pain. *J Orthop Sport Phys.* 2010;40(7):439-46.
84. Lee HJ, Nicholson LL, Adams RD, Bae SS. Proprioception and rotation range sensitization associated with subclinical neck pain. *Spine.* 2005;30(3):E60-E7.

85. Muaidi QI, Nicholson LL, Refshauge KM. Proprioceptive acuity in active rotation movements in healthy knees. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(2):371-6.
86. Naughton J, Adams RD, Maher CG. Contacting points overhead with and without a tennis racquet. *Percept Motor Skill.* 2003;96(3):1323-9.
87. Whiteley RJ, Adams RD, Nicholson LL, Ginn KA. Shoulder proprioception is associated with humeral torsion in adolescent baseball players. *Phys Ther Sport.* 2008;9(4):177-84.
88. Fraser LE, Harris LR. The effect of hand position on perceived finger orientation in left- and right-handers. *Experimental Brain Research.* 2017;235(12):3683-93.
89. Haggard P, Newen C, Blundell J, Andrew H. The perceived position of the hand in space. *Percept Psychophys.* 2000;62(2):363-77.
90. Jones SAH, Cressman EK, Henriques DYP. Proprioceptive localization of the left and right hands. *Experimental Brain Research.* 2010;204(3):373-83.
91. van Beers RJ, Sittig AC, Denier van der Gon JJ. The precision of proprioceptive position sense. *Exp Brain Res.* 1998;122(4):367-77.
92. Schmidt L, Artinger F, Stumpf O, Kerkhoff G. Differential effects of galvanic vestibular stimulation on arm position sense in right- vs. left-handers. *Neuropsychologia.* 2013;51(5):893-9.
93. Ghilardi MF, Gordon J, Ghez C. Learning a visuomotor transformation in a local area of work space produces directional biases in other areas. *J Neurophysiol.* 1995;73(6):2535-9.
94. Rincon-Gonzalez L, Buneo CA, Tillery SIH. The Proprioceptive Map of the Arm Is Systematic and Stable, but Idiosyncratic. *Plos One.* 2011;6(11).
95. Wilson ET, Wong J, Gribble PL. Mapping Proprioception across a 2D Horizontal Workspace. *Plos One.* 2010;5(7).
96. Hearn M, Crowe A, Keessen W. Influence of age on proprioceptive accuracy in two dimensions. *Percept Mot Skills.* 1989;69(3 Pt 1):811-8.
97. Jones SA, Fiehler K, Henriques DY. A task-dependent effect of memory and hand-target on proprioceptive localization. *Neuropsychologia.* 2012;50(7):1462-70.
98. Ofori E, Samson JM, Sosnoff JJ. Age-related differences in force variability and visual display. *Experimental Brain Research.* 2010;203(2):299-306.
99. Freund HJ, Hefter H. The role of basal ganglia in rhythmic movement. *Adv Neurol.* 1993;60:88-92.
100. Kunesch E, Binkofski F, Freund HJ. Invariant temporal characteristics of manipulative hand movements. *Exp Brain Res.* 1989;78(3):539-46.
101. Miall RC. Task-dependent changes in visual feedback control: a frequency analysis of human manual tracking. *J Mot Behav.* 1996;28(2):125-35.
102. Miall RC, Weir DJ, Stein JF. Intermittency in human manual tracking tasks. *J Mot Behav.* 1993;25(1):53-63.

103. Slifkin AB, Vaillancourt DE, Newell KM. Intermittency in the control of continuous force production. *J Neurophysiol.* 2000;84(4):1708-18.
104. Elble RJ, Randall JE. Motor-unit activity responsible for 8- to 12-Hz component of human physiological finger tremor. *J Neurophysiol.* 1976;39(2):370-83.
105. Gallasch E, Moser M, Kozlovskaya IB, Kenner T, Noordergraaf A. Effects of an eight-day space flight on microvibration and physiological tremor. *Am J Physiol.* 1997;273(1 Pt 2):R86-92.
106. Lippold OC, Redfearn JW, Vuco J. The rhythmical activity of groups of motor units in the voluntary contraction of muscle. *J Physiol.* 1957;137(3):473-87.
107. Gallasch E, Kozlovskaya IB. Vibrographic signs of autonomous muscle tone studied in long term space missions. *Acta Astronaut.* 1998;43(3-6):101-6.
108. Puglia I, Balsamo M, Vukich M, Zolesi V. Long-Term Microgravity Effects on Isometric Handgrip and Precision Pinch Force with Visual and Proprioceptive Feedback. *International Journal of Aerospace Engineering.* 2018;2018(1):1952630.
109. Deutsch KM, Newell KM. Children's coordination of force output in a pinch grip task. *Dev Psychobiol.* 2002;41(3):253-64.
110. Alpenfels EJ. The anthropology and social significance of the human hand. *Artificial limbs.* 1955;2 2:4-21.
111. Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM, Tibbitts R, Richardson P. *Gray's anatomy for students flash cards.* Philadelphia, PA: Elsevier; 2020.
112. Bullock IM, Borràs J, Dollar AM, editors. Assessing assumptions in kinematic hand models: A review. 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob); 2012 24-27 June 2012.
113. Hwang K, Huan F, Kim DJ. Muscle fibre types of the lumbrical, interossei, flexor, and extensor muscles moving the index finger. *J Plast Surg Hand Surg.* 2013;47(4):268-72.
114. Annett M. A Classification of Hand Preference by Association Analysis. *Brit J Psychol.* 1970;61(3):303-&.
115. Geschwind N, Galaburda AM. Cerebral lateralization. Biological mechanisms, associations, and pathology: I. A hypothesis and a program for research. *Arch Neurol.* 1985;42(5):428-59.
116. Kolb BWIQ. *Fundamentals of human neuropsychology.* New York: W.H. Freeman; 1996.
117. Ocklenburg S, Gunturkun O. Hemispheric asymmetries: the comparative view. *Front Psychol.* 2012;3.
118. Güntürkün O, Ströckens F, Ocklenburg S. Brain Lateralization: A Comparative Perspective. *Physiological Reviews Physiological Reviews.* 2020;100(3):1019-63.

119. Ocklenburg S, Schmitz J, Moinfar Z, Moser D, Klose R, Lor S, ve ark. Epigenetic regulation of lateralized fetal spinal gene expression underlies hemispheric asymmetries. *Elife*. 2017;6.
120. Nalcaci E. Beyin işlevlerinin yanallaşması. In: Karakas S, editor. *Kognitif Nörobilimler*. Ankara: Medikal & Nobel; 2008. p. 149-254.
121. Gulbetekin E, Gunturkun O, Dural S, Cetinkaya H. Visual asymmetries in Japanese quail (*Coturnix japonica*) retain a lifelong potential for plasticity. *Behav Neurosci*. 2009;123(4):815-21.
122. Vallortigara G, Chiandetti C, Sovrano VA. Brain asymmetry (animal). *Wires Cogn Sci*. 2011;2(2):146-57.
123. Vallortigara G. Comparative neuropsychology of the dual brain: A stroll through animals' left and right perceptual worlds. *Brain Lang*. 2000;73(2):189-219.
124. Dadda M, Bisazza A. Does brain asymmetry allow efficient performance of simultaneous tasks? *Anim Behav*. 2006;72:523-9.
125. Hellige JB. *Hemispheric asymmetry : what's right and what's left*. Cambridge, Massachusetts [etc]: Harvard University Press; 2001.
126. Dassonville P, Zhu XH, Ugurbil K, Kim SG, Ashe J. Functional activation in motor cortex reflects the direction and the degree of handedness (vol 94, pg 14015, 1997). *P Natl Acad Sci USA*. 1998;95(19):11499-.
127. De Gennaro L, Cristiani R, Bertini M, Curcio G, Ferrara M, Fratello F, ve ark. Handedness is mainly associated with an asymmetry of corticospinal excitability and not of transcallosal inhibition. *Clin Neurophysiol*. 2004;115(6):1305-12.
128. van der Knaap LJ, van der Ham IJM. How does the corpus callosum mediate interhemispheric transfer? A review. *Behav Brain Res*. 2011;223(1):211-21.
129. Ocklenburg S, Friedrich P, Gunturkun O, Genc E. Voxel-wise grey matter asymmetry analysis in left- and right-handers. *Neurosci Lett*. 2016;633:210-4.
130. Cowell P, Gurd J. Handedness and the Corpus Callosum: A Review and Further Analyses of Discordant Twins. *Neuroscience*. 2018;388:57-68.
131. Witelson SF. The Brain Connection - the Corpus-Callosum Is Larger in Left-Handers. *Science*. 1985;229(4714):665-8.
132. Witelson SF, Goldsmith CH. The Relationship of Hand Preference to Anatomy of the Corpus-Callosum in Men. *Brain Res*. 1991;545(1-2):175-82.
133. Fling BW, Benson BL, Seidler RD. Transcallosal sensorimotor fiber tract structure-function relationships. *Hum Brain Mapp*. 2013;34(2):384-95.
134. Angstmann S, Madsen KS, Skimminge A, Jernigan TL, Baare WFC, Siebner HR. Microstructural asymmetry of the corticospinal tracts predicts right-left differences in circle drawing skill in right-handed adolescents. *Brain Struct Funct*. 2016;221(9):4475-89.

135. Ruber T, Lindenberg R, Schlaug G. Differential Adaptation of Descending Motor Tracts in Musicians. *Cereb Cortex*. 2015;25(6):1490-8.
136. Catani M, Dell'Acqua F, Vergani F, Malik F, Hodge H, Roy P, ve ark. Short frontal lobe connections of the human brain. *Cortex*. 2012;48(2):273-91.
137. Thompson A, Murphy D, Dell'Acqua F, Ecker C, McAlonan G, Howells H, ve ark. Impaired Communication Between the Motor and Somatosensory Homunculus Is Associated With Poor Manual Dexterity in Autism Spectrum Disorder. *Biol Psychiat*. 2017;81(3):211-9.
138. Tan U. The H-Reflex Recovery Curve from the Wrist Flexors - Lateralization of Motoneuronal Excitability in Relation to Handedness in Normal Subjects. *Int J Neurosci*. 1989;48(3-4):271-84.
139. Howells H, Thiebaut de Schotten M, Dell'Acqua F, Beyh A, Zappala G, Leslie A, ve ark. Frontoparietal Tracts Linked to Lateralized Hand Preference and Manual Specialization. *Cereb Cortex*. 2018;28(7):2482-94.
140. Bonzano L, Tacchino A, Roccatagliata L, Abbruzzese G, Mancardi GL, Bove M. Callosal contributions to simultaneous bimanual finger movements. *J Neurosci*. 2008;28(12):3227-33.
141. Budisavljevic S, Dell'Acqua F, Zanatto D, Begliomini C, Miotto D, Motta R, ve ark. Asymmetry and Structure of the Fronto-Parietal Networks Underlie Visuomotor Processing in Humans. *Cereb Cortex*. 2017;27(2):1532-44.
142. Fling BW, Walsh CM, Bangert AS, Reuter-Lorenz PA, Welsh RC, Seidler RD. Differential Callosal Contributions to Bimanual Control in Young and Older Adults. *J Cognitive Neurosci*. 2011;23(9):2171-85.
143. Koch G, Cercignani M, Pecchioli C, Versace V, Oliveri M, Caltagirone C, ve ark. In vivo definition of parieto-motor connections involved in planning of grasping movements. *Neuroimage*. 2010;51(1):300-12.
144. Muetzel RL, Collins PF, Mueller BA, Schissel AM, Lim KO, Luciana M. The development of corpus callosum microstructure and associations with bimanual task performance in healthy adolescents. *Neuroimage*. 2008;39(4):1918-25.
145. Rose S, Rowland T, Pannek K, Baumann F, Coulthard A, McCombe P, ve ark. Structural Hemispheric Asymmetries in the Human Precentral Gyrus Hand Representation. *Neuroscience*. 2012;210:211-21.
146. Steele J. Handedness in past human populations: skeletal markers. *Laterality*. 2000;5(3):193-220.
147. Stinear CM, Fleming MK, Barber PA, Byblow WD. Lateralization of motor imagery following stroke. *Clin Neurophysiol*. 2007;118(8):1794-801.
148. Thiebaut de Schotten M, Dell'Acqua F, Forkel SJ, Simmons A, Vergani F, Murphy DG, ve ark. A lateralized brain network for visuospatial attention. *Nat Neurosci*. 2011;14(10):1245-6.

149. Hines M, Mcadams LA, Chiu L, Bentler PM, Lipcamon J. Cognition and the Corpus-Callosum - Verbal Fluency, Visuospatial Ability, and Language Lateralization Related to Midsagittal Surface-Areas of Callosal Subregions. *Behavioral Neuroscience*. 1992;106(1):3-14.
150. Jancke L, Staiger JF, Schlaug G, Huang YX, Steinmetz H. The relationship between corpus callosum size and forebrain volume. *Cereb Cortex*. 1997;7(1):48-56.
151. Luders E, Rex DE, Narr KL, Woods RP, Jancke L, Thompson PM, ve ark. Relationships between sulcal asymmetries and corpus callosum size: Gender and handedness effects. *Cereb Cortex*. 2003;13(10):1084-93.
152. Okusky J, Strauss E, Kosaka B, Wada J, Li D, Druhan M, ve ark. The Corpus-Callosum Is Larger with Right-Hemisphere Cerebral Speech Dominance. *Ann Neurol*. 1988;24(3):379-83.
153. Reinartz SJ, Coffman CE, Smoker WR, Godersky JC. MR imaging of the corpus callosum: normal and pathologic findings and correlation with CT. *AJR Am J Roentgenol*. 1988;151(4):791-8.
154. Steinmetz H, Jancke L, Kleinschmidt A, Schlaug G, Volkmann J, Huang Y. Sex but No Hand Difference in the Isthmus of the Corpus-Callosum. *Neurology*. 1992;42(4):749-52.
155. Hammond G. Correlates of human handedness in primary motor cortex: a review and hypothesis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 2002;26(3):285-92.
156. Dubois J, Hertz-Pannier L, Cachia A, Mangin JF, Le Bihan D, Dehaene-Lambertz G. Structural Asymmetries in the Infant Language and Sensori-Motor Networks. *Cereb Cortex*. 2009;19(2):414-23.
157. Good CD, Johnsrude I, Ashburner J, Henson RNA, Friston KJ, Frackowiak RSJ. Cerebral asymmetry and the effects of sex and handedness on brain structure: A voxel-based morphometric analysis of 465 normal adult human brains. *Neuroimage*. 2001;14(3):685-700.
158. Jang H, Lee JY, Lee KI, Park KM. Are there differences in brain morphology according to handedness? *Brain Behav*. 2017;7(7):e00730.
159. Hepper PG. The developmental origins of laterality: Fetal handedness. *Dev Psychobiol*. 2013;55(6):588-95.
160. Rakic P, Yakovlev PI. Development of the corpus callosum and cavum septi in man. *J Comp Neurol*. 1968;132(1):45-72.
161. Kertesz A, Geschwind N. Patterns of Pyramidal Decussation and Their Relationship to Handedness. *Arch Neurol-Chicago*. 1971;24(4):326-+.
162. White LE, Andrews TJ, Hulette C, Richards A, Groelle M, Paydarfar J, ve ark. Structure of the human sensorimotor system .2. Lateral symmetry. *Cereb Cortex*. 1997;7(1):31-47.
163. Melsbach G, Wohlschlager A, Spiess M, Gunturkun O. Morphological asymmetries of motoneurons innervating upper extremities: clues to the anatomical foundations of handedness? *Int J Neurosci*. 1996;86(3-4):217-24.

164. Howells H, Puglisi G, Leonetti A, Vigano L, Forna L, Simone L, ve ark. The role of left fronto-parietal tracts in hand selection: Evidence from neurosurgery. *Cortex*. 2020;128:297-311.
165. Dempsey-Jones H, Kritikos A. Handedness modulates proprioceptive drift in the rubber hand illusion. *Experimental Brain Research*. 2019;237(2):351-61.
166. Ballardini G, Ponassi V, Galofaro E, Carlini G, Marini F, Pellegrino L, ve ark. Interaction between position sense and force control in bimanual tasks. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2019;16(1):137.
167. Bank PJ, van Rooijen DE, Marinus J, Reilmann R, van Hilten JJ. Force modulation deficits in complex regional pain syndrome: a potential role for impaired sense of force production. *Eur J Pain*. 2014;18(7):1013-23.
168. Barden JM, Balyk R, James Raso V, Moreau M, Bagnall K. Repetitive pointing to remembered proprioceptive targets improves 3D hand positioning accuracy. *Hum Mov Sci*. 2005;24(2):184-205.
169. Blank R, Heizer W, von Voss H. Externally guided control of static grip forces by visual feedback-age and task effects in 3-6-year old children and in adults. *Neurosci Lett*. 1999;271(1):41-4.
170. Fiorio M, Stanzani C, Rothwell JC, Bhatia KP, Moretto G, Fiaschi A, ve ark. Defective temporal discrimination of passive movements in Parkinson's disease. *Neurosci Lett*. 2007;417(3):312-5.
171. Han J, Waddington G, Anson J, Adams R. Does elastic resistance affect finger pinch discrimination? *Hum Factors*. 2013;55(5):976-84.
172. Rinderknecht MD, Lambercy O, Raible V, Büsching I, Sehle A, Liepert J, ve ark. Reliability, validity, and clinical feasibility of a rapid and objective assessment of post-stroke deficits in hand proprioception. *J Neuroeng Rehabil*. 2018;15(1):47.
173. Schaap TS, Gonzales TI, Janssen TW, Brown SH. Proprioceptively guided reaching movements in 3D space: effects of age, task complexity and handedness. *Exp Brain Res*. 2015;233(2):631-9.
174. Edin BB, Johansson N. Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *J Physiol*. 1995;487(1):243-51.
175. Adamo DE, Scotland S, Martin BJ. Asymmetry in grasp force matching and sense of effort. *Exp Brain Res*. 2012;217(2):273-85.
176. Li K, Wei N, Yue SW, Thewlis D, Fraysse F, Immink M, ve ark. Coordination of digit force variability during dominant and non-dominant sustained precision pinch. *Experimental Brain Research*. 2015;233(7):2053-60.
177. Goble DJ, Brown SH. Dynamic proprioceptive target matching behavior in the upper limb: effects of speed, task difficulty and arm/hemisphere asymmetries. *Behav Brain Res*. 2009;200(1):7-14.

178. Martin BJ, Adamo DE. Contribution of sensory and motor components to motor control asymmetries: an analytical model approach. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011;2011:4064-7.
179. Goble DJ, Brown SH. Task-dependent asymmetries in the utilization of proprioceptive feedback for goal-directed movement. *Exp Brain Res.* 2007;180(4):693-704.
180. Goble DJ, Lewis CA, Brown SH. Upper limb asymmetries in the utilization of proprioceptive feedback. *Exp Brain Res.* 2006;168(1-2):307-11.
181. Kurian G, Sharma NK, Santhakumari K. Left-arm dominance in active positioning. *Percept Mot Skills.* 1989;68(3 Pt 2):1312-4.
182. Han J, Anson J, Waddington G, Adams R. Proprioceptive performance of bilateral upper and lower limb joints: side-general and site-specific effects. *Exp Brain Res.* 2013;226(3):313-23.
183. Wyke M. Comparative analysis of proprioception in left and right arms. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology.* 1965;17(2):149-57.
184. Wycherley AS, Helliwell PS, Bird HA. A novel device for the measurement of proprioception in the hand. *Rheumatology (Oxford).* 2005;44(5):638-41.
185. Li KY, Wu YH. Clinical evaluation of motion and position sense in the upper extremities of the elderly using motion analysis system. *Clin Interv Aging.* 2014;9:1123-31.
186. Nalcaci E, Kalaycioglu C, Gunes E, Cicek M. [Reliability and validity of a handedness questionnaire]. *Turk Psikiyatri Derg.* 2002;13(2):99-106.
187. Kiziltan E, Barut C, Gelir E. A high-precision, low cost system for evaluating finger-tapping tasks. *Int J Neurosci.* 2006;116(12):1471-80.
188. Brown SG, Roy EA, Rohr LE, Bryden PJ. Using hand performance measures to predict handedness. *Laterality.* 2006;11(1):1-14.
189. Nalcaci E, Kalaycioglu C, Cicek M, Genc Y. The relationship between handedness and fine motor performance. *Cortex.* 2001;37(4):493-500.
190. Schmidt SL, Oliveira RM, Krahe TE, Filgueiras CC. The effects of hand preference and gender on finger tapping performance asymmetry by the use of an infra-red light measurement device. *Neuropsychologia.* 2000;38(5):529-34.
191. Shinohara M, Li S, Kang N, Zatsiorsky VM, Latash ML. Effects of age and gender on finger coordination in MVC and submaximal force-matching tasks. *J Appl Physiol (1985).* 2003;94(1):259-70.
192. Aoki T, Kinoshita H. Temporal and force characteristics of fast double-finger, single-finger and hand tapping. *Ergonomics.* 2001;44(15):1368-83.
193. Jobbágy A, Harcos P, Karoly R, Fazekas G. Analysis of finger-tapping movement. *J Neurosci Methods.* 2005;141(1):29-39.
194. Tiffin J, Asher EJ. The Purdue pegboard; norms and studies of reliability and validity. *J Appl Psychol.* 1948;32(3):234-47.

195. Hinkle JT, Pontone GM. Psychomotor processing and functional decline in Parkinson's disease predicted by the Purdue Pegboard test. *Int J Geriatr Psych.* 2021;36(6):909-16.
196. Mathiowetz V, Rogers SL, Dowekeval M, Donahoe L, Rennells C. The Purdue Pegboard - Norms for 14-Year-Olds to 19-Year-Olds. *Am J Occup Ther.* 1986;40(3):174-9.
197. Opara J, Malecki A, Malecka E, Socha T. Motor assessment in Parkinson`s disease. *Ann Agric Environ Med.* 2017;24(3):411-5.
198. Shahar RB, Kizony R, Nota A. Validity of the Purdue Pegboard Test in assessing patients after traumatic hand injury. *Work.* 1998;11(3):315-20.
199. Wilson BC, Wilson JJ, Iacoviello JM, Risucci D. Purdue pegboard performance of normal preschool children. *Journal of Clinical Neuropsychology.* 1982;4(1):19-26.
200. Han J. Multiple joint proprioception in movement discrimination: University of Canberra Canberra; 2013.
201. McNicol D. A primer of signal detection theory. Mahwah, NJ, US: Lawrence Erlbaum Associates Publishers; 2005. 240- p.
202. Swets JA. Signal detection theory and ROC analysis in psychology and diagnostics: Collected papers. Hillsdale, NJ, US: Lawrence Erlbaum Associates, Inc; 1996. xv, 308-xv, p.
203. Swets JA, Dawes RM, Monahan J. Better decisions through science. *Sci Am.* 2000;283(4):82-7.
204. Swets JA, Tanner Jr WP, Birdsall TG. Decision processes in perception. *Psychological Review.* 1961;68(5):301-40.
205. Moerchen VA, Gruben KG. Afferent contributions to digit force coupling and force level variation during performance of non-lift pinch. *Neurocase.* 2006;12(5):300-6.
206. Kelso JA. Motor control mechanisms underlying human movement reproduction. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance.* 1977;3(4):529-43.
207. Stelmach GE, Kelso JA, Wallace SA. Preselection in short-term motor memory. *J Exp Psychol Hum Learn.* 1975;1(6):745-55.
208. Lönn J, Djupsjöbacka M, Johansson H. Replication and discrimination of limb movement velocity. *Somatosens Mot Res.* 2001;18(1):76-82.
209. Horch KW, Clark FJ, Burgess PR. Awareness of knee joint angle under static conditions. *J Neurophysiol.* 1975;38(6):1436-47.
210. Kurtzer I, Herter TM, Scott SH. Random change in cortical load representation suggests distinct control of posture and movement. *Nat Neurosci.* 2005;8(4):498-504.
211. Yousif N, Cole J, Rothwell J, Diedrichsen J. Proprioception in motor learning: lessons from a deafferented subject. *Exp Brain Res.* 2015;233(8):2449-59.
212. Bonett DG. Sample size requirements for estimating intraclass correlations with desired precision. *Stat Med.* 2002;21(9):1331-5.

213. Gazzaniga MS. Principles of human brain organization derived from split-brain studies. *Neuron*. 1995;14(2):217-28.
214. Kimura D, Archibald Y. Motor functions of the left hemisphere. *Brain*. 1974;97(2):337-50.
215. Nicholls ME. Temporal processing asymmetries between the cerebral hemispheres: evidence and implications. *Laterality*. 1996;1(2):97-137.
216. Studdert-Kennedy M. Cerebral hemispheres: Specialized for the analysis of what? *Behavioral and Brain Sciences*. 1981;4(1):76-7.
217. Bishop DVM. Cerebral Asymmetry and Language Development: Cause, Correlate, or Consequence? *Science*. 2013;340(6138):1230531.
218. Gotts SJ, Jo HJ, Wallace GL, Saad ZS, Cox RW, Martin A. Two distinct forms of functional lateralization in the human brain. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2013;110(36):E3435-E44.
219. Hutsler J, Galuske RA. Hemispheric asymmetries in cerebral cortical networks. *Trends Neurosci*. 2003;26(8):429-35.
220. Mento G, Suppiej A, Altoè G, Bisiacchi PS. Functional hemispheric asymmetries in humans: electrophysiological evidence from preterm infants. *European Journal of Neuroscience*. 2010;31(3):565-74.
221. Achard S, Bullmore E. Efficiency and cost of economical brain functional networks. *PLoS Comput Biol*. 2007;3(2):e17.
222. Latora V, Marchiori M. Efficient Behavior of Small-World Networks. *Physical Review Letters*. 2001;87(19):198701.
223. Ingemanson ML, Rowe JB, Chan V, Wolbrecht ET, Cramer SC, Reinkensmeyer DJ. Use of a robotic device to measure age-related decline in finger proprioception. *Exp Brain Res*. 2016;234(1):83-93.
224. Reschechtko S, Cuadra C, Latash ML. Force illusions and drifts observed during muscle vibration. *J Neurophysiol*. 2018;119(1):326-36.
225. Cooper J, Majnemer A, Rosenblatt B, Birnbaum R. A Standardized Sensory Assessment for Children of School-Age. *Physical & Occupational Therapy In Pediatrics*. 1993;13(1):61-80.
226. Ludwig K, Schenk T. Definition: Pseudoneglect. *Cortex*. 2022;155:390-1.
227. Incel NA, Ceceli E, Durukan PB, Erdem HR, Yorgancioglu ZR. Grip strength: effect of hand dominance. *Singapore Med J*. 2002;43(5):234-7.
228. Adam A, Luca CJD, Erim Z. Hand Dominance and Motor Unit Firing Behavior. *Journal of Neurophysiology*. 1998;80(3):1373-82.
229. Schmied A, Vedel JP, Pagni S. Human spinal lateralization assessed from motoneurone synchronization: dependence on handedness and motor unit type. *The Journal of Physiology*. 1994;480(2):369-87.

230. van Beers RJ, Sittig AC, Gon JJ. Integration of proprioceptive and visual position-information: An experimentally supported model. *J Neurophysiol.* 1999;81(3):1355-64.
231. Grill SE, Hallett M, Marcus C, McShane L. Disturbances of kinaesthesia in patients with cerebellar disorders. *Brain.* 1994;117 (Pt 6):1433-47.
232. Bhanpuri NH, Okamura AM, Bastian AJ. Predictive modeling by the cerebellum improves proprioception. *J Neurosci.* 2013;33(36):14301-6.
233. Weeks HM, Therrien AS, Bastian AJ. The cerebellum contributes to proprioception during motion. *J Neurophysiol.* 2017;118(2):693-702.
234. Snyder PJ, Bilder RM, Wu H, Bogerts B, Lieberman JA. Cerebellar volume asymmetries are related to handedness: a quantitative MRI study. *Neuropsychologia.* 1995;33(4):407-19.
235. Wang D, Buckner RL, Liu H. Cerebellar asymmetry and its relation to cerebral asymmetry estimated by intrinsic functional connectivity. *J Neurophysiol.* 2013;109(1):46-57.
236. Corey DM, Hurley MM, Foundas AL. Right and left handedness defined: a multivariate approach using hand preference and hand performance measures. *Neuropsychiatry Neuropsychol Behav Neurol.* 2001;14(3):144-52.
237. Doyen AL, Carlier M. Measuring handedness: a validation study of Bishop's reaching card test. *Laterality.* 2002;7(2):115-30.
238. Flink TS, Iorio AN. An Examination of Change in Control of the Right and the Left Hand Across the Lifespan. *Journal of Motor Learning and Development.* 2015;3(1):11-22.
239. Judge J, Stirling J. Fine motor skill performance in left- and right-handers: Evidence of an advantage for left-handers. *Laterality.* 2003;8(4):297-306.
240. Barut C, Kızıltan E, Gelir E, Köktürk F. Advanced analysis of finger-tapping performance: a preliminary study. *Balkan Med J.* 2013;30(2):167-71.
241. Fearing MK, Browning CA, Corey DM, Foundas AL. Dual-Task Performance in Right- and Left-Handed Adults: A Finger-Tapping and Foot-Tapping Study. *Percept Motor Skill.* 2001;92(2):323-34.
242. Hervé PY, Mazoyer B, Crivello F, Perchey G, Tzourio-Mazoyer N. Finger tapping, handedness and grey matter amount in the Rolando's genu area. *Neuroimage.* 2005;25(4):1133-45.
243. N S, Bagi J, Kudachi P, Goudar S. Influence of Motor Task on Handedness. 2021;41:87-91.
244. Aoki T, Furuya S, Kinoshita H. Finger-tapping ability in male and female pianists and nonmusician controls. *Motor Control.* 2005;9(1):23-39.
245. Peters M. Prolonged practice of a simple motor task by preferred and nonpreferred hands. *Percept Mot Skills.* 1976;42(43):447-50.

246. Todor JJ, Kyprrie PM. Hand differences in the rate and variability of rapid tapping. *J Mot Behav.* 1980;12(1):57-62.
247. Truman G, Hammond GR. Temporal regularity of tapping by the left and right hands in timed and untimed finger tapping. *J Mot Behav.* 1990;22(4):521-35.
248. Peters M, Durdin B. Left-Handers and Right-Handers Compared on a Motor Task. *Journal of Motor Behavior.* 1979;11(2):103-11.
249. Annett J, Annett M, Hudson PT, Turner A. The control of movement in the preferred and non-preferred hands. *Q J Exp Psychol.* 1979;31(Pt 4):641-52.
250. Faure C, Fortin-Cote A, Robitaille N, Cardou P, Gosselin C, Laurendeau D, et al. Adding Haptic Feedback to Virtual Environments With a Cable-Driven Robot Improves Upper Limb Spatio-Temporal Parameters During a Manual Handling Task. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2020;28(10):2246-54.
251. Nickl RW, Ankarali MM, Cowan NJ. Complementary spatial and timing control in rhythmic arm movements. *J Neurophysiol.* 2019;121(4):1543-60.
252. Sullivan JL, Pandey S, Byrne MD, O'Malley MK. Haptic Feedback Based on Movement Smoothness Improves Performance in a Perceptual-Motor Task. *IEEE Trans Haptics.* 2022;15(2):382-91.
253. Risi N, Shah V, Mrotek LA, Casadio M, Scheidt RA. Supplemental vibrotactile feedback of real-time limb position enhances precision of goal-directed reaching. *J Neurophysiol.* 2019;122(1):22-38.
254. Aschersleben G, Gehrke J, Prinz W. Tapping with peripheral nerve block. a role for tactile feedback in the timing of movements. *Exp Brain Res.* 2001;136(3):331-9.
255. Aschersleben G, Gehrke J, Prinz W. A Psychophysical Approach to Action Timing. *Psychophysics beyond sensation: Laws and invariants of human cognition. Scientific psychology series.* Mahwah, NJ, US: Lawrence Erlbaum Associates Publishers; 2004. p. 117-36.
256. Stenneken P, Prinz W, Cole J, Paillard J, Aschersleben G. The effect of sensory feedback on the timing of movements: evidence from deafferented patients. *Brain Res.* 2006;1084(1):123-31.
257. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of athletic training.* 2002;37 1:80-4.
258. Tseng YT, Chen FC, Tsai CL, Konczak J. Upper limb proprioception and fine motor function in young pianists. *Hum Mov Sci.* 2021;75:102748.
259. Herholz SC, Zatorre RJ. Musical training as a framework for brain plasticity: behavior, function, and structure. *Neuron.* 2012;76(3):486-502.
260. Ostry DJ, Darainy M, Mattar AA, Wong J, Gribble PL. Somatosensory plasticity and motor learning. *J Neurosci.* 2010;30(15):5384-93.

261. Wong JD, Wilson ET, Gribble PL. Spatially selective enhancement of proprioceptive acuity following motor learning. *J Neurophysiol.* 2011;105(5):2512-21.
262. Prendergast B, Brooks J, Goodman JM, Boyarinova M, Winberry JE, Bensmaia SJ. Finger Posture and Finger Load are Perceived Independently. *Scientific Reports.* 2019;9(1):15031.
263. Grob KR, Kuster MS, Higgins SA, Lloyd DG, Yata H. Lack of correlation between different measurements of proprioception in the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84(4):614-8.
264. Janwantanakul P, Magarey M, Jones M, Grimmer K, Miles T. The effect of body orientation on shoulder proprioception. *Physical Therapy in Sport - PHYS THER SPORT.* 2003;4:67-73.
265. Li L, Ji Z-Q, Li Y-X, Liu W-T. Correlation study of knee joint proprioception test results using common test methods. *Journal of Physical Therapy Science.* 2016;28:478-82.
266. Nagai T, Allison K, Schmitz J, Sell T, Lephart S. Conscious Proprioception Assessments in Sports Medicine: How Individuals Perform Each Submodality? 2016.
267. Niespodziński B, Kochanowicz A, Mieszkowski J, Piskorska E, Żychowska M. Relationship between Joint Position Sense, Force Sense, and Muscle Strength and the Impact of Gymnastic Training on Proprioception. *Biomed Res Int.* 2018;2018:5353242.
268. Yang N, Waddington G, Adams R, Han J. Joint position reproduction and joint position discrimination at the ankle are not related. *Somatosens Mot Res.* 2020;37(2):97-105.
269. Horváth Á, Vig L, Ferentzi E, Köteles F. Cardiac and proprioceptive accuracy are not related to body awareness, perceived body competence, and affect. *Front Psychol.* 2021;11.

10. EKLER

Ek 1: Katılımcı bilgi toplama anketi

DENEY KATILIMCI ANKETİ

Sayın gönüllü, uzmanlık tezi kapsamında planlanmış olan “Proprioseptif Duyunun Genç Erişkinlerde İki Elin Motor Yetenek Asimetrisindeki Rolü” adlı araştırmaya katılmak üzere davet edilmiş bulunuyorsunuz. Bu çalışmada iki amaç bulunmaktadır. Bir amaç proprioepsiyonun (derin duyu) kinestetik modalitelerinin tayini için yeni bir teknik geliştirmek ve bu tekniğin geçerlik-güvenirliğini test etmektir. İkinci amaç ise iki el arasında motor ve proprioseptif kabiliyet farklılıklarını incelemek ve motor yetenek ile farklı proprioseptif duyu modalitelerinin arasındaki ilişkiyi aydınlatmaktır.

Bu araştırmada yer almak tümüyle sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da başladıktan sonra yarıda bırakabilirsiniz. Bu araştırmanın sonuçları bilimsel amaçlarla kullanılacaktır. Araştırmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından araştırmadan çıkarılmanız halinde, sizle ilgili veriler kullanılmayacaktır. Ancak veriler bir kez anonimleştikten sonra araştırmadan çekilmeniz mümkün olmayacaktır. Sizden elde edilen tüm bilgiler gizli tutulacak, araştırma yayınlandığında da varsa kimlik bilgilerinizin gizliliği korunacaktır.

İletişim Bilgileri:

Prof. Dr. Erhan Nalcacı

E-mail: erhan.nalcaci@gmail.com

Arş. Gör. Dr. Osman Barış Ünver

E-mail: obunver@gmail.com

İsim / Soyisim : Tarih :/...../.....

Telefon numarası :

Yaş: Cinsiyet: Kilo: Boy:

Düzenli kullandığınız ilaçlar:

Geçirdiğiniz ameliyatlar:

Hayatınız boyunca travmatik bir kaza geçirdiniz mi? Evet / Hayır

Önceki soruya cevabınız hayır ise sıradaki 3 soruyu atlayabilirsiniz.

Geçirdiğiniz travmatik kaza/kazalar baş boyun veya kolunuzu etkiledi mi? Evet / Hayır

Kazayı geçirdiğiniz yıl/yılları yazınız.

Geçirdiğiniz kazadan kalıcı hasar aldınız mı? Cevabınız evet ise kalıcı hasarın bölgesini ve niteliğini belirtiniz.

Evet / Hayır

Lütfen arka sayfadan devam ediniz.

Tanı konulmuş kronik hastalıklarınız var mı? Evet / Hayır

Bir önceki soruya cevabınız evet ise tanı konulmuş kronik hastalıklarınız nelerdir? (Ör: Diyabet, Hipertansiyon, Karpal tünel sendromu, bel/boyun fıtığı)

.....
.....

1. ve 2. Derece akrabalarınızdan solak olan kişiler ile bu kişilerin kardeş sayılarını (kendileri dahil) yazınız. (Ör: Anne (3), Babanne (1))

.....
.....

Düzenli olarak spor yapar mısınız? Yapıyorsanız haftada ortalama kaç saat ve kaç yıldır sürdürüyorsunuz?

Evet / Hayır Saat/Hafta Yıl

Lisanslı olarak bir spor faaliyeti yapıyor musunuz? Cevabınız evet ise yaptığınız sporları ve kaç yıldır sürdürdüğünüzü yazınız.

Evet / Hayır

Geçmişte ya da devam eden ellerinizi aktif olarak kullandığınız iş/hobi/uğraşalarınız nelerdir ve ne kadar süredir uğraşıyorsunuz/uğraştınız?

(Ör: Müzik aleti kullanma, basketbol ve masa tenisi gibi sporlar, örgü örme, marangozluk gibi çeşitli el zanaatları, düzenli yemek yapma)

..... Haftada ortalama kaç saat? Kaç yıldır?
..... Haftada ortalama kaç saat? Kaç yıldır?
..... Haftada ortalama kaç saat? Kaç yıldır?
..... Haftada ortalama kaç saat? Kaç yıldır?
..... Haftada ortalama kaç saat? Kaç yıldır?
..... Haftada ortalama kaç saat? Kaç yıldır?
..... Haftada ortalama kaç saat? Kaç yıldır?
..... Haftada ortalama kaç saat? Kaç yıldır?

EL TERCİHİ ANKETİ

Aşağıda belirtilen işleri yaparken öncelikle tercih ettiğiniz elinizi işaretleyiniz. İki elinizden herhangi birini öncelikle tercih etmiyorsanız “her ikisini de” yanıtını işaretleyiniz.

	SOL	SAĞ	HER İKİSİNİ DE
1. Yazı yazarken			
2. Çizerken			
3. Bir şey fırlatırken			
4. Çekiç kullanırken (çekici tutan el)			
5. Diş fırçalarken			
6. Silgi ile silerken			
7. Makas kullanırken			
8. Kibrit çakarken			
9. Bir teneke boyayı karıştırırken			
10. Kaşık kullanırken			
11. Tornavida kullanırken			
12. Kavanoz kapağı açarken (kapağı açan el)			
13. Bıçak kullanırken (çatalsız)			

Ek 2: KHKDT her iki elde görsel geri bildirim varlığında ve yokluğunda uygulanan kuvvetin salınımının bir hertz aralıklı frekans pencerelerinde spektral güç dansitesi verilerinin tanımlayıcı istatistik değerleri. Tabloda sütunlarda en düşük değer, en yüksek değer, ortalama değer ve standart sapma N²/Hz biriminden verilmektedir. Satırlar ise her iki el ve her iki durum birbirinden ayrı ayrı olmak üzere 0-20 arasında bir hertzlik frekans pencerelerini göstermektedir.

Frekans Penceresi (Hz)	En Düşük Değer (N²/Hz)	En Yüksek Değer (N²/Hz)	Ortalama Değer (N²/Hz)	Standart Sapma (N²/Hz)
Sağ El Proprioseptif				
0-1	1,1983196790	41,956890720	13,533238786	8,3216436983
1-2	0,4353272720	15,270731990	4,935051142	3,0356207499
2-3	0,0000590584	0,008146794	0,000885609	0,0012397373
3-4	0,0000143089	0,000572852	0,000211356	0,0001265840
4-5	0,0000177062	0,000366844	0,000112344	0,0000669280
5-6	0,0000083545	0,000180483	0,000065297	0,0000362942
6-7	0,0000072720	0,000178167	0,000053997	0,0000364679
7-8	0,0000043560	0,000206588	0,000048236	0,0000406558
8-9	0,0000064369	0,000483637	0,000057168	0,0000721042
9-10	0,0000042826	0,000442625	0,000053168	0,0000688759
10-11	0,0000057587	0,000190719	0,000039274	0,0000381598
11-12	0,0000059875	0,000100294	0,000025945	0,0000205055
12-13	0,0000057761	0,000060423	0,000021248	0,0000114979
13-14	0,0000046763	0,000049443	0,000017566	0,0000082991
14-15	0,0000034900	0,000039684	0,000015042	0,0000084760
15-16	0,0000024760	0,000063341	0,000016457	0,0000132309
16-17	0,0000027991	0,000043898	0,000013280	0,0000074886
17-18	0,0000024448	0,000034304	0,000011549	0,0000056860
18-19	0,0000024665	0,000024682	0,000010274	0,0000050166
19-20	0,0000033935	0,000023341	0,000009864	0,0000042548
Sağ El Görsel				
0-1	2,4991412220	37,906063120	16,808643406	7,5673391658
1-2	0,9033492570	13,711658750	6,108743651	2,7338083170
2-3	0,0000431819	0,006528737	0,001284400	0,0011091192
3-4	0,0000240935	0,000874241	0,000235498	0,0001650571
4-5	0,0000170709	0,000310078	0,000115862	0,0000721893

5-6	0,0000082523	0,000266846	0,000083855	0,0000566645
6-7	0,0000110304	0,000355866	0,000083803	0,0000739161
7-8	0,0000108722	0,000299396	0,000073496	0,0000674499
8-9	0,0000086658	0,000208381	0,000062229	0,0000530406
9-10	0,0000099914	0,000429000	0,000066914	0,0000770107
10-11	0,0000056931	0,000323922	0,000055382	0,0000606471
11-12	0,0000055543	0,000222137	0,000039409	0,0000382281
12-13	0,0000074068	0,000125782	0,000026523	0,0000199304
13-14	0,0000056272	0,000067678	0,000020680	0,0000113823
14-15	0,0000049834	0,000059037	0,000019337	0,0000113688
15-16	0,0000060700	0,000074604	0,000019349	0,0000140677
16-17	0,0000040796	0,000032722	0,000014780	0,0000061242
17-18	0,0000034306	0,000027649	0,000012337	0,0000056578
18-19	0,0000044786	0,000025773	0,000010742	0,0000045595
19-20	0,0000030891	0,000025105	0,000010002	0,0000043109
Sol El Proprioseptif				
0-1	1,8297319460	42,250046630	9,805465605	7,7773830711
1-2	0,6735483770	15,454606650	3,572467764	2,8378070687
2-3	0,0000560125	0,009687495	0,000749732	0,0012854343
3-4	0,0000212821	0,002461214	0,000242376	0,0003287548
4-5	0,0000195073	0,001181130	0,000120596	0,0001627542
5-6	0,0000072627	0,000373303	0,000061312	0,0000511979
6-7	0,0000051853	0,000346896	0,000052254	0,0000551757
7-8	0,0000060521	0,000267228	0,000048626	0,0000517887
8-9	0,0000056173	0,000284666	0,000044890	0,0000504495
9-10	0,0000050478	0,000224540	0,000038758	0,0000410542
10-11	0,0000055523	0,000186064	0,000032506	0,0000309315
11-12	0,0000020096	0,000455077	0,000030555	0,0000588961
12-13	0,0000036683	0,000079418	0,000017470	0,0000119612
13-14	0,0000044273	0,000067244	0,000014017	0,0000098429
14-15	0,0000033996	0,000036989	0,000012161	0,0000078883
15-16	0,0000026032	0,000038405	0,000012664	0,0000087027
16-17	0,0000020335	0,000030466	0,000011500	0,0000064853
17-18	0,0000024005	0,000024758	0,000009540	0,0000048882
18-19	0,0000024829	0,000019936	0,000008941	0,0000044444

19-20	0,0000015159	0,000020846	0,000008970	0,0000039934
Sol El Görsel				
0-1	3,4407273140	35,843423620	12,001373444	6,2107453927
1-2	1,2169096080	12,978810190	4,370748395	2,2659152651
2-3	0,0000710804	0,026419328	0,001591711	0,0037074324
3-4	0,0000209323	0,002960180	0,000289295	0,0005007666
4-5	0,0000109097	0,000666106	0,000115449	0,0001225787
5-6	0,0000084715	0,000688685	0,000081099	0,0001032633
6-7	0,0000052390	0,001130143	0,000077931	0,0001488009
7-8	0,0000041322	0,000448124	0,000059349	0,0000691605
8-9	0,0000054517	0,000834748	0,000058131	0,0001112255
9-10	0,0000055306	0,000448864	0,000053109	0,0000660447
10-11	0,0000041521	0,000166538	0,000041248	0,0000327114
11-12	0,0000036833	0,000302550	0,000032720	0,0000401569
12-13	0,0000031276	0,000092773	0,000023709	0,0000176506
13-14	0,0000030933	0,000066493	0,000016896	0,0000109918
14-15	0,0000021676	0,000053738	0,000013381	0,0000085548
15-16	0,0000023770	0,000043255	0,000013281	0,0000089897
16-17	0,0000012043	0,000037091	0,000011449	0,0000065341
17-18	0,0000022146	0,000032722	0,000010883	0,0000063828
18-19	0,0000030539	0,000025394	0,000009790	0,0000050942
19-20	0,0000022288	0,000027717	0,000009604	0,0000051007