

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TIRMANICILARDA TUTAMAK DERİNLİĞİ VE EĞİMİNİN
BARFİKS HAREKETİNE ETKİLERİNİN BİYOMEKANİK
İNCELEMESİ

Aslı ALPSOY

Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANKARA
2024

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TIRMANICILARDA TUTAMAK DERİNLİĞİ VE EĞİMİNİN BARFİKS
HAREKETİNE ETKİLERİNİN BİYOMEKANİK İNCELEMESİ

Aslı ALPSOY

Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA

ANKARA

2024

ONAY SAYFASI
TIRMANICILARDA TUTAMAK DERİNLİĞİ VE EĞİTİMİNİN BARFİKS HAREKETİNE
ETKİLERİNİN BİYOMEKANİK İNCELEMESİ

Öğrenci: Aslı ALPSOY

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA

Bu tez çalışması 05.04.2024 tarihinde jürimiz tarafından “Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı” nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: *Prof. Dr. Sadettin KİRAZCI*
Orta Doğu Teknik Üniversitesi Eğitim Fakültesi

Üye: *Prof. Dr. Murat ÇİLLİ*
Sakarya Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Üye: *Doç. Dr. Ş. Alpan CİNEMRE*
Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Üye: *Dr. Öğr. Üyesi Serdar ARITAN*
Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Üye: *Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA*
Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan **“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir.⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir.

02/05/2024

(imza)

Aslı ALPSOY

i

¹“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metodların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir * Kurum ve kuruluşlarla yapılan iş birliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir.

* Tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.**

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Tez Danışmanının Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

(imza)

Aslı ALPSOY

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans eğitimim süresince bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan, tez sürecimin her aşamasında yol gösterici olan sevgili danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA'ya sonsuz teşekkürler.

Biyomekanik Araştırma Grubu lideri hocam Dr. Öğr. Üyesi Serdar ARITAN'a Biyomekanik Araştırma Grubu üyesi arkadaşım ve hocam Dr. Nihat Ş. ÖZGÖREN'e içtenlikle teşekkür ederim.

Yüksek lisans sürecimde her zaman yanımda olan ve beni destekleyen aileme teşekkür ederim. İyi ki varsınız. Hayatımın bu döneminde beni dinleyen, benimle sık sık fikir alışverişi yapan ve motivasyonumu diri tutan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Vakit ayırıp bu çalışmanın verilerinin toplanmasını sağlayan tüm katılımcılara ve tırmanış sporunu Ankara'da ayakta tutan ve bu spora katkı sağlayan tüm tırmanıcı arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bu araştırmayı yapmama fırsat veren ve imkân sağlayan Hacettepe Üniversitesi Biyomekanik Araştırma Grubu'na teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışması Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından BAB19950 Lisansüstü Öğrenim Araştırma Projesi kapsamında desteklenmiştir.

ÖZET

Alpsoy, A., Tırmanıcılarda Tutamak Derinliği ve Eğiminin Barfiks Hareketine Etkilerinin Biyomekanik İncelemesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2024.

Bu çalışmada tutamak eğimi ve tutamak derinliğinin tırmanıcıların barfiks biyomekaniğine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. 13 rekreasyonel katılımcı 3 farklı tutamak eğimi (0°, 20°, 30°) ve 3 farklı tutamak derinliği (20 mm, 40 mm, 60 mm) kombinasyonlarında 2 tekrarlı barfiks hareketi gerçekleştirmiş ve katılımcıların hareket, kuvvet ve elektromiyografi verileri toplanmıştır. Bu veriler iki yönlü tekrar eden ölçümlerde ANOVA yöntemi ile SPM kullanılarak analiz edilmiştir. Bu verilerden elde edilen belirli parametreler ise yine iki yönlü tekrar eden ölçümlerde ANOVA yöntemi ile kesintili olarak test edilmiştir. Çalışmanın sonucunda eğimli tutamaklarda barfiks hareketinin antero-posterior doğrultuda daha kontrollü gerçekleştirildiği görülmüştür. Tutamak derinliği artışı ile ise barfiks hareketinin AP doğrultuda daha kontrolsüz gerçekleştirildiği sonucuna ulaşılmıştır. Eğimli tutamaklarda çıkış evresinde uygulanan maksimum kuvvet ve hareket hızının daha az olduğu ve tepe noktanın daha alçak olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Derinliği fazla tutamaklarda çıkış evresinde uygulanan maksimum kuvvet ve hareket hızı daha fazla, tepe noktası ise daha yüksek olmuştur. Tutamak koşulunun vücudun sağ ve sol uzuvları arasındaki kuvvet asimetrisine bir etkisi olmadığı sonucuna ulaşılmıştır. Eğimli tutamaklarda parmak fleksör grubu kasları ile trapez kasının alt liflerinin aktivasyon seviyesinin arttığı sonucuna ulaşılmıştır. Tutamak derinliği azaldıkça *flexor digitorum profundus* kas aktivasyonunun arttığı gözlenmiştir. Çıkış evresinde kasların maksimum aktivasyona ulaşma sırasının *lower trapezius*, *biceps brachii* ve *latissimus dorsi* şeklinde olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Anahtar kelimeler: barfiks, tırmanış, parmak kuvveti, elektromiyografi, hareket yakalama

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.B (BAB19950)

ABSTRACT

Alpsoy, A., Analysis of Effect of Hold Depth and Hold Angle on Climbers' Pull-up Biomechanics, Hacettepe University Graduate School Health Sciences, Sport Sciences and Technology Program Master's Thesis, Ankara, 2024. This study aims to investigate the effects of hold sloper angle and hold depth on the climbers' pull-up biomechanics. 13 recreational climbers performed 2-repetition pull-up movements on 3 different sloper angles (0°, 20°, 30°) and 3 different hold depth (20 mm, 40 mm, 60 mm) combinations, during which motion capture, force and electromyography data were recorded. These data were then statistically analyzed using two-way repeated measured ANOVA method in SPM. Certain parameters derived from the biomechanical data were discretely analyzed using two-way repeated measured ANOVA. The results revealed that with holds having greater sloper angles or with narrower holds, the pull-up was executed in a more controlled manner in the antero-posterior direction. Using the holds with greater sloper angles the maximal force and movement speed during the ascend phase were less; and the highest vertical position at the top was lower. With holds having greater depths, the maximal force and movement speed during the ascend phase and the highest vertical position at the top was higher. It was observed that the hold variation had no effect on the asymmetry between the left and right extremities in terms of force production. Holds with greater sloper angles yielded more activation in the finger flexor muscles and in lower trapezius muscle. As the hold depth decreased the activation of flexor digitorum profundus increased. During the ascend phase of the pull-up the muscles reached their maximal activation in the lower trapezius, biceps brachii and latissimus dorsi order.

Keywords: pull-up, climbing, finger force, electromyography, motion capture

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGE VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiv
TABLolar	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Tırmanış Sporü Özelinde Üst Vücut Anatomisi ve Tırmanış Tutuş Teknikleri	4
2.2. Barfiks Hareketi Üzerine Genel Bilgiler ve İlgili Araştırmalar	8
2.3. Tırmanış Sporü Üzerine Genel Bilgiler ve İlgili Araştırmalar	13
2.3.1. Tırmanış Sporü Tarihsel Gelişimi ve Tırmanış Disiplinleri	13
2.3.2. Tırmanış Sporü Biyomekaniğini İnceleyen Çalışmalar	14
2.4. Hareket Analizi Çözümleme Modelleri	17
2.5. Bilateral Hareketlerde Uzunlar Arası Asimetrisinin Belirlenmesi	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	24
3.1. Katılımcılar	24
3.2. Antropometrik Veriler	24

3.3.	Test Yeri ve Test Düzenegi	25
3.3.1.	Barfiks İstasyonu	26
3.3.2.	Enstrümente Edilmiş Tutamaklar ve Yük Hücreleri	27
3.3.3.	EMG Veri Toplama Sistemi, Elektrot Yerleşimi ve MİK Pozisyonları	31
3.3.4.	Hareket Yakalama Sistemi	35
3.4.	Test Prosedürü	39
3.5.	Veri Analizi	41
3.5.1.	Hareket Verileri Analizi	41
3.5.2.	Kuvvet Verileri Analizi	45
3.5.3.	EMG Verileri Analizi	47
3.5.4.	İstatistik	49
4.	BULGULAR	51
4.1.	Hareket Verisi Bulguları	51
4.1.1.	Tutamak Değişimi ile Lineer Kinematik Özelliklerin Değişimi	51
4.2.	Kuvvet Verisi Bulguları	63
4.2.1.	Tutamak Değişimi ile Sağ ve Sol Eller Kuvvet Değişimi ve Hareket Asimetrisi	63
4.3.	EMG Verisi Bulguları	70
4.3.1.	Tutamak Değişimi ile Kas Aktivasyon Örüntüleri ve Maksimal Aktivasyon Miktarlarının Değişimleri	70
5.	TARTIŞMA	83
5.1.	Kinematik ve Kinetik Parametreler	83
5.2.	EMG Parametreleri	87
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	89

6.1.	Sonuçlar	89
6.2.	Öneriler	89
7.	KAYNAKLAR	91
8.	EKLER	95
	EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni	
	EK-2: Tez Çalışması Orijinallik Raporu	
	EK-3: Katılımcı Onam Formu	
	EK-4: Katılımcı Veri Toplama Formu	
	EK-5: Tırmanış Zorluk Dereceleri Dönüşüm Tablosu	
	EK-6: SPM Analizi Sonuçları	
	EK-7: Antero-Posterior Salınım Grafikleri	
9.	ÖZGEÇMİŞ	114

SİMGE VE KISALTMALAR

3B	3 boyut
AP	Antero-posterior
BAİ	Bilateral Asimetri İndeksi
BB	Biceps brachii
C7-IJ	C7 ve IJ işaretleyicileri orta noktaları
DIP	Distal interphalangeal
EDC	Extensor digitorum communis
EMG	Elektromiyografi
FDP	Flexor digitorum profundus
FDS	Flexor digitorum superficialis
GKS	Global Koordinat Sistemi
kgF	kilogram-force
LD	Latissimus dorsi
LTrap	Lower Trapezius
MCP	Metacarpophalangeal
MİK	Maksimal istemli izometrik kasılma
PIP	Proximal interphalangeal
PM	Pectoralis major
T8-PX	T8 ve PX işaretleyicileri orta noktaları
TA	Tutamak açısı
TAxTD	Tutamak açısı ve tutamak derinliği etkileşimi
TB	Triceps brachii
TD	Tutamak derinliği
ULKM	Upper Limb Kinematic Model

VA Vücut Ağırlığı

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. El ve el bileği kemik ve eklemleri (7)	4
2.2. Parmak fleksör kasları A. FDS (8) B.FDP (8) C. Parmaklarda FDS ve FDP sonlanma noktaları (7)	5
2.3. EDC(8)	5
2.4. Temel tutuş tipleri A. Açık tutuş B. Kapalı tutuş C. Tam kapalı tutuş D. Sıkma tutuşu (9)	7
2.5. Barfiks hareketi çıkış ve iniş evreleri	8
3.1. Test düzeneği ölçüm elemanları ve bağlantı şeması	25
3.2. Barfiks test istasyonu	26
3.3. Çalışmada kullanılan tutamak eğimleri A. 0° B. 20° C. 30°	27
3.4. 20° Tutamakta yüzey derinlikleri ve el eklemleri yerleşimi A. 20 mm B. 40 mm C. 60 mm	28
3.5. Tutamak, bağlantı plakaları ve yük hücresi	29
3.6. Bağlantı plakaları	29
3.7. Yük hücreleri güç kaynağı	30
3.8. Kuvvet verisi toplama ve aktarma düzeneği şeması	30
3.9. FDS, FDP ve EDC kasları elektrot yerleşim bölgeleri ((33)'den uyarlanmıştır)	32
3.10. A. Latissimus dorsi elektrot yerleşimi B. Lower trapezius Elektrot yerleşimi ((8)'den uyarlanmıştır)	33
3.11. MİK verisi toplama pozisyonu (FDS)	34
3.12. MİK verisi toplama pozisyonu, A. LD B. LTrap	35
3.13. Hareket yakalama sistemi kamera ve istasyon yerleşimi	36
3.14. Hareket yakalama sistemi kamera yerleşimleri	36
3.15. Yansıtıcı işaretleyici yerleşim noktaları	38
3.16. Geçerli tutuş örneği	40
3.17. Örnek barfiks tekrarı	43
3.18. C7-IJ ve T8-PX noktaları	44

3.19.	Ham kuvvet verisi ve filtrelenmiş kuvvet verisi	46
3.20.	Filtrelenmiş normalize edilmiş ilgili barfiks tekrarına ait toplam kuvvet	46
3.21.	Filtrelenmiş LD EMG verisi ve EMG lineer kılıfı	48
3.22.	MİK ile normalize LD EMG verisi	48
4.1.	C7-IJ noktasının tutamaklara göre AP hareketi (ortalama ve ss)	53
4.2.	T8-PX noktasının tutamaklara göre AP hareketi (ortalama ve ss)	53
4.3.	C7-IJ antero-posterior salınımı SPM analizi	54
4.4.	T8-PX antero-posterior salınımı SPM analizi	54
4.5.	C7-IJ noktasının tutamaklara göre dikey hareketi (ortalama ve ss)	55
4.6.	C7-IJ dikey konumu SPM analizi	55
4.7.	T8-PX noktasının tutamaklara göre dikey hareketi (ortalama ve ss)	56
4.8.	T8-PX dikey konumu SPM analizi	57
4.9.	C7-IJ noktasının tutamaklara göre dikey hızı (ortalama ve ss)	59
4.10.	C7-IJ dikey hızı SPM analizi	59
4.11.	Bilateral Asimetri İndeksi (BAİ)-hareket (ortalama, ss ve eşik değerler)	60
4.12.	Bilateral Asimetri İndeksi (BAİ)-hareket SPM analizi	61
4.13.	Sağ ve sol el kuvvet ölçümleri (ortalama ve ss)	63
4.14.	Toplam kuvvet ölçümü (ortalama ve ss)	64
4.15.	Sağ el kuvveti SPM analizi	65
4.16.	Sol el kuvveti SPM analizi	65
4.17.	Toplam kuvvet SPM analizi	66
4.18.	Bilateral Asimetri İndeksi (BAİ)-kuvvet (ortalama, ss ve eşik değerler)	69
4.19.	Bilateral Asimetri İndeksi (BAİ)-kuvvet SPM analizi	69
4.20.	FDS aktivasyonu (ortalama ve ss)	71
4.21.	FDS SPM analizi	71
4.22.	FDP aktivasyonu (ortalama ve ss)	72
4.23.	FDP SPM analizi	73
4.24.	EDC aktivasyonu (ortalama ve ss)	73
4.25.	EDC SPM analizi	74
4.26.	BB aktivasyonu (ortalama ve ss)	75

4.27.	BB SPM analizi	75
4.28.	TB aktivasyonları (ortalama ve ss)	76
4.29.	TB SPM analizi	76
4.30.	LD aktivasyonları (ortalama ve ss)	77
4.31.	LD SPM analizi	77
4.32.	LTRAP aktivasyonları (ortalama ve ss)	78
4.33.	LTRAP SPM analizi	78

TABLULAR

Tablo	Sayfa
2.1. Bilateral Asimetri İndeks Hesaplama Yöntemleri (29) A ve B araştırılan uzuvları belirtmektedir	22
2.2. Alt ve Üst Eşik Hesaplama Yöntemleri (AI Asimetri İndeksini belirtmektedir)	22
3.1. Katılımcıların Antropometrik Özellikleri	25
3.2. EMG MİK toplama pozisyonları	34
3.3. Hareket Yakalama Sisteminde Kullanılan İşaretleyiciler	37
4.1. Tutamak Değişimi ile Hareketin Kinematik Özelliklerinin Değişimi-1	52
4.2. Tutamak Değişimi ile Hareketin Kinematik Özelliklerinin Değişimi-2	58
4.3. Tutamak Değişimi ile Hareketin Kinematik Özelliklerinin Değişimi-3	61
4.4. Kinematik Post-Hoc Analiz Sonuçları	62
4.5. Tutamak Değişimi ile Ölçülen Maksimum Kuvvet Değerleri Değişimi	68
4.6. Tutamak Değişimi ile Ölçülen Minimum Kuvvet Değerleri Değişimi	68
4.7. Tutamak Değişimi ile BAİ-Kuvvet Değişimi	70
4.8. Tutamak Değişimi ile Maksimum Kas Aktivasyon Değerleri Değişimi	81
4.9. Tutamak Değişimi ile Ortalama Kas Aktivasyon Değerleri Değişimi	82

1. GİRİŞ

Tırmanış sporu vücudun yer çekimine karşı stabilize edildiği ve hareket ettirildiği bir spor olup temel olarak denge, hazırlık ve yer değiştirme fazlarından oluşmaktadır. Tüm bu fazlar süresince sporcular ağırlıklarını çoğunlukla üst ekstremiteler ve gövdeleri ile taşımakta, stabilize etmekte ve hareket ettirmektedir. Bu bağlamda tırmanış sporunun üst vücut çekme hareketleri ve izometrik parmak kasılmaları olmak üzere iki önemli fiziksel karakteristiği vardır.

Üst vücut çekme mekanizması örneklerinden biri olan barfiks hareketi ve varyasyonları tırmanış sporcuları tarafından sıklıkla başvurulan antrenman yöntemlerinden biridir. Barfiks çekme kapasitesi tırmanış sporcularının performans seviyesi ile ilişkili olup (1) bu hareket tırmanış sporcularının performanslarını belirleyen testlerde oldukça sık kullanılmaktadır (1, 2). The International Rock Climbing Research Association (IRCRA) çalışma grubu tarafından tırmanışa özgü test metodlarının incelendiği çalışmada barfiks testinin spora özgü yüksek derecede geçerli ve güvenilir bir ölçüm yöntemi olduğu ortaya koyulmuştur (3).

Üst vücut çekme hareketlerinin yanı sıra tırmanış sporunda bir diğer performans belirleyici parametre de izometrik parmak kuvvetidir. Bu performans parametresinin ölçümü de tırmanış sporcularının performans seviyesi araştırmalarında yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Draper ve ark. (3) izometrik parmak asılmalarının yüksek derecede geçerli ve güvenilir bir spora özgü performans ölçüm yöntemi olduğunu ortaya koymuştur.

Tırmanış sporcuları barfiks çekme antrenmanlarında barfiks barına ek olarak çeşitli tırmanış tutamakları ve asılma tahtaları (*hangboard*) da kullanarak bu iki parametreyi eş zamanlı çalışabilmekte ve spora özgü daha iyi sonuçlar alabilmektedir (4). Sıklıkla başvurulan ve performans belirleyici olan bu hareketlerin biyomekanik incelemeleri literatürde yer bulsa da birbiri ile ilişkilerini inceleyen çalışmalar sınırlıdır.

Vigouroux ve ark. (4) barfiks hareketinin biyomekaniğini inceledikleri çalışmada kullandıkları *hangboard* ile tutamak derinliğinin barfiks hareketine etkilerini gözlemlemişlerdir; ancak bu çalışmada tutamak eğiminin etkisi değerlendirilmemiştir. Eğimi fazla veya yüzeyi derin tutamalarda tırmanıcılar açık tutuşları tercih etmektedir. Açık tutuşlar özellikle antero-posterior (AP) ekseninde daha farklı el-önkol kullanım stratejilerini de beraberinde getirmekte, bu durum tırmanıcıların vücut pozisyonu tercihlerini de değiştirmektedir (5). Bununla beraber tutamak eğimi arttıkça tırmanıcıların tutamak ile temas süresi ve uygulayabildikleri kuvvet azalmaktadır (6). Bu duruma ek olarak eğimi artan tutamalarda hareket sırasında vücut daha dengesiz hale gelebilmektedir. Bu dengesizliğin farklı biyomekanik etkiler ile barfiks hareketi mekaniğini değiştirebileceği ve kas aktivasyonlarını etkileyebileceği düşünülmektedir.

Tutamak eğimi ve derinliğinin izometrik parmak kuvvetine etkileri literatürde yer alsa da bu değişkenlerin barfiks hareketi gibi çok sık kullanılan dinamik bir harekete nasıl etki edeceği hâlâ belirsizdir. Tırmanışa özel ve dinamik bir harekette kas aktivasyonu önceliğinin saptanması, maksimal kuvvet çıktısı ve el-önkol-vücut pozisyonları değişiminin gözlenmesi ve hareketin kinematik özelliklerinin saptanması literatürde bir boşluğu doldurma potansiyeline sahiptir.

Bu çalışmada değişen derinlik ve eğimdeki tutamalarda gerçekleştirilen barfiks hareketlerinin biyomekanik analizinin yapılması ve bu değişkenlerin barfiks hareketi üzerindeki etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmaya dair hipotezlerimiz;

- i. aynı eğimde tutamak derinliği azaldıkça ve aynı derinlikte tutamak eğimi arttıkça hareketin daha kontrollü gerçekleştirileceği ve hareket sırasında antero-posterior doğrultuda salınımların daha kontrollü olacağı,
- ii. tutamak eğimi arttıkça kontrolün sağlanabilmesi için biceps braki, triseps braki ve omuz kemeri kaslarının aktivitesinin artacağı,
- iii. tutamak eğimi arttıkça tutamaklara uygulanan maksimal kuvvetin azalacağı şeklindedir.

Bu çalışmada biyomekanik analiz için kuvvet, EMG ve hareket yakalama verileri kullanılmıştır. EMG verileri ile çekme mekanizması kaslarının aktivasyonu gözlenmiş ve tutamak değişimi ile değişen kas aktivasyonu tespit edilmiştir. Hareket süresince 3B hareket analiz sistemi ile el-önkol-kol-vücut pozisyonlanması takip edilmiş ve elde edilen kinematik veriler ile değişen eğimde tutamalarda gerçekleştirilen barfiks hareketlerinin özellikleri saptanmıştır. Eş zamanlı kaydedilen sağ ve sol ele ait kuvvet verileri ile tırmanıcıların değişen eğim ve derinlikteki tutamalarda uyguladıkları kuvvetler karşılaştırılmıştır. Değişen tutamak koşulları ile barfiks hareketinin kinematik özelliklerindeki ve kas aktivasyonlarındaki değişimler tespit edilmiştir.. Ek olarak bu çalışma tırmanışta FDP ve FDS tendonlarına etki eden kuvvetlerin saptanabileceği daha ileri kas modellemeleri içeren gelecek çalışmalar için de bir başlangıç niteliğinde olacaktır.

Bu tez çalışmasında katılımcılar sınırlı bir grup içinden seçilebilmiş ve katılımcı sayısı nispeten az sayıda kalmıştır. Ayrıca katılımcılar minimum kriterleri sağlamakla beraber tecrübe ve performans açısından nispeten geniş bir çeşitliliğe sahiptir. Katılımcı grubundaki çeşitliliğe rağmen sayının az olması sebebiyle verilerin istatistik analizleri yapılırken katılımcılar performans özellikleri, tırmanış tecrübeleri, antropometrik özellikler gibi kriterlere göre alt gruplara ayıramamıştır.

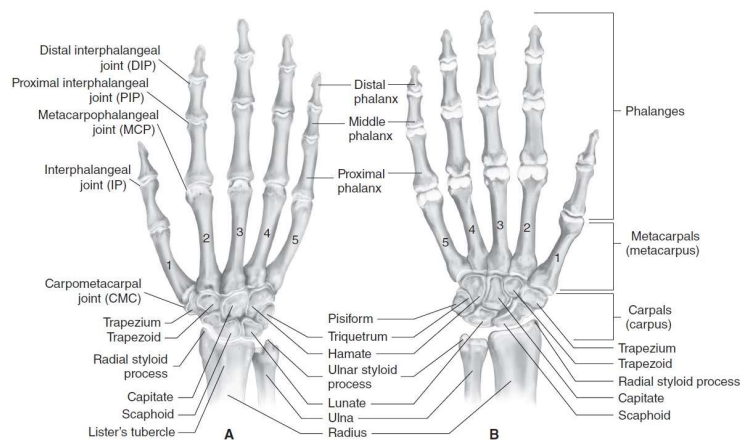
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tırmanış Sporunda Özelinde Üst Vücut Anatomisi ve Tırmanış Tutuş Teknikleri

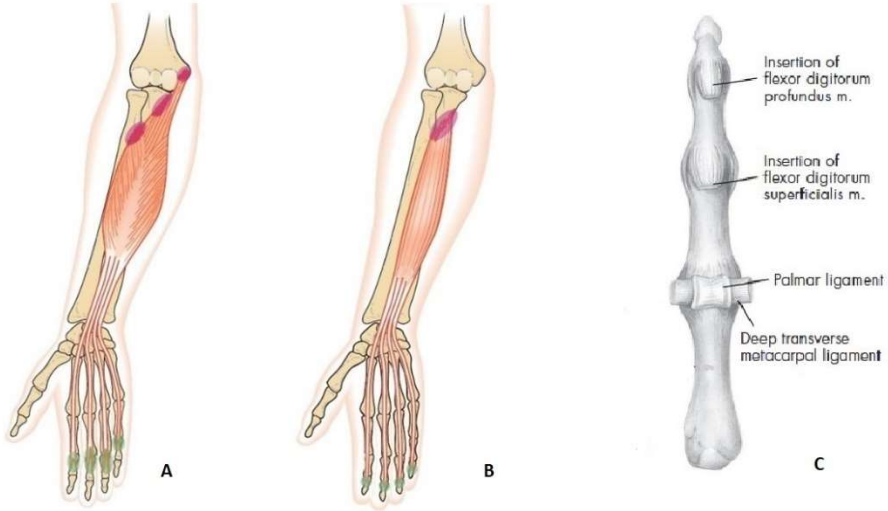
Tırmanış sporu tüm vücudun aktif olarak dahil olduğu bir spor olsa da vücudun hareketini sağlayan ve pozisyonunu koruyan ağırlıklı olarak gövde ve üst ekstremitedir. Bu bölümde el, önkol, kol ve gövde anatomisi hakkında tırmanış sporu özelinde genel bilgiler bulunmaktadır.

Tırmanış sporunda yer çekimine karşı vücut çekişi ve vücut stabilizasyonu önemli bir yer tutar. Çekiş mekanizmasında parmak fleksörleri, dirsek fleksörleri, omuz ekstansör ve addüktörleri ve omuz kemeri retraktörleri belirleyici rol oynar. Vücut stabilizasyonunda ise bu kasların antagonist ve sinerjistleri ile el bileği stabilizatörleri belirleyicidir.

Parmak fleksörleri olan Flexor digitorum superficialis (FDS) ve Flexor digitorum profundus (FDP) kasları sırasıyla medial epikondil ve proksimal ulnadan başlayarak önkol boyunca uzanır ve bu kasların tendonları baş parmak harici parmakların palmar yüzünde sırasıyla Proximal interphalangeal eklem (PIP) ve Distal interphalangeal eklemlere (DIP) bağlanır. Şekil 2.1 ve Şekil 2.2’de bu kaslar ve bağlandıkları eklemler incelenebilir.



Şekil 2.1 El ve el bileği kemik ve eklemleri (7)



Şekil 2.2 Parmak fleksör kasları A. FDS (8) B.FDP (8) C. Parmaklarda FDS ve FDP sonlanma noktaları (7)

El ve parmakların stabilizasyonunda ise parmak ekstansör kasları önem kazanır. Ana parmak ekstansör kası olan Extensor digitorum communis (EDC) kası (Şekil 2.3) dirsek lateral epikondilinden başlayarak baş parmak harici parmakların dorsal tarafında DIP eklemlerine (Şekil 2.3) bağlanır. Bu kasa ek olarak bilek fleksör ve ekstansörleri ile pronatör ve supinatör kasları da bilek stabilizasyonunda görev alır.



Şekil 2.3 EDC(8)

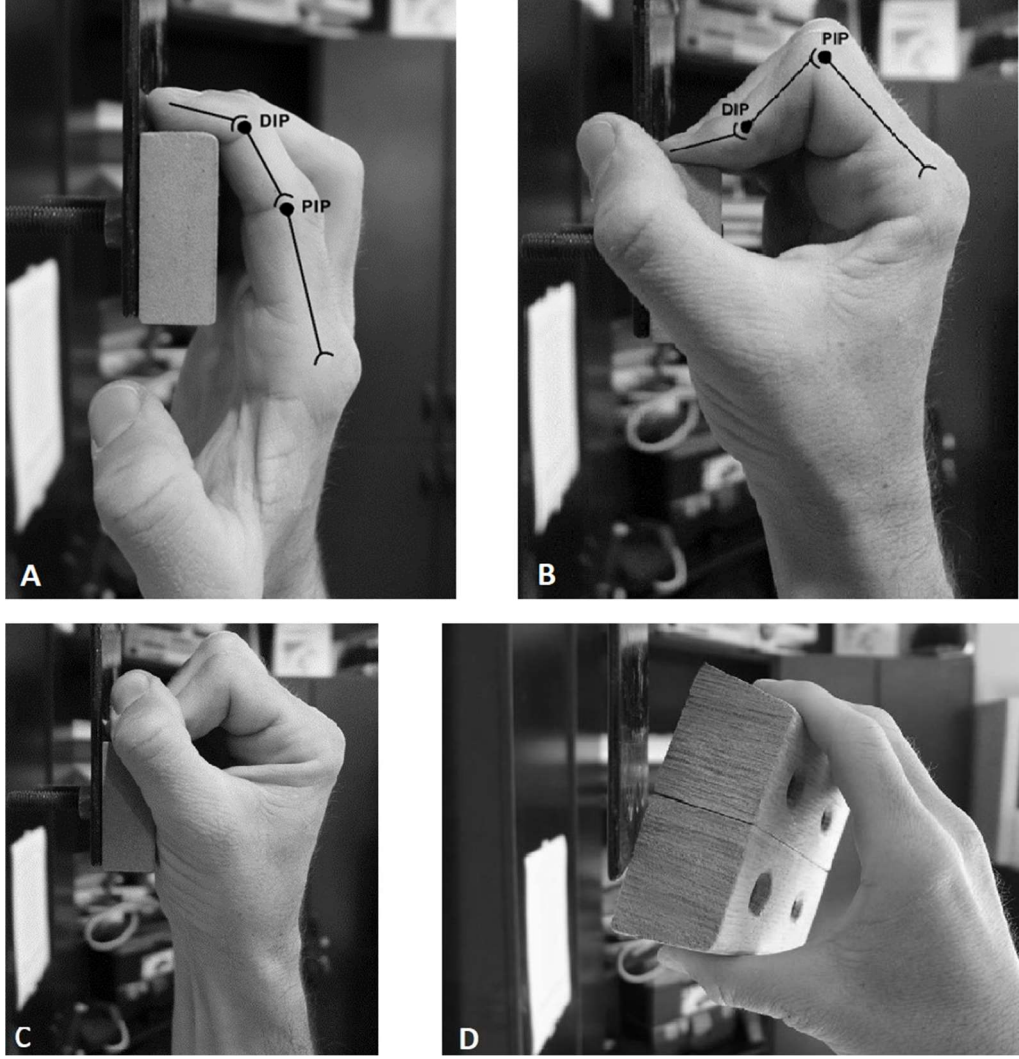
Dirsek fleksörleri olan biceps braki, brakioradialis ve brakialis kasları üst vücut çekiş mekanizmasının agonist kaslarındandır. Bu kasların antagonisti olan

dirsek ekstansörü triceps braki kası ise dirsek stabilizasyonunun sağlar ve çekiş hareketinin eksantrik evresini stabilize eder. Latissimus dorsi (LD) kası ise omuz ekstansörü ve addüktörü olarak tırmanışta çekiş mekanizması ve vücut stabilizasyonunun ana aktörlerinden biridir. Omuz stabilitesinde önemli diğer kas ise omuz retraktörü olan trapez kasıdır ve bu kasın özellikle alt lifleri vücut çekişi ve vücudun tırmanış yüzeyine yakınlaştırılması sırasında omuz kemerini destekler.

Tırmanış sporunda gerek kayada gerekse yapay tırmanış tutamaklarında belirli tutuş tipleri kullanılır. Tutamakların şekline göre sporcular temel olarak açık, kapalı veya sıkma tutuşlarını kullanır (Şekil 2.4).

Açık tutuş genellikle yüzeyi eğimli olan veya tutuş derinliği fazla olan tutamalarda tercih edilir (9). Bu tutuş tipinde parmakların DIP ve PIP eklemleri fleksiyon yapar (Şekil 2.4, A). Tutamakların derinliği azaldıkça sporcular kapalı tutuş tipini kullanmaya başlar. Kapalı tutuşta parmakların PIP eklemleri fleksiyonda iken DIP eklemleri hiperekstansiyondadır (Şekil 2.4, B). Tam kapalı tutuş ise kapalı tutuşta uygulanan kuvveti artırabilmek amacıyla baş parmağın işaret ve orta parmaklar üzerine kapatıldığı tutuştur (Şekil 2.4, C). Kapalı tutuş ve tam kapalı tutuş tırmanıcılara daha fazla parmak kuvveti uygulayabilme imkânı sunsa da eklemlerin bu şekilde pozisyonlanması parmak fleksör tendonları ve parmak makaralarına fazla yük bindirmekte ve bu dokuların yaralanmasına neden olabilmektedir (9).

Açık ve kapalı tutuşta başparmak harici parmaklar kullanılır. Bazı tutamak şekillerinde ise uygulanan parmak kuvvetini artırabilmek, tutuşu stabilize edebilmek veya vücudu doğru pozisyonlandırabilmek için baş parmak da tutuşa diğer parmaklarla karşıt baskı üretmek amacıyla dahil edilir. Bu tip tutuşa ise sıkma tutuşu adı verilir (Şekil 2.4, D).



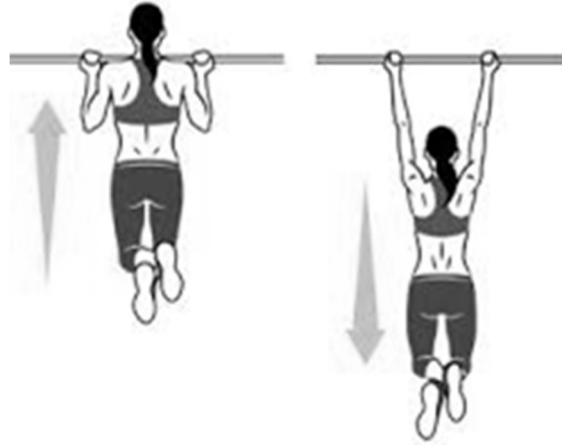
Şekil 2.4 Temel tutuş tipleri A. Açık tutuş B. Kapalı tutuş C. Tam kapalı tutuş D. Sıkma tutuşu (9)

Açık ve kapalı tutuşlarda temel kuvvet üretici kaslar parmak fleksörleri olan FDS ve FDP kaslarıdır. Sıkma tutuşuyla beraber ise FDP ve FDS kaslarına ek olarak başparmağı kontrol eden kaslar ve avuç içi kasları da kuvvet üretimine katılır.

2.2. Barfiks Hareketi Üzerine Genel Bilgiler ve İlgili Araştırmalar

Barfiks hareketi, omuz kuvveti ve dayanıklılığı ölçülerinde tercih edilen performans belirleyici bir harekettir (10). Bu hareket ve varyasyonları jimnastik, yüzme, tırmanış gibi pek çok sporda performans ölçümü ve antrenman metodu olarak tercih edilmektedir.

Barfiks hareketi çıkış ve iniş olmak üzere 2 temel evreden oluşur (Şekil 2.5). Çıkış evresinde kişi dirsek ekstansiyonu ile tutunduğu yatay barfiks barından kendini yukarı doğru çeker. Bu evre kişinin çenesi bar hizasını geçtiğinde tamamlanır. Çıkış evresinin hemen ardından ise iniş evresi başlar. Kişi tekrar başlangıç pozisyonunu alacağı şekilde vücudunu aşağı indirir.



Şekil 2.5 Barfiks hareketi çıkış ve iniş evreleri

Barfiks hareketinin çıkış evresinde parmak ve bilek fleksörleri (FDP ve FDS kasları da dahil olmak üzere) izometrik olarak kasılmaktadır. Dirsek fleksörleri olan BB, brachialis ve brachioradialis kasları konsantrik kasılarak dirsek fleksiyonunu sağlamaktadır. Omuz addüktörleri (pectoralis majör (PM), posterior deltoid, LD, teres major, subscapularis) ve omuz kemeri retraktörleri (trapezius, PM, rhomboid) de çıkış evresinin konsantrik kasılan agonist kaslarıdır. Barfiks hareketinin iniş evresinde parmak ve bilek fleksörleri izometrik kasılma yapmaya devam eder. Bununla beraber dirsek fleksörleri, omuz addüktörleri ve omuz kemeri retraktörleri

yer çekimi kuvvetine karşı eksantrik kasılma yaparak vücudun başlangıç pozisyonuna dönmesini sağlar (7).

Barfiks hareketinin EMG incelemeleri biyomekanik literatüründe geniş yer edinmiştir. Youdas ve ark. (10) barfiks barı ile gerçekleştirilen barfiks hareketinde EMG aktivasyon kalıplarını incelemiş ve EMG ölçümlerini maksimum izometrik kasılma (MİK) değerleri ile normalize ederek bir barfiks tekrarında kasların en yüksek aktivasyonda olduğu anları belirlemişlerdir. Bu bilgiler ışığında barfiks hareketinin çıkış evresinde omuz ve kol kaslarının aktivasyon sıralamasını tespit etmişlerdir. Bu çalışmaya göre barfiks hareketi trapezin alt liflerinin maksimal aktivasyonu ve bu sayede skapulanın retraksiyonu ile başlamaktadır. Hareketin çıkış evresinde ikinci aktifleşen kas ise PM kasıdır. Bu kasın alt lifleri (sternokostal lifler) vücudun yukarı doğru hareket ettirilmesinde ilk itkiyi sağlamaktadır. Çıkış evresinde 3. ve 4. maksimal aktivasyon gösteren kaslar erektör spina ve infraspinatus olarak belirlenmiştir. Erektör spina kası çıkış evresindeki sırt ekstansiyonunu ve pelvis stabilizasyonunu sağlamaktadır. İnfraspinatus kası ise kol addüksiyonu ile kol ekstansiyonu hareketlerini ve omuz eklemi stabilizasyonunu sağlamaktadır. Bu kaslardan sonra ise dirsek fleksiyonunu gerçekleştiren biceps braki kasının maksimal aktivasyona ulaştığı gözlenmiştir. Bu çalışmaya göre en son maksimal aktivasyona ulaşan kas ise LD kasıdır. Bu kas omuz addüksiyon ve ekstansiyon hareketlerini tamamlayarak vücudun yukarı taşınmasını ve pelvis stabilizasyonunu sağlayan kastır. LD kasının en yüksek aktivasyon seviyesine ulaşması ve barfiks hareketinin çıkış evresinin tamamlanması eş zamanlı olarak gerçekleşmektedir. Urbanczyk ve ark. (11) ise EMG ve kuvvet ölçümlerini kullandıkları çalışmalarında barfiks hareketini başlatan kasların LD, posterior deltoid ve teres majör olduğunu belirtmiştir.

Dickie ve ark. (12) ise barfiks hareketinin çeşitli varyasyonlarında (önkol pronasyon ve supinasyon, nötr tutuş ve halat ile) konsantrik (çekiş) ve eksantrik (iniş) evrelerdeki kas aktivasyonlarını karşılaştırmıştır. Barfiks varyasyonundan bağımsız olarak çıkış evresinde brakioradialis, BB ve PM kas aktivasyonlarının iniş evresine kıyasla belirgin olarak fazla olduğunu gözlemlemişlerdir. Bununla beraber

trapez kasının orta liflerinin, LD ve infraspinatus kaslarının çekiş ve iniş evrelerinde benzer derecede aktif olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Bu sonuçlardan hareketle BB ve brakioradialis kaslarının çıkış evresinin ana kasları olduğunu, yukarıda belirtilen diğer üç kasın ise hem çekiş hem de iniş evresini kontrol eden kaslar olduğunu ifade etmişlerdir.

Barfiks hareketi tutuş pozisyonları, tutuş aralığı, tutulan nesne ve bacakların pozisyonu değiştirilerek çeşitlendirilebilmektedir. Barfiks hareketinde bar genellikle önkol pronasyonu ile tutulmaktadır. Barın önkol supinasyon pozisyonunda tutulması ile yine yaygın olarak yapılan chin-up hareketine geçilir. Barfiks hareketi ve chin-up hareketindeki biyomekanik farklılıkların incelenmesi literatürde yer bulmuştur. Youdas ve ark. (10) chin-up hareketinde önkol supinasyonu nedeniyle BB kasının aktifliğinin barfiks hareketine kıyasla daha fazla olduğunu gözlemlemiştir. Buna karşın barfiks hareketine biyomekanik açıdan benzer olan lat pull-down hareketini inceleyen Lusk ve ark. (13) bu iki önkol pozisyonunun BB kası aktivasyonuna etkisi olmadığını öne sürmüştür. Bu çalışmada Lusk ve ark. barfiks hareketinde chin-up hareketine kıyasla LD kası aktivasyonunun daha fazla olduğunu gözlemlemiş ve bu durumun sebebinin önkol pronasyonunun omuz ekleminde mekanik bir dezavantaj yaratması olduğunu belirtmiştir. BB kasının ise bu dezavantajdan etkilenmediğini ve bu nedenle önkol pozisyonunun BB kası aktivasyonunda bir etkisi olmadığını ileri sürmüştür. Urbanczyk ve ark. (11) ise chin-up hareketinin barfiks hareketine kıyasla rotator manşette (infraspinatus ve subskapularis) daha fazla aktivasyona neden olduğu, LD kası aktivasyonunda değişiklik yaratmadığı ve trapez ile infraspinatus kası aktivasyonunda azalmaya neden olduğu sonucuna ulaşmıştır.

Alternatif bir diğer tutuş pozisyonu da önkolün nötr duruşunda olduğu (avuç içlerinin birbirine baktığı) tutuş pozisyonudur. Dickie ve ark. (12) önkol pronasyon ve supinasyonu yanı sıra nötr tutuş pozisyonunun da barfiks hareketi kas aktivasyonuna etkilerini incelemiştir. Trapez kası orta lifleri haricinde kas aktivasyonlarının tutuş pozisyonları arasında benzer olduğunu görmüşlerdir. Youdas ve ark.'nın (10) aksine BB, PM ve trapez kasının alt liflerinin aktivasyonunda pronasyon ve supinasyon arasında belirgin bir farklılık bulmamışlardır. Pronasyon ve

nötr tutuş arasındaki en belirgin farkın ise trapez kasının orta liflerinde olduğu sonucuna varmışlardır. Bu çalışmada ayrıca katılımcılar arasındaki kas aktivasyonu farklılıklarının kişilerin uzuv uzunluklarındaki farklılıklardan kaynaklı olabileceğini belirtmişlerdir.

Barfiks barı yerine jimnastik halkası veya TRX (çekme kayışı) kullanımı yukarıda bahsedilen üç tutuş tipinin tek bir barfiks tekrarında gerçekleştirilmesine imkân vermektedir. Önkolda pronasyon ve supinasyona imkân veren bu dönebilir aletlerin barfiks hareketi biyomekaniğine etkileri Youdas ve ark. (10) tarafından Perfect-Pullup™ aleti kullanılarak incelenmiştir. Bu çalışma sonucunda dönebilir bu aletin geleneksel barfiks hareketi veya chin-up hareketine kıyasla kas aktivasyonunu artırmadığı sonucuna ulaşılmış ancak ileriki çalışmalarda önkol pronasyon-supinasyonuna imkân veren bir alet ile yapılan barfiks hareketinde eklem kuvvetlerinin incelenmesi gerektiği belirtilmiştir.

Bu dönebilir aletlerin yanı sıra daha büyük çapta barfiks barları da kullanılabilir. Bu geniş barlar el ve önkol kaslarındaki kas aktivasyonunu değiştirebilmektedir. Özellikle tırmanıcılar tarafından ise tırmanış tutamakları veya *hangboardlar* barfiks hareketi için kullanılmaktadır. Barfiks hareketinde *hangboard* kullanımı çeşitli çalışmalarda incelenmiş, bu araştırmalar Bölüm 2.3.2'de detaylandırılmıştır.

Tutuş pozisyonları ve gereçlerine ek olarak barfiks hareketinde tutuş aralığı (ellerin birbirinden uzaklığı) değiştirilerek kasların aktivasyon dereceleri değiştirilebilmektedir. Urbanczyk ve ark. (11) barfiks hareketinde tutuş aralığının artması ile birlikte LD kası EMG aktivasyonunun arttığını öne sürmüştür. Lusk ve ark. (13) ise önkol pronasyonu ile yapılan lat pull-down hareketinde tutuş aralığının LD kası EMG aktivasyonuna etkisi olmadığı sonucuna ulaşmıştır. Andersen ve ark. (14) dar, normal ve geniş tutuş aralığında lat pull-down hareketindeki EMG kas aktivasyonlarını incelemiş, Lusk ve ark. (13) ile benzer bir sonuca ulaşarak tutuş aralığının LD ve infraspinatus kaslarının aktivasyonuna etkisi olmadığını öne sürmüştür. Barfiks veya lat pull-down hareketinde tutuş aralığının kas EMG

aktivasyonuna etkisi henüz metodolojik olarak oraya koyulamamıştır. Literatürde geniş, normal veya dar tutuş aralığı tanımları standart değildir ve çalışmalar arasında farklılık göstermektedir. Ek olarak yapılan çalışmalar arasında barfiks hareketlerinin yoğunluğu, kullanılan ağırlık veya tekrar sayısı gibi parametreler de standart değildir.

Barfiks hareketlerinde EMG ve kuvvet verilerini kullanarak kas aktivasyonlarını inceleyen çalışmalar biyomekanik literatüründe önemli bir yer kaplamaktadır. Bununla beraber tekrarlar arasındaki beklèmelerin barfiks hareketine etkileri ve barfiks hareketinde kuvvet, hız, enerji ve güç parametreleri ile bunların birbirleri ile ilişkilerini inceleyen çalışmalar da bulunmaktadır. Vigouroux ve ark. (15) çok tekrarlı barfiks hareketinde tekrarların birbirini izleme formunu incelemiştir. Bu çalışmada katılımcıların her tekrar arasında asılı pozisyonda beklediği (tekli form) ve hiç ara vermeden sonraki tekrara geçtiği (çoklu form) koşulları kuvvet, hız ve güç parametreleri üzerinden karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada çoklu barfiks formunun tekli forma göre daha hızlı gerçekleştiği ve çoklu formda barfiks barına uygulanan kuvvetin daha fazla olduğu sonuçlarına varılmıştır. Ayrıca çoklu barfiks formunda çıkış evresinin sonunda kuvvetteki düşüşün tekli forma göre daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bunun sebebinin, çoklu formda çıkış hızının daha fazla olması ve kişinin kendini durdurabilmesi için uyguladığı kuvveti daha da düşürme gerekliliği duyması olabileceği ifade edilmiştir. Vigouroux ve ark.'a göre bu durumun bir başka sebebi ise çoklu formda iniş evresindeki ivmenin artırılabilmesi için katılımcıların uyguladıkları kuvveti daha düşük bir değere çekmiş olabilecekleridir. Ek olarak, bu çalışmada katılımcıların barfiks hareketinin iniş evresinde çoklu formda daha yüksek hızlara ulaştıkları ve iniş evresinin sonunda uyguladıkları kuvvetin tekli forma göre daha fazla olduğu görülmüştür. Çoklu formdaki iniş hızının tekli forma kıyasla daha fazla olmasının bu duruma sebep olduğu ifade edilmiştir.

Vigouroux ve ark. bu çalışmalarında çoklu barfiks formunda katılımcıların kas aktivasyonlarının, iniş evresinde çıkış evresi aktivasyon seviyesine kadar ulaştığını gözlemlemiştir. Bu durumun çoklu formda kas ve tendon gerilme-kısalma döngüsünün devreye girmesinden kaynaklanmış olabileceğini belirtmiş ve barfiks

tekrar formunun bu durum göz önünde bulundurularak seçilmesi gerektiğini vurgulamışlardır.

2.3. Tırmanış Sporü Üzerine Genel Bilgiler ve İlgili Araştırmalar

2.3.1. Tırmanış Sporü Tarihsel Gelişimi ve Tırmanış Disiplinleri

İnsanın en temel ve ilkel lokomotor becerilerinden biri olan dikey arazide hareket etme becerisi yerleşik hayata geçilmesi ve özellikle şehir hayatına adapte olunması ile giderek körelmiştir. Bu becerinin ve kaya tırmanışının insan hayatına tekrar girişi ise bir spor disiplini olarak gerçekleşmiştir. 19. yy'nin sonlarından itibaren çoğunlukla dağcılık kapsamında değerlendirilen kaya tırmanışı 1970'lere gelindiğinde artık ayrı bir spor disiplini olmuştur. Bununla beraber tırmanışta rotanın sonuna ulaşabilmekten ziyade rotayı serbest (kaya dışındaki başka bir malzemeden destek almadan) ve temiz olarak (düşmeden) çıkmak önemli hale gelmiştir.

Zamanla kaya tırmanışı kendi içinde de alt disiplinlere ayrılmıştır. Spor tırmanış, geleneksel tırmanış ve kısa kaya tırmanışı fizyolojik ve teknik olarak farklılaşan temel alt disiplinlerdir. Özellikle spor tırmanışın yaygınlaşması ve bir yandan da kullanılan malzemelerdeki teknolojik gelişmelerin katkısıyla 1970-1990 yılları arasında kaya tırmanışının limitleri oldukça ileri taşınmıştır. Tırmanılan rotalar üst vücut kuvveti ve dayanıklılığının daha önemli ve belirleyici olduğu negatif eğimli yüzeylerde açılmaya başlanmıştır. Ek olarak, kaya yüzeyinde tutulan ve basılan girinti ve çıkıntılar daha da ufalmış, bu da parmak ve önkol kuvvetinin belirleyici hale gelmesine neden olmuştur. Bu sürecin hem bir hızlandırıcısı hem de bir sonucu olarak antrenman amacıyla yapay tırmanış duvarları açılmaya başlanmış, tırmanış kayada olduğu kadar yapay duvarlarda da yaygın olarak yapılan bir spora dönüşmüştür. Böylelikle tırmanışa özel antrenmanlar yıl boyunca yapılabilir hale gelmiş ve antrenman çeşitliliği de artmıştır. Ayrıca yapay tırmanış duvarlarının inşası ile tırmanış yarışmaları yapılmaya başlanmış, tırmanış elit sporculuk düzeyinde de yapılan bir spor haline gelmiştir.

1990'lardan itibaren ise tırmanış sporu dünya genelinde yaygınlaşmış, olimpiyatlara dâhil edilmesiyle de oldukça popülerleşmiştir. Günümüzde tırmanış oldukça yaygın olarak yapılan bir spor olmakla birlikte bu spordaki ilerlemenin ivmesi giderek azalmış ve limitlerin ileri taşınması antrenman bilimi ve biyomekanik alanlarındaki bilimsel araştırmalar ile ortaya koyulan yenilikçi ve daha güvenli antrenman yöntemleri ile mümkün hale gelmiştir. Bu alanlarda araştırmalar ise ancak son yıllarda yaygın olarak yapılmaya başlanmıştır.

Tırmanış sporunda antrenman yöntemleri, tırmanış teknikleri ve tırmanış fizyolojisi üzerine pek çok çalışma ve kapsamlı rehber kitap bulunmaktadır. Fakat bu sporda doğru ve etkili antrenman yöntemleri bilimsel çalışmalar ile ancak son yıllarda standart kazanabilmiştir ve hâlâ bilimsel olarak incelenmesi gereken antrenman yöntemleri bulunmaktadır. Bununla beraber tırmanış sporunun ve bu spora özgü antrenmanların biyomekanik araştırmaları literatürde çok daha az bir alan kaplamaktadır.

2.3.2. Tırmanış Sporuna Biyomekaniğini İnceleyen Çalışmalar

Tırmanış üzerine yapılmış biyomekanik araştırmalar parmak kuvveti kapasitesi ve dayanıklılığı, tırmanış ve tırmanışa özgü antrenmanların kinematik ve kinetik incelemeleri, ayak kullanımı ve alt vücut biyomekaniği, yaralanmaların biyomekanik sebepleri ve tırmanış verimliliği gibi alanlara odaklanmaktadır. Bu alanlar arasında ise izometrik maksimal parmak fleksör kuvveti ve dayanıklılığı en sık araştırılan parametrelerdendir.

Tırmanıcıların kayaya tutunma becerisi vücut ağırlığı ile normalize edilmiş parmak fleksör kaslarının kuvveti ile oldukça ilişkilidir (16). Ayrıca yüksek parmak kuvvet kapasitesi ve dayanıklılığı yüksek tırmanış performansı ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (17). Bu çalışmaların yanı sıra izometrik parmak kuvveti ölçüm yöntemlerinin test yeniden test güvenilirliği de literatürde incelenmiş, parmak kuvvet ve dayanıklılığı ölçümlerinin zaman ve kuvvet parametreleri için geçerli ve güvenilir kanıtlar sunduğu öne sürülmüştür (18).

Parmak kuvveti arařtırmalarında çeřitli tutuř tipleri, tutuř derinlikleri ve eęimlerinde uygulanan izometrik kuvvetler analiz edilmiřtir. Quaine ve Vigouroux (19), açık ve kapalı tutuřta tırmanıcıların maksimal izometrik parmak kuvvetini (MİPK) karřılařtırmıř ancak MİPK ile tutuř tipi arasında bir iliřki bulamamıřtır. Bununla beraber Amca ve ark. (5) tarafından tutuř tipi ve tutamak derinlięinin MİPK' ye etkisi incelenmiř ve artan tutamak derinlięi ile uygulanan kuvvetin de arttıęı, dūřuk tutamak derinliklerinde ise kapalı tutuřun daha etkili olduęu ve artan derinliklerde kapalı tutuřun iřlevini kaybettięi ileri sūrūlmūřtur. Ek olarak, Amca ve Arıtan (20) tarafından yapılan bir dięer çalıřmada deęiřen tutamak derinlięi ve tutamak yūzey eęiminin tırmanıcıların izometrik parmak kuvveti kapasitesine etkisi arařtırılmıřtır. Bu çalıřmada dōrt farklı derinlik (10 mm, 20 mm, 30 mm, 40 mm) ve 5 farklı eęimdeki (0°, 10°, 20°, 30°,40°) tutamaklarda tek el ile maksimal izometrik kasılmalar gerçekleřtirilmiřtir. Amca ve ark. bu çalıřmada tutamak eęiminin artması ile maksimal parmak kuvvetinin azaldıęını ortaya koymuřtur. Őzellikle derinlięin az olduęu tutamaklarda eęim artıřının maksimal kuvvete etkisinin daha belirgin olduęunu belirtmiřtir. Bu çalıřmada tūm yūzey eęimlerinde 10 mm derinlikteki kuvvet ūretiminin geniř tutamalara gōre belirgin olarak azaldıęı gōrūlmūřtur. Tutamak derinlięinin fazla olduęu (30 mm-40 mm) būyūk tutamaklarda ise yūzey eęiminin etkisinin azaldıęı ve yalnızca 40° gibi yūksek eęimlerde kuvvette belirgin bir dūřūř olduęu gōzlenmiřtir. Deęiřen tutamak derinliklerinde yūzey eęimi 20° ūzerine çıktıęında kuvvetteki dūřūřün 0°-10° tutuř kořullarına kıyasla daha belirgin olduęu gōrūlmūřtur (20).

İzometrik parmak kuvvetinin yanı sıra tırmanış sporunda yine performans belirleyici olan ōnkol fleksōr kasları aktifleşme durumu da biyomekanik olarak incelenen konular arasındadır. İki ōnemli parmak fleksōr kası olan FDP ve FDS kasları kapalı ve açık tutuşlarda farklı dominantlığa sahiptir. Kapalı tutuşlarda FDP kası daha aktifken ōzellikle būyūk ve dūz tutamaklarda FDS kası daha aktif duruma gelmektedir (21). Bir başka çalışmada ise FDP-FDS tendon-kuvvet oranı kapalı tutuş için 1.75, açık tutuş içinse 0.88 olarak belirtilmiştir (22). Buna bağlı olarak da kapalı tutuşlarda FDP' nin asıl kas olduğu, açık tutuşlardaysa FDS'nin biraz daha baskın

olduğu ve kuvvetin FDP ve FDS tendonları arasında birbirlerine daha yakın oranda dağıldığı sonucu çıkarılmıştır. Bu sonuç artan tutamak derinliğinde uygulanan kuvvetin artış sebebine dair bir ipucu vermektedir.

İzometrik parmak kuvveti ölçümleri yanı sıra tırmanıcılar arasında yaygın olarak tercih edilen antrenman yöntemlerinden biri olan barfiks hareketi de tırmanış sporunu inceleyen biyomekanik araştırmalara konu olmuştur. Barfiks hareketi tırmanış sırasındaki üst vücut çekme hareketi benzeri bir mekaniğe sahip olduğundan bu hareketin biyomekanik incelemesi değerli sonuçlar ortaya koyabilme potansiyeline sahiptir.

Tırmanıcıların barfiks hareketini inceleyen önemli çalışmalarından biri Vigouroux ve ark.'a (4) aittir. Bu çalışmada barfiks barı ve değişen tutamak derinliklerinde (10 mm, 14 mm, 18 mm, 22 mm, >80 mm) gerçekleştirilen barfiks hareketinin biyomekaniği incelenmiştir. Barfiks hareketi sırasındaki güç, mekanik iş ve uygulanan kuvvet değerleri bir arada yorumlanmıştır. Bu parametreler aracılığı ile literatürde ilk olarak tutuş derinliğinin çekme mekanizmasına etkisi ve bunun yanı sıra kol hareketinin parmak kuvvetine etkisi gözlenmiştir. Vigouroux ve ark. bu çalışmada katılımcılardan değerşen tutamaklarda maksimum tekrarda barfiks hareketini olabildiğince hızlı ve olabildiğince kuvvetli olarak yapmalarını istemiştir. Bu esnada katılımcılardan kuvvet ve EMG (BB, TB, EDC, fleksör grup kasları) verileri toplanmıştır. Bu çalışma sonucunda barfiks tekrar sayısı, uygulanan maksimal kuvvet ve mekanik iş parametrelerinin barfiks barı ile en derin tutamak koşulu (>80 mm) arasında belirgin olarak değerşmediği, ancak daha dar tutamak koşullarında bu üç parametrenin de değerinin belirgin olarak azaldığı gözlenmiştir. Barfiks hareketi sırasında uygulanan kuvvet trendine bakıldığında ise bar ve geniş tutamak koşullarında dar tutamakların aksine eksantrik evrede birden fazla pik nokta olduğü görülmüştür. Bunun sebebi olarak iyi tutuşlarda katılımcıların iniş evresini daha hızlı ve kontrolsüz vücut salınımlarına müsaade ederek gerçekleştirdikleri gösterilmiştir. Dar tutamak koşullarında ise hareketin daha yavaş ve kontrollü gerçekleştirildiği ve uygulanan kuvvette yalnızca bir pik nokta olduğü belirtilmiştir. EMG verileri yorumlandığında tutuş derinliğine bağlı olarak BB kas aktivasyonunun belirgin olarak

etkilendiği gözlenmiştir. BB aktivasyonunun en dar tutamak koşulunda (10 mm) bar ve 22 mm derinliğindeki tutamağa göre belirgin olarak düşük olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Ek olarak parmak fleksör ve ekstansör kas gruplarının beraber kasılma (*cocontraction*) indeksleri hesaplanmış ve tutuş derinliğinin azalması ile bu indeksin de azaldığı görülmüştür. Bu durumun dar tutuşlarda bilek kontrolünün azaldığına işaret ettiği belirtilmiştir. Bununla beraber bar ve geniş tutamak kıyaslandığında tırmanış tutamağının bu iki kas grubunda daha fazla beraber kasılma sağladığı görülmüştür.

Bu çalışma sonucunda Vigouroux ve ark. barfiks barı ve geniş tutamak kullanılarak yapılan barfiks hareketinin performans açısından benzer nitelikte olduğunu belirtmiş ancak geniş tutamağın önkol aktivitesini artırarak daha spora özel sonuçlar verdiği sonucuna ulaşmıştır. Barfiks barı yerine tırmanış tutamaklarında yapılan antrenmanların parmak fleksörlerinde tırmanış benzeri kasılmalara yol açtığı, bu nedenlerle de tırmanış sporcuları için daha etkili bir üst vücut antrenman yöntemi olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar bu çalışmada hareket analizi sistemi kullanılmadığından bazı kinematik sonuçların detaylı tartışılmadığını ve hareket analizi değerlendirmesi yapılmasının gerekliliğini eklemiştir.

2.4. Hareket Analizi Çözümleme Modelleri

İnsan vücudu oldukça kompleks bir hareket serbestliğine sahiptir. İnsan hareketlerinin kinematik ve kinetik incelemelerinde birebir ve kesin bir analiz mümkün değildir ve bu nedenle analizlerde sadeleştirilmiş modeller kullanılır. Günümüzde bu modeller incelenen harekete göre özelleştirilip sadeleştirilmiş olup analizler bilgisayar ortamında yapılır. Bu biyomekanik analiz modelleri katı cisim modelleri ve kas-iskelet modelleri olarak ikiye ayrılır. Katı cisim modellerinde insan vücudu üyeleri ve eklemleri basit katı geometrik şekiller ve daha sınırlandırılmış hareket serbestlikleri ile ifade edilir. Kas-iskelet modelleri ise insan vücudunun hareketlerine ek olarak bu hareketleri sağlayan kasları da içerir. Bu tez çalışmasında kas-iskelet modelleri kullanılmadığından bu modeller hakkında detaylı bilgi verilmemiştir.

Katı cisim modellerinde katı olarak kabul edilen cisimlerin 3B hareketleri cisimlerin spesifik eksenler etrafındaki üç ardışık rotasyonu ile tanımlanır. Bu üç rotasyona “rotasyon dizisi” adı verilir. Euler ve Cardan olmak üzere iki farklı rotasyon dizisi bulunmaktadır ve her bir rotasyon bir açı ile ifade edilir. Bu açılar kullanılan diziye göre Euler açıları veya Cardan açıları olarak adlandırılır. Cardan rotasyon dizileri Euler dizilerinin bir alt kümesidir. Euler dizileri X, Y ve Z eksenlerinin herhangi bir üçlü kombinasyonu ile oluşturulabilirken (XYX, ZYZ vb.), Cardan dizileri birbirine dik eksenler ile oluşturulabilir. Dolayısıyla Cardan rotasyon dizisinde XYZ, XZY, YXZ, YZX, ZXY ve ZYX olmak üzere altı rotasyon dizisi vardır. 3B hareketlerin katı cisim modelleri ile ifadesinde rotasyon dizisi seçimi oldukça önemlidir (23). Biyomekanik çalışmalarda genellikle Cardan XYZ rotasyon dizisi kullanılır (23). Ek olarak bir rotasyon dizisinin farklı zamanlarda kullanımında aynı hareketi ifade edebilmesi için rotasyon eksenlerinin tanımı önemlidir.

Literatürde standart bir yerel koordinat sistemi bulunmamaktadır. Örneğin Robertson ve ark. (23) pozitif X eksenini lateral yönde (vücudun sağ tarafı için), pozitif Y eksenini anterior yönde ve pozitif Z eksenini süperior yönde tanımlamıştır. Phadke ve ark. (24) ise pozitif X yönünü anterior, pozitif Y yönünü süperior ve sağ vücut için pozitif Z yönünü lateral yön olarak tanımlamıştır.

Katı cisim çözümlene modelleri çeşitli analiz yazılımları tarafından sağlanmaktadır. Bu yazılımlardan en yaygınlarından biri Vicon (Oxford Metrics, Oxfordshire, İngiltere) tarafından geliştirilen Nexus yazılımıdır. Bu yazılım Vicon kızılotesi kameralarının verilerini hareket analizi modeli ile işlemekte ve kullanıcıya hareketin kinematik ve kinetik verilerini verebilmektedir. Üst vücut hareket analizi için Nexus yazılımı “Plug-in Gait Upper body model” (PIGUB) çözümlene modelini sağlamaktadır. PIGUB modelinde tüm eklem açıları YXZ Cardan açıları ile ifade edilmektedir. Bu modelde pozitif X anterior yönde, pozitif Y vücudun sağ için medial yönde, pozitif Z ise yukarı yöndedir. PIGUB modelinde eklem açıları (özellikle omuz

ekleminde) gimbal lock (gimbal kilidi) fenomenine¹ ve Codman paradoksuna² açıktır. Başka bir deyişle bu model analiz sırasında eklem açıları çözümleri arasında geçiş yapabilir ve bu da araştırmacıyı doğru olmayan sonuçlara götürebilir (25). PIGUB modeli bu durumu engellemek için omuz açılarını belirli çeyreklerde tutmaya çalışmakta ancak olası etkileri tamamen ortadan kaldıramamaktadır. Bu analiz modeli üst vücudun kinematik ve kinetik ifadesinde yalnızca niteliksel bir açıklama sunabilmektedir ve bilimsel çalışmalar için uygun değildir (26).

PIGUB modelinin bu eksikliği Vicon tarafından bu modelin bir devamı olan "Upper Limb Model" (ULM) analiz modeli geliştirilerek iyileştirilmiştir. ULM modelinde Cardan/Euler açıları kullanılmıştır. Omuz eklemi için YZY ve XZY rotasyon dizileri seçenek olarak verilmiş, dirsek ve el bileği eklemleri için ise XZY dizisi kullanılmıştır. Bu modelde omuz eklemi için rotasyon dizisi seçilirken yapılan hareket göz önünde bulundurulmalıdır. YZY dizisinde hareketlerin sıralaması elevasyon düzlemi, elevasyon ve iç-dış rotasyon olarak tanımlanmıştır. XZY dizisinde ise fleksiyon-ekstansiyon, abdüksiyon-addüksiyon ve iç-dış rotasyon olarak tanımlanmıştır (26). Bu model PIGUB modelinin bir iyileştirmesi olarak geliştirilse de zamanla güncellenmemiştir. Bu nedenle bu modelin güvenilirliği soru işaretidir. Ek olarak bu modelin kullandığı rotasyon dizilerine ait koordinat sisteminin modele ait dokümantasyonda belirtilmemiş olması bu modelin kullanımını zorlaştırmaktadır.

PIGUB modelinin bir diğer iyileştirilmiş versiyonu ise University of Southampton tarafından geliştirilen "Upper Limb Kinematic Model" (ULKM) analiz modelidir (27). Bu modelde koordinat sistemi pozitif X anterior yön, sağ vücut için pozitif Y medial yön ve pozitif Z süperior yönde olacak şekilde seçilmiştir ve Cardan rotasyon dizileri kullanılmıştır. Bu modelde humerus kinematik analizi için ZXY ve XZY rotasyon dizi opsiyonları sağlanmıştır. Omuz ekleminde öncelikli olarak araştırılan hareket

¹ Gimbal lock fenomeni: Çok boyutlu hareket mekanizmalarında eksenlerin belirli hizalanmaları sonucunda hareket ifadesinde bir serbestlik derecesinin kaybıdır. Bu durum fark edilmezse hareketin açıklamasında hatalara yol açabilir.

² Codman Paradoksu: Nötr duruşta iken tamamen yukarı kaldırılmış humerusun bu hareketi hem medial rotasyon hem de lateral rotasyon ile yapabilme durumu ve humerusun son pozisyonuna bakılarak hangi rotasyonun yapılmış olduğunun bilinmemesi.

fleksiyon-ekstansiyon ise ZXY dizisinin kullanılması, eğer öncelikli hareket abdüksiyon-addüksiyon ise XZY dizisinin kullanılması önerilmiştir. Bununla beraber seçim yapılırken incelenen hareketin göz önünde bulundurulması gerektiği ve gimbal lock fenomenine karşı dikkatli olunması gerektiğini belirtilmiştir. International Society of Biomechanics (ISB) hareket analizinde YXY Euler dizisinin kullanılmasını önermektedir. Ancak Nexus ortamında bu dizi henüz kullanılamamaktadır(27).

ULKM modelinin sağladığı bir diğer avantaj ise humerus lokal koordinat sistemi tanımıdır. PIGUB modelinde humerus yerel koordinat sistemi lateral humeral işaretleyici ile belirlenmektedir. Bu işaretleyici yanlış konumlandırılmaya açıktır ve bu durum analiz sonuçlarının doğruluğunu da etkilemektedir. ULKM modelinde ise ISB'nin önerileri doğrultusunda humerus üyesi tanımlamada iki farklı seçenek sunulmuştur. İlk seçenekte (Op1) fleksiyon-ekstansiyon eksenini tanımlamak için medial ve lateral humeral epikondil arasındaki vektör kullanılmaktadır. İkinci seçenekte ise (Op2) glenohumeral eklem merkezi, dirsek eklem merkezi ve ulnar stiloid ile oluşturulan düzlem kullanılmaktadır. Op2 ile lateral ve medial epikondiller arasındaki kısa mesafenin sebep olabileceği dengesizlikler engellenebilmektedir. Ancak Op2 seçeneğinin kullanılabilmesi için dirsek fleksiyonunun varlığı gerekmektedir. Bu nedenle bu seçeneğin öncelikli olarak iç-dış rotasyonlar incelenirken ve yeterli dirsek fleksiyonu mevcut iken kullanılması gerektiği ifade edilmiştir. Diğer durumlar için ise Op1 önerilmiştir.

ULKM modeli eklem açıları ve eklem merkezleri hesabında da daha gelişmiş çözümler kullanmaktadır. Glenohumeral eklem merkezini daha doğru saptamakta ve PIGUB da yer almayan klavikula açılarını da hesaplamaktadır. Ek olarak bu model diğer araştırmacılar tarafından ProCalc yazılımı (Oxford Metrics, İngiltere) kullanılarak harekete özgü olarak uyarlanabilir ve geliştirilebilir niteliktedir. Bu tez çalışmasında ULKM analiz modeli kullanılmıştır.

2.5. Bilateral Hareketlerde Uzuvlar Arası Asimetrinin Belirlenmesi

Uzuvlar arası asimetri bir uzvun diğerine göre performansındaki veya fonksiyonelliğindeki farklılıkları ifade eder. Uzuvlar arası asimetri, anatomik, morfolojik, kuvvet ile ilgili farklılıklar veya stratejik tercihlerden kaynaklanmaktadır (28). Bununla beraber, hareket sırasında sporcuların uzuvları arasındaki asimetri sporcuların performansına etki etmekte ve yaralanma riski oluşturabilmektedir (28, 29). Buna bağlı olarak hareket sırasında uzuvlar arasında oluşan asimetri ve bu asimetrinin hareket özelliklerine ve sporcu sağlığına etkileri son yıllarda kapsamlı olarak araştırılmaktadır. Bununla beraber asimetri hesaplama ve raporlama yöntemleri ile ilgili inceleme çalışmaları da yapılmaktadır. Bu tez çalışmasında uzuvlar arasındaki asimetri kuvvet farklılıkları yönünden incelenmiş ve bu sebeple bu bölümde yalnızca kuvvet kaynaklı asimetri literatürü hakkında bilgi verilmiştir.

Uzuvlar arası asimetri araştırılırken ilk adım değerlendirme yapılacak hareketin bilateral mi unilateral mi olduğuna karar verilmesidir (28). Bilateral veya unilateral hareketlerin tercihi asimetri seviyesi ölçümü olarak kullanılan asimetri indeksi hesaplamalarını doğrudan etkilemektedir. Parkinson ve ark. (29) uzuvlar arası asimetri araştırma ve raporlama yöntemleri ile ilgili sistematik derlemelerinde inceledikleri elli üç makalede toplam on iki farklı indeks kullanıldığını ifade etmiştir. Ancak bu yöntemler içinde tek bir doğru yöntem olmadığını belirtmiş ve asimetri indeksinin incelenen harekete uygun olarak seçilmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Bu çalışmalarında bilateral hareketlerde asimetri indeksi hesaplamalarında dört farklı yöntem tavsiye etmişlerdir (Tablo 2.1 Bilateral Asimetri İndeks Hesaplama Yöntemleri (29)Tablo 2.1). Bu yöntemler asimetrinin büyüklüğü ile beraber asimetrinin yönünü de tespit edebilmekte ve böylelikle referans uzuv seçimi gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır.

Bu çalışmaya ek olarak Bishop ve ark. (30) asimetri indeksi hesaplamalarında bilateral ve unilateral hareketler arasındaki farklılıkları araştırmış ve bilateral testler için Tablo 2 1'de verilen İndeks 2'nin kullanılmasını tavsiye etmişlerdir. Bununla

beraber, Parkinson ve ark. (29) İndeks 2'nin kullanımının asimetri değerlerini olduğundan az gösterebileceğini belirtmiştir.

Tablo 2.1 Bilateral Asimetri İndeks Hesaplama Yöntemleri (29) A ve B araştırılan uzuvları belirtmektedir

$\text{İndeks 1} = \frac{(A - B)}{\text{Max}(A, B)} * 100$	$\text{İndeks 3} = \frac{[45 - \arctan(\frac{B}{A})]}{90} * 100$
$\text{İndeks 2} = \frac{(A - B)}{(A + B)} * 100$	$\text{İndeks 4} = \ln\left(\frac{B}{A}\right) * 100$

Bunun sebebi uzuvlar arasındaki farkın toplam değere bölünmesi olarak gösterilmiştir. Unilateral ve bilateral test hareketlerinin beraber uygulandığı değerlendirmelerde İndeks 2'nin kullanımının uygun olmadığını belirtmişlerdir.

Asimetri incelemelerinde önemli olan bir başka analiz unsuru ise asimetri eşik değeridir. Literatürde test edilen harekete özgü önceden belirlenmiş eşik değerleri kullanılsa da son zamanlarda eşik değerlerinin test hareketi yanı sıra test grubuna da özgü olması gerektiği tartışılmaktadır (28, 29). Dos'Santos ve ark. (28) asimetri incelemelerinde alt ve üst eşikler kullanılmasını önermiştir (Tablo 2.2). Alt eşik değeri küçük veya makul seviyede asimetri belirlenmesinde kullanılmaktadır. Üst eşik değeri ise yüksek seviyede asimetri belirlenmesinde kullanılmaktadır.

Tablo 2.2 Alt ve Üst Eşik Hesaplama Yöntemleri (AI Asimetri İndeksini belirtmektedir)

$\text{Alt Eşik} = \text{ort}(AI) + 0.2 * \text{ss}(AI)$
$\text{Üst Eşik} = \text{ort}(AI) + 1.0 * \text{ss}(AI)$

Sporcularda uzuvlar arası asimetri araştırılırken test edilen harekete yönelik hassasiyetlerin varlığı değerlendirmeleri çarpıtabilir. Bu durumu engellemek için Bishop ve ark. (30) testlerde tek bir hareket kullanımından ziyade araştırmaya uygun bir test bataryasının kullanılmasını tavsiye etmiştir. Bununla beraber uygulanan testlerin test yeniden test güvenilirliğinin olması da daha isabetli değerlendirmeler yapılabilmesi için oldukça önemlidir (29).

Literatürde sporcuların alt ekstremiteleri arasındaki kuvvet üretiminden kaynaklı asimetrileri inceleyen çalışmalar yaygın olarak bulunmaktadır. Bununla beraber üst vücut asimetrilerini araştıran çalışmalar daha kısıtlıdır. Yapılan literatür taraması sonucunda bilateral bir harekette kuvvet kaynaklı üst ekstremitte asimetrilerini inceleyen bir çalışma bulunmuştur. Jaszczak (31) tarafından yapılan çalışmada yüzücüler kurbağalama stili ve serbest stilde yüzme ergometresinde test edilmişlerdir. Katılımcıların her iki elinden de kuvvet değerleri ölçülmüş ve sağ ve sol uzuvlar tarafından uygulanan kuvvetlerin mutlak farkı alınarak asimetri indeksi hesaplanmıştır. Asimetri indeksi uygulanan maksimum kuvvet ile karşılaştırılarak göreceli asimetri indeksi hesaplanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Katılımcılar

Bu araştırmaya 13 rekreasyonel tırmanıcı katılmıştır. Katılımcılar 11 erkek ve 2 kadından oluşmaktadır. Katılımcılar ortalama 9.5 ± 5.6 yıldır tırmanış sporu ile uğraşmakta, haftada ortalama 2 ± 1 seans tırmanış ve/veya tırmanışa özel antrenman yapmaktadır. Katılımcıların ortalama tırmanış seviyesi ise IRCRA derece sisteminde 20.5 ± 2.73 (French 7b+) derecedir (EK-4). Tırmanıcıların kişisel verileri Katılımcı Veri Toplama Formu (EK-3) ile test öncesinde toplanmıştır. Yukarıda belirtilen kişisel veriler katılımcıların beyanlarına dayanmaktadır.

Katılımcılar testten 3 ay öncesinde üst vücut yaralanması yaşamamış ve test esnasında da yaralanması bulunmayan tırmanıcılar arasından seçilmiştir. Teste katılım koşulu IRCRA derece sistemine göre en az 16 derece (French 6c+, UIAA VIII-) tırmanış seviyesinde olmaktır.

Katılımcılardan test günü öncesinde ağır antrenman yapmamaları ve dinlenik olarak teste katılmaları istenmiştir. Test öncesinde test sürecine dair bilgilendirici materyaller paylaşılmış ve test günü testin içeriği tekrar anlatılmıştır. Katılımcıların test öncesinde düzeneğe alışması sağlanmıştır.

Bu çalışma Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelenmiş ve 21.12.2021 tarihli 2020/21-08 numaralı karar ile uygun bulunmuştur (EK-1).

3.2. Antropometrik Veriler

Katılımcıların vücut kütleleri ve vücut yağ yüzdeleri TANITA Body Fat Analyzer TBF-401A (Tanita Inc. Japonya) ile test günü veya testten sonraki 1 hafta içerisinde toplanmıştır. Katılımcıların boyları duvara monte stadiometre (Holtain Ltd. BK) ile, biakromial uzaklıkları ise testten önce kayan kaliper (Holtain Ltd. BK) ile ölçülmüştür. Biakromial uzaklık katılımcının iki akromion prosesi arasındaki uzaklık olarak

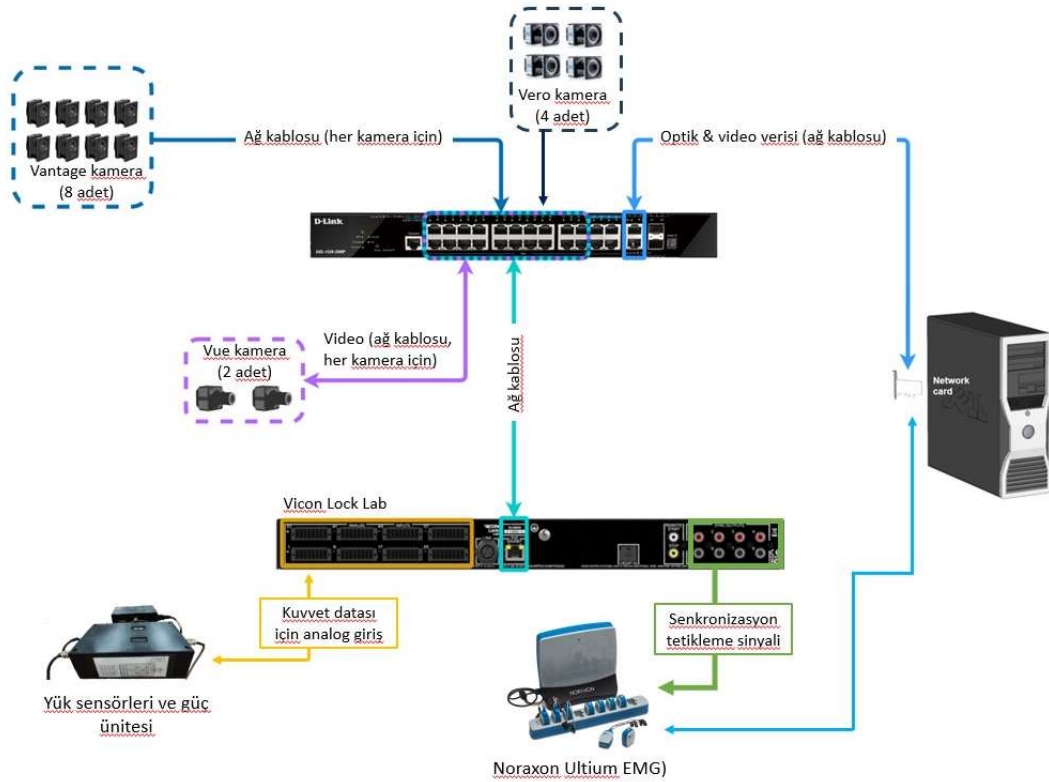
belirlenmiştir. Katılımcıların antropometrik özellikleri Tablo 3.1 de sunulmuştur. 10 katılımcı sağ dominant, 3 katılımcı ise sol dominanttır.

Tablo 3.1 Katılımcıların Antropometrik Özellikleri

Antropometrik özellik	Ortalama±ss
Yaş	31.9 ± 6.5
Vücut Kütlesi (kg)	65.2 ± 7.5
Boy(cm)	173.4 ± 8
Vücut Kütle İndeksi (VKİ)	21.5 ± 1.4
Biakromial Uzaklık (cm)	32.8 ± 1.7

3.3. Test Yeri ve Test Düzenliği

Bu çalışmanın testleri Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi binasında Biyomekanik Laboratuvarı'nda yer alan ekipmanlar kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Testler sırasında eş zamanlı olarak katılımcıların kuvvet, elektromiyografi ve 3B hareket yakalama verileri toplanmıştır. Test düzenliğinin tüm ölçüm elemanları Şekil 3.1'de görselleştirilmiştir.



Şekil 3.1 Test düzenliği ölçüm elemanları ve bağlantı şeması

3.3.1. Barfiks İstasyonu

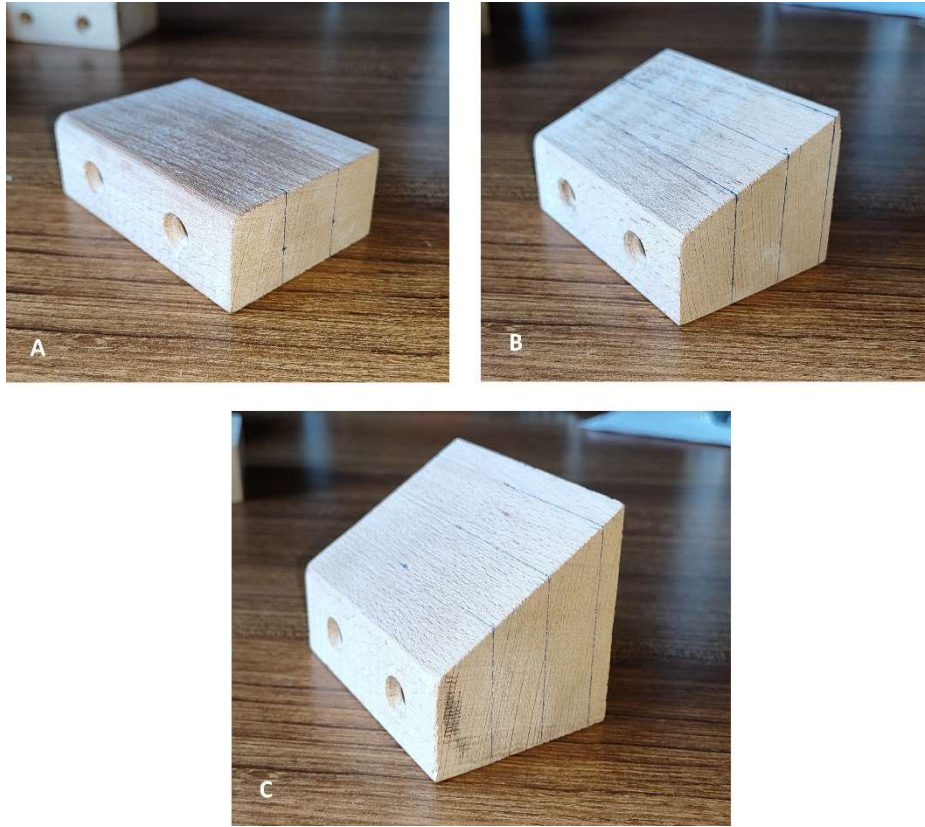
Testler sırasında bu çalışma için hazırlanmış olan barfiks istasyonu kullanılmıştır. Barfiks istasyonu, 250 cm uzunluğunda 90x90 mm kesitinde 2 adet dikey yerleştirilmiş kanal 10 ağır sigma profil, 150 cm uzunluğunda 45x90 mm kesitinde 5 adet yatay yerleştirilmiş kanal 10 ağır sigma profilden oluşmaktadır. Düzeneğin stabilitesini sağlamak amacıyla 4 adet 60 cm uzunluğunda 45x45 mm kesitinde diyagonal yerleştirilmiş kanal 10 hafif sigma profil ve yine diyagonal yerleştirilmiş çelik gerdirme telleri kullanılmıştır. Düzeneğin boyu 250 cm olarak ayarlanmış, tutamlara yetişemeyen katılımcıları yerden yükseltebilmek için bir basamak kullanılmıştır. Katılımcılar iki dikey profil arasında bulunan yatay profile yerleştirilmiş tutamakları kullanarak barfiks hareketini gerçekleştirmişlerdir. Barfiks istasyonu Şekil 3.2 de sunulmuştur.



Şekil 3.2 Barfiks test istasyonu

3.3.2. Enstrümente Edilmiş Tutamaklar ve Yük Hücreleri

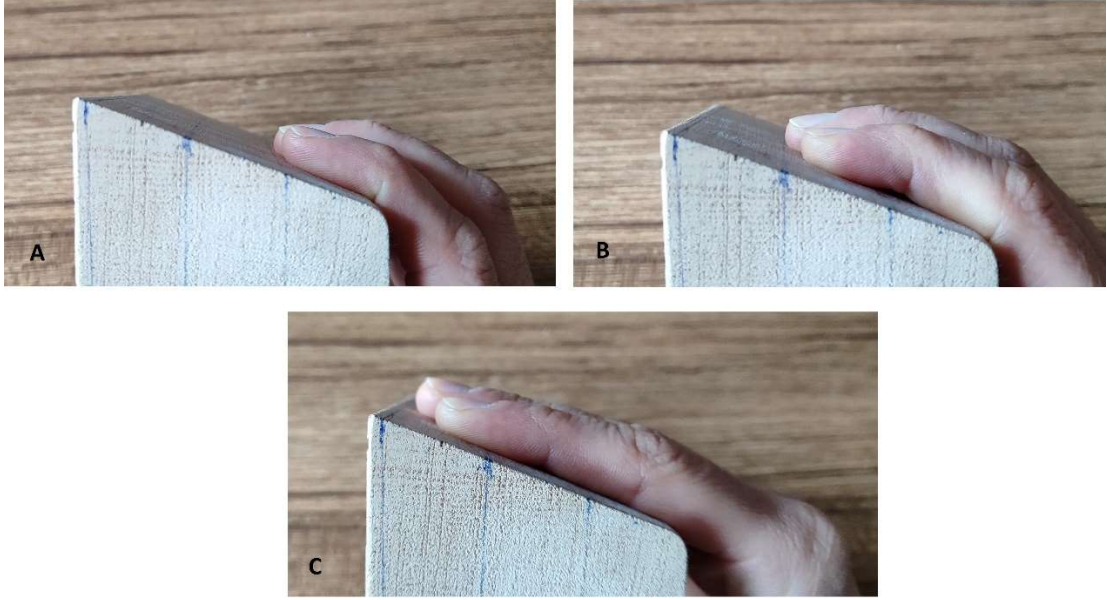
Test düzeneği tutamakları 60 mm derinliğinde olup 0°, 20° ve 30° yüzey eğimlerinde, gürgen ağacından imal ettirildi (Şekil 3.3). Tutuş yüzeylerinde standart sürtünme sağlamak için tüm tutamaklar 80 kum zımparadan geçirildi. Tutamak eğiminin parmak kuvvetine etkisi 20° ve üzeri eğim ile belirgin hale gelmektedir (20). Bu nedenle testlerde 0° ile 20° arasında bir eğim kullanılmadı. Bununla beraber 30° üzerindeki eğimler dinamik bir hareket olan barfiks hareketini oldukça zor hale getirebileceğinden maksimum tutamak eğimi 30° ile sınırlı tutuldu.



Şekil 3.3 Çalışmada kullanılan tutamak eğimleri A. 0° B. 20° C. 30°

Benzer şekilde 20 mm'den daha dar bir tutamak derinliği de barfiks hareketini oldukça zorlaştıracağından test koşullarında minimum derinlik tırmanış antrenmanlarında standartlaşmış olan 20 mm olarak belirlendi. Bu derinlik genel olarak tırmanıcıların yalnızca DIP eklemlerini yerleştirebildikleri bir derinliktir (Şekil 3.4, A). Diğer bir tutamak derinliği olan 40 mm'de ise yaklaşık olarak DIP ile PIP

eklemleri arasında bir noktaya kadar temas yüzeyi oluşmaktadır (Şekil 3.4, B). En geniş tutamak koşulu olan 60 mm'de ise tırmanıcılar DIP ve PIP eklemlerini kullanabilmektedir (Şekil 3.4, C).



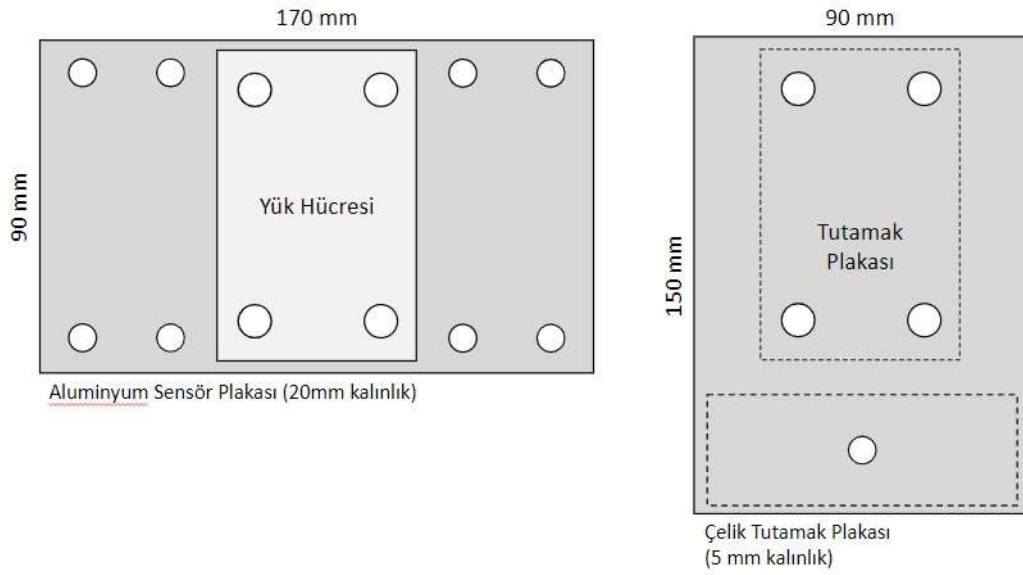
Şekil 3.4 20° Tutamakta yüzey derinlikleri ve el eklemleri yerleşimi A. 20 mm B. 40 mm C. 60 mm

Tutamakların tutuş yüzeyleri ön kenarından başlayarak 20 mm, 40 mm ve 60 mm tutuş yüzeyi derinliği verecek şekilde ölçülmüş ve bu derinlikler tutamakların yan tarafına çizilerek işaretlenmiştir (Şekil 3.4). Testler esnasında, tutamak derinliği bu ölçümler dikkate alınarak tutamak arkasına yerleştirilen desteklerle azaltılmış (Şekil 3.5) ve 40 mm ve 20 mm derinlikte tutuşlar elde edilmiştir. Tutamakların ön kenarları tutuş ergonomisini artırmak amacıyla zımpara ile yuvarlatılmıştır.

Tutamaklar özel olarak tasarlanıp ürettirilen iki adet 150x90x5 mm boyutlarında çelik plaka aracılığıyla yük hücrelerine bağlanmıştır. Yük hücreleri ise özel olarak tasarlanıp ürettirilen 90x170x20 mm boyutlarında alüminyum plakalar ile sigma profile monte edilmiştir. Tutamak ve bağlantı plakaları görselleri Şekil 3.5 ve Şekil 3.6 de sunulmuştur.



Şekil 3.5 Tutamak, bağlantı plakaları ve yük hücresi



Şekil 3.6 Bağlantı plakaları

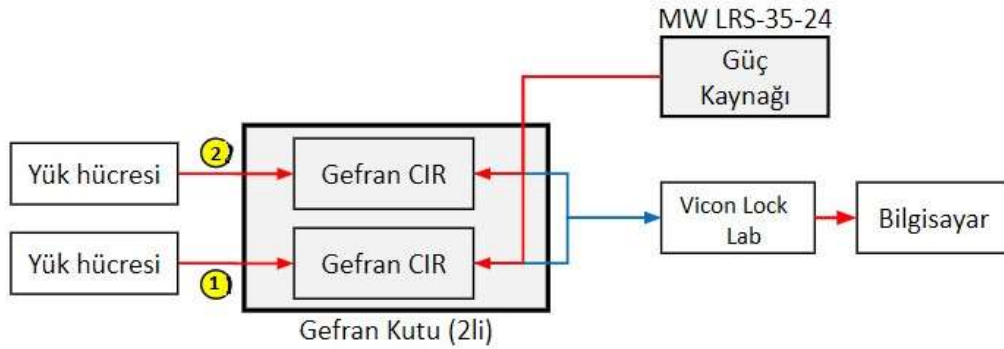
Yük hücrelerini beslemek için Şekil 3.7'de özellikleri verilen Mean Well (MEAN WELL Enterprises, New Taipei, Tayvan) LRS-35-24 güç kaynağı kullanılmış, yük hücrelerinden alınan veriler Vicon Lock Lab analog-dijital dönüştürücü ile bilgisayar

ortamına aktarılmıştır. Kuvvet verileri 1000 Hz veri hızıyla toplanmıştır. Kuvvet verisi toplama ve aktarma düzeneği şeması Şekil 3.8 de incelenebilir.



Mean Well	LRS-35-24
DC VOLTAGE RATED	24 V
CURRENT CURRENT	1.5 A
RANGE RATED	0 ~ 1.5A
POWER	36 W
VOLTAGE ADJ. RANGE	21.6 ~ 28.8V

Şekil 3.7 Yük hücreleri güç kaynağı



Şekil 3.8 Kuvvet verisi toplama ve aktarma düzeneği şeması

Gerinim ölçer (strain gauge) tipinde olan yük hücreleri uygulanan kuvveti mili volt cinsinden okumaktadır. Bu nedenle okunan ham değerlerin mili volt cinsinden kuvvet birimine dönüştürülerek kalibre edilmesi gereklidir. Bu kalibrasyon için her bir tutamağa değişen kütlelerde (10 kg, 20 kg, 30 kg, 40 kg) olimpik ağırlıklar artan ve azalan sıralamalarla asılmış, ağırlıkların uyguladığı kuvvet okunan mili volt birimindeki değere bölünerek yük hücreleri için kalibrasyon katsayıları elde edilmiştir. Sağ ve sol tutamak için kalibrasyon katsayıları sırasıyla 50.8 ve 70.2 olarak belirlenmiştir. Her test oturumu öncesinde ortam ısı, barfiks istasyonu pozisyonu gibi nedenlerle değişebilecek boş sistem yükünü ortadan kaldırmak için sistem

sıfırlaması yapılmış ve 10 kg kütleli kalibrasyon ağırlığı asılarak sistem kontrolü yapılmıştır.

İki tutamağın orta noktasının birbirine mesafesi her katılımcının biakromial uzaklığının 1.5 katı aralığına ayarlanmış ve böylelikle katılımcıların tutuş aralığı standart bir metotla belirlenmiştir. Barfiks hareketinde kas aktivasyonu için ideal tutuş aralığı konusunda bir fikir birliği olmamakla beraber yukarıda belirtilen tutuş aralığının avantajı olabileceği belirtilmiştir (14).

3.3.3. EMG Veri Toplama Sistemi, Elektrot Yerleşimi ve MİK Pozisyonları

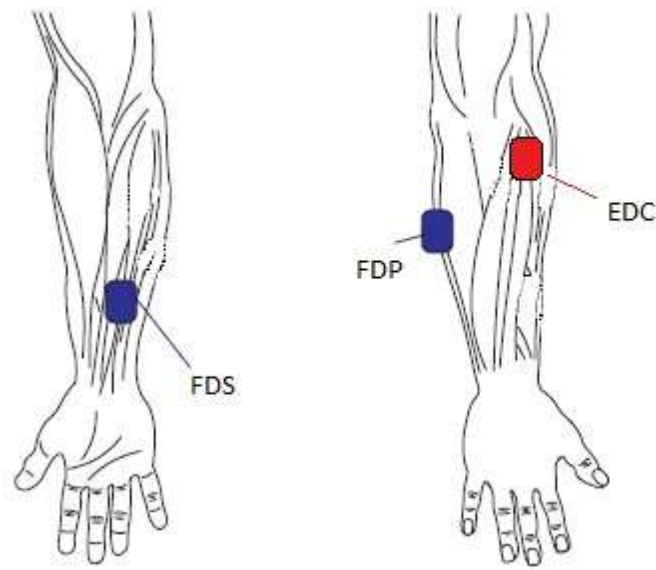
Katılımcıların yüzey EMG verileri Noraxon Ultium (Noraxon Inc., Scottsdale, AZ, USA) kablosuz yüzey EMG sistemi ile FDS, FDP, EDC, BB, TB, LD ve LTrap olmak üzere yedi kastan toplandı. Veriler katılımcıların yalnızca baskın taraflarından toplandı. EMG elektrotları olarak tek kullanımlık Ag-Cl sensörlü Beybi marka 25.4 mm çapında pediatrik elektrotlar kullanıldı.

FDS kası için elektrot, yaklaşık olarak el bileği ile dirsek arasındaki doğrunun bilekten yaklaşık $\frac{1}{4}$ mesafesinde medial olarak konumlandırıldı (32-34). FDP verisi için ise elektrot medial epikondilden ulnanın styloid çıkıntısına çizilen doğru üzerinde dirsekten yaklaşık $\frac{1}{4}$ mesafede, ulnanın iç tarafına yerleştirildi (9, 34).

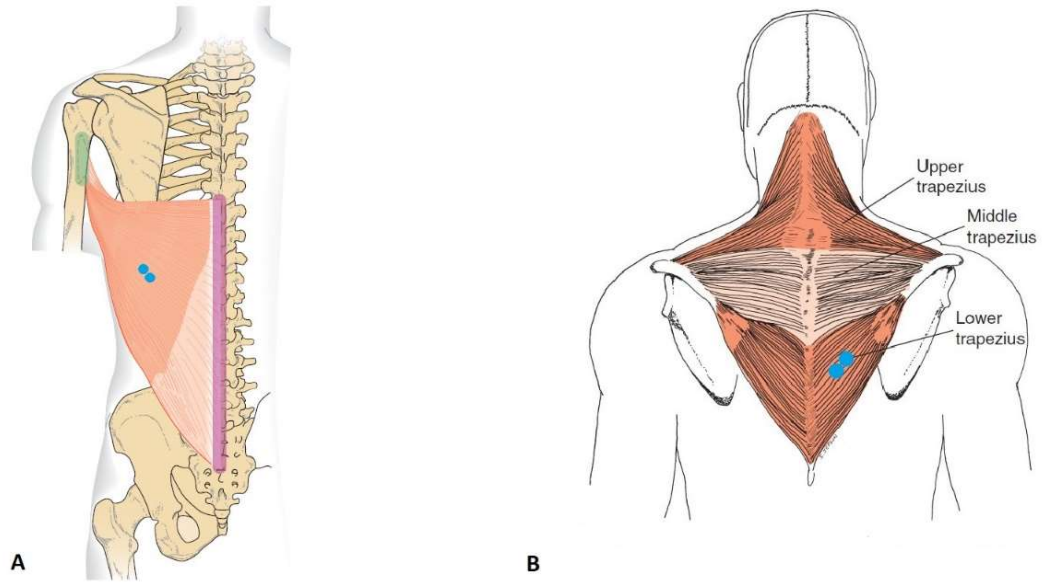
Bu iki kas görece derin kaslar olduğundan en şişkin oldukları yerden kaslar arası sinyal karışması elimine edilmiş yüzey EMG verisi alınması mümkün değildir. Bu nedenle FDS ve FDP kaslarının yüzeye en yakın oldukları yerlerden EMG verisi toplandı. Elektrot yerleşimi sonrasında bu iki parmak fleksör sinyallerinin birbiri ile ve bilek fleksör sinyalleri ile karışıp karışmadığı kontrol edildi. FDS ve FDP sinyallerinin birbirine karışmadığı sırasıyla yalnızca DIP eklemlerine ve yalnızca PIP eklemlerine fleksiyon yaptırılarak iki kasa ait EMG sinyallerinin genliğinin kontrol edilmesi ile doğrulandı. FDP kasına ait elektrot bilek fleksörleri ile kaslar arası sinyal karışması oluşturma ihtimali olan bir yerde değildir. Ancak FDS kası elektrotu bilek fleksörlerine yakın bir yerde konumlandırıldığından kaslar arası sinyal karışmasına açıktır. FDS ile bilek fleksör sinyallerinin birbirine karışmadığı ise katılımcılara parmaklarda fleksiyon olmadan bilek fleksiyonu yaptırılıp bu pozisyon korunarak

parmak fleksiyonu yaptırılması ile kontrol edildi (35). EDC kası elektrotu ise lateral epikondilden ulnanın styloid çıkıntısına çizilen çizginin dirsekten $\frac{1}{4}$ uzaklığına yerleştirildi (9). FDS, FDP ve EDC kasları elektrot yerleşimleri Şekil 3.9'da görülebilir.

BB ve TB uzun başı elektrotları kasların en şişkin olduğu yerde konumlandırıldı (36, 37). LD kası elektrotu skapulanın alt açısının yaklaşık 4 cm inferioründe inferomedial doğrultuda 25° oblik olarak yerleştirildi (38) (Şekil 3.10, A). Alt trapez kası elektrotu ise skapula omurgası ile T12 omuru arasındaki doğrunun omurgaya yakın bölgesine yerleştirildi (39) (Şekil 3.10, B).



Şekil 3.9 FDS, FDP ve EDC kasları elektrot yerleşim bölgeleri ((33)'den uyarlanmıştır)



Şekil 3.10 A. Latissimus dorsi elektrot yerleşimi B. Lower trapezius Elektrot yerleşimi ((8)'den uyarlanmıştır)

Yüzey EMG elektrotları SENIAM'ın önerileri izlenerek kas liflerine paralel doğrultuda yerleştirildi. Elektrot yerleştirilecek yerler tıraş edildi, deri pembeleşene kadar zımparalanarak ölü deriden arındırıldı ve sonrasında alkol ile temizlendi. Beybi marka yuvarlak pediatrik elektrotlar bir kenarlarından 2.7 mm kesilerek her kas üzerinde iki tane ve merkezleri arasında Noraxon sistemi tarafından önerildiği gibi 20 mm mesafe olacak şekilde konumlandırıldı. Noraxon EMG sensörleri çift taraflı bant ile elektrotlara yakın bir mesafede, mümkün olduğu durumlarda başka bir kasın üzerine yerleştirildi. Elektrot ve sensörler hareket sırasında oynamamaları için kineziyo bant ve koban bandaj ile deri üzerine sabitlendi.

EMG verileri katılımcıların maksimal izometrik kasılmalarına göre normalize edildi. EMG verilerinin normalize edilmesi gerektiği durumlarda maksimal izometrik kasılmalara göre normalize edilmeleri en tutarlı yöntem olarak görülmektedir (40). Bu çalışmada MİK verileri Tablo 3.2 'de belirtilen hareketler ile elde edildi. Bu hareketler direnç karşısında izometrik olarak gerçekleştirildi (Şekil 3.11, Şekil 3.12). Konrad'a göre (36), MİK verileri her bir kastan izole olarak toplanmalıdır. Ekstremitte kasları için kasın hareket açıklığının orta noktasında tek eklem hareketleri önerilmektedir. Gövde kasları için ise ilgili kas zincirini uyaran pozisyonların farklı kişiler ile test edilip uygun pozisyona karar verilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada

MİK pozisyonları bu öneriler doğrultusunda seçildi. Ekstremiteler kaslarında literatürde önerilen pozisyonlar kullanıldı. Gövde kasları için ise uygun seçenekler 2 katılımcı ile test edildi ve en yüksek aktivasyonun gözlemlendiği pozisyonlar seçildi.

Tablo 3.2 EMG MİK toplama pozisyonları

Kas	MİK pozisyonu
FDS	PIP eklemlerinin izole izometrik fleksiyonu
FDP	DIP eklemlerinin izole izometrik fleksiyonu
EDC	MCP eklemlerinin izometrik ekstansiyonu (37)
BB	Dirsek açısı 90° iken izometrik dirsek fleksiyonu (37)
TB	Dirsek açısı 90° iken izometrik dirsek ekstansiyonu (37)
LD	Ayakta, medial rotasyon ve ekstansiyon pozisyonundaki kolun izometrik addüksiyonu (41)
LTRAP	Ayakta, omuzun yaklaşık 130° abdüksiyonunda omuz kemerinin izometrik retraksiyonu (42)



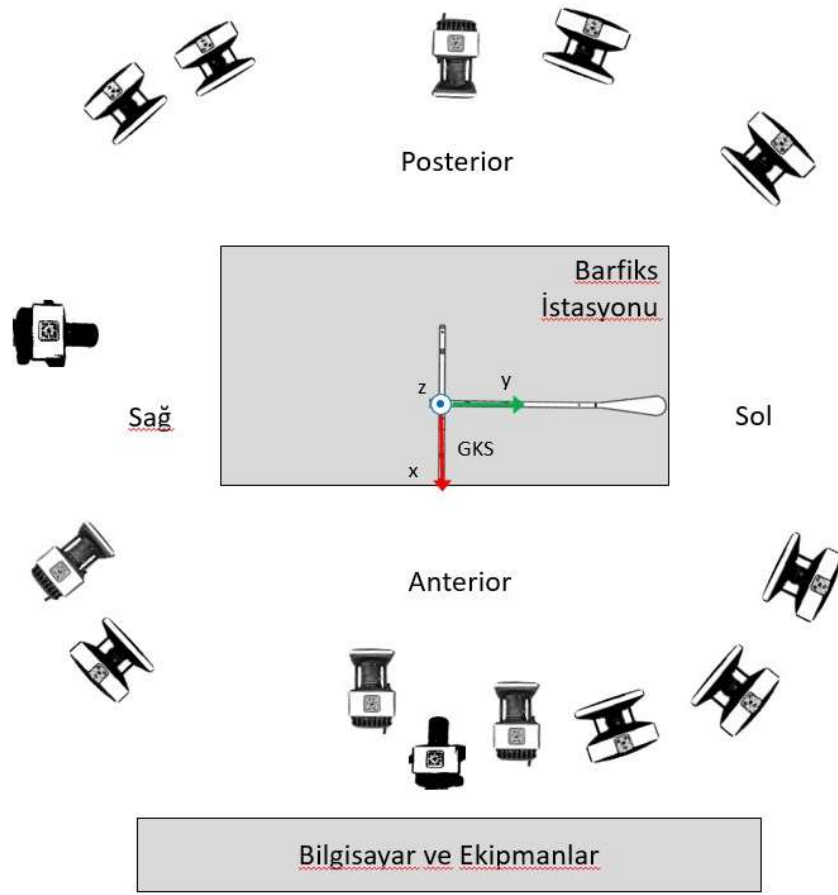
Şekil 3.11 MİK verisi toplama pozisyonu (FDS)



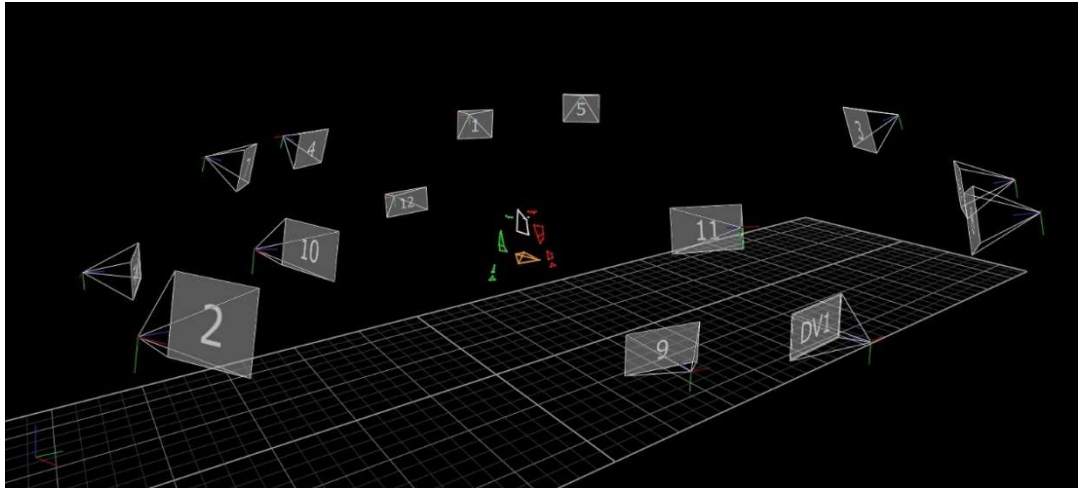
Şekil 3.12 MİK verisi toplama pozisyonu, A. LD B. LTrap

3.3.4. Hareket Yakalama Sistemi

Test sırasında katılımcıların hareket verilerini toplamak amacıyla 8 adet Vicon Vantage ve 4 adet Vicon Vero olmak üzere toplam 12 adet kızılötesi kamera kullanılmıştır. Bu kameralara ek olarak 2 adet Vicon Vue kamera ile RGB video görüntüler kaydedilmiştir (Şekil 3.13, Şekil 3.14). Hareket verileri 100 Hz ile toplanmıştır. Vicon Lock Lab kullanılarak kuvvet ve hareket verileri eş zamanlı olarak Vicon Nexus 2.14 yazılımında toplanabilmiş, yine Vicon Lock Lab kullanılarak Noraxon MR3 yazılımına kayıt toplama için tetik sinyali gönderilmiştir. Bu şekilde kuvvet, EMG ve hareket verileri eş zamanlı olarak toplanmıştır.



Şekil 3.13 Hareket yakalama sistemi kamera ve istasyon yerleşimi



Şekil 3.14 Hareket yakalama sistemi kamera yerleşimleri

Hareket verilerinin etiketlenmesi ve biyomekanik olarak çözümlenmesi için Southampton Üniversitesi (Birleşik Krallık) tarafından geliştirilen üst vücut kinematik

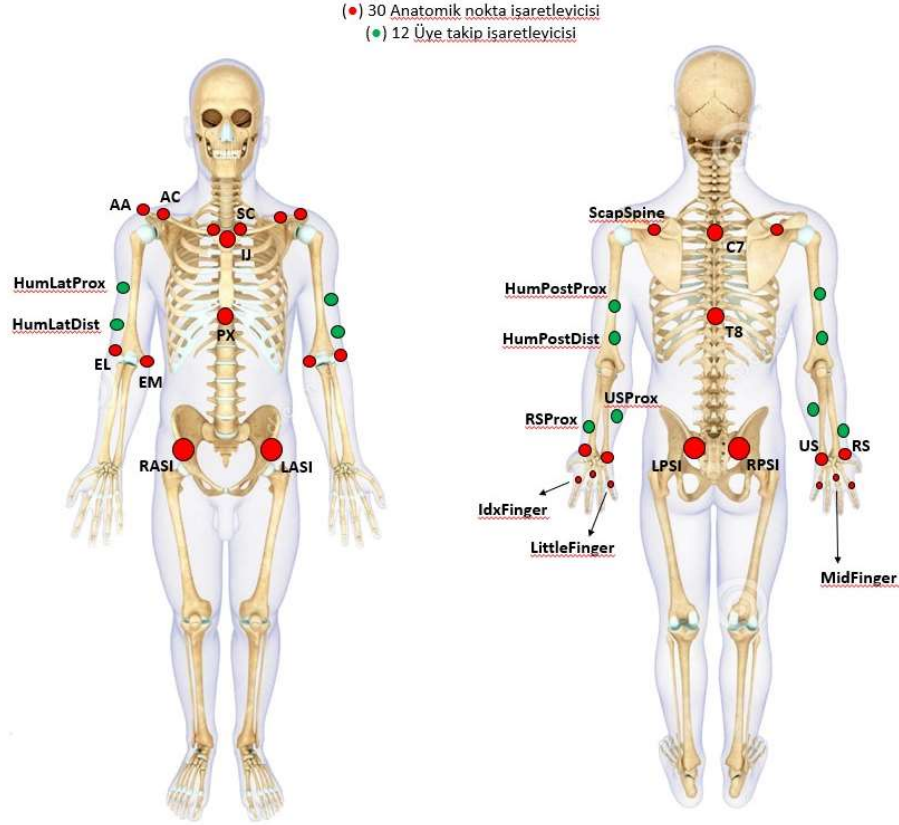
modeli (ULKM) temel alındı (27). Ek olarak bu çalışmada, 4 adet pelvis işaretleyicisi ile sağ ve sol el için 3'er adet işaretleyici kullanıldı ve böylece katılımcılar üzerine toplamda 42 tane yansıtıcı işaretleyici yerleştirildi. Kullanılan tüm işaretleyicilerin listesi Tablo 3.3'de verilmiştir. Şekil 3.15'de ise işaretleyici yerleri sunulmuştur.

Tablo 3.3 Hareket Yakalama Sisteminde Kullanılan İşaretleyiciler

İşaretleyici Lokasyonu	İşaretleyici Adı
Sternal çentik	IJ
Xiphoid çıkıntı	PX
C7 omuru	C7
T8 omuru	T8
Sternoklavikular eklem ¹	SC
Akromioklavikular eklem	AC
Akromion açısı	AA
Akromion açısının yaklaşık 3 cm medialinde skalpula omurgası üzeri	ScapSpine
Proksimal lateral humerus	HumLatProx
Proksimal posterior humerus	HumPostProx
Distal lateral humerus	HumLatDist
Distal posterior humerus	HumPostDist
Lateral humeral epicondil	EL
Medial humeral epicondil	EM
Ulnar stiloidin yaklaşık 4 cm proksimalinde önkolun ulnar tarafında	USProx
Radial stiloidin yaklaşık 3 cm proksimalinde önkolun radial tarafında	RSProx
Ulnar stiloidin dorsal tarafı	US
Radial stiloidin dorsal tarafı	RS
Anterior superior iliac spine uç noktası ²	ASI
Posterior superior iliac spine uç noktası ²	PSI
Serçe parmak MCP ²	Hand1
İşaret parmak MCP ²	Hand2
Orta parmak MCP ve el bileği orta noktası ²	Hand3

¹ Kalibrasyon işaretleyicisi. Dinamik çekimlerden önce çıkarılmıştır.

² ULKM'ye eklenen işaretleyiciler



Şekil 3.15 Yansıtıcı işaretleyici yerleşim noktaları

ULKM'ye Vicon ProCalc yazılımı aracılığı ile pelvis ve el üyeleri eklendi ve gerekli eklem açılarının hesaplanabilmesi için biyomekanik model geliştirildi.

Hareket yakalama verileri toplanırken dinamik kayıtlardan önce ULKM analiz modelinin her bir katılımcıya göre kalibre edilebilmesi için yansıtıcı işaretleyicilerin katılımcı üzerindeki statik pozisyonlarının kaydedilmesi gerekir. Kalibrasyon kayıt aşamaları aşağıda listelenmiştir.

- 1- Statik çekim: Katılımcı anatomik pozisyonda durmaktadır. Bu kayıt 2-3 saniye sürmektedir.
- 2- Range of Motion (ROM) çekimi: Bu çekim ile katılımcı üst vücut hareket aralığını yazılıma tanıtmaktadır. Katılımcı el bileği, dirsek, omuz eklemleri ile boyun ve belinde eklemlerinin izin verdiği serbestlik derecesinde fleksiyon-ekstansiyon, abdüksiyon-addüksiyon, iç-dış rotasyon hareketlerini yapmaktadır. Bu çekime anatomik pozisyonda başlanır ve yine anatomik

pozisyonda çekim bitirilir. İşaretleyicilerin otomatik olarak etiketlenebilmesi için bu çekim yapılmalıdır.

- 3- Circumduction çekimi: ULKM modelinde son kalibrasyon çekimidir. Glenohumeral eklem merkezinin belirlenebilmesi amacıyla bu çekim gerçekleştirilir. Katılımcı 30°'den fazla olmayan bir kol fleksiyonunda dirsek fleksiyonu yapmadan 20 saniye boyunca humeral sirkumdüksiyon hareketi yapar.

Kalibrasyon kayıtları sonrasında Tablo 3.3'de belirtilen kalibrasyon işaretleyicileri çıkarılır ve dinamik kayıtlara geçilir.

3.4. Test Prosedürü

Katılımcılara testler öncesinde ısınmaları için direnç lastikleri, barfiks barı, farklı kütlelerde ağırlıklar, parmak tahtası ekipmanları sağlandı ve katılımcılardan standart bir tırmanış antrenmanı öncesi yaptıkları şekilde bireysel ısınmalarını gerçekleştirmeleri istendi. Isınma sonrasında EMG elektrotları yerleştirildi ve kas sinyallerinde kaslar arası sinyal karışmasının minimum olduğu doğrulandı. EMG verilerinin normalize edilebilmesi için katılımcıların ilgili kaslarından maksimal izometrik kasılma verileri toplandı. Her bir kas için 6 saniye süren ve 1 dakika aralıklı 2 tekrarlı izometrik kasılma gerçekleştirildi. Katılımcıların kasılmanın ilk 3 saniyesinde maksimal efora çıkmaları ve sonraki 3 saniyede de bu eforu sürdürmeleri istendi. Her bir hareket değişiminde 1 dakika dinlenme verildi (36). MİK verileri tek bir kayıt olarak toplandı ve Noraxon MR3 yazılımına kaydedildi.

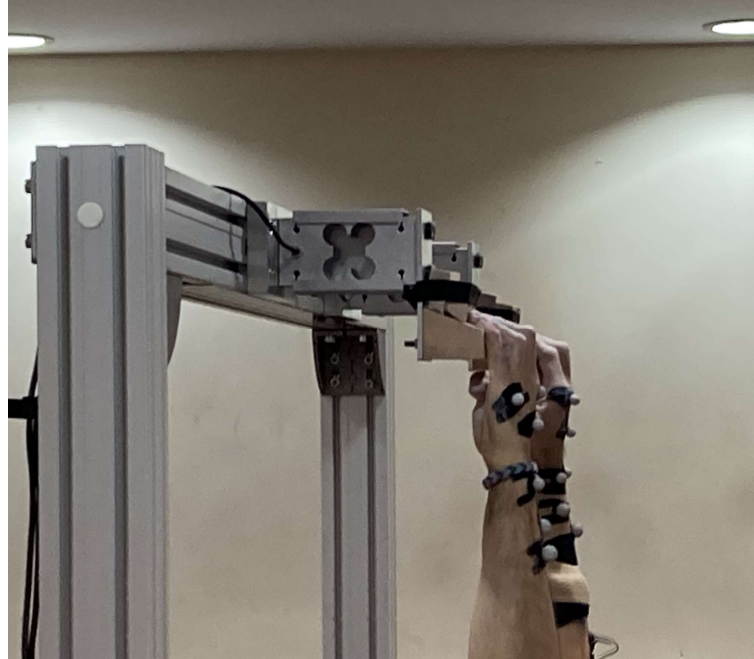
EMG MİK verilerinin toplanması sonrasında hareket yakalama sisteminin işaretleyicileri katılımcı üzerine yerleştirildi. ULKM'nin katılımcıların her biri için kalibre edilmesi amacıyla statik, ROM ve humeral circumduction çekimleri alındı. Katılımcılar soğumuş ise tekrar bir ısınma arası verildi ve sonrasında teste başlandı.

Testler 3 farklı tutamak derinliği (60 mm, 40 mm, 20 mm) ve 3 farklı tutamak eğiminde (0°, 20°, 30°) 2 tekrarlı barfiks hareketinden oluşmaktadır. Testler bu

tutamak durumları randomize edilerek 2 tekrarlı 9 set olarak yapıldı. Setler arasında yorgunluk oluşmasını engellemek amacıyla 2 dakika dinlenme arası verildi.

Katılımcılar her bir sete anatomik pozisyonda başladı. Araştırmacının komutu ile tutamakları tutup yaklaşık 2 saniye dirsek ekstansiyonu ile asıldı ve sonrasında kendi hızında ancak patlayıcı olmadan kontrollü şekilde kendini yukarı çekti. Katılımcıların çenesi tutamak hizasına geldiğinde barfiks çıkış evresi tamamlandı, katılımcılar beklemeden ve yine kontrollü bir şekilde barfiks iniş evresini gerçekleştirdi. İlk tekrardan sonra yine araştırmacının direktifiyle 2 saniyelik bir asılma gerçekleştirildi ve sonrasında araştırmacının komutuyla ikinci tekrar yapıldı. İkinci tekrarın sonunda tekrar 2 saniyelik bir asılma gerçekleştirildi ve sonrasında katılımcı yere indi. Katılımcı her seti anatomik pozisyonda bitirdi. Her bir set için veri toplama süreci yaklaşık 20 saniye sürdü.

Barfiks hareketi kontrollü bir şekilde yapıldı, patlayıcı çekişler ve kontrolsüz inişler olması durumunda tekrar edildi. Katılımcıların tutamakları açık veya yarı kapalı olarak tutması serbest bırakıldı ancak baş parmağın dahil olduğu tam kapalı tutuşa ya da baş parmak ile yandan destekli sıkma tutuşa izin verilmedi (Şekil 3.16).



Şekil 3.16 Geçerli tutuş örneği

3.5. Veri Analizi

Bu çalışmada barfiks hareketinin iki tekrarlı yapılmasının istenme sebebi olası ölçüm hatalarına ve diğer veri toplama cihazlarındaki aksaklıklara yönelik yedek bir veri bulundurma ihtiyacıdır. İki tekrar arasında verilen yaklaşık 2 saniyelik asılarak bekleme süresi bu iki tekrarın ardışık olmasını engellemekte ve hareketin gerilme-kasılma döngüsü ve vücut momentumundan faydalanılarak yapılmasını engellemektedir (15). Bu yöntem izlenerek her bir barfiks tekrarı bağımsız olarak değerlendirilebildi.

Barfiks hareketinin geçerli sayılabilmesi için kontrollü bir şekilde, patlayıcı olmadan, iniş evresinde kontrolü kaybetmeden ve tutuş sırasında başparmaklardan destek alınmadan gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Bu kriterleri tüm tutamak durumları için 11 katılımcı sağlarken, 2 katılımcı 30° 20 mm koşulu için bu kriterleri sağlayamadı. Bu tutamak koşulunun analizinde bu kişilerin verisi regresyon yöntemi ile tamamlandı. Bir katılımcı 2 tutamak koşulunda tek tekrar yapabildi ve bu tutamaklara ait verileri başarılı olan tek tekrarlarından alındı. İki tekrar gerçekleştirebilen katılımcıların verileri ise, eğer hareket ve EMG verilerinde eksiklik ve kopukluklar yok ise, ilk tekrarlarından alındı ve yorulma etkisi en aza indirilmeye çalışıldı.

3.5.1. Hareket Verileri Analizi

Hareket yakalama sisteminden elde edilen veriler Vicon Nexus 2.14 programında her bir katılımcı (1-4. maddeler) ve her bir dinamik çekim (5-9. maddeler) için aşağıda belirtilen adımlar izlenerek işlendi.

- 1- Her bir katılımcıya özel bir "özne" yaratıldı ve pelvis ve el üyelerinin de eklenmiş olduğu etiketleme şablonu "UpperLimb_PelvisHand.vst" özneye eklendi.
- 2- Statik çekim verileri "Reconstruct" komutu ile görsel hale getirildi ve işaretleyiciler manuel olarak etiketlendi. Sonrasında "Scale Subject VSK" ve "Scale Static Skeleton- Markers Only" komut dizisi çalıştırıldı.

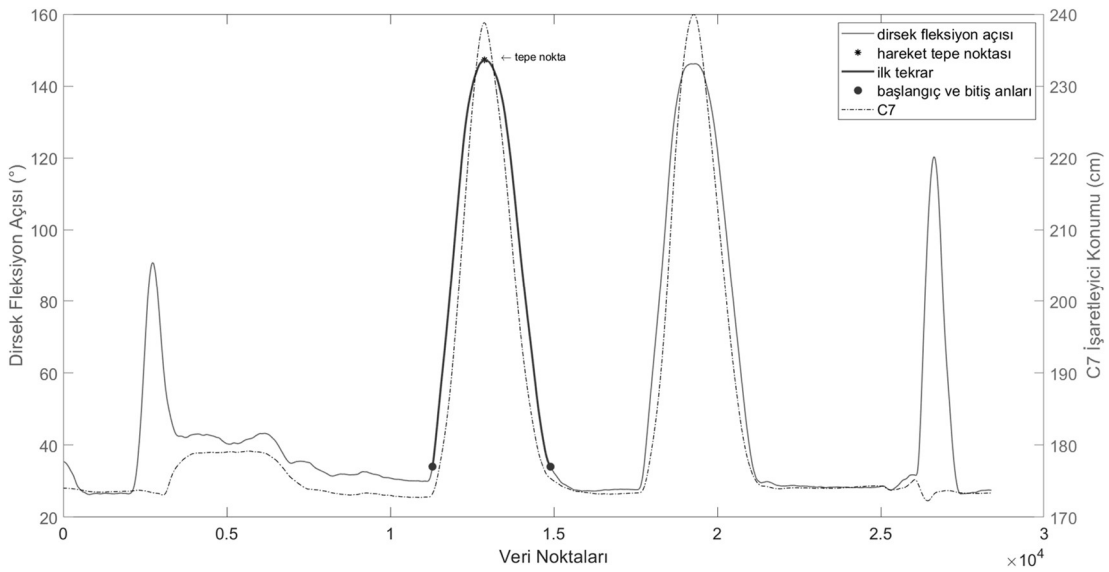
- 3- ROM çekimi *"Reconstruct and Label"* komutu ile görsel hale getirildi ve otomatik olarak etiketlendi. İşaretleyici karışmaları kontrol edildi, gerekli yerlerde manuel etiketleme yapılarak veri eksiklikleri giderildi. Sonrasında *"Functional Skeleton Calibration Pipeline"* komut dizisi çalıştırıldı.
- 4- Circumduction çekimi *"Reconstruct and Label"* komutu ile görsel hale getirildi ve otomatik olarak etiketlendi. İşaretleyicilerin kontrolü yapıldı. *"Upper Limb Kinematic Calibration Pipeline"* komut dizisi çalıştırıldı. Bu komut dizisi ULKM modeli ile beraber sağlanmaktadır.
- 5- Dinamik çekime ait veriler *"Reconstruct and Label"* komutu ile görsel hale getirildi ve otomatik olarak etiketlendi. İşaretleyici karışmaları kontrol edildi.
- 6- 10 kareye kadar olan işaretleyici veri kayıpları *"Fillgaps- Woltring"* komutu ile dolduruldu. Daha uzun veri kayıpları ise kontrol edilerek *"Pattern fill"* seçeneği ile dolduruldu.
- 7- Dinamik veriler 4. derece alçak geçirgen 6 Hz kesme frekanslı Butterworth filtreden geçirildi.
- 8- *"Upper Limb Kinematics Dynamic Pipeline"* komut dizisi her dinamik çekim için çalıştırıldı. Bu komut dizisi ULKM modeli ile beraber sağlanmaktadır.
- 9- *"Export ASCII"* komutu ile hareket verileri .csv formatında dışarı aktarıldı.

Barfiks hareketinde humerusun öncelikli hareketi abdüksiyon/addüksiyon olduğundan hareket analizinde Euler açıları olarak XZY rotasyon dizisi tercih edildi. Bununla beraber ULKM'de sunulan humerus lokal koordinat sistemi seçeneklerinden ilk opsiyon tercih edildi.

ULKM modeline ek olarak pelvis ve el üyeleri ProCalc yazılımında modele eklendi ve bu yeni üyelerin diğer üyeler ile ilişkisi tanımlanarak model çıktılarının hesabı yapıldı.

MATLAB programında okunan veriler interpolasyon yöntemi ile 1000 Hz örnekleme frekansına getirildi. Bu şekilde tüm veriler 1000 Hz frekans ile ifade edilmiş oldu. ProCalc ile hesaplanmış dirsek fleksiyon açıları okundu ve seçilen barfiks tekrarının çıkış ve iniş evreleri ile en tepe noktası dirsek açıları kullanılarak

hesaplandı. Çıkış evresinin başlangıç anı asılma evresindeki dirsek açısının %10 arttığı¹ an olarak belirlendi. Hareketin tepe noktası dirsek fleksiyon hareketinin en fazla olduğu nokta, yani dirsek fleksiyon açısının maksimum olduğu nokta olarak belirlendi. Tepe anı çıkış evresinin bitişi ve iniş evresinin başlangıcını belirtmektedir. İniş evresinin bitişi ise dirsek fleksiyon açısının çıkış evresi dirsek fleksiyon açısının altına düştüğü an olarak değerlendirildi. Şekil 3.17’de örnek barfiks evreleri incelenebilir.



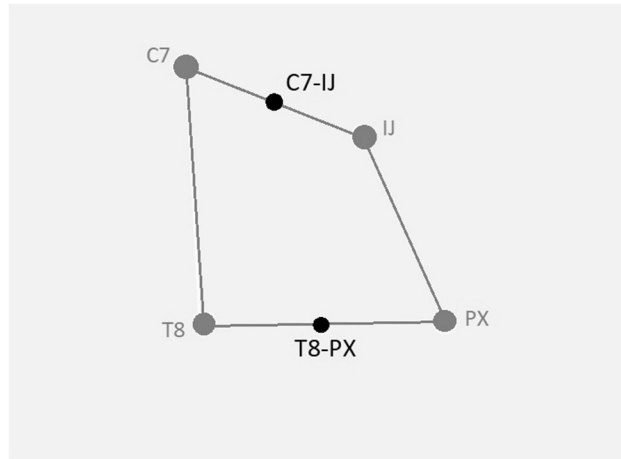
Şekil 3.17 Örnek barfiks tekrarı

Barfiks evreleri başlangıç ve bitiş noktaları olarak belirlenen veri noktaları veri toplama frekansına bölünerek barfiks evrelerine ait zamanlar bulundu. Her tutamak koşulunda her bir katılımcı için barfiks hareketinde çıkış süresi (t_a), iniş süresi (t_d) ve toplam süre (t_t) hesaplandı.

Barfiks hareketinin lineer kinematik analizinde ilk olarak gövdenin antero-posterior doğrultuda ve dikey doğrultudaki hareketleri incelendi. Gövdenin antero-posterior doğrultuda izlediği yörünge C7 ile IJ işaretleyicileri orta noktaları (C7-IJ) ve T8 ile PX işaretleyicileri orta noktaları (T8-PX) için ayrı ayrı analiz edildi (Şekil 3.18). Belirlenen bu noktaların x ekseninde izlediği yörüngeler antero-posterior salınımları

¹ ProCalc yazılımında dirsek fleksiyon açıları humerus ve önkol arasındaki açının bütünleyeni olarak ifade edilmiştir.

ifade etmektedir. Belirtilen noktaların x doğrultusundaki konum verilerinin maksimum ve minimum değerleri arasındaki fark ise gövdenin antero-posterior hareket genlikleri olarak değerlendirildi. Gövdenin dikey hareketi ise C7-IJ ve T8-PX noktalarının z doğrultusundaki konum verilerinden elde edildi. Benzer şekilde, C7-IJ verilerinin maksimum ve minimum değerleri arasındaki fark hareketin dikey genliği olarak belirlendi.



Şekil 3.18 C7-IJ ve T8-PX noktaları

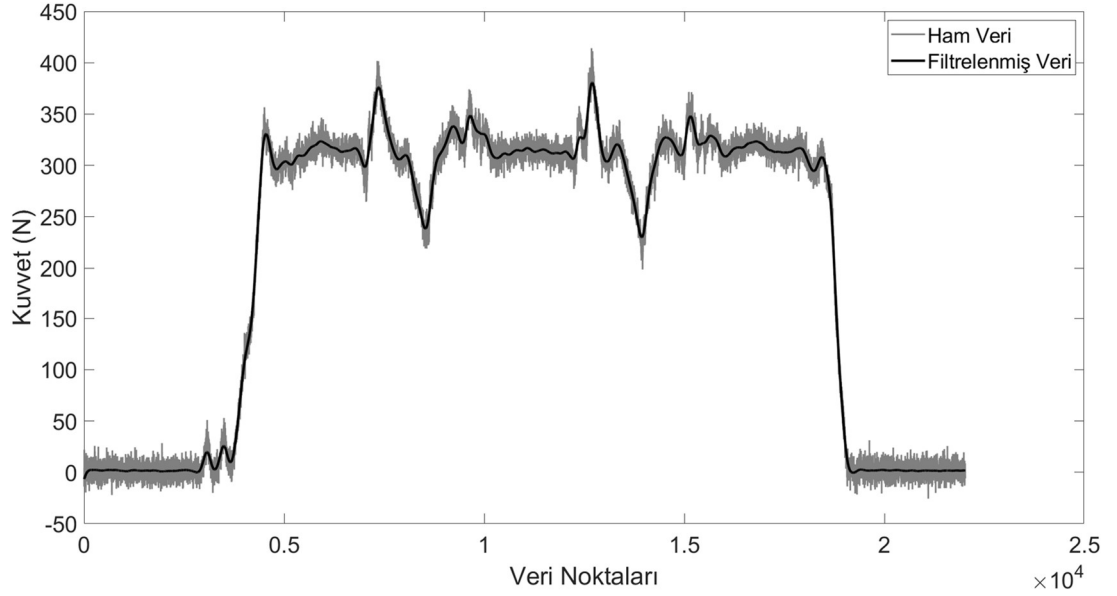
Hareketin lineer kinematik analizinde katılımcıların dikey hareket hızları da incelenen parametrelerdendir. Dikey hız analizinde C7-IJ noktasının z doğrultusundaki hızı kullanıldı. Bu nokta barfiks hareketi sırasında açıl hızın en az olduğu ve diğer vücut üyelerinin hareketlerinden en az etkilenen nokta olduğundan tercih edildi. Elde edilen hız verileri ile hareketin çıkış ve iniş evrelerindeki maksimum hızlar belirlendi.

Sağ ve sol dirseklerin fleksiyon açıları normalize edildi. Bu veriler kullanılarak katılımcıların her tutamak koşulundaki seçilen barfiks tekrarına ait bilateral asimetri indeksleri (BAİ) bulundu. BAİ bulunurken literatürdeki tavsiyeler (29, 43) izlenerek Formül 3.1 kullanıldı. Bu formüle göre pozitif BAİ değeri sağ uzva doğru bir asimetri, negatif BAİ değeri ise sol uzva doğru bir asimetri belirtmektedir.

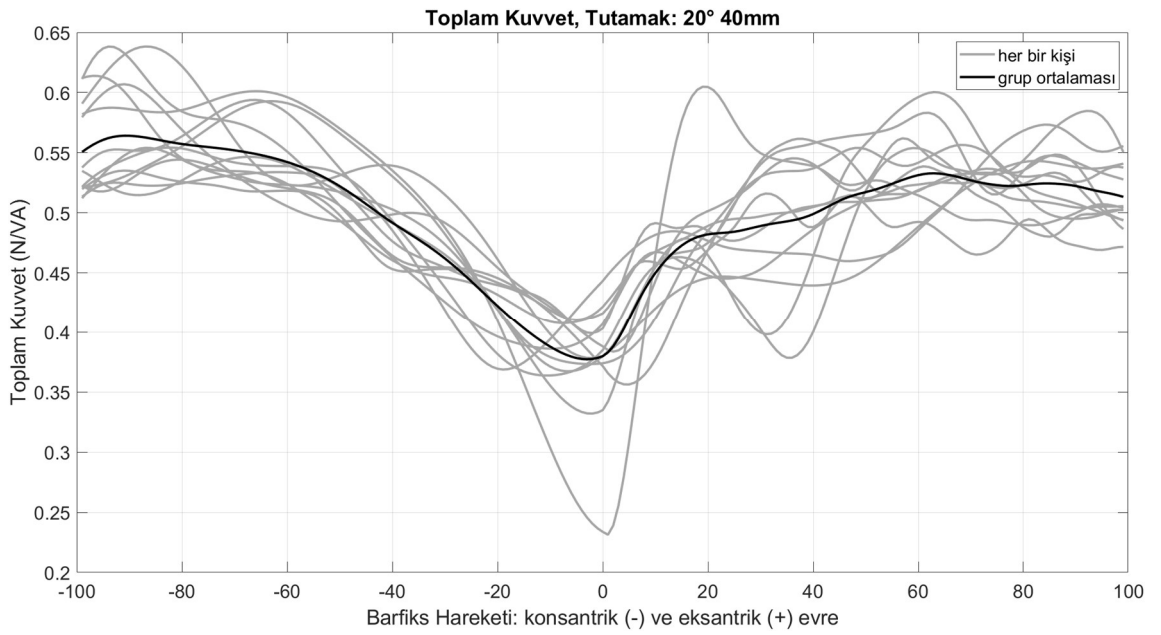
$$BAI(\%) = \frac{\text{sağ dirsek açısı} - \text{sol dirsek açısı}}{\max(\text{sağ dirsek açısı}, \text{sol dirsek açısı})} * 100 \quad (3.1)$$

3.5.2. Kuvvet Verileri Analizi

Kuvvet verisi analizi MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, Amerika Birleşik Devletleri) programında gerçekleştirildi. Nexus (2.14) yazılımından .csv formatında dışa aktarılan kuvvet verileri MATLAB programı ile okundu ve önceden belirlenen kalibrasyon katsayıları (sağ 50.8 ve sol 70.2) ile çarpılarak mili volt biriminden kilogram-force (kgF) birimine dönüştürüldü. Sonrasında kgF birimindeki veriler yerçekimi ivmesi ($9.81 m/s^2$) ile çarpılarak N birimindeki kuvvet verileri elde edildi ve alçak geçirgen gecikmesiz Butterworth sayısal filtre (4. derece, 3 Hz kesme frekansı) ile filtrelendi. 7. katılımcının 20° 40 mm tutamak koşulunda sol eline ait kalibre edilmiş ham kuvvet verisi ve filtrelenmiş kuvvet verisi Şekil 3.19'da örnek olarak verilmiştir. Her bir katılımcı ve tutamak şekli için yük hücrelerine kuvvet uygulanmadığı sıradaki (verilerin yaklaşık ilk 2 saniyelik kısmı) ofset değeri belirlendi ve kuvvet verilerinden bu değer çıkarılarak kuvvet verisinin darası alındı. Her tutamağın ağırlığı farklı olduğundan kuvvet verilerinin darası alınırken bu yöntem izlendi. Yukarıdaki aşamalardan sonra, her bir kişi ve tutamak koşulunda, hareket verileri ile belirlenen barfiks başlangıç, tepe ve bitiş anları kullanılarak kuvvet verilerinden ilgili tekrara ait olan veriler alındı. Her iki ele ait kuvvet verilerinin toplanması ile toplam uygulanan kuvvet değeri bulundu. Kuvvet verileri öncelikle katılımcıların vücut ağırlıkları ile normalize edildi. Ardından ağırlık ile normalize edilmiş kuvvet verilerine zaman normalizasyonu uygulandı ve her bir veri hareketin konsantrik ve eksantrik evrelerinin gerçekleşme yüzdesine göre yeniden örneklendirildi. Filtrelenmiş, normalize edilmiş ilgili hareket tekrarlarına ait verilere örnek olarak tüm katılımcıların 20° 40 mm tutamak koşulunda uyguladıkları toplam kuvvetler Şekil 3.20'de verilmiştir.



Şekil 3.19 Ham kuvvet verisi ve filtrelenmiş kuvvet verisi



Şekil 3.20 Filtrelenmiş normalize edilmiş ilgili barfiks tekrarına ait toplam kuvvet

Normalize edilen kuvvet verileri kullanılarak katılımcıların her tutamak koşulundaki seçilen barfiks tekrarına ait bilateral asimetri indeksleri (BAİ) bulundu. BAİ bulunurken literatürdeki tavsiyeler (29, 43) izlenerek Formül 3.2. kullanıldı. Bu formüle göre pozitif BAİ değeri sağ uzva doğru bir asimetri, negatif BAİ değeri ise sol uzva doğru bir asimetri belirtmektedir.

$$BAI(\%) = \frac{\text{sağ el kuvveti} - \text{so el kuvveti}}{\text{toplam kuvvet}} * 100 \quad (3.2.)$$

Asimetri verileri değerlendirilirken çalışma grubuna özgü asimetri eşik değeri belirlenmesi önerilmiştir (28, 29). Bu çalışmada her bir tutamak koşulu için çalışma grubunun tamamına ait üst ve alt asimetri eşik değerleri belirlendi. Literatürdeki öneriler (28) izlenerek Formül 3.3. ve Formül 3.4. kullanıldı.

$$\text{Alt Eşik Değeri (\%)} = \text{Grup } BAI_{ort} + (0.2 * \text{Grup } BAI_{std}) \quad (3.3.)$$

$$\text{Üst Eşik Değeri (\%)} = \text{Grup } BAI_{ort} + (1.0 * \text{Grup } BAI_{std}) \quad (3.4.)$$

Sağ ve sol el kuvvetleri ve toplam kuvvet verilerinin minimum değeri ile çıkış ve iniş evrelerindeki maksimum değerleri bulundu. BAİ için de benzer şekilde çıkış ve iniş evrelerine ait maksimum değerler bulundu.

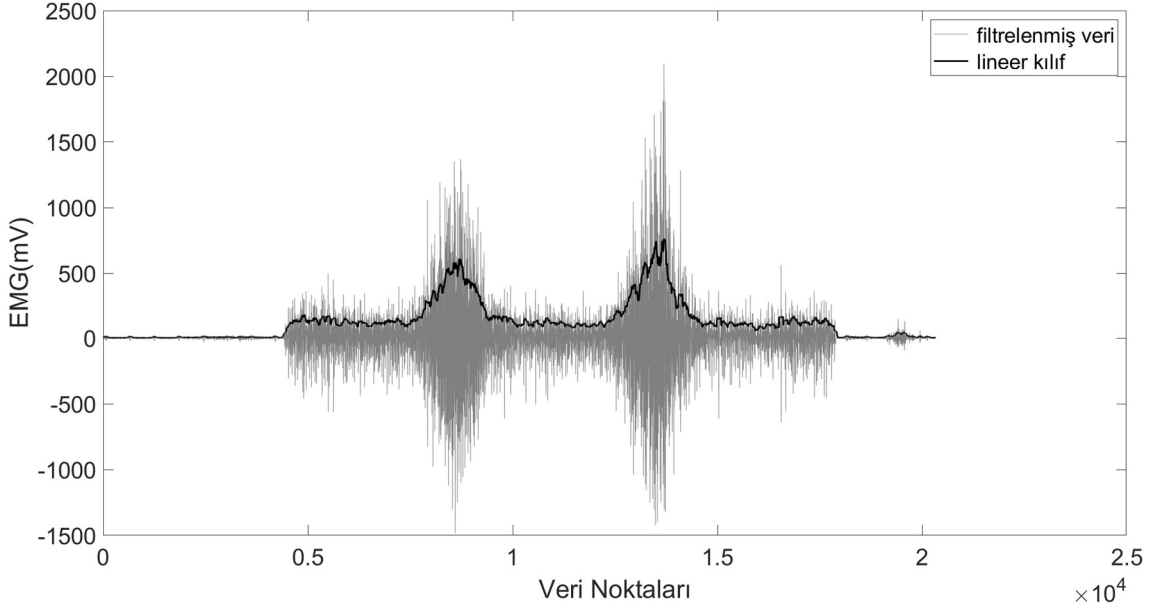
3.5.3. EMG Verileri Analizi

EMG verileri NORAXON MR3 ile 20 Hz-500 Hz arası bant geçirgen filtre ile toplandı ve bu nedenle EMG verilerine ilave bir filtre uygulanmadı. Noraxon MR3 yazılımından .csv formatında dışarı alınan veriler MATLAB programında okundu. 2000 Hz örnekleme frekansı ile toplanmış olan EMG verileri down-sampling yöntemiyle 1000 Hz örnekleme frekansına getirildi. Bu şekilde tüm veriler 1000 Hz frekans ile ifade edilmiş oldu.

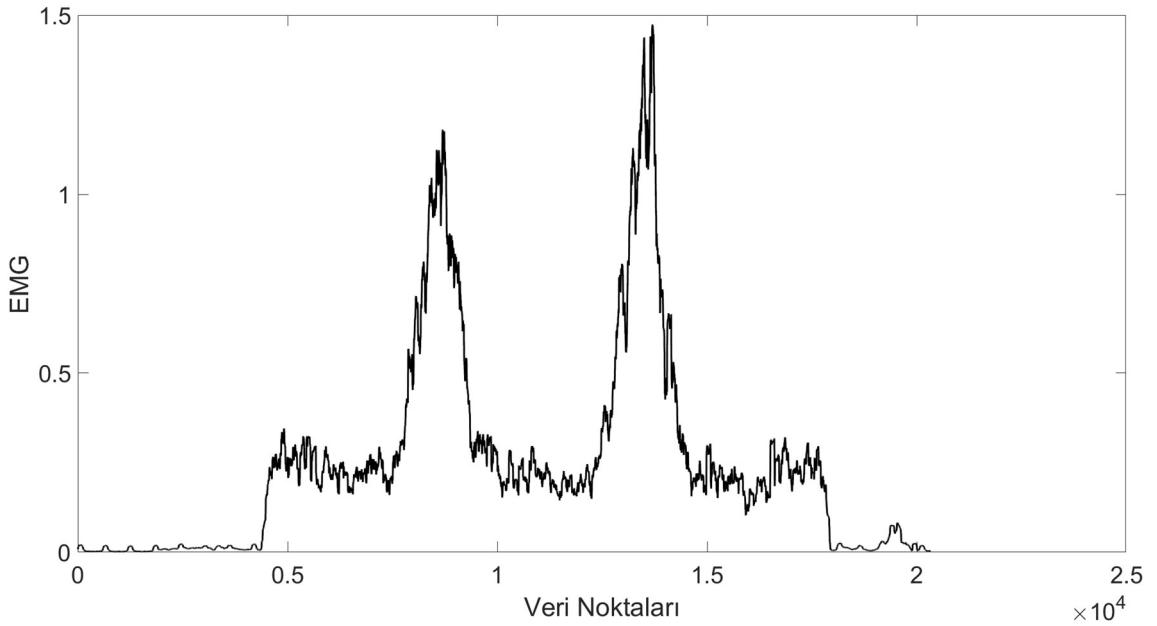
EMG MİK verileri 100 noktalı (100 ms) pencereler ile RMS (root mean square) yöntemiyle yumuşatıldı, sonrasında 500 noktalı (500 ms) pencere ile kayan ortalaması bulundu (36). Kayan ortalamasının oluşturduğu verilerin maksimum değeri ilgili kasa ait MİK değeri olarak belirlendi.

Barfiks hareketine ait EMG verileri 100 noktalı (100 ms) kayan pencereler ile RMS yöntemiyle yumuşatıldı ve EMG lineer kılıfı elde edildi. Sonrasında bu veriler her kas için MİK değerleri kullanılarak normalize edildi. 2. katılımcının 20° 60 mm tutamak koşulunda LD kasına ait filtrelenmiş EMG verisi ve EMG lineer kılıfı Şekil 3.21' de örnek olarak verilmiştir. Aynı EMG verisinin MİK ile normalize edilmiş hali

ise Şekil 3.22’de örneklendirilmiştir. MİK ile normalize edilmiş verilere zaman normalizasyonu uygulandı ve her bir veri hareketin konsantrik ve eksantrik evrelerinin gerçekleşme yüzdesine göre yeniden örneklendirildi.



Şekil 3.21 Filtrelenmiş LD EMG verisi ve EMG lineer kılıfı



Şekil 3.22 MİK ile normalize LD EMG verisi

Normalize edilen verilerin bir barfiks tekrarındaki ortalama ve maksimum değerleri hesaplandı. FDS, FDP ve EDC kasları barfiks hareketi boyunca izometrik olarak kasıldığından bu kasların verilerinin öncelikle 100 noktalı (100 ms) pencerelerde ortalama değeri bulundu ve sonrasında bu ortalama değerin

maksimum olduğu nokta maksimum aktivasyon değeri olarak kabul edildi. BB, TB, LD ve LTrap kasları ise barfiks hareketinde dinamik kasılmalar yaptığından bu kaslara ait maksimum aktivasyon değerleri maksimum nokta etrafındaki 50 noktalı (50 ms) pencerenin ortalaması olarak kabul edildi.

3.5.4. İstatistik

İstatistik analizinde kesintili analizler açık kaynak JASP (Jeffrey's Amazing Statistics Program, JASP Team, 2017) yazılımı ile, kesintisiz (sürekli) analizler ise MATLAB programında açık kaynak kodlu analiz programı olan "spm1d" (<https://spm1d.org/>) (44) ile yapıldı. Tüm istatistiksel veri analizinde iki faktörlü (3x3) tekrarlı ölçümlerde ANOVA metodu kullanıldı. Tutamak açısı ve tutamak derinliği incelenen 2 faktörü oluşturmaktadır. Bu iki faktörün ve birbirleri ile etkileşimlerinin katılımcılar içi desende hareket lineer kinematiği (zaman, konum, genlik, hız), EMG, kuvvet ve BAİ üzerindeki etkileri incelendi. İstatistik analizlerinde filtrelenmiş ve normalize edilmiş veriler kullanıldı.

Tekrarlı ölçümlerde ANOVA metodunda gruptaki katılımcıların her birinin her faktör ve seviyede verisi bulunmalıdır. Aksi durumda eksik verisi olan katılımcıların analizlerden tamamen çıkarılması gerekmektedir. Bu durumu önlemek amacıyla iki katılımcının 30° 20 mm tutuş koşulundaki eksik verileri 0° 20 mm koşulundaki veriler kullanılarak regresyon ile tahmin edildi. Bu tahminlerde regresyon her tutuş koşulu ile denendi, ortalama hatalar kontrol edildi ve en düşük hatayı sağlayan tutuş koşulu olan 0° 20 mm koşulu tercih edildi.

JASP ile yapılan analizlerde verilerin normalliği Shapiro-Wilk testi ile kontrol edildi. Veriler Mauchly testi kullanılarak küresellik koşulu için test edildi. Küresellik koşulunun sağlanmadığı durumlarda Greenhouse – Geisser düzeltmesinden elde edilen sonuçlar kullanıldı. Testlerde alpha (α) düzeyi 0.05 olarak belirlendi ve $p \leq 0.05$ koşulu anlamlı olarak, $p \leq 0.001$ durumu ise son derece anlamlı olarak değerlendirildi. Ana testte anlamlı bir etki görüldüğünde Bonferroni post-hoc testi yapılarak ortaya çıkan farklılıkların hangi koşuldan kaynaklandığı değerlendirildi.

Kesintisiz veri analizlerinde kullanılan spm1d programı hala geliştirilmekte olup bazı analiz yöntemlerinde sonuçlar yorumlanırken dikkat edilmesi gerekmektedir. Kesintisiz veri analizlerinde kullanılan iki faktörlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA yöntemi için bu program henüz küresellik koşulu ihlali düzeltmelerini yapmamaktadır. Bu nedenle spm1d geliştiricileri α (0.05) değerine yakın sonuçlarda özellikle dikkatli olunması gerektiği uyarısını yapmaktadır. Nitekim, SPM analizleri sonucunda $0.04 \leq p \leq 0.05$ durumlarında p anlamlı bir etkiye işaret ediyor olsa da verilerin bu p değerlerinin yer aldığı zaman aralıkları incelendiğinde aslında anlamlı bir ilişki olmadığı gözlemlendi. Bu nedenle SPM analizlerinde $p \leq 0.04$ koşulunu sağlayan p değerleri dikkate alındı ve tartışıldı. SPM analizinde $p \leq 0.05$ durumlarının tamamı ise EK-6'da sunulmuştur.

Kesintisiz verilere SPM analizinden sonra Bonferroni post-hoc testleri bağımlı örneklem t-testi yöntemi ile uygulandı. Bu testler için de spm1d programı kullanıldı. Program geliştiricileri spm1d'nin post-hoc prosedürlerinin henüz tamamlanmadığını ve bu nedenle post-hoc analizlerinin gerçeği yansıtmayabileceğini belirtmişlerdir. Bu nedenle post-hoc analiz sonuçlarına ihtiyatla yaklaşılması gerektiğini ifade etmişlerdir. Bu tez çalışmasında da post-hoc analizleri yapılmasına karşın doğruluğu kontrol edilerek tartışılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Hareket Verisi Bulguları

4.1.1. Tutamak Değişimi ile Lineer Kinematik Özelliklerin Değişimi

İncelenen lineer kinematik özelliklerden ilki hareket süreleridir. Bir barfiks tekrarında çıkış ve iniş süreleri, toplam süre ve çıkış süresinin toplam süreye oranı bu analizler için belirlenen parametrelerdir. Bu parametrelere ait her tutamaktaki ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1'de sunulmuştur.

Tutamak açısı (TA) ve tutamak derinliğinin (TD) bu parametreler üzerindeki etkisi 2 yönlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA yöntemi ile test edilmiştir. 20° 20 mm tutamağına ait iniş süresi verileri dışında tüm veriler Shapiro-Wilk testine göre normal dağılım göstermiştir. Çıkış süresi haricinde diğer parametrelere ait veriler tutamak açısı ve tutamak derinliği etkileşimi (TAxTD) analizinde küresellik varsayımını karşılayamamış ve bu verilerde Greenhouse-Geisser düzeltmeleri kullanılmıştır. Çıkış süresi üzerinde TA ($F(2,24) = 6.109$, $p = 0.007$, $\omega^2 = 0.065$), TD ($F(2,24) = 4.855$, $p = 0.017$, $\omega^2 = 0.044$) ve TAxTD'nin ($F(4,48) = 2.570$, $p = 0.050$, $\omega^2 = 0.019$) anlamlı bir etkisi görülmüştür. Tutamak eğim açısı arttıkça veya tutamak derinliği azaldıkça çıkış süresi artma eğilimindedir. İniş süresi ve toplam süre üzerinde ise TA ($F(2,24) = 4.037$, $p = 0.031$, $\omega^2 = 0.071$; $F(2,24) = 6.276$, $p = 0.006$, $\omega^2 = 0.086$) ve TD'nin ($F(2,24) = 14.066$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.072$; $F(2,24) = 12.815$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.060$) anlamlı etkisi görülmüştür. Tutamak eğim açısı arttıkça veya tutamak derinliği azaldıkça bu değerlerin arttığı gözlenmiştir. Çıkış süresinin toplam süreye oranı ise ana testte TD'den ($F(2,24) = 4.070$, $p = 0.030$, $\omega^2 = 0.071$) etkileniyor olarak belirlenmiştir. Ancak post-hoc test ile kontrol edildiğinde bu parametrenin TD'den etkilenmediği görülmüştür (bkz. Tablo 4.4). Bu istatistik bulgular Tablo 4.1'de özetlenmiştir.

Tablo 4.1 Tutamak Değişimi ile Hareketin Kinematik Özelliklerinin Değişimi-1

		Tutamak Açısı 0° ^a			Tutamak Açısı 20° ^a			Tutamak Açısı 30°		
		20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm
1	Barfiks çıkış süresi (s) ^{b c d}	1.40 ± 0.31	1.38 ± 0.26	1.24 ± 0.20	1.39 ± 0.29	1.27 ± 0.22	1.32 ± 0.24	1.62 ± 0.41	1.39 ± 0.23	1.45 ± 0.37
2	Barfiks iniş süresi (s) ^{b c}	2.05 ± 0.55	2.06 ± 0.66	1.67 ± 0.56	2.28 ± 1.02	1.96 ± 0.54	1.68 ± 0.44	2.23 ± 0.67	2.48 ± 1.01	2.29 ± 0.68
3	Barfiks toplam süre (s) ^{b c}	3.45 ± 0.80	3.44 ± 0.78	2.92 ± 0.73	3.66 ± 1.17	3.24 ± 0.61	3.01 ± 0.63	3.84 ± 1.01	3.87 ± 1.12	3.74 ± 0.90
4	Çıkış süresi / toplam süre (%)	41 ± 5	41 ± 7	43 ± 5	39 ± 7	40 ± 7	44 ± 5	43 ± 5	38 ± 7	39 ± 7

^a 30° eğimden istatistiksel olarak farklı

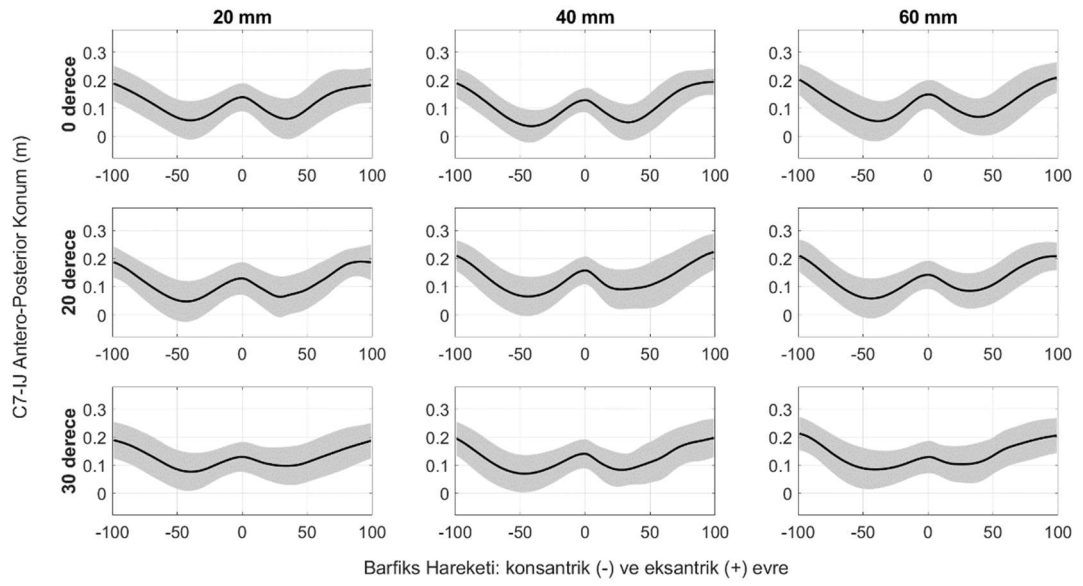
^b Tutamak açısının istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

^c Tutamak derinliğinin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

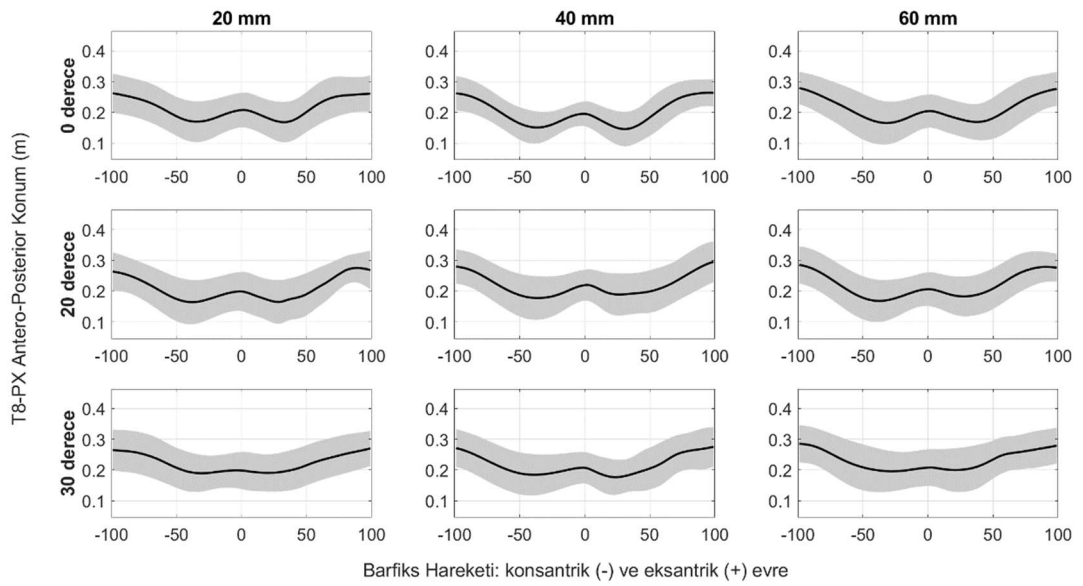
^d Tutamak açısı ve tutamak derinliği etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

Analizlerde araştırılan diğer parametreler ise barfiks hareketi süresince gövdenin antero-posterior ve dikey hareketleridir. Antero-posterior hareketler C7-IJ (Şekil 4.1) ve T8-PX (Şekil 4.2) için ayrı ayrı incelenmiştir. Bu şekillerde görülebileceği üzere tutamak eğim açısı arttıkça antero-posterior hareket aralığı daralmıştır.

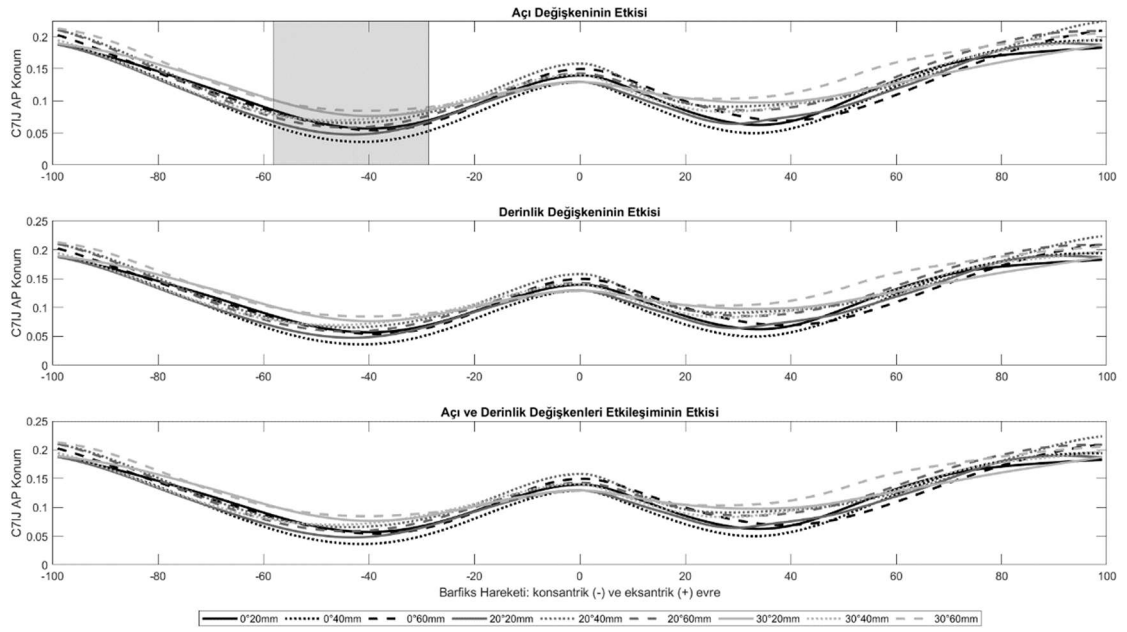
TA, TD ve TAxD'nin bu parametrelere etkisi iki yönlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA yöntemi ile SPM kullanılarak test edilmiştir. C7-IJ'nin antero-posterior hareketinde yalnızca TA'nın ($p = 0.011$) anlamlı etkisi hareketin çıkış evresinin yaklaşık %40-%70 aralığında görülmüştür (Şekil 4.3). T8-PX'in antero-posterior hareketinde de benzer şekilde TA'nın etkisi ($p = 0.010$) çıkış evresinin %40-%70 aralığında görülmüştür (Şekil 4.4). Belirtilen aralıklarda tutamak eğimi arttıkça C7-IJ ve T8-PX noktalarının AP hareket yörüngeleri sagittal düzlemde daha dar bir yörüngeyi takip etmektedir, bir başka deyişle AP hareket genliği azalmaktadır.



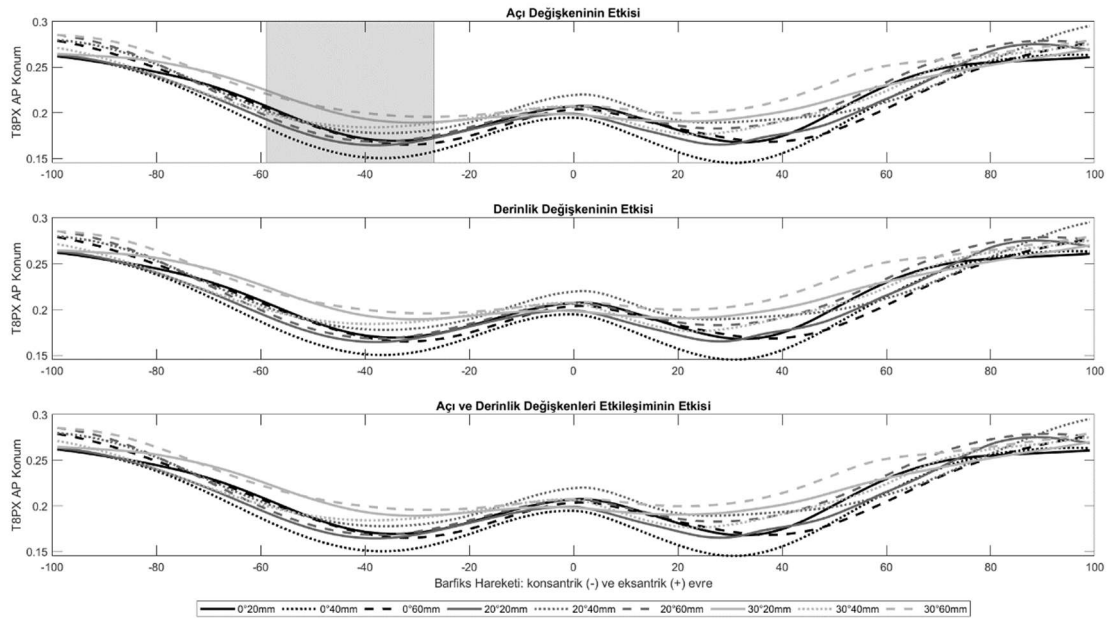
Şekil 4.1 C7-IJ noktasının tutamaklara göre AP hareketi (ortalama ve ss)



Şekil 4.2 T8-PX noktasının tutamaklara göre AP hareketi (ortalama ve ss)



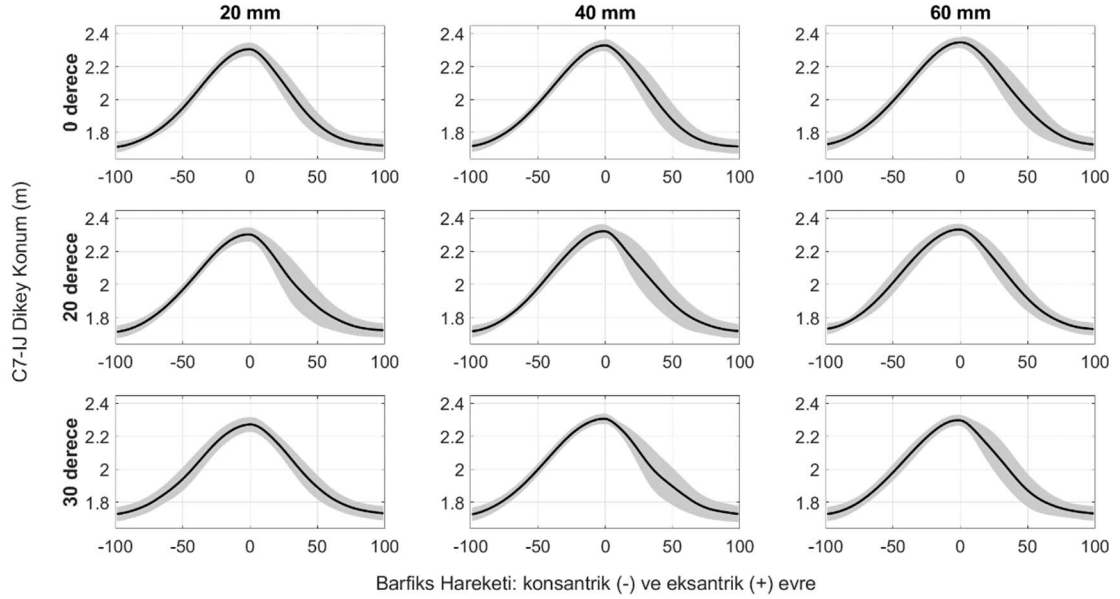
Şekil 4.3 C7-IJ antero-posterior salinımı SPM analizi



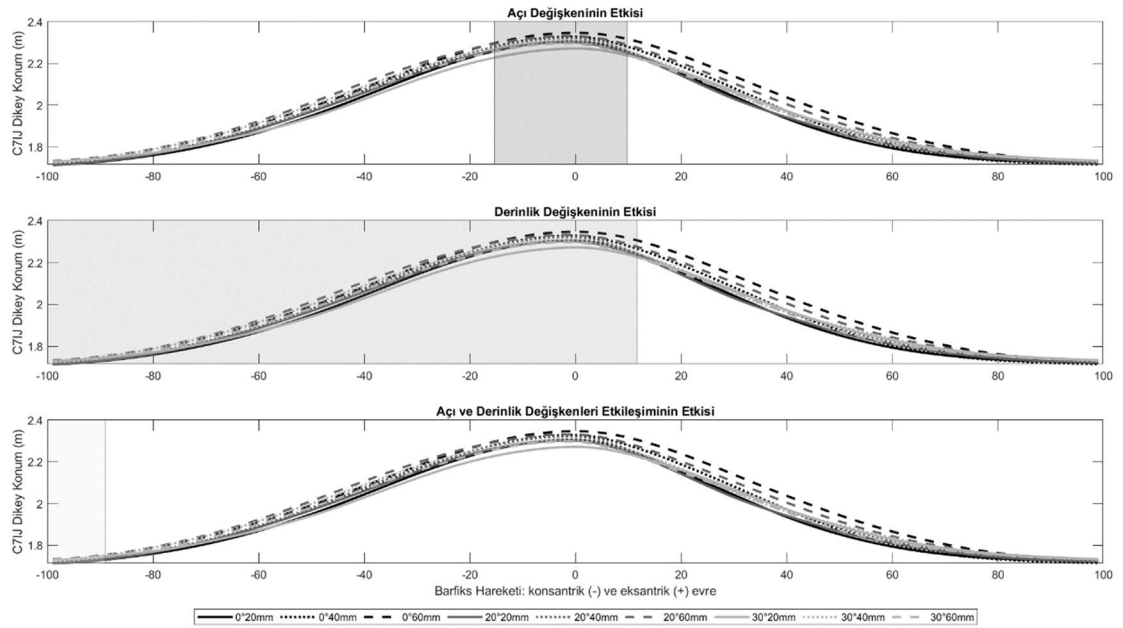
Şekil 4.4 T8-PX antero-posterior salinımı SPM analizi

Şekil 4.5’de her tutamak için değişimi sunulan C7-IJ’nin dikey hareketinin SPM analizinde TA ($p = 0.012$), TD ($p < 0.001$) ve TAxD’nin ($p = 0.038$) etkileri görülmüştür. TA’nın etkisi hareketin çıkış evresi sonundaki yaklaşık %15’lik bölümünden başlayarak inişin ilk %10’luk evresine kadar belirgindir. Tutamak açısı

artıkça hareketin tepe noktasında ulaşılan maksimum dikey konum azalmaktadır. TD'nin etkisi ise hareketin çıkış evresinin tamamında, tepe noktasında ve yine inişin ilk %12'lik bölümünde anlamlı boyuttur. Tutamak derinliği artıkça C7-IJ noktasının izlediği dikey konum değerleri de artmaktadır. TA_xTD'nin etkisi ise çıkış evresinin başında sadece ilk %10'luk süreçte görülmüştür (Şekil 4.6).

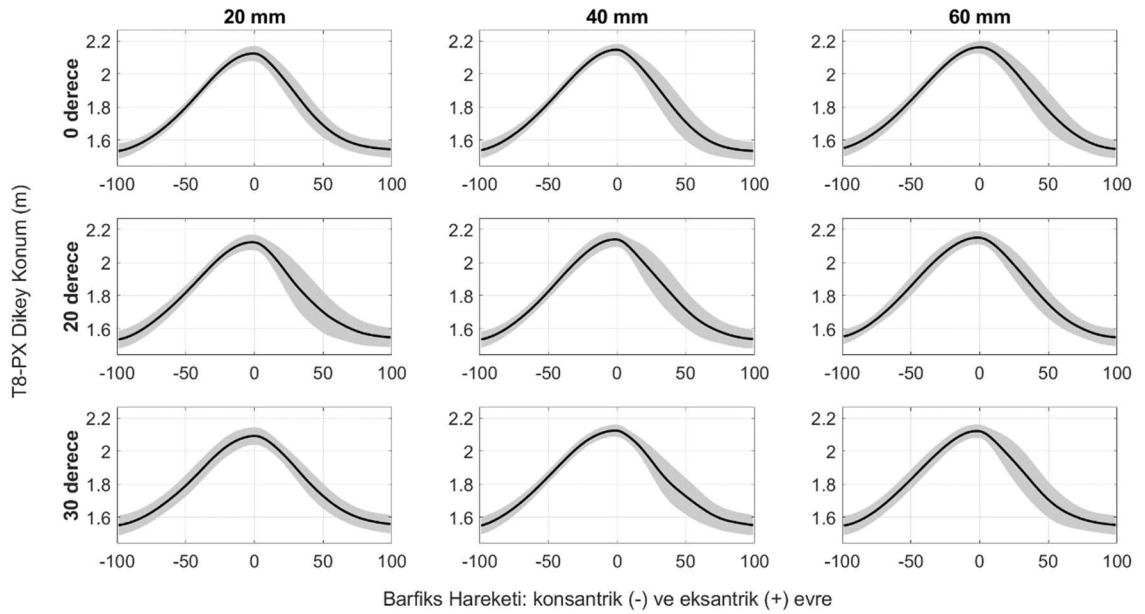


Şekil 4.5 C7-IJ noktasının tutamaklara göre dikey hareketi (ortalama ve ss)

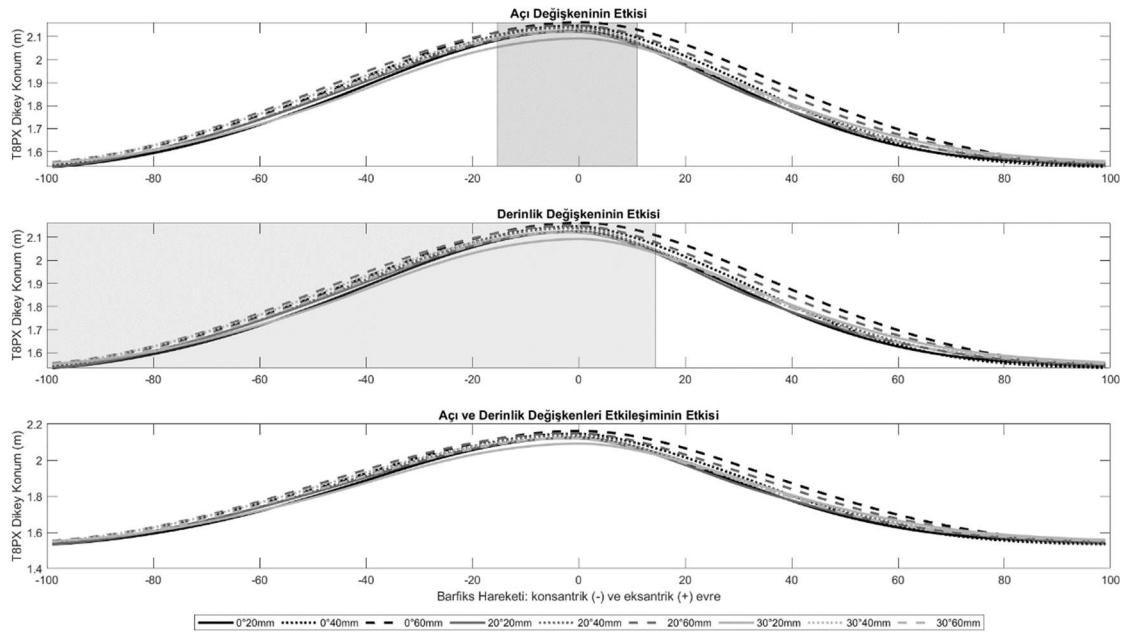


Şekil 4.6 C7-IJ dikey konumu SPM analizi

Her bir tutamak için T8-PX dikey hareketi verileri Şekil 4.7’de görselleştirilmiştir. Bu verilerin SPM analizi sonucunda TA ($p = 0.0.17$) ve TD’nin ($p < 0.001$) anlamlı etkileri olduğu ancak TAxD’nin anlamlı etkisi olmadığı gözlenmiştir. Bu etkiler TA için hareketin çıkış evresi sonuyla inişin ilk bölümlerinde (-%18’den %12’ye) görülmüştür. TD için ise çıkış evresinin tamamında ve inişin ilk %12’lik bölümlerinde anlamlı etkiler görülmüştür (Şekil 4.8). C7-IJ noktasına benzer olarak tutamak açısı arttıkça hareketin tepe noktasında ulaşılan maksimum dikey konum azalmakta, tutamak derinliği arttıkça T8-PX noktasının izlediği dikey konum değerleri de artmaktadır.



Şekil 4.7 T8-PX noktasının tutamaklara göre dikey hareketi (ortalama ve ss)



Şekil 4.8 T8-PX dikey konumu SPM analizi

C7-IJ ve T8-PX noktalarının antero-posterior konum verileri kullanılarak harekete ait maksimum ve minimum antero-posterior genlik değerleri bulunmuştur. Bu iki veri de Shapiro-Wilk testine göre normal dağılım göstermiştir. C7-IJ ve T8-PX antero-posterior genlik ifadeleri üzerinde TA ($F(2,24) = 10.450$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.071$; $F(2,24) = 10.961$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.068$) ve TD'nin ($F(2,24) = 11.051$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.037$; $F(1.312,15.740) = 13.280$, $p = 0.001$, $\omega^2 = 0.031$) anlamlı etkisinin olduğu analizler sonucunda görülmüştür. Bu sonuçlar post-hoc testleri ile de desteklenmektedir (Tablo 4.4). Tutamak eğimi arttıkça hareketin AP genliği C7-IJ ve T8-PX noktaları için azalmaktadır. Tutamak derinliği artışıyla beraber ise AP genlik artmaktadır.

Hareketin dikey genliği ise C7-IJ noktasının dikey konum verilerinden elde edilmiş ve dikey genliğin maksimum ve minimum değerleri istatistiksel analiz edilmiştir. Dikey genlik verisi Shapiro-Wilk testine göre normal dağılım göstermiştir. Bu parametre üzerinde TA ($F(2,24) = 26.578$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.126$) ve TD'nin ($F(2,24) = 17.075$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.048$) son derece anlamlı etkisi olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar post-hoc testleri ile de desteklenmektedir (Tablo 4.4). Tutamak eğiminin artışıyla C7-IJ noktasının dikey genliği azalmaktadır. Tutamak derinliğindeki artış ise dikey genlik değerlerinde artış ile sonuçlanmaktadır.

Genlik verilerine ait ortalama ve standart sapma değerleri ile istatistiksel bulgular Tablo 4.2’de sunulmuştur.

Tablo 4.2 Tutamak Değişimi ile Hareketin Kinematik Özelliklerinin Değişimi-2

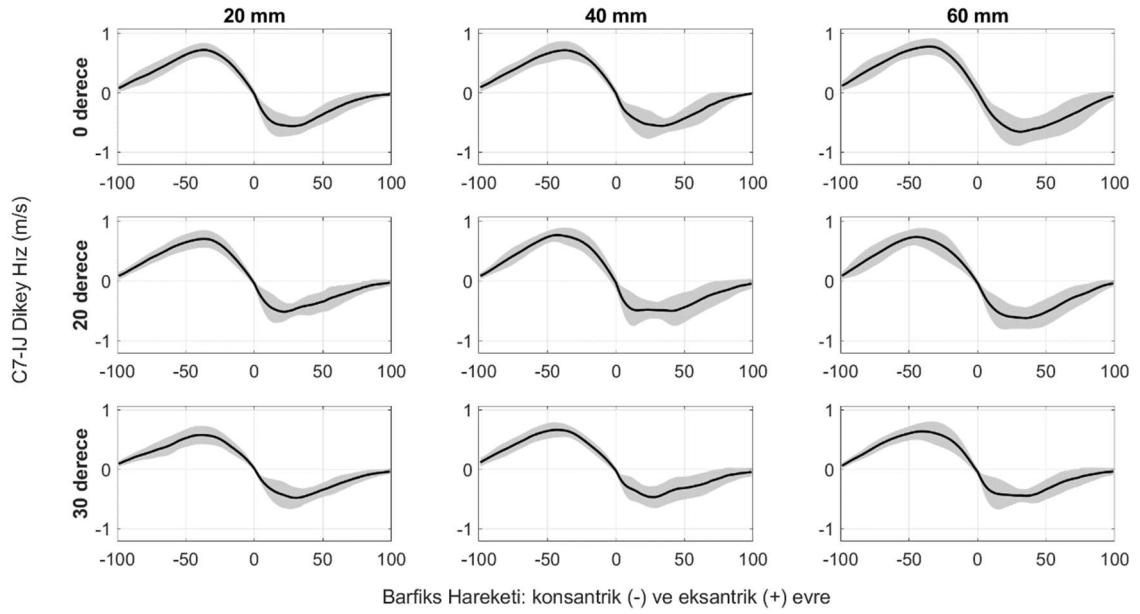
		Tutamak Açısı 0° ^a			Tutamak Açısı 20° ^a			Tutamak Açısı 30°		
		20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm
5	Yatay genlik (C7-IJ) (m) ^{b c}	0.16 ±	0.19 ±	0.19 ±	0.17 ±	0.18 ±	0.18 ±	0.13 ±	0.16 ±	0.15 ±
		0.05	0.06	0.05	0.05	0.05	0.05	0.04	0.04	0.05
6	Yatay genlik (T8-PX) (m) ^{b c}	0.14 ±	0.16 ±	0.15 ±	0.14 ±	0.15 ±	0.15 ±	0.11 ±	0.14 ±	0.12 ±
		0.04	0.05	0.05	0.05	0.06	0.05	0.04	0.05	0.04
7	Dikey genlik (C7-IJ) (m) ^{b c}	0.59 ±	0.62 ±	0.63 ±	0.59 ±	0.61 ±	0.60 ±	0.55 ±	0.58 ±	0.57 ±
		0.05	0.05	0.06	0.05	0.05	0.06	0.06	0.06	0.05 ^d

^a 30° eğimden istatistiksel olarak farklı

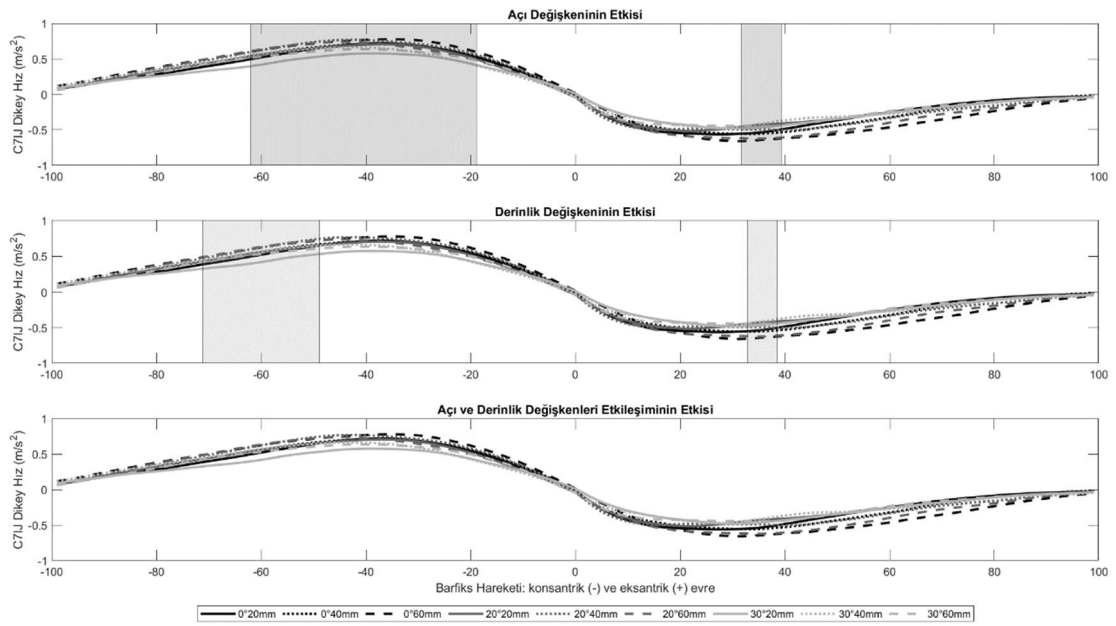
^b Tutamak açısının istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

^c Tutamak derinliğinin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

Lineer kinematik analizlerinde incelenen bir diğer parametre ise dikey hız olmuştur. Harekete ait dikey hız C7-IJ noktasının dikey hızı olarak değerlendirilmiştir. Her tutamak için dikey hız verileri Şekil 4.9’da sunulmuştur. SPM analizi sonucunda TA ($p < 0.001$, $p = 0.030$) ve TD’nin ($p = 0.001$, $p = 0.038$) dikey hız üzerinde anlamlı bir etkisi olduğu gözlenmiştir. TA’nın etkisi hareketin çıkış evresinin %40 ile %80’i arasında ve iniş evresinin %30 ile %40’ı arasında anlamlı düzeydedir. Tutamak eğim açısının artışı ile çıkış ve iniş evrelerinin belirtilen aralıklarında C7-IJ noktasının dikey hız değerleri azalmaktadır. TD’nin etkisi ise çıkış evresinin %30 ile %50’si arasında ve iniş evresinin %30 ile %40’ı arasında anlamlı düzeydedir (Şekil 4.10). Tutamak derinliğinin artışı ile C7-IJ noktasının dikey hız değerleri çıkış ve iniş evrelerinin belirtilen aralıklarında artmaktadır.



Şekil 4.9 C7-IJ noktasının tutamaklara göre dikey hızı (ortalama ve ss)

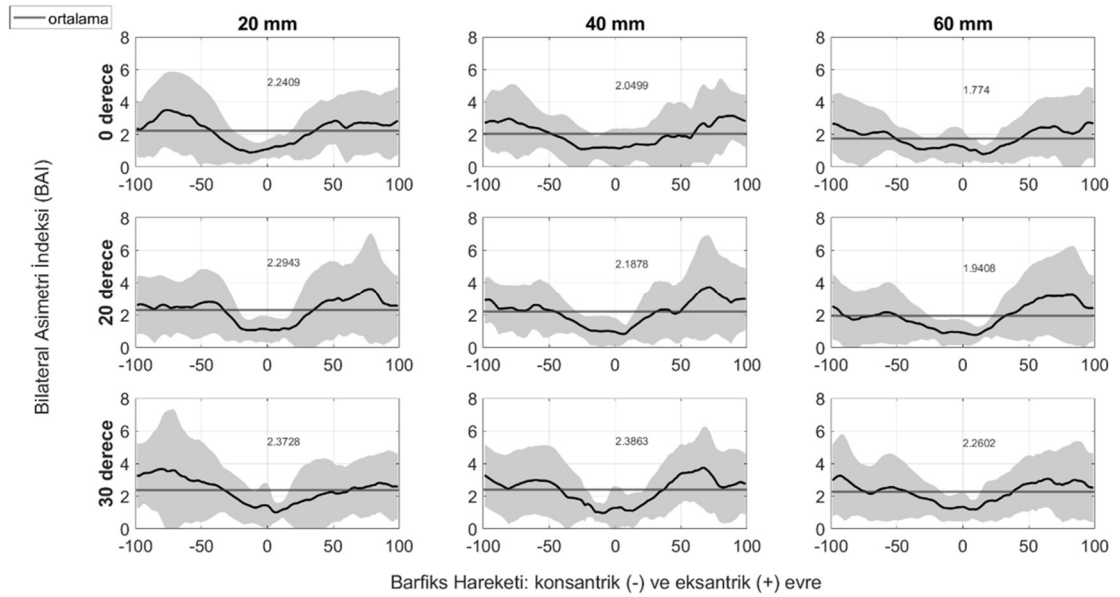


Şekil 4.10 C7-IJ dikey hızı SPM analizi

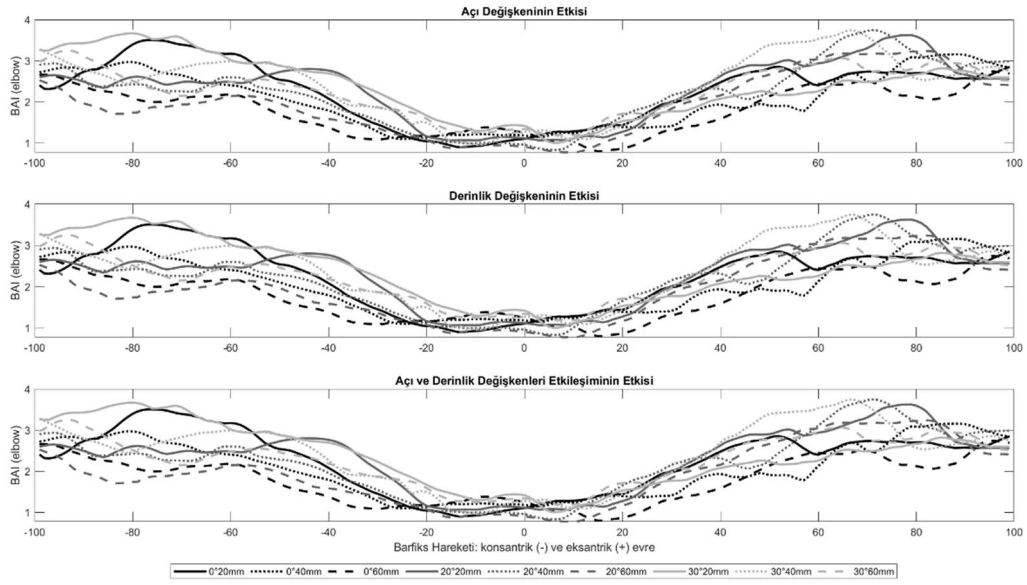
C7-IJ noktasının dikey hız verilerinden elde edilen maksimum çıkış ve maksimum iniş hızları lineer kinematik analizlerin bir sonraki parametresidir. Bu iki parametre de Shapiro-Wilk testine göre normal dağılım göstermiştir. Maksimum çıkış ve iniş hızları üzerinde TA ($F(2,24) = 10.656$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.138$; $F(2,24) = 14.421$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.125$) ve TD'nin ($F(2,24) = 7.840$, $p = 0.002$, $\omega^2 = 0.048$; $F(2,24) = 8.433$, $p = 0.002$, $\omega^2 = 0.050$) anlamlı etkisi olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar post-hoc

testleri ile de desteklenmektedir (Tablo 4.4). Tutamak eğim açısının artışı ile birlikte maksimum çıkış hızı ve maksimum iniş hızları azalmıştır. Tutamak derinliği artışı ile çıkış hızı ve maksimum iniş hızları artmıştır. Maksimum hız verilerine ait ortalama ve standart sapma değerleri ile istatistiksel bulgular Tablo 4.3'te sunulmuştur.

Lineer kinematik analizde incelenen son parametre ise sağ ve sol dirsek fleksiyon açıları kullanılarak hesaplanan BAİ olmuştur. Her tutamak koşuluna ait BAİ değerleri Şekil 4.11'de sunulmuştur. SPM analizi sonucunda bu BAİ değerinin tutamak açısı ve tutamak derinliğinden etkilenmediği görülmüştür (Şekil 4.12).



Şekil 4.11 Bilateral Asimetri İndeksi (BAİ)-hareket (ortalama, ss ve eşik değerler)



Şekil 4.12 Bilateral Asimetri İndeksi (BAİ)-hareket SPM analizi

Tablo 4.3 Tutamak Değişimi ile Hareketin Kinematik Özelliklerinin Değişimi-3

	Tutamak Açısı 0° ^a			Tutamak Açısı 20° ^a			Tutamak Açısı 30°			
	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm	
8	Maksimum çıkış hızı (C7-IJ) (m/s) ^{b c}	0.73 ± 0.12	0.73 ± 0.15	0.80 ± 0.15	0.72 ± 0.15	0.80 ± 0.14	0.79 ± 0.15	0.60 ± 0.15	0.68 ± 0.13	0.66 ± 0.17
9	Maksimum iniş hızı (C7-IJ) (m/s) ^{b c}	0.66 ± 0.16	0.69 ± 0.18	0.80 ± 0.25	0.62 ± 0.15	0.73 ± 0.21	0.74 ± 0.22	0.53 ± 0.20	0.57 ± 0.19	0.58 ± 0.19

^a 30° eğimden istatistiksel olarak farklı

^b Tutamak açısının istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

^c Tutamak derinliğinin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

Tablo 4.4 Kinematik Post-Hoc Analiz Sonuçları*

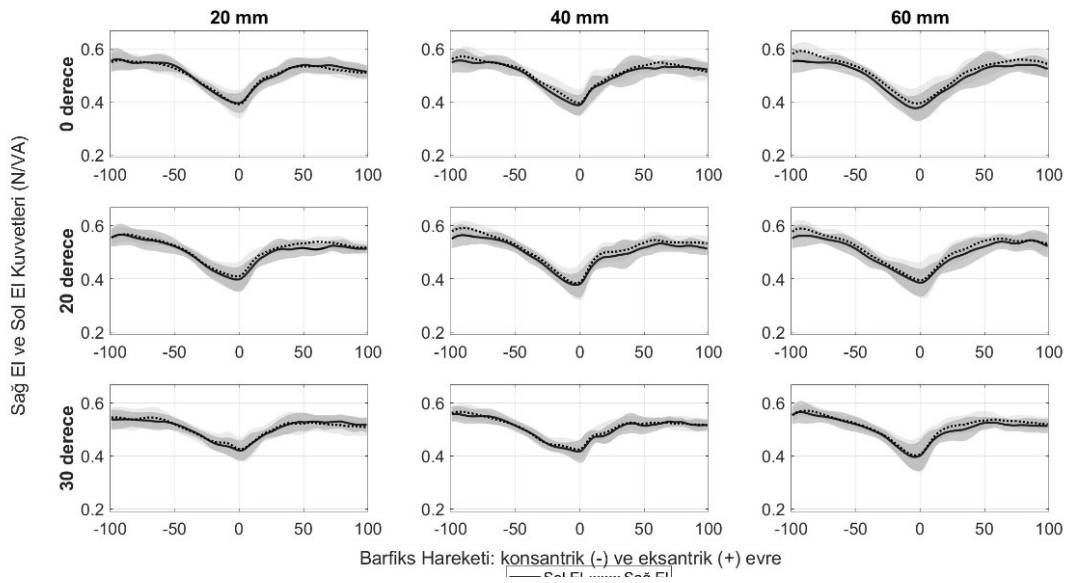
	20 mm 0°	40 mm 0°	60 mm 0°	20 mm 20°	40 mm 20°	60 mm 20°	20 mm 30°	40 mm 30°	60 mm 30°
20 mm 0°									
40 mm 0°									
60 mm 0°	7								
20 mm 20°			7, 9						
40 mm 20°									
60 mm 20°									
20 mm 30°	7, 8	5, 6, 7, 8, 9	1, 3, 5, 6, 7, 8, 9	1, 5, 7	1, 5, 6, 7, 8, 9	1, 3, 5, 6, 7, 8, 9			
40 mm 30°		7	2, 3, 7, 9		9	2, 3, 9	1, 7		
60 mm 30°		5, 6, 7	6, 7, 8, 9		7, 8	7			

* 1: Barfiks çıkış süresi, 2: Barfiks iniş süresi, 3: Barfiks toplam süre, 4: Çıkış süresi/toplam süre, 5: Yatay genlik (C7-IJ), 6: Yatay genlik (T8-PX), 7: Dikey genlik (C7-IJ), 8: Maksimum çıkış hızı (C7-IJ), 9: Maksimum iniş hızı (C7-IJ)

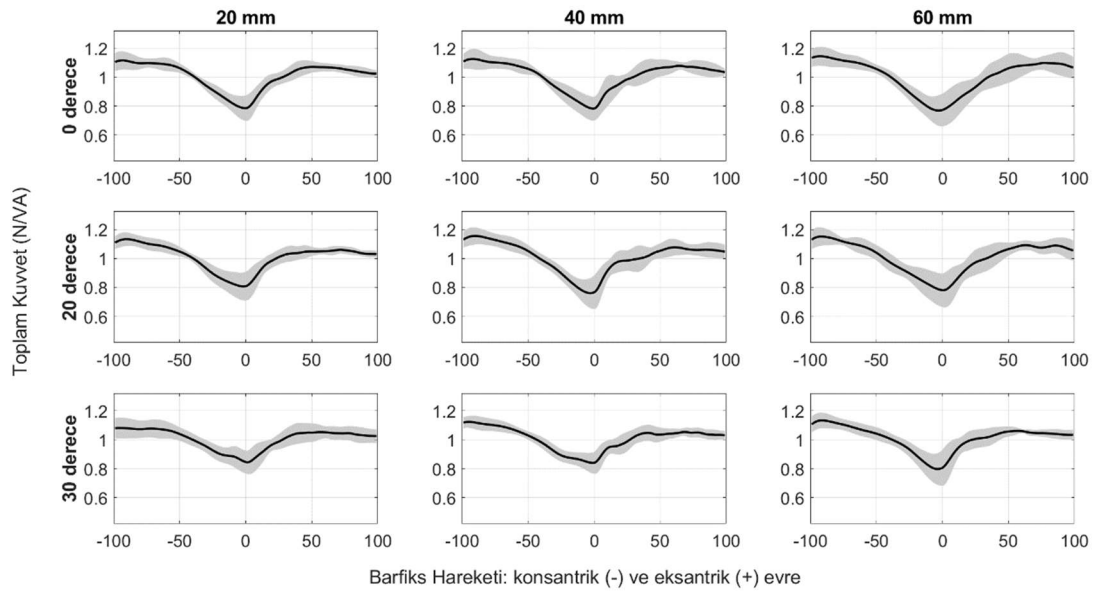
4.2. Kuvvet Verisi Bulguları

4.2.1. Tutamak Değişimi ile Sağ ve Sol Eller Kuvvet Değişimi ve Hareket Asimetrisi

Sağ ve sol ellerden ölçülen kuvvet değerleri her bir tutamak koşulu için Şekil 4.13'de sunulmuştur. Sağ el ve sol el tarafından uygulanan kuvvetlerin hareket süresince aynı değerde olmadığı görülmüştür. Toplam kuvvet ölçümü ise her bir tutamak koşulu için Şekil 4.14'de verilmiştir. Şekil 4.13 ve Şekil 4.14'de görüleceği üzere barfiks hareketinin çıkış evresinin başında uygulanan kuvvet maksimum değerdedir. Hareketin tepe noktasında ise uygulanan kuvvet minimum değerdedir. İniş evresinde ise uygulanan kuvvet tekrar artmakta, neredeyse çıkış kuvvetine yakın bir seviyeye gelmektedir.

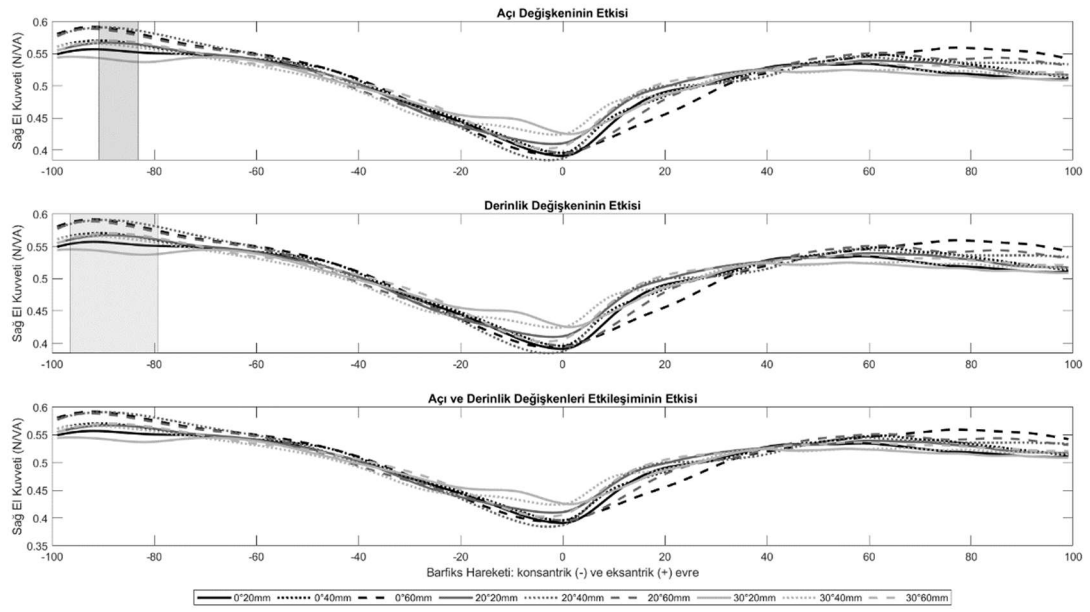


Şekil 4.13 Sağ ve sol el kuvvet ölçümleri (ortalama ve ss)

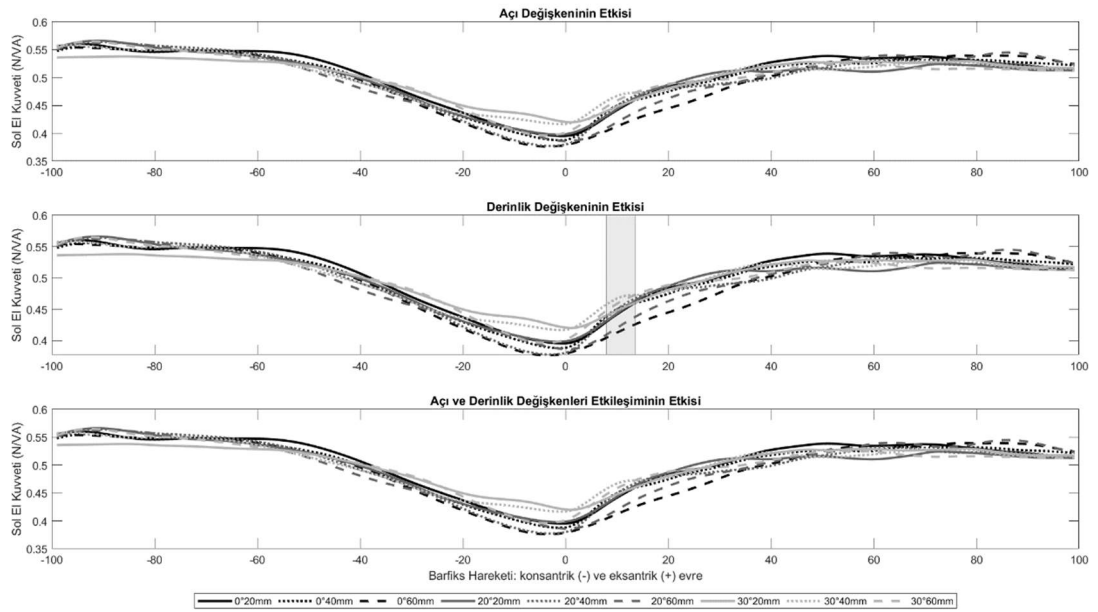


Şekil 4.14 Toplam kuvvet ölçümü (ortalama ve ss)

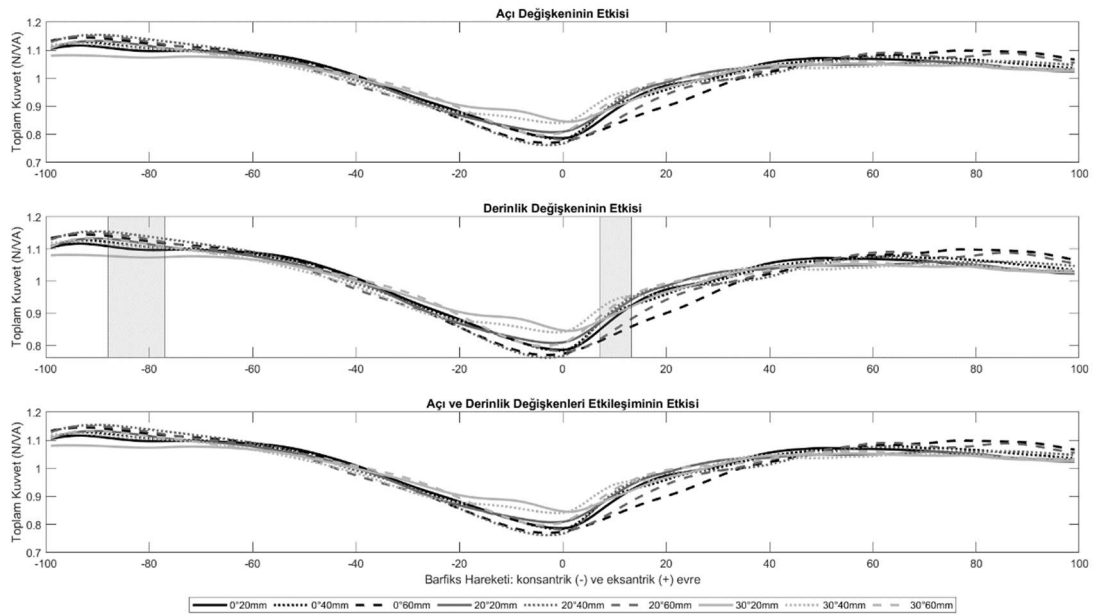
Sağ el, sol el ve toplam kuvvet verileri SPM analizi Şekil 4.15, Şekil 4.16 ve Şekil 4.17’de sunulmuştur. Sağ el ile uygulanan kuvvet TA ($p = 0.023$) ve TD’den ($p = 0.001$) çıkış evresinin ilk bölümlerinde (sırasıyla %10-%15 ve %5-%20 aralıkları) anlamlı düzeyde etkilenmektedir. Tutamak eğim açısı artışı sağ el kuvvetinde düşüşe neden olmakta, tutamak derinliği artışı ise sağ el kuvvetinde artış ile sonuçlanmaktadır. Sol el ile uygulanan kuvvet ise yalnızca iniş evresinin başında %8-%12’lik bölümlerinde TD’den ($p = 0.032$) etkilenmektedir. Derinliği fazla tutamalarda sol el kuvvetinin belirtilen aralıktaki değeri daha düşük olmaktadır. Toplam kuvvet ise çıkış ve iniş evrelerinin başında (sırasıyla %12-%21 ve %8-%12) yalnızca TD’den ($p = 0.028$) anlamlı düzeyde etkilenmektedir. Derinliği fazla olan tutamalarda çıkış evresinin başında uygulanan toplam kuvvet daha fazladır. İniş evresinde ise bu tutamaktaki toplam kuvvet değerleri daha düşüktür.



Şekil 4.15 Sağ el kuvveti SPM analizi



Şekil 4.16 Sol el kuvveti SPM analizi



Şekil 4.17 Toplam kuvvet SPM analizi

Sağ ve sol el kuvvetleri ile toplam kuvvetin çıkış ve iniş evrelerindeki maksimum değerleri Tablo 4.5' de sunulmuştur. Tüm hareketteki minimum kuvvet değerleri kesintili analiz sonuçları ise Tablo 4.6'da sunulmuştur.

Sol ele ait iniş ve çıkış evrelerindeki maksimum kuvvet verileri Shapiro-Wilk testine göre normal dağılımlıdır. Kesintili istatistiksel analizler sonucunda, ölçülen sol el kuvveti maksimum değerinin çıkış evresinde TD ($F(2,24) = 4.053$, $p = 0.030$, $\omega^2 = 0.013$) ile TAxD'den ($F(4,48) = 2.923$, $p = 0.030$, $\omega^2 = 0.019$) anlamlı seviyede etkilendiği görülmüştür. Post-hoc testi sol el maksimum çıkış kuvvetinin $30^\circ 20$ mm koşulu ile $20^\circ 60$ mm ve $30^\circ 60$ mm koşulları arasında değişkenlik gösterdiğini belirtmektedir. Tutamak derinliği arttıkça bu kuvvet değeri de artmaktadır. İniş evresinde ise maksimal kuvvetin yalnızca TA'dan ($F(2,24) = 7.376$, $p = 0.003$, $\omega^2 = 0.095$) anlamlı seviyede etkilendiği sonucu alınmıştır. Tutamak açısı artışı ile sol el maksimum iniş kuvveti azalmaktadır.

Sağ ele ait iniş ve çıkış evrelerindeki maksimum kuvvet verileri Shapiro-Wilk testine göre normal dağılımlıdır. Kesintili istatistiksel analizler sonucunda, ölçülen sağ el kuvveti maksimum değerinin çıkış ve iniş evrelerinde TA ($F(2,24) = 10.076$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.119$; $F(2,24) = 8.809$, $p = 0.001$, $\omega^2 = 0.118$) ve TD'den ($F(1.358,16.293)$

= 9.884, $p = 0.004$, $\omega^2 = 0.145$; $F(2,24) = 22.209$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.214$) son derece anlamlı seviyelerde etkilendiği görülmüştür. Tutamak eğim açısı arttıkça sağ el maksimum iniş ve çıkış kuvvet değerlerinin azaldığı görülmüştür. Tutamak derinliği artışı ise bu kuvvetlerin artışına neden olmuştur.

Toplam kuvvete ait çıkış evresi verileri Shapiro-Wilk testine göre 20° 60 mm koşulu dışında normal dağılımlı, iniş evresi verileri ise 0° 60 mm koşulu dışında normal dağılımlıdır. Kesintili istatistiksel analizler sonucunda, toplam kuvvetin maksimum değerinin çıkış ve iniş evrelerinde TA ($F(2,24) = 7.565$, $p = 0.003$, $\omega^2 = 0.074$; $F(2,24) = 11.829$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.160$) ve TD ($F(1.346,16.152) = 7.669$, $p = 0.003$, $\omega^2 = 0.068$; $F(2,24) = 11.780$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.148$) faktörlerinden anlamlı ve son derece anlamlı seviyede etkilendiği görülmüştür. . Tutamak eğim açısı arttıkça toplam maksimum iniş ve çıkış kuvvet değerlerinin azaldığı görülmüştür. Tutamak derinliği artışı ise bu kuvvetlerin artışına neden olmuştur.

Sol el ve toplam kuvvet verilerinin minimum değerleri 20° 40 mm ve 20° 60 mm koşulları dışında Shapiro-Wilk testine göre normal dağılımlıdır. Sağ el kuvvet verileri minimum değerleri ise 20° 20 mm, 20° 40 mm ve 20° 60 mm koşulları dışında Shapiro-Wilk testine göre normal dağılımlıdır. Sol ve sağ el minimum kuvvetleri ile toplam minimum kuvvet verileri TA'dan ($F(1.302,15.620) = 8.049$, $p = 0.008$, $\omega^2 = 0.116$; $F(2,24) = 4.552$, $p = 0.021$, $\omega^2 = 0.050$; $F(1.349,16.193) = 6.293$, $p = 0.016$, $\omega^2 = 0.079$) anlamlı seviyede etkilenmektedir. Tutamak eğim açısı arttıkça minimum kuvvet değerleri artmaktadır. Ek olarak sol el kuvveti ve toplam kuvvet TD ($F(2,24) = 5.607$, $p = 0.010$, $\omega^2 = 0.068$; $F(2,24) = 3.932$, $p = 0.033$, $\omega^2 = 0.034$;) faktöründen de anlamlı seviyede etkilenmektedir. Tutamak derinliği arttıkça minimum kuvvet değerleri de azalmaktadır.

Her bir tutamak koşuluna ait mutlak BAİ değerleri ile her tutamağa ait alt ve üst BAİ eşik değerleri Şekil 4.18'da sunulmuştur. Katılımcıların ortalama BAİ'leri her tutamak koşulunda alt asimetri eşiğini aşmıştır. Üst asimetri eşiği ise 0° 40 mm, 30° 20 mm ve 30° 60 mm koşullarında aşılmıştır.

Tablo 4.5 Tutamak Değişimi ile Ölçülen Maksimum Kuvvet Değerleri Değişimi

Maksimum Kuvvetler (N/VA)	Tutamak Açısı 0°			Tutamak Açısı 20°			Tutamak Açısı 30°		
	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm
Sol el çıkış ^{a b}	0.58 ± 0.03	0.58 ± 0.04	0.58 ± 0.03	0.58 ± 0.04	0.58 ± 0.04	0.58 ± 0.04	0.55 ± 0.03	0.57 ± 0.03	0.58 ± 0.04
Sol el iniş ^c	0.56 ± 0.03	0.57 ± 0.04	0.57 ± 0.03	0.55 ± 0.03	0.56 ± 0.02	0.57 ± 0.04	0.54 ± 0.03	0.55 ± 0.02	0.54 ± 0.03
Sağ el çıkış ^{a c}	0.58 ± 0.03	0.59 ± 0.03	0.60 ± 0.03	0.57 ± 0.02	0.60 ± 0.03	0.60 ± 0.02	0.56 ± 0.04	0.58 ± 0.03	0.58 ± 0.02
Sağ el iniş ^{a c}	0.55 ± 0.03	0.57 ± 0.03	0.60 ± 0.03	0.56 ± 0.01	0.58 ± 0.02	0.58 ± 0.02	0.54 ± 0.04	0.56 ± 0.02	0.57 ± 0.03
Toplam çıkış ^{a c}	1.15 ± 0.05	1.15 ± 0.06	1.18 ± 0.05	1.15 ± 0.04	1.18 ± 0.06	1.18 ± 0.05	1.11 ± 0.07	1.14 ± 0.04	1.15 ± 0.05
Toplam iniş ^{a c}	1.11 ± 0.03	1.13 ± 0.05	1.16 ± 0.06	1.10 ± 0.03	1.14 ± 0.04	1.14 ± 0.05	1.08 ± 0.06	1.10 ± 0.04	1.10 ± 0.03

Tablo 4.6 Tutamak Değişimi ile Ölçülen Minimum Kuvvet Değerleri Değişimi

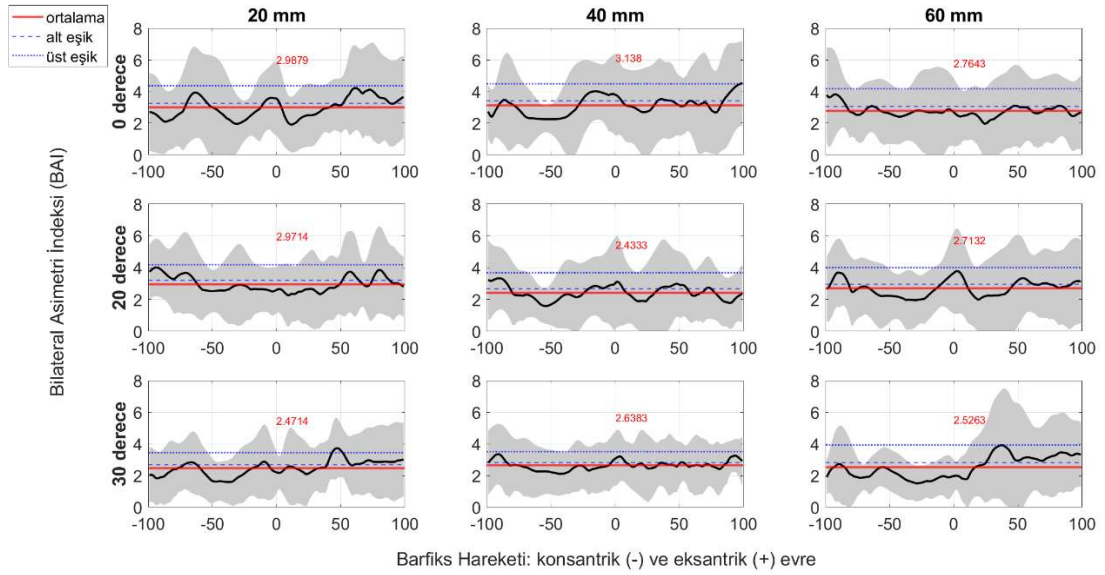
Minimum Kuvvetler (N/VA)	Tutamak Açısı 0°			Tutamak Açısı 20°			Tutamak Açısı 30°		
	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm
Sol el ^{a c}	0.39 ± 0.03	0.37 ± 0.03	0.36 ± 0.03	0.39 ± 0.04	0.37 ± 0.04	0.37 ± 0.05	0.41 ± 0.03	0.40 ± 0.03	0.39 ± 0.05
Sağ el ^c	0.38 ± 0.04	0.38 ± 0.04	0.37 ± 0.05	0.40 ± 0.05	0.37 ± 0.06	0.38 ± 0.06	0.42 ± 0.04	0.41 ± 0.04	0.39 ± 0.06
Toplam ^{a c}	0.77 ± 0.07	0.76 ± 0.06	0.73 ± 0.08	0.78 ± 0.09	0.74 ± 0.10	0.75 ± 0.11	0.83 ± 0.07	0.81 ± 0.06	0.78 ± 0.12

^a Tutamak derinliğinin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

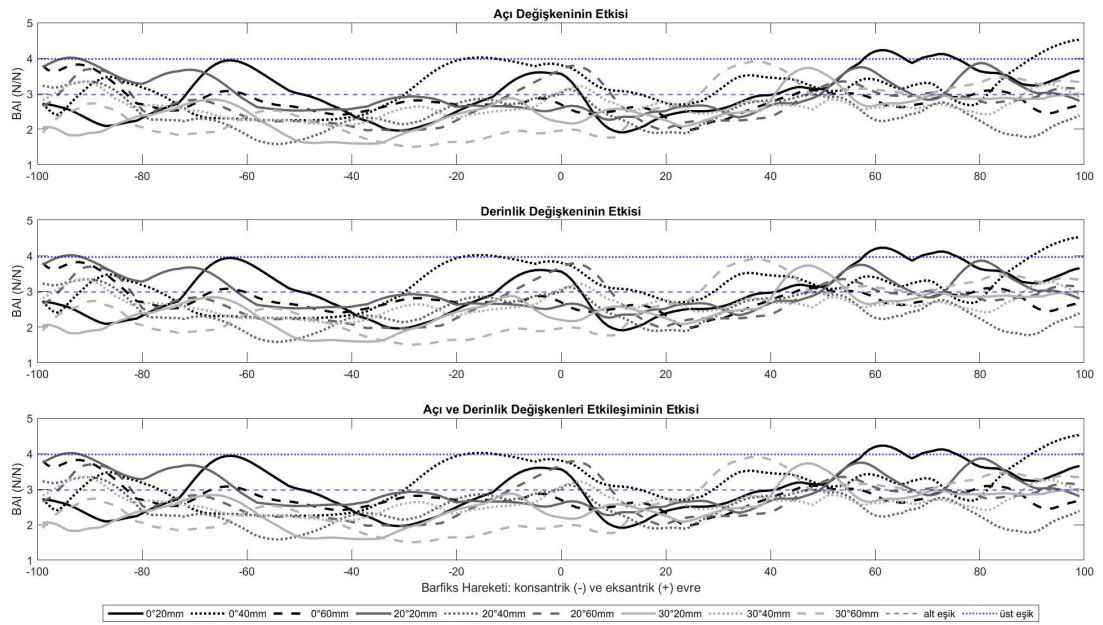
^b Tutamak açısı ve tutamak derinliği etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

^c Tutamak açısının istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

Üst asimetri eşiği ise 0° 40 mm, 30° 20 mm ve 30° 60 mm koşullarında aşılmıştır. Bununla beraber katılımcıların BAİ değerleri geniş bir aralıkta seyretmektedir. SPM analizleri sonucunda BAİ'nin hiçbir faktörden etkilenmediği görülmüştür (Şekil 4.19).



Şekil 4.18 Bilateral Asimetri İndeksi (BAİ)-kuvvet (ortalama, ss ve eşik değerler)



Şekil 4.19 Bilateral Asimetri İndeksi (BAİ)-kuvvet SPM analizi

BAİ'nin çıkış ve iniş evrelerinde her bir tutuş koşulunda aldığı maksimum değerlerin ortalama ve standart sapmaları Tablo 4.7'de sunulmuştur. Veriler çıkış

evresinde 0° 40 mm, 20° 40 mm ve 30° 60 mm koşulları dışında normal dağılımlıdır. İniş evresinde ise 0° 60 mm ve 30° 60 mm koşulları dışında normal dağılımlıdır. Çıkış evresinde maksimum BAİ değeri ana testlere göre TA'dan ($F(2,24) = 5.517$, $p = 0.011$, $\omega^2 = 0.112$) etkilenmekte, iniş evresinde ise hiçbir faktörden etkilenmemektedir. Post-hoc test sonucunda ise çıkış evresine ait maksimum BAİ değerinin hiçbir faktörden etkilenmediği görülmüştür.

Tablo 4.7 Tutamak Değişimi ile BAİ-Kuvvet Değişimi

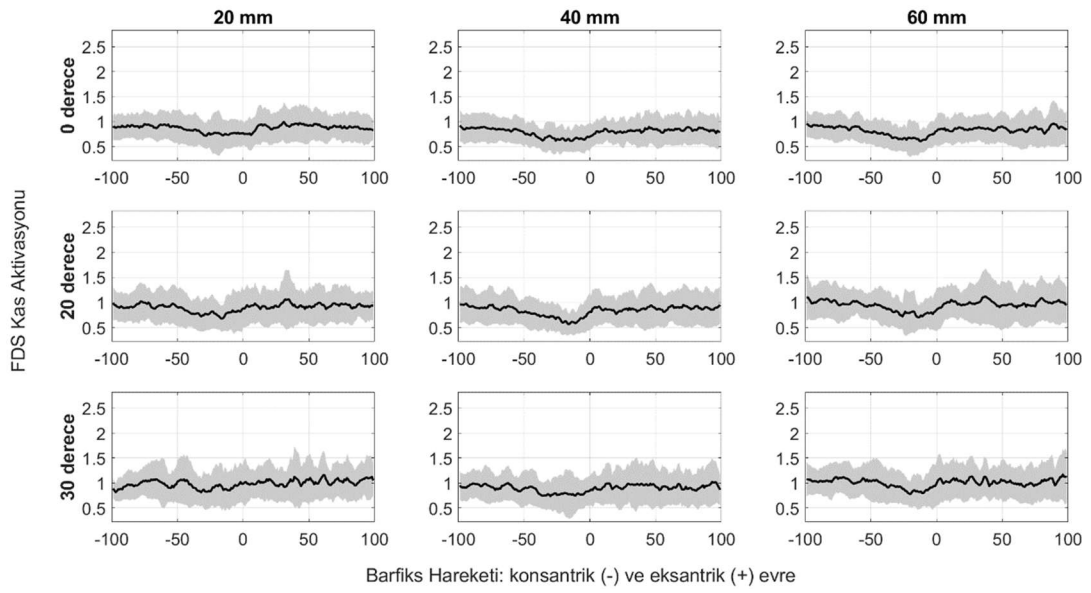
Maksimum BAİ (N/N)	Tutamak Açısı 0°			Tutamak Açısı 20°			Tutamak Açısı 30°		
	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm
BAİ çıkış	6.19 ± 2.80	6.75 ± 2.48	5.97 ± 2.59	5.98 ± 2.37	5.24 ± 2.40	5.84 ± 1.70	4.78 ± 1.73	5.14 ± 1.57	4.49 ± 1.85
BAİ iniş	6.34 ± 2.31	6.99 ± 3.06	5.03 ± 2.14	6.37 ± 2.31	5.42 ± 2.90	6.40 ± 2.38	5.38 ± 1.93	5.46 ± 1.59	5.29 ± 3.19

4.3. EMG Verisi Bulguları

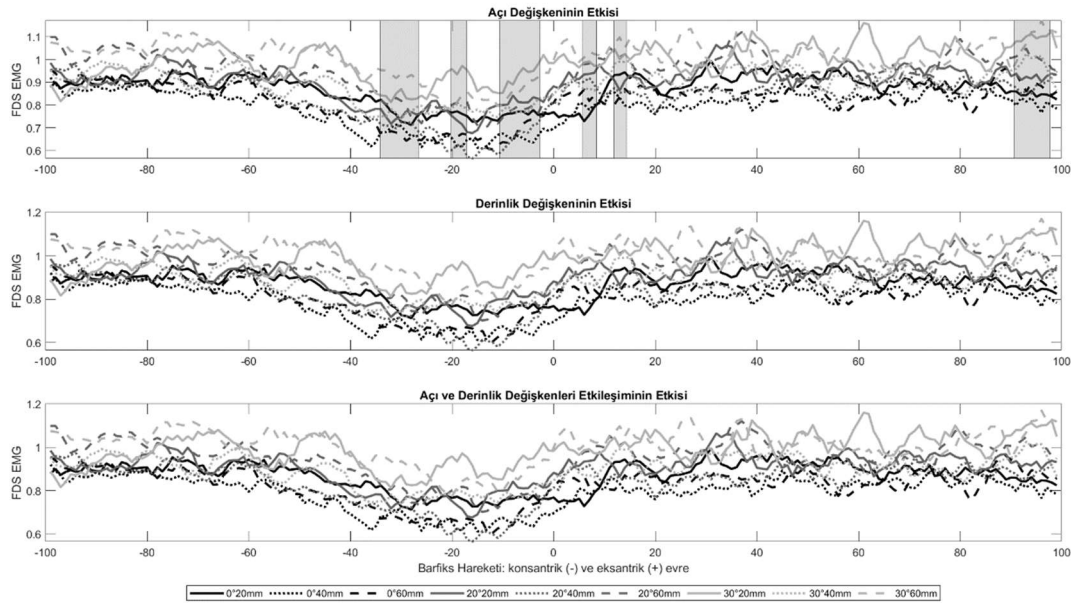
4.3.1. Tutamak Değişimi ile Kas Aktivasyon Örüntüleri ve Maksimal Aktivasyon Miktarlarının Değişimleri

Normalize EMG verileri, maksimum EMG aktivasyonu ve ortalama EMG aktivasyonu analizler için belirlenen parametrelerdir. Normalize EMG verileri SPM kullanılarak kesintisiz istatistiksel analiz ile incelenmiş, maksimum ve ortalama aktivasyon verileri ise kesintili istatistiksel analiz ile incelenmiştir.

FDS kasının her tutamak koşulundaki aktivasyon verileri Şekil 4.20'de sunulmuştur. Bu verilerin SPM analizinde yalnızca TA'nın ($p = 0.001$, $p = 0.026$, $p = 0.001$, $p = 0.002$) anlamlı bir etkiye sahip olduğu görülmüştür. Şekil 4.21'de sunulduğu üzere FDS aktivasyonu TA'dan çıkış evresinin sonları, tepe noktası ve iniş evresinin sonlarında anlamlı olarak etkilenmektedir. Tutamak eğim açısının 0° ve 20° olduğu koşullar ile 30° olduğu koşul arasında anlamlı bir farklılık vardır. 30° eğim koşullarında FDS kas aktivasyonu belirtilen bölgelerde belirgin olarak daha yüksektir.

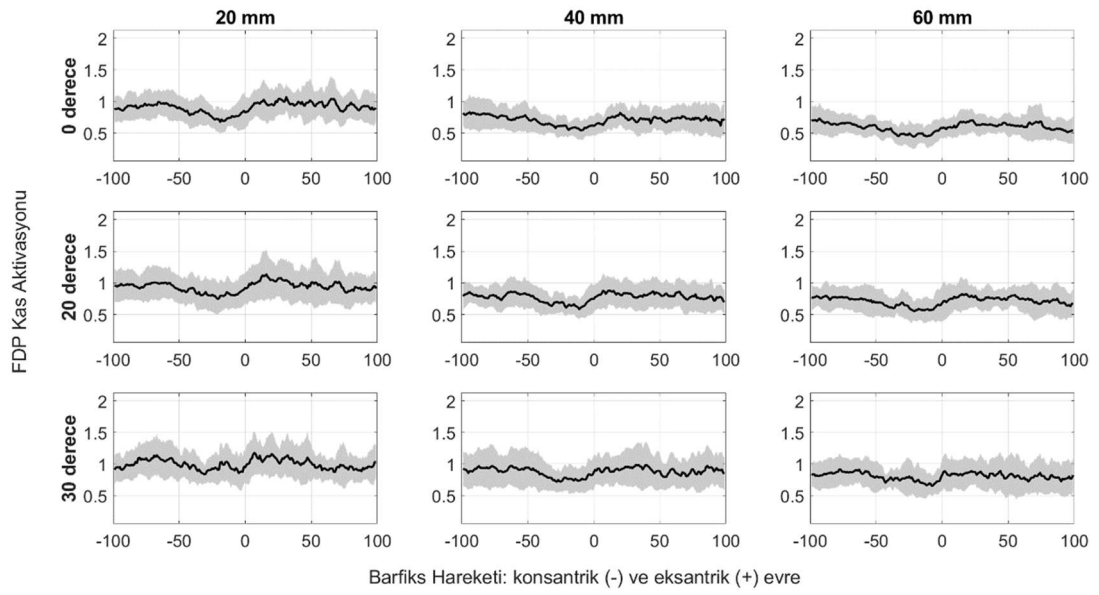


Şekil 4.20 FDS aktivasyonu (ortalama ve ss)



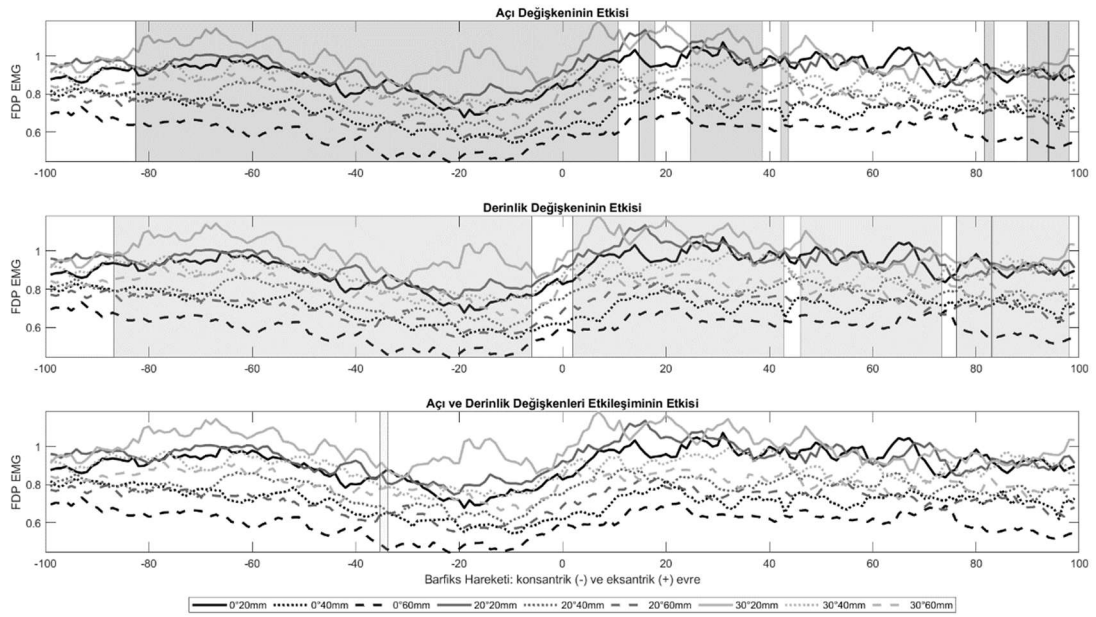
Şekil 4.21 FDS SPM analizi

FDP kasının her tutamak koşulundaki aktivasyon verileri Şekil 4.22 Şekil 4.20'de sunulmuştur. Bu verilerin SPM analizinde TA ($p < 0.001$, $p = 0.015$, $p < 0.001$, $p = 0.038$, $p = 0.033$, $p = 0.006$, $p = 0.007$), TD ($p < 0.001$) ve TAxD'nin ($p = 0.039$) barfiks hareketinin çeşitli evrelerinde anlamlı bir etkiye sahip olduğu görülmüştür.



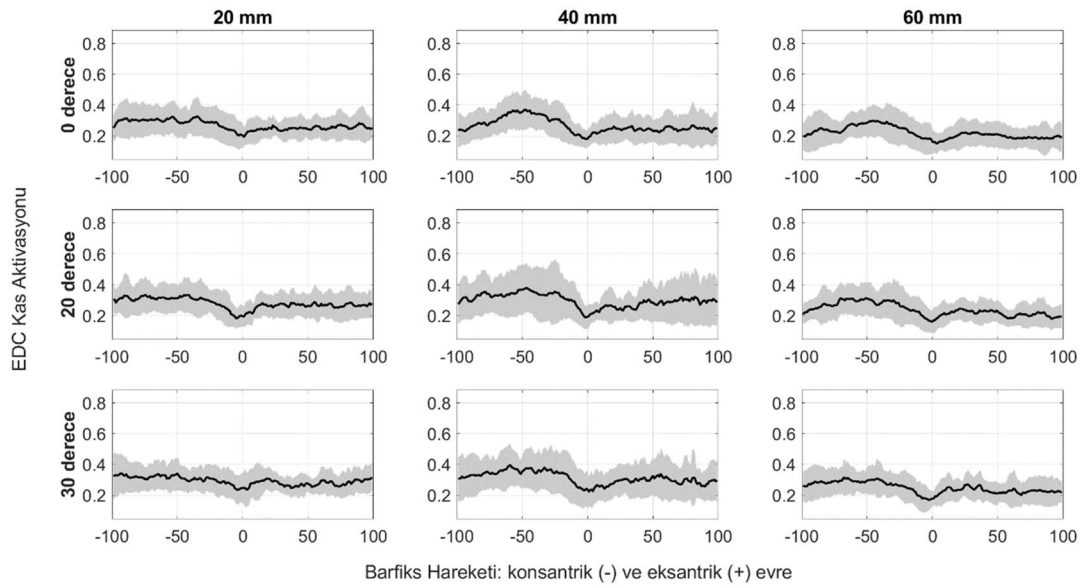
Şekil 4.22 FDP aktivasyonu (ortalama ve ss)

Şekil 4.23’de sunulduğu üzere FDP üzerinde TA etkisi çıkış evresinin büyük bölümünde son derece anlamlı bir değerdedir. İniş evresinin başları ve sonlarında ise anlamlı bir etki görülmektedir. Belirtilen aralıklarda tutamak eğim açısı arttıkça FDP aktivasyonu da belirgin olarak artmıştır. TD etkisi ise hareketin neredeyse tamamında son derece anlamlı bir seviyededir. Tutamak derinliği arttıkça FDP kas aktivasyonu belirgin olarak azalmaktadır. TaxTD etkisi ise yalnızca çıkış evresinin %65’i civarında dar bir aralıkta anlamlı bir seviyeye ulaşmıştır.



Şekil 4.23 FDP SPM analizi

EDC aktivasyonlarının her tutamak için verileri Şekil 4.24'de sunulmuştur. EDC aktivasyonları çıkış evresinde iniş evresine kıyasla kısmen daha fazladır. EDC aktivasyonlarının SPM analizi yalnızca TD'nin ($p = 0.019$, $p = 0.008$, $p = 0.017$) anlamlı bir etkisi olduğunu ve bu etkinin çıkış evresinin %20'si ve iniş evresinin %65 ve %90'ı dolaylarında görüldüğünü ifade etmektedir. SPM analizi Şekil 4.25'de sunulmuştur.

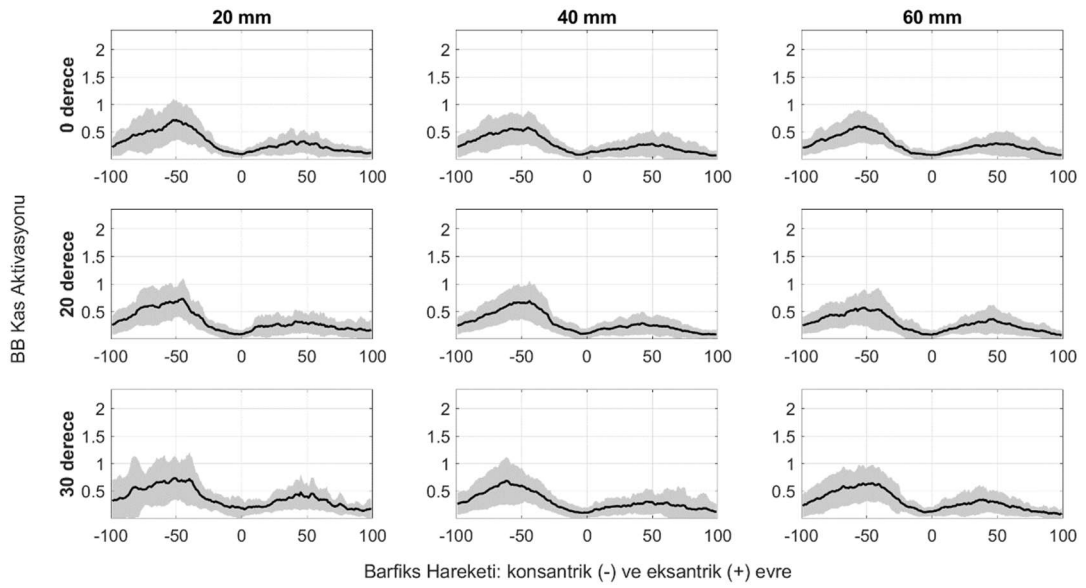


Şekil 4.24 EDC kas aktivasyonu (ortalama ve ss)

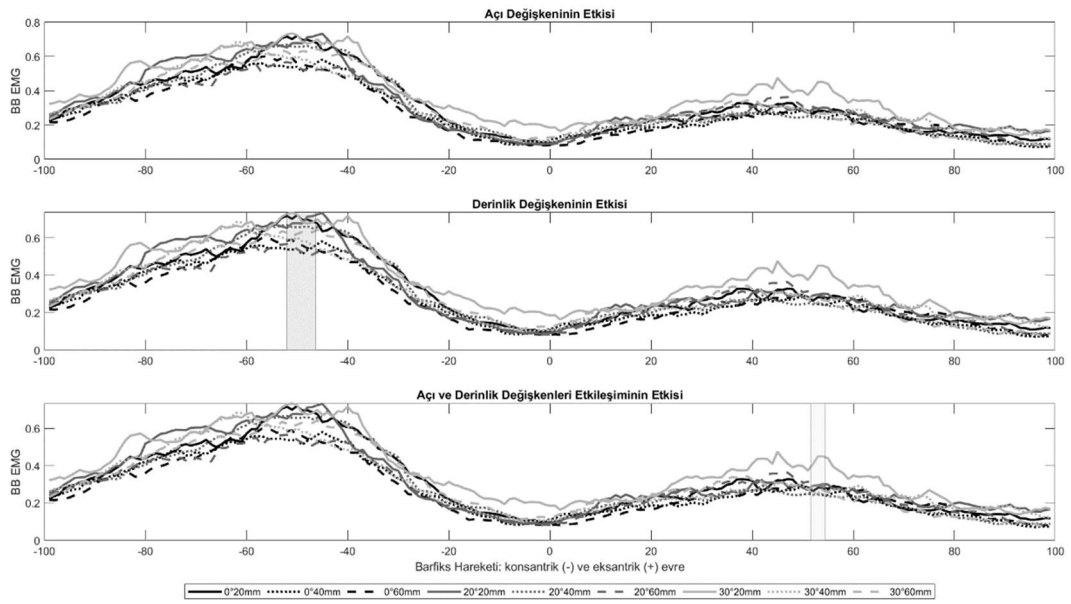


Şekil 4.25 EDC SPM analizi

BB aktivasyonlarının her tutamak için verileri Şekil 4.26'de sunulmuştur. BB kas aktivasyonu tüm tutamak koşullarında çıkış evresinde iniş evresine kıyasla daha fazladır. BB aktivasyonları SPM analizi TD ($p = 0.010$) ve TAxD'nin ($p = 0.034$) anlamlı etkilerinin olduğunu belirtmektedir. TD etkisi çıkış evresinin %50'si, TAxD etkisi ise iniş evresinin %55'inde anlamlı seviyeye ulaşmaktadır. Tutamak derinliği arttıkça BB aktivasyonu belirtilen aralıkta azalmaktadır. BB SPM analizi Şekil 4.27'de sunulmuştur.

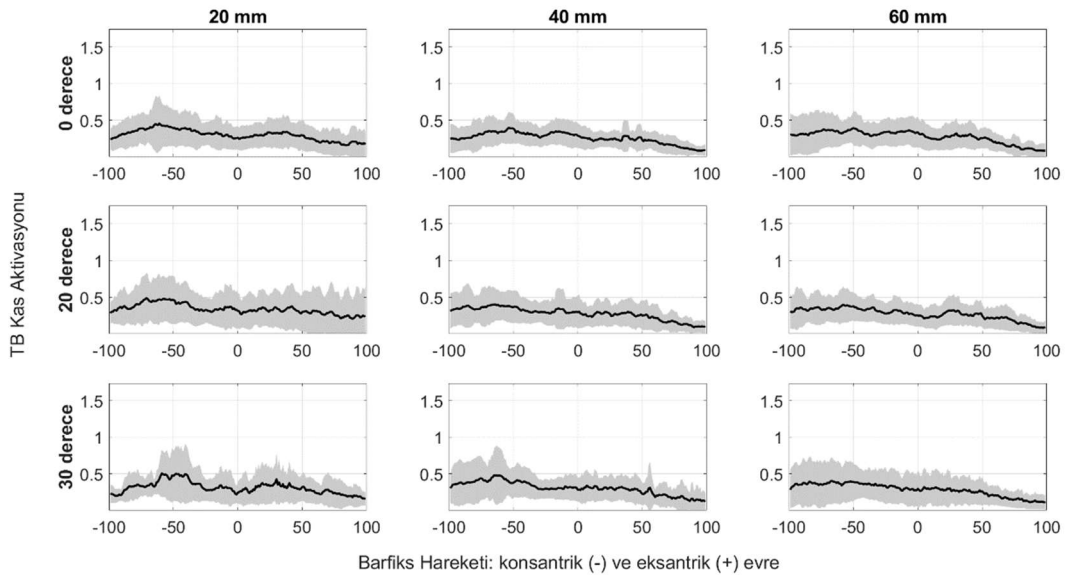


Şekil 4.26 BB aktivasyonu (ortalama ve ss)

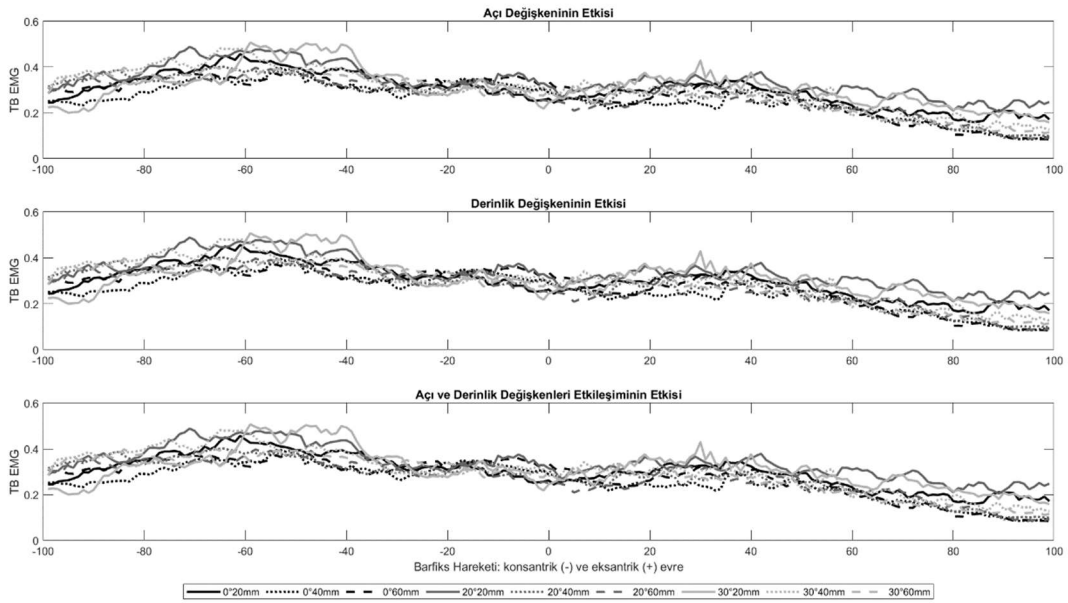


Şekil 4.27 BB SPM analizi

TB aktivasyonlarının her tutamak için verileri Şekil 4.28'da sunulmuştur. TB aktivasyonu tüm tutamak koşullarında çıkış evresinde iniş evresine kıyasla kısmen daha fazladır. TB kası SPM analizleri bu kasın aktivasyonunun TA, TD ve TAxD'nden etkilenmediği sonucunu vermektedir (Şekil 4.29).



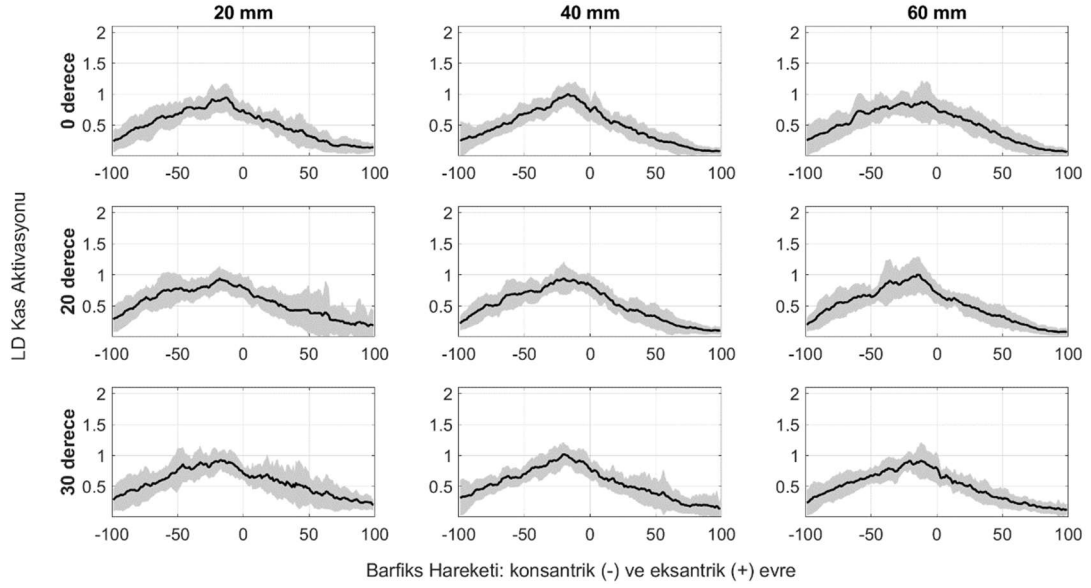
Şekil 4.28 TB aktivasyonları (ortalama ve ss)



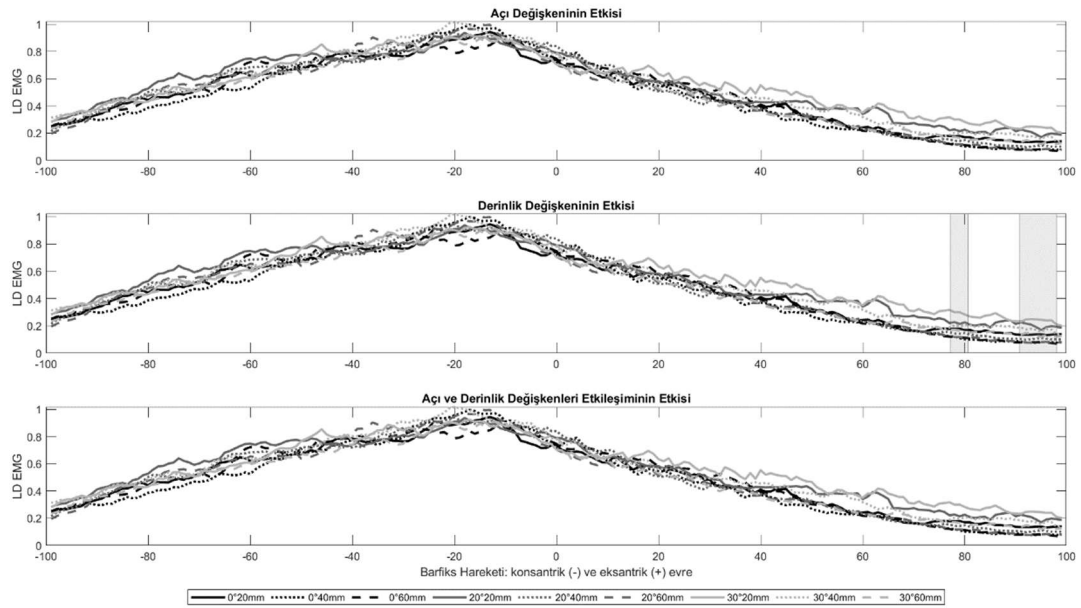
Şekil 4.29 TB SPM analizi

LD aktivasyonlarının her tutamak için verileri Şekil 4.30'de sunulmuştur. Tüm tutamaklar koşullarında bu kas çıkış evresinde iniş evresine kıyasla daha aktiftir. Çıkış evresinin sonlarında, tepe noktaya ulaşmadan önce maksimum aktivasyonuna ulaşmakta ve sonrasında aktivasyonu azalmaktadır. LD kasına ait SPM analizi Şekil 4.31'de sunulmuştur. SPM analizi sonucunda bu kasın yalnızca TD'den ($p = 0.018$, $p = 0.001$) anlamlı seviyede etkilendiği görülmüştür. Bu etki iniş evresinin sonunda

anamlı düzeye çıkmaktadır. Belirtilen aralıkta tutamak derinliği azaldıkça LD kas aktivasyonu artmaktadır.



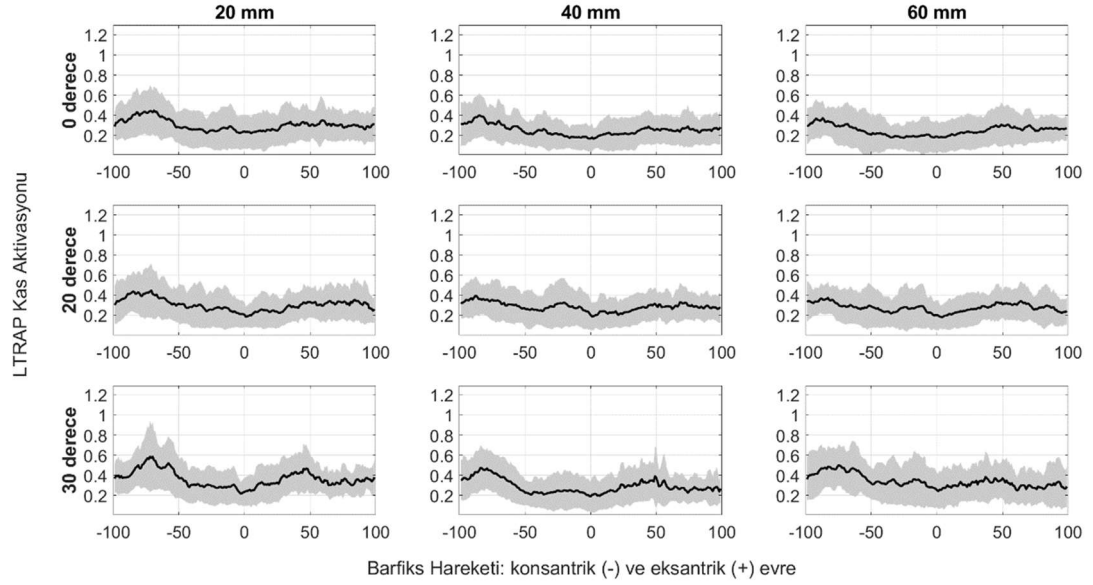
Şekil 4.30 LD aktivasyonları (ortalama ve ss)



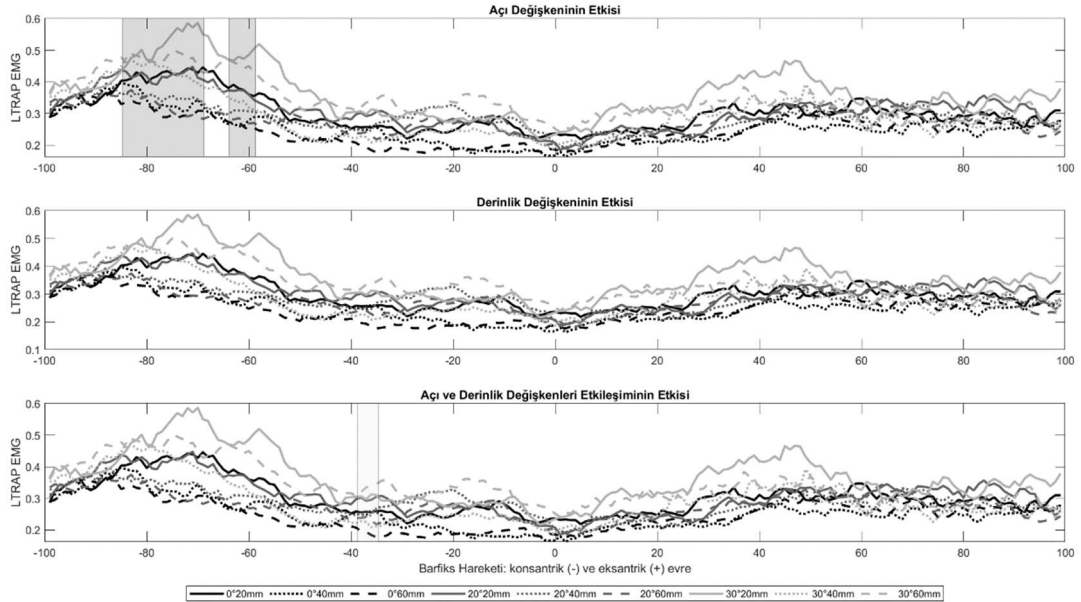
Şekil 4.31 LD SPM analizi

LTRAP aktivasyonlarının her tutamak için verileri Şekil 4.32'da sunulmuştur. LTRAP aktivasyonu tüm tutamak koşullarında çıkış evresinde iniş evresine kıyasla kısmen daha fazladır. Bu kasın maksimum aktivasyon seviyesi çıkış evresinin başlarında gerçekleşmektedir. SPM analizleri LTRAP kas aktivasyonuna TA ($p < 0.001$,

$p = 0.009$) ve TAxD ($p = 0.019$) etkilerinin olduğunu göstermektedir. TA etkisi çıkış evresinin %20-%30'unda son derece anlamlı seviye, %40'ında ise anlamlı seviyededir. Belirtilen aralıklarda tutamak eğim açısı arttıkça LTRAP aktivasyonu da artmaktadır. TAxD etkisi ise çıkış evresinin %60'ında anlamlı seviyeye ulaşmaktadır. SPM analizleri Şekil 4.33'de sunulmuştur.



Şekil 4.32 LTRAP aktivasyonları (ortalama ve ss)



Şekil 4.33 LTRAP SPM analizi

Tüm kasların her bir tutamak koşulunda gerçekleştirilen barfiks hareketlerinde maksimum ve ortalama aktivasyon değerleri sırasıyla Tablo 4.8 ve Tablo 4.9'da sunulmuştur. Maksimum ve ortalama aktivasyon verileri kesintili analiz ile incelenmiş ve bu parametrelere TA ve TD etkisi yine bu tablolarda özetlenmiştir.

FDS maksimum aktivasyon verileri 20° 20 mm ve 20° 40 mm koşulları dışında normal dağılım göstermektedir. TB maksimum aktivasyon verileri 0° 20 mm, 20° 20 mm, 30° 20 mm ve 30° 40 mm koşulları dışında normal dağılım göstermektedir. TB ortalama aktivasyon verileri ise 20° 20 mm ve 30° 60 mm koşulları dışında normal dağılım göstermektedir. Belirtilen bu veriler dışındaki tüm EMG maksimum ve ortalama verileri normal dağılımlıdır.

FDS, FDP, EDC ve LTRAP kasları maksimum aktivasyonları TA ($F(1.394,16.731) = 9.528$, $p = 0.004$, $\omega^2 = 0.032$; $F(2,24) = 12.616$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.043$; $F(2,24) = 4.385$, $p = 0.024$, $\omega^2 = 0.032$; $F(2,24) = 10.148$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.045$) ve TD'nin ($F(2,24) = 6.872$, $p = 0.004$, $\omega^2 = 0.014$; $F(2,24) = 26.860$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.156$; $F(2,24) = 7.318$, $p = 0.003$, $\omega^2 = 0.096$; $F(2,24) = 6.889$, $p = 0.004$, $\omega^2 = 0.031$) her ikisinden de etkilenmektedir. Tutamak eğim açısı artışı ile bu kasların maksimum % aktivasyonları da artmıştır. FDS maksimum aktivasyonu 20 mm ile 40 mm arasında azalırken 40 mm ve 60 mm arasında artmıştır. FDP maksimum aktivasyonu tutamak derinliği arttıkça azalmıştır. EDC maksimum aktivasyonu 20 mm ile 40 mm arasında artmış, 40 mm ile 60 mm arasında azalmıştır. LTRAP maksimum aktivasyonu ise 20° eğimde tutamak derinliği arttıkça azalmıştır. 0° ve 30° tutamak eğimlerinde ise 20 mm ile 40 mm arasında azalmış, 40 mm ile 60 mm arasında artmıştır.

Benzer şekilde FDS, FDP, EDC ve LTRAP kaslarının ortalama aktivasyonları TA ($F(1.397,16.764) = 16.746$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.029$; $F(2,24) = 43.549$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.110$; $F(2,24) = 8.014$, $p = 0.002$, $\omega^2 = 0.031$; $F(2,24) = 13.587$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.038$) ve TD'nin ($F(1.405,16.859) = 7.402$, $p = 0.009$, $\omega^2 = 0.013$; $F(2,24) = 45.173$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.218$; $F(1.386,16.632) = 10.664$, $p = 0.002$, $\omega^2 = 0.090$; $F(2,24) = 8.850$, $p = 0.001$, $\omega^2 = 0.022$) her ikisinden de etkilenmektedir. Tutamak eğim açısı artışı ile bu kasların ortalama aktivasyon değerleri de artmıştır. FDS ortalama

aktivasyonu 20 mm ile 40 mm arasında azalırken 40 mm ve 60 mm arasında artmıştır. FDP ortalama aktivasyonu tutamak derinliği arttıkça azalmıştır. EDC ortalama aktivasyonu 20 mm ile 40 mm arasında artmış, 40 mm ile 60 mm arasında azalmıştır. LTRAP ortalama aktivasyonu ise 20° eğimde tutamak derinliği arttıkça azalmıştır. 0° ve 30° tutamak eğimlerinde ise 20 mm ile 40 mm arasında azalmış, 40 mm ile 60 mm arasında artmıştır.

BB ve TB kasları maksimum aktivasyonları ise yalnızca TD'den ($F(2,24) = 5.679$, $p = 0.010$, $\omega^2 = 0.017$; $F(1.264,15.165) = 4.552$, $p = 0.042$, $\omega^2 = 0.008$) etkilenmektedir. Tutamak derinliği artışı ile BB maksimum aktivasyonu 0° ve 20° eğimlerde azalmış, 30° eğimde ise 20 mm ile 40 mm arasında azalmış, 40 mm ile 60 mm arasında artmıştır. TB kası maksimum aktivasyonu ise tutamak derinliği artışı ile 20° ve 30° tutamak eğimlerinde azalmış, 0° tutamak eğiminde ise 20 mm ile 40 mm arasında azalmış, 40 mm ile 60 mm arasında artmıştır.

BB ve TB kasları ortalama aktivasyonları da benzer şekilde yalnızca TD'den ($F(1.277,15.323) = 4.256$, $p = 0.049$, $\omega^2 = 0.014$; $F(2,24) = 43.549$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.110$;) etkilenmektedir. BB ortalama kas aktivasyonu tutamak derinliği artışı ile azalmıştır. TB kası ortalama aktivasyonu ise tutamak derinliği artışı ile 20° ve 30° tutamak eğimlerinde azalmış, 0° tutamak eğiminde ise 20 mm ile 40 mm arasında azalmış, 40 mm ile 60 mm arasında artmıştır.

LD kası maksimum ve ortalama aktivasyonları TA ve TD'nin ikisinden de etkilenmemektedir.

TAxTD hiçbir kasın maksimum aktivasyonunu etkilemezken, FDS ($F(4,48) = 4.724$, $p = 0.003$, $\omega^2 = 0.003$), FDP ($F(4,48) = 4.051$, $p = 0.007$, $\omega^2 = 0.010$) ve LTRAP ($F(1.590,19.081) = 1.037$, $p = 0.027$, $\omega^2 = 0.009$) kaslarının ortalama kas aktivasyonlarını anlamlı düzeyde etkilemektedir.

Tablo 4.8 Tutamak Değişimi ile Maksimum Kas Aktivasyon Değerleri Değişimi

	Tutamak Açısı 0°			Tutamak Açısı 20°			Tutamak Açısı 30°		
	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm
1 FDS ^{a b}	1.13 ± 0.34	1.05 ± 0.32	1.11 ± 0.31	1.20 ± 0.47	1.13 ± 0.43	1.29 ± 0.50	1.33 ± 0.47	1.20 ± 0.46	1.35 ± 0.46
2 FDP ^{a b}	1.19 ± 0.27	0.96 ± 0.24	0.89 ± 0.25	1.27 ± 0.32	1.02 ± 0.22	0.99 ± 0.21	1.28 ± 0.28	1.13 ± 0.35	1.05 ± 0.27
3 EDC ^{a b}	0.39 ± 0.11	0.41 ± 0.12	0.35 ± 0.11	0.41 ± 0.10	0.46 ± 0.18	0.37 ± 0.11	0.43 ± 0.12	0.51 ± 0.13	0.37 ± 0.10
4 BB ^b	0.85 ± 0.44	0.73 ± 0.36	0.70 ± 0.31	0.85 ± 0.36	0.81 ± 0.35	0.74 ± 0.36	0.94 ± 0.56	0.79 ± 0.40	0.80 ± 0.38
5 TB ^b	0.63 ± 0.37	0.55 ± 0.27	0.58 ± 0.31	0.69 ± 0.36	0.63 ± 0.30	0.59 ± 0.27	0.68 ± 0.41	0.62 ± 0.38	0.59 ± 0.35
6 LD	1.12 ± 0.19	1.19 ± 0.19	1.14 ± 0.27	1.20 ± 0.33	1.13 ± 0.19	1.17 ± 0.31	1.15 ± 0.25	1.18 ± 0.19	1.12 ± 0.25
7 LTRAP ^{a b}	0.64 ± 0.26	0.54 ± 0.24	0.55 ± 0.23	0.65 ± 0.21	0.60 ± 0.22	0.58 ± 0.22	0.79 ± 0.26	0.64 ± 0.27	0.68 ± 0.24

^a Tutamak açısının istatistik olarak anlamlı bir etkisi var

^b Tutamak derinliğinin istatistik olarak anlamlı bir etkisi var

Tablo 4.9 Tutamak Değişimi ile Ortalama Kas Aktivasyon Değerleri Değişimi

		Tutamak Açısı 0°			Tutamak Açısı 20°			Tutamak Açısı 30°		
		20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm	20 mm	40 mm	60 mm
1	FDS ^{a b c}	0.87 ± 0.27	0.79 ± 0.25	0.82 ± 0.26	0.90 ± 0.32	0.84 ± 0.30	0.95 ± 0.33	0.99 ± 0.33	0.90 ± 0.33	1.01 ± 0.32
2	FDP ^{a b c}	0.91 ± 0.18	0.71 ± 0.16	0.60 ± 0.13	0.94 ± 0.22	0.77 ± 0.16	0.71 ± 0.16	1.00 ± 0.21	0.88 ± 0.23	0.81 ± 0.20
3	EDC ^{a b}	0.27 ± 0.07	0.27 ± 0.08	0.22 ± 0.08	0.28 ± 0.07	0.30 ± 0.11	0.24 ± 0.07	0.29 ± 0.06	0.31 ± 0.09	0.25 ± 0.07
4	BB ^b	0.31 ± 0.16	0.27 ± 0.16	0.27 ± 0.13	0.32 ± 0.16	0.30 ± 0.15	0.28 ± 0.15	0.38 ± 0.21	0.31 ± 0.18	0.31 ± 0.17
5	TB ^b	0.30 ± 0.17	0.26 ± 0.12	0.28 ± 0.15	0.34 ± 0.24	0.28 ± 0.15	0.27 ± 0.14	0.31 ± 0.18	0.31 ± 0.18	0.29 ± 0.19
6	LD	0.50 ± 0.12	0.48 ± 0.10	0.50 ± 0.11	0.55 ± 0.17	0.51 ± 0.10	0.50 ± 0.11	0.56 ± 0.16	0.54 ± 0.11	0.49 ± 0.09
7	LTRAP ^{a b c}	0.30 ± 0.13	0.25 ± 0.12	0.25 ± 0.12	0.31 ± 0.13	0.29 ± 0.12	0.28 ± 0.11	0.36 ± 0.13	0.29 ± 0.13	0.34 ± 0.15

^a Tutamak açısının istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

^b Tutamak derinliğinin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

^c Tutamak açısı ve tutamak derinliği etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi var

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı değişen tutuş koşullarında gerçekleştirilen barfiks hareketinin biyomekanik analizinin yapılmasıdır. Üç farklı derinlik ve 3 farklı eğimde gerçekleştirilen barfiks hareketlerine ait kinematik, kuvvet ve EMG verileri incelenmiştir.

5.1. Kinematik ve Kinetik Parametreler

Barfiks hareketinin kinematik ve kinetik incelemesinde çıkış süresinin toplam süreye oranı, antero-posterior salınım ve genlik, dikey hareket ve genlik, dikey hız ve kuvvet parametreleri kullanılmıştır. Bu parametreler ile yapılan barfiks hareketinin AP doğrultuda kontrollü olup olmadığı ve barfiks hareketinin dikey doğrultudaki kuvvet-hız-genlik özelliklerinin değişimi tartışılmıştır.

Tutamak eğim açısının artması veya tutamak derinliğinin azalması ile çıkış ve iniş süreleri anlamlı seviyede artmaktadır. Ancak çıkış süresinin toplam hareket süresine oranı bu değişimlerden etkilenmemektedir. Bu durum katılımcıların, tutamak koşulu zorlaştığında da barfiks hareketini benzer çıkış ve iniş zamanlama stratejileri ile gerçekleştirebildiğine işaret etmektedir.

Çıkış evresinin %40 - %70 aralığında tutamak açısı artışı ile katılımcıların gövde antero-posterior salınımları daha dar bir yörünge izlemektedir, yani AP hareket genliği azalmaktadır (bkz. Şekil 4.3, Tablo 4.2). Bu bulgu katılımcıların zorlaşan tutamak koşulunda AP doğrultuda hareketi kontrol etmek istemelerine işaret etmektedir. Tutamak derinliği artışıyla beraber ise bu duruma zıt olarak katılımcılar daha geniş bir AP yörünge izlemekte ve maksimum AP genlikleri artmaktadır (bkz. Tablo 4.2). Bu çalışmada yalnızca dikey doğrultudaki kuvvetler ölçülmüştür. Bu nedenle AP genlik değişimleri ile katılımcıların tutamaklara uyguladıkları AP kuvvetleri arasında ilişki kurulamamaktadır. Ancak tutamak koşulunun kolaylaşması ile (açının azalması ve/veya derinliğin artması) AP salınımindaki artışın sebebi olarak bu tutamakların AP yönlü kuvvetlerin uygulanmasına daha müsait olması gösterilebilir. Derinliği artan tutamaklarda daha fazla kuvvet uygulanabilmektedir (4,

5). Uygulanan kuvvetin artışı AP doğrultudaki sürtünme kuvvetini de artırmakta ve böylelikle AP doğrultuda tutamak ile teması kaybetmeden uygulanabilen kuvvet de artabilmektedir. Eğimi azalan tutamalarda ise uygulanan kuvvet daha büyük bir oranda tutamak yüzeyine normal olarak uygulanabilmektedir. Bu sayede el ile tutamak arasındaki AP doğrultudaki sürtünme kuvveti de artmakta ve dolayısıyla tutamak ile teması kaybetmeden AP doğrultuda uygulanabilen kuvvet de artabilmektedir. Artan eğim ve/veya azalan derinlikte ise AP doğrultuda uygulanabilen kuvvet kapasitesi azalmaktadır. Bu sebeple eğimi artan tutamalarda hareketin çıkış evresinde katılımcılar vücutlarını geriye alamayıp hareketi yere daha dik bir AP yörüngesinde gerçekleştirebilmiştir (Bkz. EK-7).

Vigouroux ve ark. (15), önkol supinasyon ve pronasyon durumlarında çoklu ve tekli formda gerçekleştirilen barfiks hareketlerini inceledikleri çalışmalarında ortalama AP hareket genliğini yaklaşık 0.26 m olarak tespit etmiş ve bu genliğin incelenen hareket formlarından etkilenmediği sonucuna ulaşmıştır. Bu tez çalışmasında ise ortalama AP hareket genliği 0.11 m ile 0.16 m arasında değişmiş ve tutamak açısı ve derinliğinden belirgin olarak etkilenmiştir. Bu iki çalışma arasında ortalama AP hareket genliklerindeki farklılık kullanılan tutunma aletlerinden ve barfiks hareket hızından kaynaklanmaktadır. Vigouroux ve ark.'nın çalışmalarında barfiks barı, bu tez çalışmasında ise değişen zorlukta tutamaklar kullanılmıştır. Bu iki çalışmanın beraber yorumu barfiks hareketinde tırmanış tutamakları kullanımının barfiks barına kıyasla AP hareket genliğinde bir daralmaya sebep olduğuna işaret etmektedir. Ek olarak, Vigouroux ve ark.'nın çalışmalarında katılımcılardan olabildiğince hızlı şekilde barfiks çekmeleri istenmiş, bu tez çalışmasında ise katılımcıların normal tempolarında patlayıcı olmadan hareketi gerçekleştirmeleri istenmiştir. Patlayıcı bir formda gerçekleştirilen barfiks hareketinde AP hareket salınımı daha yavaş gerçekleşen barfiks hareketine göre daha fazla olmaktadır.

Barfiks hareketinin çıkış evresinin %40 - %80 aralığında tutamak açısının artışı ile dikey hız azalmaktadır. Çıkış evresinin %30 - %50 aralığında ise tutamak derinliğinin artışı ile dikey hız artmaktadır (bkz. Şekil 4.10). Bu bulgular katılımcıların hareketin

çıkış evresinin yaklaşık olarak ortalarında yüksek açılı tutamalarda yavaş olduğunu ve derin tutamalarda hızlı olduğunu belirtmektedir.

Çıkış evresinin %40 - %70-80 aralığında eğimli tutamalarda AP salınımının ve maksimum AP genliğinin azalması ile yine bu zaman aralığında eğimi düşük veya düz tutamaklara göre hareketin dikey doğrultuda daha yavaş olması eğimi artan tutamalarda gerçekleştirilen barfiks hareketinin çıkış evresinin AP yönünde daha kontrollü gerçekleştirildiğini belirtmektedir. Benzer şekilde derinliği artan tutamalarda çıkış evresinde hareket hızının ve maksimum AP genliklerinin daha fazla olması da azalan tutamak derinliği ile barfiks hareketinin çıkış evresinin AP doğrultusunda daha kontrollü olduğuna işaret etmektedir.

Tutamak açısı arttıkça hareketin tepe noktasında ulaşılan maksimum dikey konum azalmaktadır. Bir başka deyişle katılımcılar eğimli tutamalarda kendilerini dikey doğrultuda daha alçak bir seviyeye kadar çekerek dikey hareket genliğini azaltmıştır. Bununla beraber tutamak derinliği arttıkça katılımcılara ait C7-IJ noktalarının çıkış evresi süresince dikey konumları ve tepe noktada ulaştıkları dikey konum da artmıştır (bkz. Şekil 4.6).

Katılımcıların uyguladıkları toplam kuvvet (sağ ve sol el kuvvetleri toplamı) çıkış evresinin %10 - %20 aralığında derinliği fazla tutamalarda daha fazladır (bkz. Şekil 4.17). Belirtilen bu aralıklar çıkış evresinde maksimum kuvvetin uygulandığı aralıklara denk gelmektedir. Nitekim bu çalışmada derinliği fazla olan tutamalarda hareketin çıkış evresinde maksimum toplam kuvvetin aldığı değer de daha fazla olduğu görülmüştür (bkz. Tablo 4.5). Bu bulgu Vigouroux ve ark.'nın (4) bulguları ile örtüşmektedir. Vigouroux ve ark. artan tutamak derinliği ile barfiks sırasında uygulanan maksimum kuvvetin de arttığı sonucuna ulaşmıştır. Ek olarak, çıkış evresinin ortasında derinliği fazla olan tutamalarda hareket hızı daha fazladır (bkz. Şekil 4.10). İniş evresinin başında ise derinliği fazla olan tutamalarda katılımcıların uyguladıkları kuvvet daha az olmuştur (bkz. Şekil 4.17). Ayrıca derinliği fazla olan veya eğimi daha az olan tutamalarda minimum toplam kuvvetin aldığı değerlerin de daha az olduğu görülmüştür (bkz. Tablo 4.6). Bununla beraber, iniş evresinin %30

- %40 aralığında derinliği fazla tutamalarda dikey hızın daha fazla olduğu görülmektedir (bkz. Şekil 4.10).

Vigouroux ve ark. (15) barfiks evrelerinde maksimum ve minimum kuvvetler ile hareket kinematığını ilişkilendirmiştir. Bu çalışmada hareket hızı açısından oldukça farklılaşan tekli formda ve çoklu formda barfiks hareketleri karşılaştırılmıştır. Barfiks hareketinin çıkış evresinde hareket hızının fazla olmasının uygulanan kuvveti de artırdığı ileri sürülmüştür. Tepe noktada kuvvet değerindeki azalmanın daha fazla olmasının ise kişinin kendini durdurabilmesi için uyguladığı kuvveti daha da düşük bir değere düşürme gerekliliğinden kaynaklandığı ifade edilmiştir. Ek olarak iniş evresi hızının daha fazla olmasının iniş evresi sonunda uygulanan kuvveti de artırdığı belirtilmiştir. Bu tez çalışmasının hız ile kuvveti ilişkilendiren bulguları Vigouroux ve ark.'nın çalışması ile paralellik göstermektedir.

Dikkat edilmesi gereken bir diğer ilişki ise kuvvet, hız ve dikey konum ilişkisidir. Çıkış evresinde katılımcıların eğimli tutamalarda uyguladıkları maksimum kuvvet daha az (dolayısıyla ivmeleri de daha az), hareket hızları daha az ve tepe noktadaki dikey konumları daha alçak olmuştur. Derinliği fazla tutamalarda ise katılımcılar çıkış evresinde daha fazla kuvvet uygulayarak daha fazla ivme kazanabilmiş, daha hızlı bir şekilde daha yüksek bir tepe noktasına ulaşabilmiştir.

Testler sırasında katılımcıların bazılarında gözle görülür seviyede sağ ve sol uzuvlar arasında hareket asimetrisi olmasına rağmen dirsek fleksiyon açıları ve kuvvet verileri ile hesaplanan BAİ değerleri tutamak eğim ve derinliğinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde etkilenmemiştir. Bu bulgunun sebebi kullanılan indeks hesaplama yönteminin asimetri değerini olduğundan az gösterebilmesi olabileceği gibi (29) katılımcıların hemen her koşulda asimetric hareket etmesi ve bu nedenle tutamak koşulları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamaması olabilir. Ek olarak Bishop ve ark.'ın (30) belirttiği gibi tek bir hareket ile asimetri analizinin yapılmasının kısıtlılıkları bulunmaktadır. Asimetri incelemelerinde birden fazla hareket ile testlerin yapılması tutamak koşulu ve asimetri arasında bir ilişki ortaya çıkarabilir.

5.2. EMG Parametreleri

Tutamak eğimi değişimi ile FDS, FDP ve LTRAP kas aktivasyonlarının değişiklik gösterdiği gözlenmiştir. Tutamak eğimi artışı ile barfiks hareketinin çıkış evresinin sonunda ve tepe noktasında FDS kas aktivasyonu artmaktadır (bkz. Şekil 4.22). FDP kas aktivasyonu ise tutamak eğimi artışı ile beraber çıkış evresinin tamamında, tepe noktasında ve iniş evresinin başlangıç ve sonunda artmaktadır (bkz. Şekil 4.23). Bu durum, katılımcıların eğimi artan tutamaklarda uyguladıkları kuvveti ve dolayısıyla ivmelerini artırabilmek için parmak kuvvetlerini artırmalarından kaynaklanıyor olabilir. Bu aktivasyon artışının bir diğer sebebi ise katılımcıların, özellikle çıkış evresinin sonunda ve iniş evresinin başında, tutamak üzerinden kaymamak için tutamak ile parmakları arasındaki sürtünme kuvvetini artırma ihtiyaçları olabilir.

Tutamak eğimi artışı ile LTRAP kasının aktivasyonu çıkış evresinin %20 - %40 aralığında artmaktadır (bkz. Şekil 4.33). Bu artış, artan tutamak eğiminde hareketin çıkış evresinde AP hareket salınımının daralması ile paralel bir bulgudur. Çıkış evresinde artan LTRAP aktivitesi ile omuz kemeri retraksiyonu da artmış ve gövdenin AP doğrultudaki hareketi daralmıştır.

Tutamak derinliği değişimi ile FDP, EDC, BB ve LD kasları aktivasyonları değişiklik göstermektedir. FDP aktivasyonu barfiks hareketin neredeyse tamamında tutamak derinliğinin azalması ile artmaktadır. Bu durum, FDP kasının işlevi düşünüldüğünde beklenen bir bulgudur. EDC kası aktivasyonu çıkış evresinin %20'si ile iniş evresinin %65 ve %90'ında tutamak derinliğinden etkilenmektedir (bkz. Şekil 4.25). Bu kasın aktivasyonu 40 mm koşulunda en fazla, 60 mm koşulunda ise en az seviyededir. Bu durum 40 mm koşulunda 20 mm ve 60 mm koşullarına göre bilek stabilitesinin daha fazla olmasına işaret etmektedir. Ancak EDC kas aktivitesi hakkında daha etraflı bir yorum yapılabilmesi için bilek ekstansiyon açılarının incelenmesi gerekmektedir.

Tutamak derinliğinin artışı ile çıkış evresinin %50'sinde BB aktivasyonu belirgin şekilde değişiklik göstermektedir. Bu aralıkta BB aktivasyonu 20 mm koşulu için en fazla, 40 mm ve 60 mm koşullarında ise benzer seviyededir. (bkz. Şekil 4.27). Vigouroux ve ark. (4) BB aktivasyonunu değişen tutamaklarda incelemiştir. Ancak bu

çalışmada kıyaslanan tutamak derinlikleri bu tez çalışmasından farklıdır. Vigouroux ve ark. BB aktivasyonunun 10 mm tutamak derinliğinde, 22 mm tutamak derinliği ve barfiks barına göre belirgin olarak düşük bir seviyede olduğunu görmüşlerdir. Ancak artan tutamak derinliği ile BB aktivasyonunu ilişkilendirmemişlerdir. Bu tez çalışmasında 20 mm'den daha dar tutamaklar kullanılmadığından iki çalışmanın bulgularını karşılaştırmak sağlıklı olmayacaktır. LD kas aktivasyonu ise iniş evresinin sonunda tutamak derinliğinden etkilenmektedir. LD kas aktivasyonu 20 mm koşulu için en fazla düzeyde, 40 mm ve 60 mm koşullarında ise benzer seviyededir. Bu durumun sebebi 20 mm tutamak derinliğinde iniş evresinin kontrollü bir şekilde gerçekleştirilmesi ihtiyacının daha fazla olması olabilir.

Barfiks hareketi sırasında FDS ve FDP kasları tüm hareket boyunca benzer aktivasyon seviyesindedir. EDC, BB, TB, LD ve LTRAP kasların aktivasyonu ise çıkış evresinde iniş evresine kıyasla daha fazladır. EMG verileri incelendiğinde tutamak koşulundan bağımsız olarak aktivasyonu iniş evresinde çıkış evresinden daha fazla olan bir kas olmadığı görülmektedir. Bununla beraber, çıkış evresinde barfiks hareketinin ana kasları olan BB, LD ve LTRAP kasları maksimum aktivasyona ulaşma sırası LTRAP (~%20), BB (~%50), LD (~%80) şeklinde olmuştur. Bu bulgular Youdas ve ark.'ın (10) bulguları ile örtüşmektedir. Youdas ve ark. barfiks barı ile yapılan barfiks hareketinde maksimum aktivasyona ulaşan ilk kasın LTRAP olduğu, bunu BB kasının izlediği ve en son maksimal aktivasyona ulaşan kasın LD olduğu sonucuna ulaşmıştır. Youdas ve ark.'a göre LD kasının maksimum aktivasyona ulaşması ile çıkış evresi tamamlanmaktadır. Bu tez çalışmasında ulaşılan bu bulgular Dickie ve ark.'ın (12) bulguları ile çelişmektedir. Dickie ve ark. barfiks hareketinde tutuş biçiminden bağımsız olarak (önkol pronasyon-supinasyon, nötr tutuş vb.) BB kas aktivasyonunun çıkış evresinde daha fazla olduğunu belirtse de LD kas aktivasyonunun çıkış ve iniş evrelerinde benzer olduğunu ileri sürmüştür. Bu çalışmada önkol pronasyonu ile gerçekleştirilen barfiks, barfiks barında eller akromion proseslerin 0.2 m dışında olacak şekilde konumlandırılmıştır. Bu tutuş aralığı bu tez çalışmasına kıyasla daha geniştir. Bu durum kas aktivasyon sıralamalarındaki farklı bulguların sebebi olabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmanın bulguları doğrultusunda elde edilen sonuçlar, yapılan çıkarımlar ve öneriler aşağıdaki gibidir.

6.1. Sonuçlar

- 1- Çalışmanın sonucunda eğimli tutamalarda ve tutamak derinliğinin azalması ile barfiks hareketinin antero-posterior doğrultuda daha kontrollü gerçekleştirildiği görüldü. Böylelikle ilk hipotez doğrulanmıştır.
- 2- Eğimli tutamalarda çıkış evresinde uygulanan maksimum kuvvet ve hareket hızının daha az olduğu ve tepe noktanın daha alçak olduğu sonucuna ulaşıldı. Derinliği fazla tutamalarda çıkış evresinde uygulanan maksimum kuvvet ve hareket hızı daha fazla, tepe noktası ise daha yüksek olmuştur. Böylelikle üçüncü hipotez doğrulanmıştır.
- 3- Tutamak koşulunun vücudun sağ ve sol uzuvları arasındaki kuvvet asimetrisine bir etkisi olmadığı sonucuna ulaşılmıştır.
- 4- Eğimli tutamalarda parmak fleksör grubu kasları ile trapez kasının alt liflerinin aktivasyon seviyesinin arttığı sonucuna ulaşılmıştır. Tutamak derinliği azaldıkça FDP kas aktivasyonunun arttığı gözlenmiştir.
- 5- Tutamak eğimi artışı ile BB, TB ve omuz kemeri kaslarının aktivasyonunda belirgin bir değişiklik olmamıştır. İkinci hipotez doğrulanmamıştır.
- 6- Çıkış evresinde kasların maksimum aktivasyona ulaşma sırasının LTRAP (~%20), BB (~%50), LD (~%80) şeklinde olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

6.2. Öneriler

- 1- Hareket verileri toplanırken bacaklara da işaretleyici yerleştirilmesi önerilmektedir. Bu şekilde vücut ağırlık merkezinin takibi yapılabilecek ve eğimli tutamaklar karşısında tercih edilen vücut pozisyonları daha iyi anlaşılacaktır.

- 2- Karın kaslarından da EMG ölçümleri alınarak değişen tutamalarda bu kasların aktivasyonun belirlenmesi hareket kontrolünde karın kaslarının rolüne ışık tutabilecektir.

7. KAYNAKLAR

1. Devise M, Quaine F, Vigouroux L. Assessing climbers' pull-up capabilities by differentiating the parameters involved in power production. *PeerJ*. 2023;11:e15886.
2. Draper N, Dickson T, Blackwell G, Priestley S, Fryer S, Marshall H, et al. Sport-specific power assessment for rock climbing. *Journal of sports medicine and physical fitness*. 2011;51(3):417.
3. Draper N, Giles D, Taylor N, Vigouroux L, España-Romero V, Baláš J, et al. Performance assessment for rock climbers: the international rock climbing research association sport-specific test battery. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2021;16(9):1242-52.
4. Vigouroux L, Devise M, Cartier T, Aubert C, Berton E. Performing pull-ups with small climbing holds influences grip and biomechanical arm action. *Journal of sports sciences*. 2019;37(8):886-94.
5. Amca AM, Vigouroux L, Aritan S, Berton E. Effect of hold depth and grip technique on maximal finger forces in rock climbing. *Journal of sports sciences*. 2012;30(7):669-77.
6. Fuss FK, Weizman Y, Burr L, Niegl G. Assessment of grip difficulty of a smart climbing hold with increasing slope and decreasing depth. *Sports Technology*. 2013;6(3):122-9.
7. Floyd RT, Thompson CW. *Manual of structural kinesiology*: McGraw-Hill New York, NY; 2009.
8. Lippert L, Minor MAD, Towler CD, Minor SD. *Clinical kinesiology and anatomy*: FA Davis Philadelphia, PA; 2011.
9. Amca AM. *Kaya Tırmanışında Tutamak Yapılarına Göre Tutuş Zorluk Derecelerinin Modellenmesi*. 2014.
10. Youdas JW, Amundson CL, Cicero KS, Hahn JJ, Harezlak DT, Hollman JH. Surface electromyographic activation patterns and elbow joint motion during a pull-up, chin-up, or perfect-pullup™ rotational exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(12):3404-14.
11. Urbanczyk CA, Prinold JA, Reilly P, Bull AM. Avoiding high-risk rotator cuff loading: Muscle force during three pull-up techniques. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2020;30(11):2205-14.


12. Dickie JA, Faulkner JA, Barnes MJ, Lark SD. Electromyographic analysis of muscle activation during pull-up variations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017;32:30-6.
13. Lusk SJ, Hale BD, Russell DM. Grip width and forearm orientation effects on muscle activity during the lat pull-down. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(7):1895-900.
14. Andersen V, Fimland MS, Wiik E, Skoglund A, Saeterbakken AH. Effects of grip width on muscle strength and activation in the lat pull-down. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2014;28(4):1135-42.
15. Vigouroux L, Cartier T, Rao G, Berton É. Pull-up forms of completion impacts deeply the muscular and articular involvements. *Science & Sports*. 2023;38(2):150-60.
16. Schweizer A, Furrer M. Correlation of forearm strength and sport climbing performance. *Isokinetics and Exercise Science*. 2007;15(3):211-6.
17. Baláš J, Pecha O, Martin AJ, Cochrane D. Hand–arm strength and endurance as predictors of climbing performance. *European Journal of Sport Science*. 2012;12(1):16-25.
18. Michailov ML, Baláš J, Tanev SK, Andonov HS, Kodejška J, Brown L. Reliability and validity of finger strength and endurance measurements in rock climbing. *Research quarterly for exercise and sport*. 2018;89(2):246-54.
19. Quaine F, Vigouroux L. Maximal resultant four fingertip force and fatigue of the extrinsic muscles of the hand in different sport climbing finger grips. *International journal of sports medicine*. 2004:634-7.
20. Amca AM, Arıtan S, editors. Effect of Hold Sloper Angle and Hold Depth on Maximal Finger Force Capacity of Rock Climbers. *ISBS-Conference Proceedings Archive*; 2015.
21. Schweizer A, Hudek R. Kinetics of crimp and slope grip in rock climbing. *Journal of applied biomechanics*. 2011;27(2):116-21.
22. Vigouroux L, Quaine F, Labarre-Vila A, Moutet F. Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques. *Journal of biomechanics*. 2006;39(14):2583-92.
23. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics: Human kinetics*; 2013.

24. Phadke V, Braman JP, LaPrade RF, Ludewig PM. Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *Journal of biomechanics*. 2011;44(4):700-5.
25. Ltd VMS. *Vicon Plug-in Gait Reference Guide* 2021.
26. Ltd VMS. *Upper Limb Model Product Guide* 2007.
27. Warner M. Instructions for ProCalc Implementation of Upper Limb Model 2023 [Available from: <https://www.vicon.com/software/models-and-scripts/southampton-upper-limb/>].
28. Dos'Santos T, Thomas C, Jones PA. Assessing interlimb asymmetries: Are we heading in the right direction? *Strength & Conditioning Journal*. 2021;43(3):91-100.
29. Parkinson AO, Apps CL, Morris JG, Barnett CT, Lewis MG. The calculation, thresholds and reporting of inter-limb strength asymmetry: A systematic review. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2021;20(4):594.
30. Bishop C, Turner A, Jarvis P, Chavda S, Read P. Considerations for selecting field-based strength and power fitness tests to measure asymmetries. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2017;31(9):2635-44.
31. Jaszczak M. The dynamical asymmetry of the upper extremities during symmetrical exercises. *Human movement*. 2008;9(2):116-20.
32. Vigouroux L, Goislard de Monsabert B, Berton E. Estimation of hand and wrist muscle capacities in rock climbers. *European journal of applied physiology*. 2015;115:947-57.
33. Kim Y, Stapornchaisit S, Kambara H, Yoshimura N, Koike Y. Muscle synergy and musculoskeletal model-based continuous multi-dimensional estimation of wrist and hand motions. *Journal of Healthcare Engineering*. 2020;2020.
34. Fortune BC, McKenzie LR, Chatfield LT, Pretty CG, editors. Crosstalk reduction in forearm electromyography during static gripping. 2018 14th IEEE/ASME International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications (MESA); 2018: IEEE.
35. Blackwell JR, Kornatz KW, Heath EM. Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. *Applied ergonomics*. 1999;30(5):401-5.
36. Konrad P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography. 2005;1(2005):30-5.

37. Perotto AO. Anatomical guide for the electromyographer: the limbs and trunk: Charles C Thomas Publisher; 2011.
38. Hibbs AE, Thompson KG, French DN, Hodgson D, Spears IR. Peak and average rectified EMG measures: which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011;21(1):102-11.
39. Barbero M, Merletti R, Rainoldi A. Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications: Springer Science & Business Media; 2012.
40. Halaki M, Ginn K. Normalization of EMG signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to. *Computational intelligence in electromyography analysis-a perspective on current applications and future challenges*. 2012;10:49957.
41. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. *Muscles: testing and function with posture and pain*: Lippincott Williams & Wilkins Baltimore, MD; 2005.
42. McCabe RA, Orishimo KF, McHugh MP, Nicholas SJ. Surface electromyographic analysis of the lower trapezius muscle during exercises performed below ninety degrees of shoulder elevation in healthy subjects. *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT*. 2007;2(1):34.
43. Bishop C, Read P, Lake J, Chavda S, Turner A. Interlimb asymmetries: Understanding how to calculate differences from bilateral and unilateral tests. *Strength & Conditioning Journal*. 2018;40(4):1-6.
44. Pataky TC. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of biomechanics*. 2010;43(10):1976-82.
45. Draper N, Giles D, Schöffl V, Konstantin Fuss F, Watts P, Wolf P, et al. Comparative grading scales, statistical analyses, climber descriptors and ability grouping: International Rock Climbing Research Association position statement. *Sports Technology*. 2015;8(3-4):88-94.

8. EKLER

EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 - 2422
Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 21 ARALIK 2021 SALI
Toplantı No : 2021/21
Proje No : GO 21/1054(Değerlendirme Tarihi: 05.10.2021)
Karar No : 2021/21-08

Üniversitemiz Spor Bilimleri Fakültesi öğretim üyelerinden Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA'nın sorumlu araştırmacı olduğu, Aslı ALPSOY'un yüksek lisans tezi olan, GO 21/1054 kayıt numaralı "*Tırmanıcılarda Tutamak Derinliği ve Eğiminin Barfiks Hareketine Etkilerinin Biyomekanik İncelemesi*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 22 Aralık 2021 – 22 Aralık 2022 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan **uygun bulunmuştur**. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

1. Prof. Dr. G. Burça AYDIN	(Başkan)	8. Doç. Dr. Hande Güney DENİZ	(Üye)
2. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye)	9. Doç. Dr. Tolga YILDIRIM	(Üye)
3. Prof. Dr. Ayşe Kin İŞLER	(Üye)	10. Doç. Dr. Merve BATUK	(Üye)
4. Prof. Dr. Sibel PEHLİVAN	(Üye)	11. Doç. Dr. Gülten KOÇ	(Üye)
İZİNLİ			
5. Doç. Dr. H. Tuna Çak ESEN	(Üye)	12. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
6. Doç. Dr. Nüket Paksoy ERBAYDAR	(Üye)	13. Av. Buket ÇINAR	(Üye)
İZİNLİ			
7. Doç. Dr. Betül Çelebi SALTİK	(Üye)		

Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
06100 Sıhhiye-Ankara
Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580 • E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

Ayrıntılı Bilgi için:

EK-2: Tez Çalışması Orijinallik Raporu

TIRMANICILARDA TUTAMAK DERİNLİĞİ VE EĞİMİNİN BARFİKS HAREKETİNE ETKİLERİNİN BİYOMEKANİK İNCELEMESİ			
ORIGINALITY REPORT			
5%	3%	3%	%
SIMILARITY INDEX	INTERNET SOURCES	PUBLICATIONS	STUDENT PAPERS
PRIMARY SOURCES			
1	Kevin G Thompson, Donald PM MacLaren, Adrian Lees, Greg Atkinson. "The effects of changing pace on metabolism and stroke characteristics during high-speed breaststroke swimming", Journal of Sports Sciences, 2004 Publication		1%
2	www.ehs.ch Internet Source		<1%
3	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 Internet Source		<1%
4	openaccess.hacettepe.edu.tr Internet Source		<1%
5	eprints.qut.edu.au Internet Source		<1%
6	Gretel Sanabria-Diaz, Jean-Francois Demonet, Borja Rodriguez-Herreros, Bogdan Draganski, Ferath Kherif, Lester Melie-Garcia. "Apolipoprotein E allele 4 effects on Single-		<1%



Digital Receipt

This receipt acknowledges that Turnitin received your paper. Below you will find the receipt information regarding your submission.

The first page of your submissions is displayed below.

Submission author: Aslı Alpsoy
Assignment title: Tez Kontrol
Submission title: TIRMANICILARDA TUTAMAK DERİNLİĞİ VE EĞİTİMİNİN BARFİK...
File name: E_M_N_N_BARF_KS_HAREKET_NE_ETK_LER_N_N_B_YOMEKAN_...
File size: 12.9M
Page count: 94
Word count: 18,264
Character count: 109,929
Submission date: 02-May-2024 10:57AM (UTC+0300)
Submission ID: 2252105472



EK-3: Katılımcı Onam Formu

ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

“Tırmanıcılarda tutamak derinliği ve eğiminin barfiks hareketine etkilerinin biyomekanik incelemesi” başlıklı bu araştırma Yüksek Lisans öğrencisi Ash Alpsoy’un, Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA’nın danışmanlığında yürüttüğü yüksek lisans tez çalışmasıdır. Bu çalışmayı gerçekleştirebilmek için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’ndan gerekli izinler alınmıştır.

Bu çalışmada tırmanış sporunda tutuş derinliği ve tutuş derinliğinin barfiks hareketindeki etkilerinin biyomekanik değerlendirilmesi yapılacaktır. Çalışmaya katılımlarınızın uygunluğunu değerlendirmek için tırmanış geçmişiniz, aktif tırmanma ve mevcut yaralanma durumunuz değerlendirilecektir. Sonrasında boy, kilo, yaş, cinsiyet ve tırmanış seviyesi bilgileriniz alınacaktır.

Test sırasında kas kasılma miktarını ölçmek için elektromyografi (EMG) adlı ölçüm sistemi kullanılacaktır. Belirlenmiş olan kaslarınıza allerjenik olmayan bantlar kullanılarak yüzey EMG sensörleri yerleştirilecektir. Bu sensörler, deri üzerinden kasların aktivasyonunu ölçecek olup kesinlikle derinize ve sağlığınıza zarar vermeyecektir. Sonrasında maksimum kasılma miktarının EMG ölçümleri yapılacaktır. Hareket yakalama sistemi ile hareket analizinizi bilgisayar ortamında değerlendirmek için vücudunuzun çeşitli bölgelerine 42 adet yansıtıcı işaretleyici sabitlenecektir. Kendi ısınma yöntemlerinizle 10 dakika ısındıktan sonra test düzeneğine alışmanız için test tutamaklarında asılma veya barfiks çekme imkanınız olacaktır. Ardından 10 dakika toparlanma süresi verilecektir. Toparlanma gerçekleşmediyse ek süre verilecektir. Testler sırasında rastgele belirlenecek sırada toplam 3 farklı tutamak derinliği (60mm, 40mm ve 20mm) ve 3 farklı tutamak eğiminde (0°, 20° ve 30°) 2’şer dakikalık dinlenme aralıkları ile 2 tekrarlı barfiks hareketi yapmanız istenecektir. Bu hareketi doğal hızınızda, açık veya kapalı tutus kullanarak yapmanız gerekmektedir. Yukarıda bahsedilen ölçümler tek günde kapalı bir alanda 2 saat sürecektir. Bu veriler daha sonra MATLAB isimli yazılım ile bilgisayar ortamında geliştirilecek kodlar kullanılarak analiz edilecektir. Arzu ederseniz tüm veriler daha sonra sizlerle paylaşılacaktır. İstedığınız zaman çalışmaya katılımdan çekilebileceğiniz gibi herhangi bir olumsuzlukta testleri de durdurabilirsiniz.

Katılımcının Beyanı

Yukarıdaki metni okudum ve anladım. Çalışmanın gönüllülük esasına dayandığını ve Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun izni ile yapıldığını biliyorum. 18 yaşından büyük olduğumu kimlik bilgilerimle beyan ediyorum.

Beyan ettiğim kimlik bilgilerimin araştırmacı tarafından paylaşılmasında sakınca,

vardır /yoktur .

Çalışmaya katılırken sağlıklı hissettiğimi, 1 hafta öncesine kadar bilgim dahilinde yeni koronavirüs hastalığı geçirmediğimi veya bir hasta ile temasta bulunmadığımı beyan ediyorum.

Çalışma süresince pandemi koşullarında maksimum güvenliği sağlamak için, burnumu ve ağızımı kapatacak şekilde önerilen koruma seviyesinde, asgari 3 katlı cerrahi tip maske takacağımı ve kişisel hijyenime dikkat edeceğimi kabul ediyorum. Sorumlu araştırmacıları hijyen kurallarına uymaması durumunda uyurabileceğim ve çalışmadan bu sebeple çekilebileceğim veya uygun koşulların sağlanmasını talep edebileceğim farkındayım.

Çalışmada gerçekleştirilecek deneylerde kendime ait çeşitli antropometrik ölçüm verilerinin alınacağını biliyorum. Testler sırasında hazırlanmış düzende 2 tekrarlı barfiks hareketi gerçekleştirileceğini ve bu sırada yerleştirilmiş elektrotlar ile vücudumdaki kasların aktivitesinin ölçüleceğini, testler sırasında kamera kaydı alınacağını biliyorum. Çalışmanın aşamalarında belirlenen şartları sağlayamamam halinde çalışmadan çıkarılabileceğimi biliyorum. Herhangi bir olumsuzlukta veya istediğim herhangi bir anda testi durdurabileceğimi biliyorum. Aynı şekilde refakatçim ve görüşme tanığımın testi durdurabileceğini biliyorum. Bu bana hiçbir sorumluluk yüklemeyecektir. Çalışma başladıktan sonra istediğim herhangi bir zaman gönüllü katılımdan çekilebileceğimi, çalışma devam ederken veya sona erdikten sonra Dr. Öğr. Ü. Arif Mithat AMCA'ya . Aslı ALPSOY'a numaralı telefonlardan ulaşım çalışmaya ile ilgili bilgi alabileceğimi biliyorum.

Bu formu imzalayarak aşağıdakileri kabul ettiğimi beyan ederim.

1. Araştırmanın amacı bana açıklandı

2. Bu çalışmaya katılımım tamamen gönüllüdür

3. Sorduğum sorular yeterli düzeyde yanıtlandı

4. Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Araştırmanın amacını ve bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde "katılımcı" olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı

Görüşme Tanığı

Adı, soyadı:

Adı, soyadı:

Adres:

Adres:

Tel:

Tel:

İmza

İmza

Katılımcı ile görüşen araştırmacı

Adı soyadı, unvanı:

Adres:

Tel:

İmza:

EK-4: Katılımcı Veri Toplama Formu

KATILIMCI NO: _____

Tarih: ____/____/____

Saat: _____

Lütfen sorularda bırakılan boşlukları doldurunuz. Hacettepe Üniversitesi olarak katılımınız için teşekkür ederiz.

KATILIMCI BİLGİLERİ	
Doğum Tarihi:	
Cinsiyet:	

YARALANMA GEÇMİŞİ		
Mevcut yaralanmanız bulunuyor mu?	EVET	HAYIR
Son 3 ayda üst ekstremitede yaralanma yaşadınız mı?	EVET	HAYIR

ANTROPOMETRİK VERİLER

(Bu kısım araştırmacı tarafından yapılacak ölçümler sonrasında doldurulacaktır.)

BOY VE VÜCUT KÜTLESİ		
Vücut Kütlesi (Kg)		
Boy (cm)		
Kol Açıklığı (cm)		
Uzanma Boyu (cm)		
Kol Uzunluğu (cm)	Sol	Sağ

VÜCUT YAĞ YÜZDESİ		

TEST BİLGİSİ
Notlar: (çalışmaya dâhil edilmeme sebepleri, test sırasında yaşanan problemler gibi)

KATILIMCI DETAYLARI					
Katılımcı No:					
TIRMANIŞ DENEYİMİ					
Ne kadar zamandır tırmanış sporuyla ilgileniyorsunuz?		(yıl & ay)			
Genellikle haftada kaç seans tırmanıyorsunuz?		(seans sayısı)			
TIRMANIŞ YETİSİ					
(OS= on-sight; RP= red-point)		Outdoor		Indoor	
Son 3 aydaki derece (3 başarılı tırmanış)		OS	RP	OS	RP
Son 3 aydaki en yüksek derece		OS	RP	OS	RP
Son 12 aydaki derece (3 başarılı tırmanış)		OS	RP	OS	RP
Son 12 aydaki en yüksek derece		OS	RP	OS	RP
Tüm zamanlar derece (3 başarılı tırmanış)		OS	RP	OS	RP
Tüm zamanlar en yüksek derece		OS	RP	OS	RP
Tarih:		OS	RP	OS	RP
Yarışmalara katıldıysanız son yarışmadaki dereceniz		Yerel	Ulusal	Uluslararası	

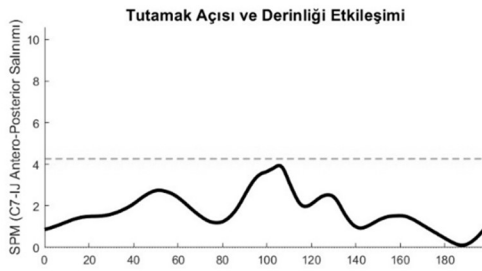
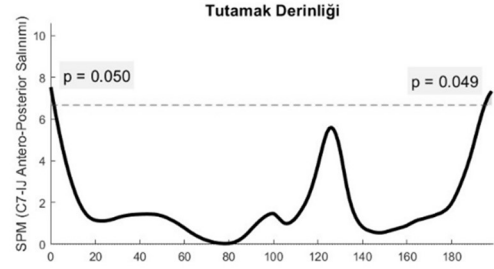
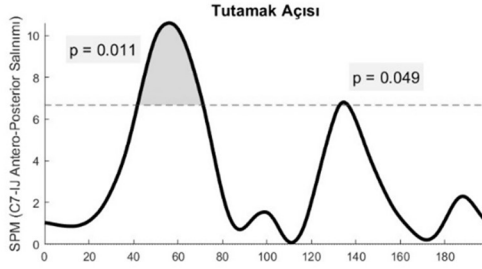
EK-5: Tırmanış Zorluk Dereceleri Dönüşüm Tablosu

Tırmanış Zorluk Dereceleri Tablosu (45)

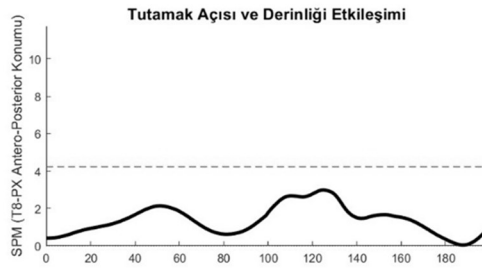
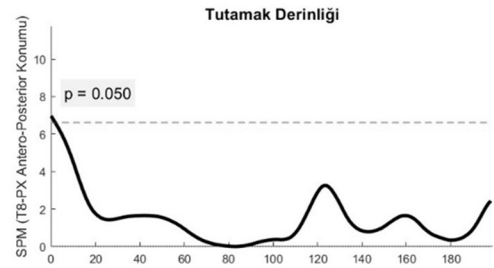
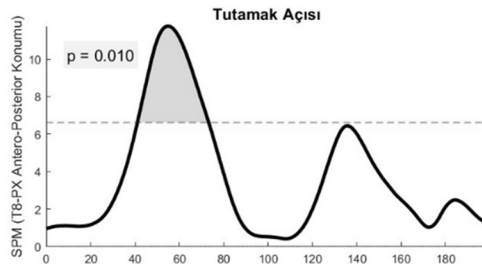
Climbing Group	Vermin Font		IRCRA					Metric			
			Reporting Scale	YDS	French/sport	British Tech	Ewbank	BRZ	UIAA	UIAA	Watts
Lower Grade (Level 1) Male & Female			1	5.1	1		2	4	I sup	I	1.00
			2	5.2	2			6	II	II	2.00
			3	5.3	2+			8	II sup	III	3.00
			4	5.4	3-			10	III	III+	3.50
			5	5.5	3			12	IV	IV	4.00
			6	5.6	3+			14	V	IV+	4.33
			7	5.7	4			16	V	V-	4.66
			8	5.8	4+			18	V	V	5.00
	VB	<2	9	5.9	5		5a	20	V sup	V+	5.33
			10	5.10a	5+			22	VI	VI-	5.66
			11	5.10b	6a			24	VI	VI	6.00
Intermediate (Level 2) Female	V0-	3	11	5.10b	6a		5b	19	VI	VI	6.00
	V0	4	12	5.10c	6a+			20	VI sup	VI+	6.33
Intermediate (Level 2) Male	V0+	4+	13	5.10d	6b		5c	21	VI sup	VII-	6.66
	V1	5	14	5.11a	6b+			22	VI sup	VII	7.00
			15	5.11b	6c			23	7a	VII+	7.33
			16	5.11c	6c+		6a	24	7b	VIII-	7.66
			17	5.11d	7a			25	7c	VIII	8.00
Advanced (Level 3) Female	V3	6A+ 6B	17	5.11d	7a			26	8a	VIII	8.00
	V4	6B+	18	5.12a	7a+		6b	27	8a	VIII+	8.33
			19	5.12b	7b			28	8b	IX-	8.66
Advanced (Level 3) Male	V5	6C+ 7A	19	5.12b	7b			29	8c	IX-	8.66
	V6	7A	20	5.12c	7b+			30	9a	IX	9.00
			21	5.12d	7c		6c	31	9a	IX	9.00
			22	5.13a	7c+			32	9b	IX+	9.33
Elite (Level 4) Female	V8	7B	23	5.13b	8a			33	9c	X-	9.66
	V9	7B+	24	5.13c	8a+			34	10a	X-	9.66
			25	5.13d	8a+			35	10a	X	10.00
Elite (Level 4) Male	V10	7C+ 8A	25	5.13d	8b		7a	36	10b	X	10.00
	V11	8A	26	5.14a	8b+			37	10c	X+	10.33
			27	5.14b	8c			38	11a	XI-	10.66
			28	5.14c	8c+			39	11a	XI-	10.66
Higher Elite (Level 5) Male	V13	8B	28	5.14c	8c+			40	11b	XI	11.00
	V14	8B+	29	5.14d	9a		7b	41	11c	XI	11.00
	V15	8C	30	5.15a	9a+			42	12a	XI+	11.33
	V16	8C+	31	5.15b	9b			43	12b	XII-	11.66
			32	5.15c	9b+			44	12c	XII	12.00

EK-6: SPM Analizi Sonuçları

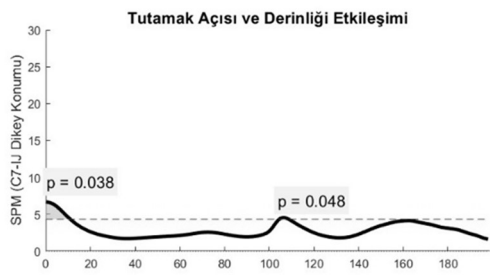
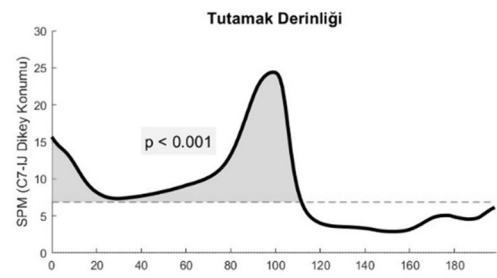
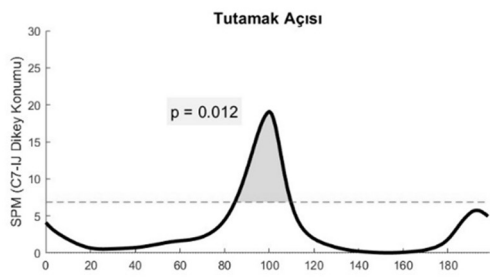
- C7-IJ Antero-Posterior Konumu SPM Analiz Çıktısı



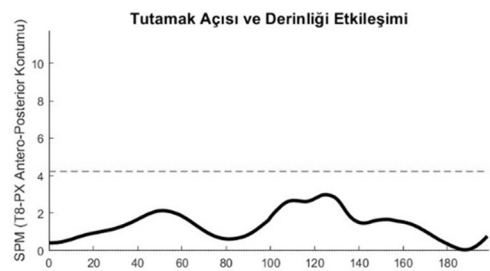
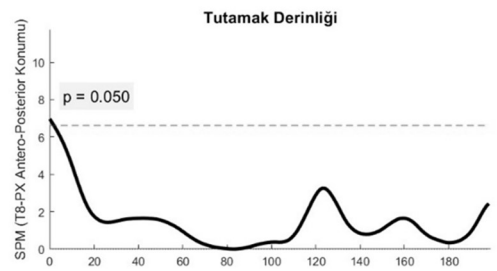
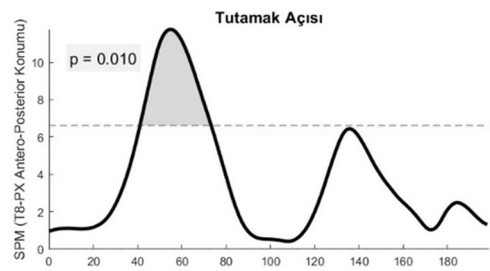
- T8-PX Antero-Posterior Konumu SPM Analiz Çıktısı



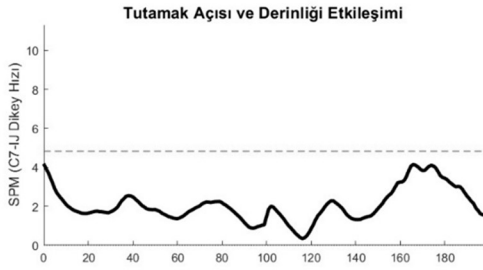
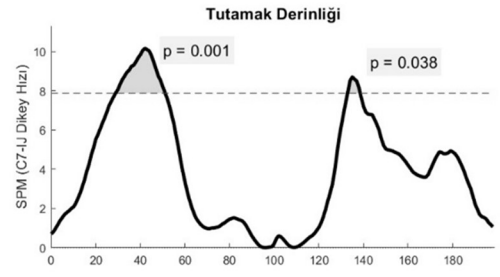
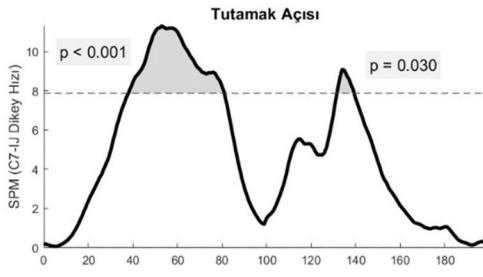
- C7-IJ Dikey Konumu SPM Analiz Çıktısı



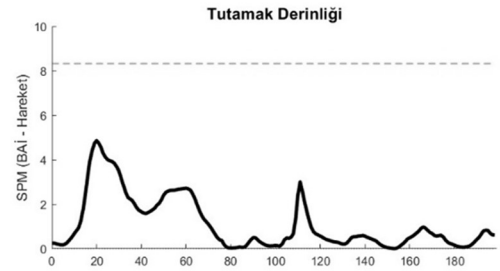
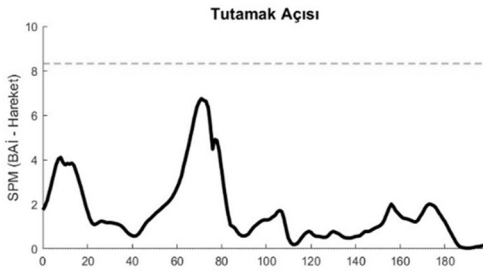
- T8-PX Dikey Konumu SPM Analiz Çıktısı



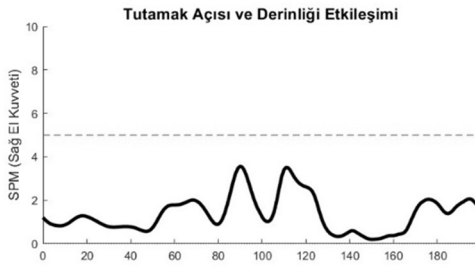
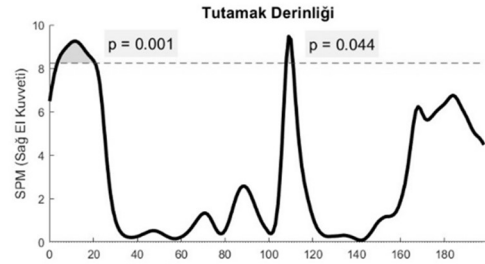
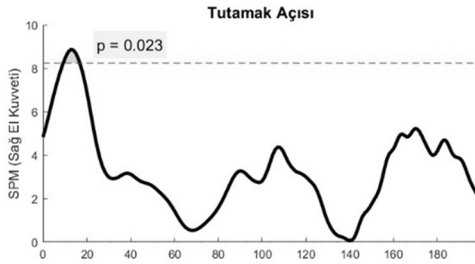
- C7-IJ Dikey Hızı SPM Analiz Çıktısı



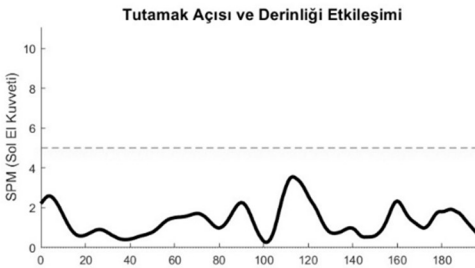
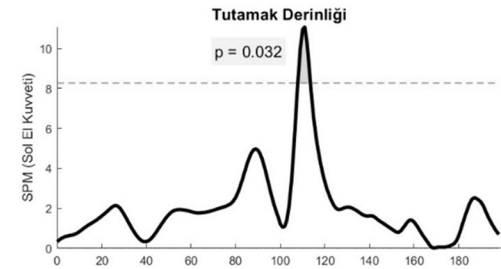
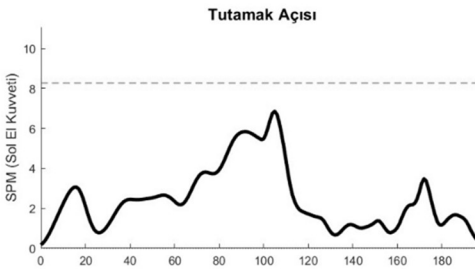
- Bilateral Asimetri İndeksi (BAİ) - Hareket SPM Analiz Çıktısı



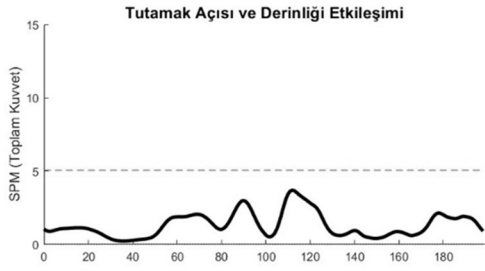
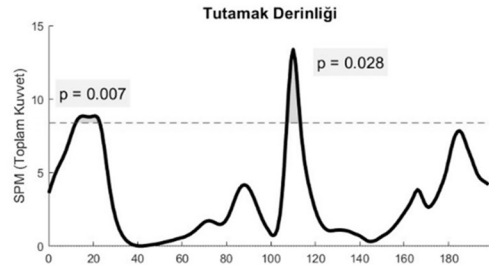
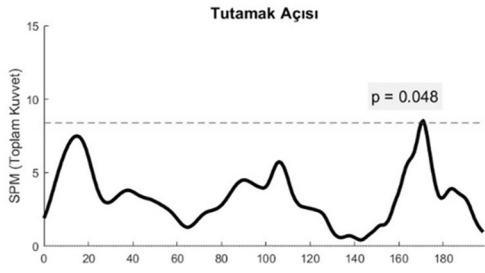
- Sağ El Kuvveti SPM Analiz Çıktısı



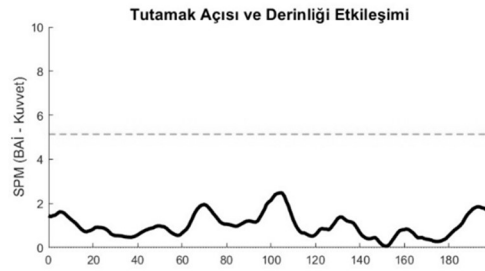
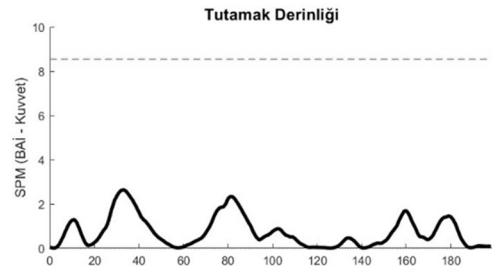
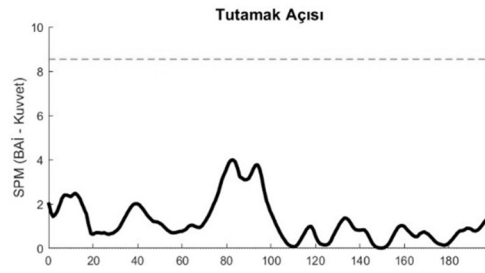
- Sol El Kuvveti SPM Analiz Çıktısı



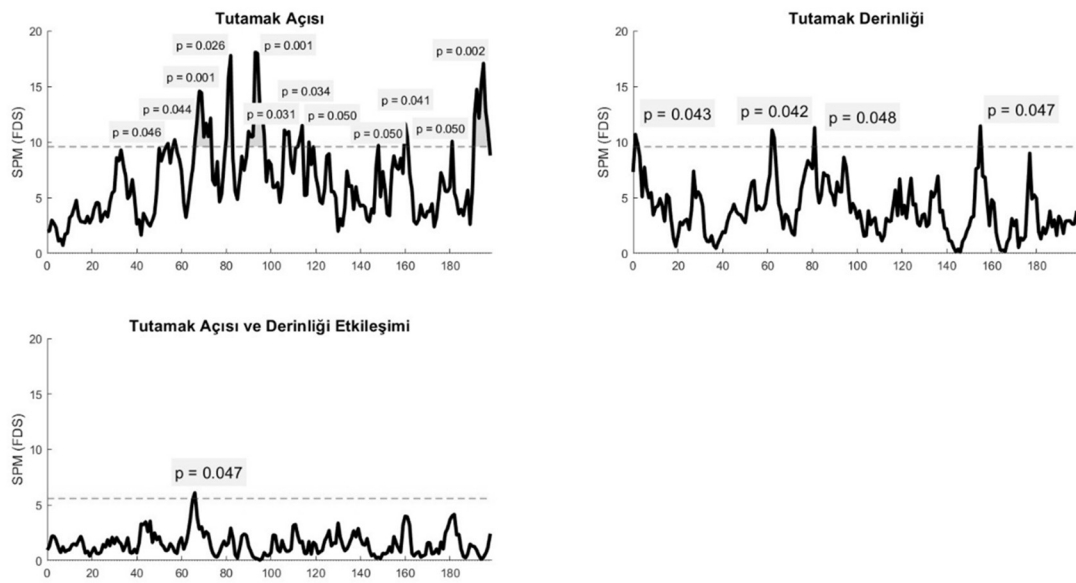
- Toplam Kuvvet SPM Analiz Çıktısı



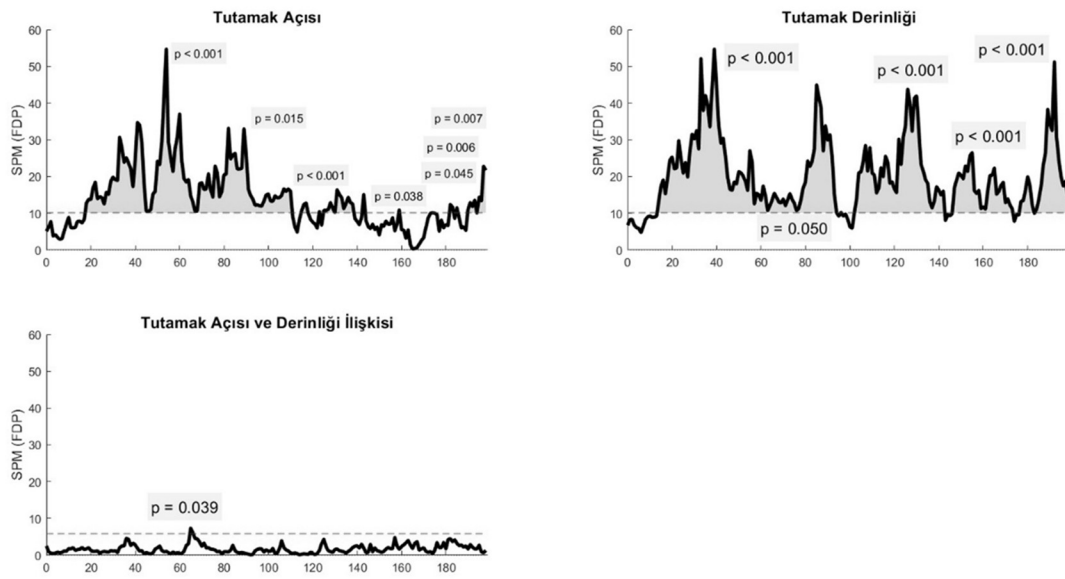
- Bilateral Asimetri İndeksi (BAİ) - Kuvvet SPM Analiz Çıktısı



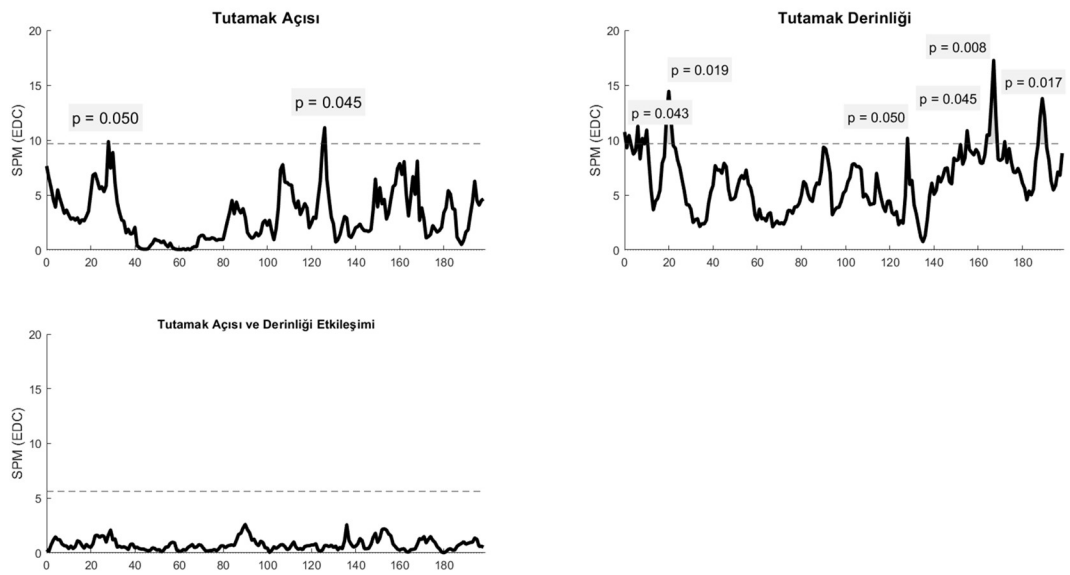
- Flexor Digitorum Superficialis (FDS) EMG SPM Analiz Çıktısı



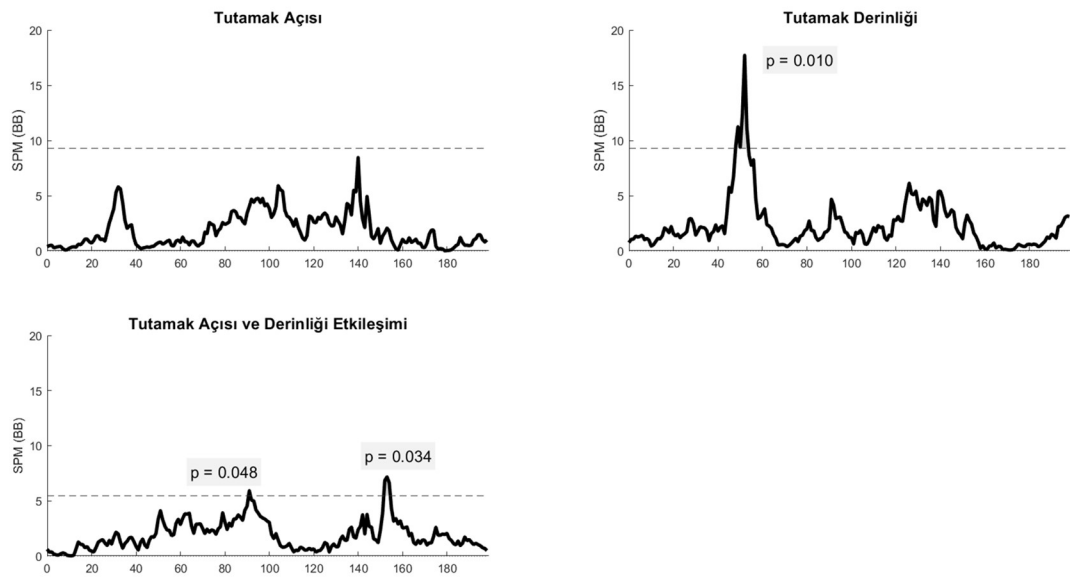
Flexor Digitorum Profundus (FDP) EMG SPM Analiz Çıktısı



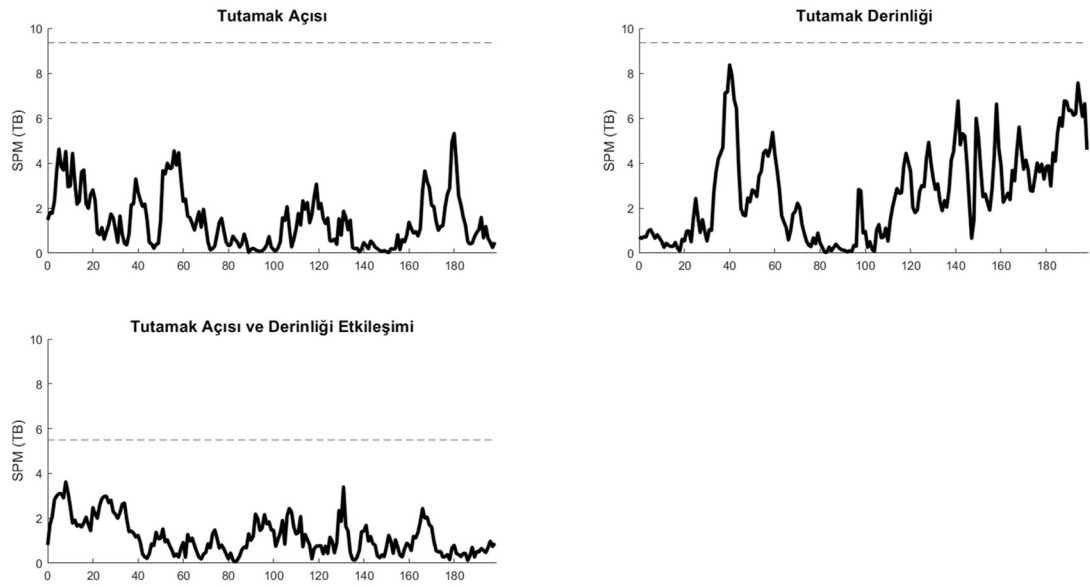
- Extensor Digitorum Communis (EDC) EMG SPM Analiz Çıktısı



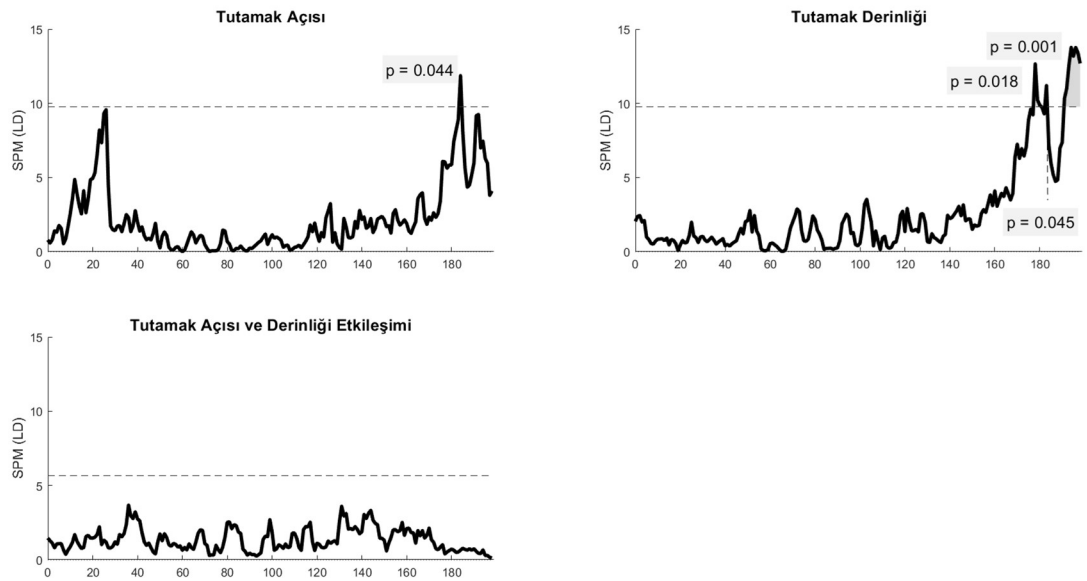
Biceps Brachii (BB) EMG SPM Analiz Çıktısı



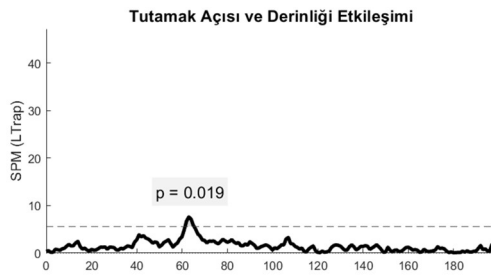
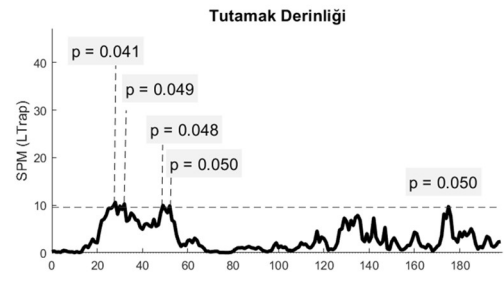
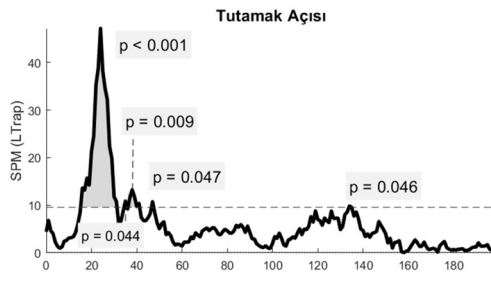
- Triceps Brachii (TB) EMG SPM Analiz Çıktısı



Latissimus Dorsi (LD) EMG SPM Analiz Çıktısı

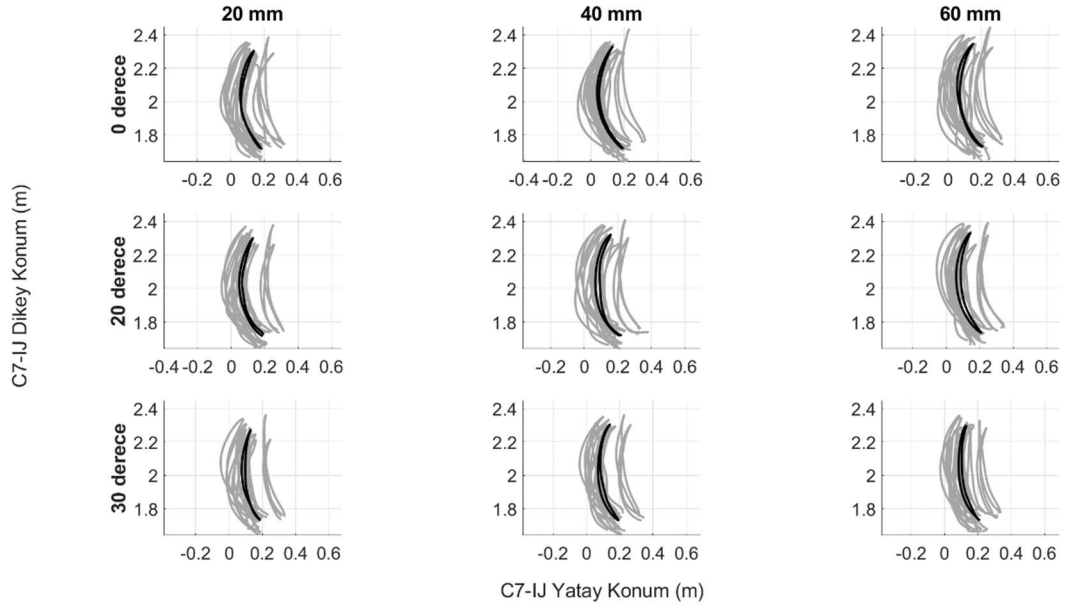


- Lower Trapezius (LTRAP) EMG SPM Analiz Çıktısı

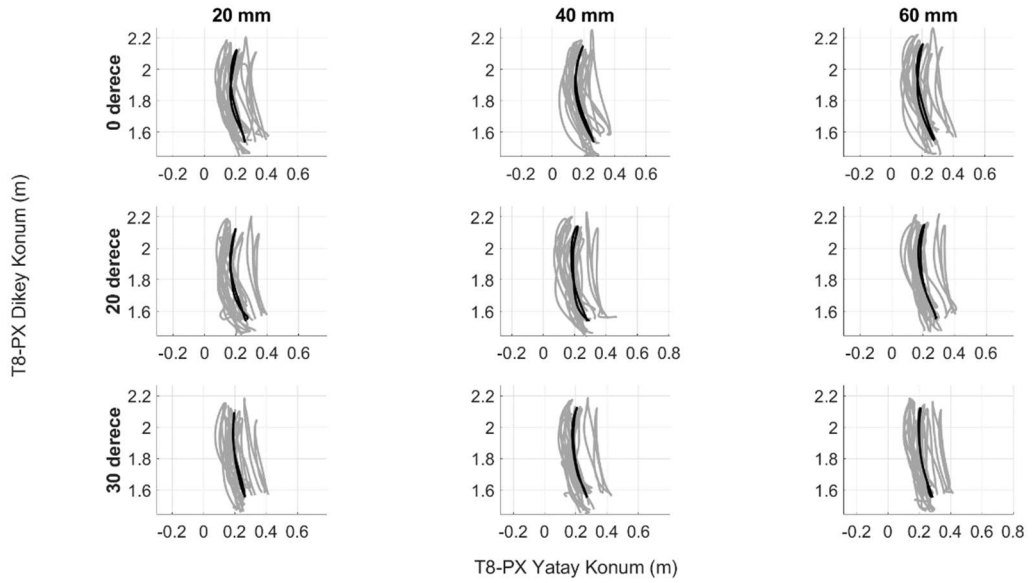


EK-7: Antero-Posterior Salınım Grafikleri

- C7-IJ Yatay ve Dikey Konum (Antero-Posterior Konum)



- T8-PX Yatay ve Dikey Konum (Antero-Posterior Konum)



ÖZGEÇMİŞ***Ad – Soyad****Aslı ALPSOY*