

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KAYA TIRMANIŞINDA TUTAMAK YAPILARINA GÖRE
TUTUŞ ZORLUK DERECELERİNİN MODELLENMESİ

Arif Mithat AMCA

Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Yrd. Doç. Dr. Serdar ARITAN

ANKARA
2014

Anabilim Dalı : Spor Bilimleri ve Teknolojisi
Program : Spor Bilimleri ve Teknolojisi
Tez Başlığı : Kaya tırmanışında tutamak yapılarına göre tutuş
zorluk derecelerinin modellenmesi

Öğrenci Adı-soyadı : Arif Mithat Amca
Savunma Sınavı Tarihi : 25.12.2014

Bu çalışma jürimiz tarafından doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: **Prof. Dr. Fatih Yaşar**
Hacettepe Üniversitesi

Tez Danışmanı: **Yrd. Doç Dr. Serdar Arıtan**
Hacettepe Üniversitesi

Üye: **Prof. Dr. A. Haydar Demirel**
Hacettepe Üniversitesi

Üye: **Prof Dr. Ayşe Kin İşler**
Hacettepe Üniversitesi

Üye: **Yrd. Doç. Dr. Murat Çilli**
Sakarya Üniversitesi

ONAY

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof.Dr. Ersin FADILLIOĞLU
Müdür

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında desteğini benden esirgemeyen, beni cesaretlendiren ve fikirleriyle yönlendiren danışmanım Yrd. Doç. Dr. Serdar Arıtan'a,

Fransa'da araştırma yapmamın yolunu açan, oradaki çalışmalarımız sırasında benim kadar emek harcıyıp katkı sağlayan, hem akademik hem de sosyal hayatta beni destekleyen hocam ve arkadaşım Doç. Dr. Laurent Vigouroux'a,

Doktora tezimin araştırma döneminin ilk yılını geçirdiğim, ilk günden itibaren bana çok sıcak davranan ve araştırmalarımın destek olan Aix-Marseille Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi ve Etienne-Jules Marey Hareket Bilimi Enstitüsü'ndeki çalışma arkadaşlarıma ve hocalarıma,

Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'nde yaptığım çalışmalarda kullandığım test düzeneğinin hazırlanmasında önemli katkıları olan ve gerek yaptığım ön testlerde gerek çalışma sırasında bana yeni fikirler vererek çalışmanın gelişmesine katkı sağlayan arkadaşım Doç. Dr. Bora Maviş'e, test düzeneğinde kullandığımız bağlantı parçalarının üretiminde yardımcı olan Hacettepe Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü atölyesi çalışanlarına,

Tez çalışmam kapsamında yaptığım testlere katılan Marsilya'daki tırmanıcılara ve Ankara'daki tırmanıcı arkadaşlarıma,

Doktora sürecindeki tüm sıkıntılı dönemlerimde yanımda olan, pozitif enerjisi ile beni motive eden ve her konuda destek olan eşim Funda Akcan Amca'ya, Eğitim hayatım boyunca beni destekleyen ve bugünlere gelmemde büyük emekleri olan başta annem İnci Amca ve babam İlhan Amca olmak üzere tüm aileme en içten teşekkürlerimi sunuyorum.

Bu tez çalışmalarının bir bölümü Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından BAB6070 Lisansüstü Öğrenim Araştırma Projesi kapsamında desteklenmiştir (H.Ü.B.A.B. 014.T04.102.001).

ÖZET

Amca, A.M. Kaya tırmanışında tutamak yapılarına göre tutuş zorluk derecelerinin modellenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spor Bilimleri Programı Doktora Tezi, Ankara, 2014. Bu çalışmada, farklı tutuş teknikleri, tutamak derinlikleri ve tutamak yüzey açılarındaki tırmanıcıların uygulayabildikleri maksimal parmak kuvveti kapasiteleri ve yorgunluk ilişkileri incelenerek tutamaklar ve tutuşlar için bu değişkenlere bağlı bir zorluk fonksiyonu ve modeli oluşturulması amaçlanmıştır. Bu bağlamda birbirini takip eden üç farklı çalışma yapılmıştır. İlk çalışmada, tutamak derinliği ve tutuş tekniklerinin maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) üzerindeki etkileri araştırılmış ve derinliğin azalması ile MPKK'nın azaldığı bulunmuştur. İkinci çalışmada tutamak derinliği ile tekrarlı izometrik parmak kuvveti dayanıklılığı arasındaki ilişki incelenmiştir. Derinliği 1 cm olan tutamakta kuvvet kapasitesinde daha fazla ve keskin düşüş olduğu görülmüştür. Ama bireysel farklılıklar nedeniyle tutamak derinliğine bağlı olarak dayanıklılık performansı üzerinde belirgin bir etki bulunamamıştır. Üçüncü çalışmada, hem tutamak derinliği hem de yüzey açısı değiştirilerek MPKK incelenmiştir. Artan tutamak yüzey eğimi ile MPKK'nın azaldığı ve bu azalmanın yüzey derinliği az olan tutamalarda daha belirgin olduğu bulunmuştur. Çalışmada ayrıca tutamak derinliğinin azalması ile tüm tutamak yüzey açılarındaki MPKK'nın da azaldığı gösterilmiştir. Bu çalışmaların bulguları birleştirilip değerlendirilerek tutamak derinliği ve yüzey açısına bağlı olarak tırmanıcıların tutamak üzerinde uygulayabildiği ortalama relatif MPKK değerleri belirlenmiş ve bu değerler yardımıyla tutamakların zorluk sınıflandırılması yapılmıştır. Oluşturulan MPKK kestirim fonksiyonları ile tutamak tutuş zorluğunun tanımlanmasında yeni modeller önerilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Modelleme, ön kol, tutuş, parmak kuvveti, kas dayanıklılığı

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.B (014 T04 102 001).

ABSTRACT

Amca, A.M. Modelling of the grip difficulty according to hold structure in rock climbing. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Sport Sciences, Ankara, 2014. The aims of this study were to analyze the effects of grip techniques, hold depth and hold inclination on maximal finger force capacity (MFFC) and muscle fatigue in order to develop a hold difficulty model related to these parameters. For these purposes, three consecutive studies were conducted. In the first study, the relationship between hold depth, grip technique and MFFC were examined and it was concluded that MFFC falls with the decrease in hold depth. In the second study, the effects of hold depth on intermittent finger force endurance were examined and it was seen that there is an excessive and sharp decline on 1 cm depth hold. However, there was not any significant effect of hold size on finger endurance because of individual differences. In the third study, the effects of hold surface inclination on MFFC were analysed on various depths of holds. The results showed that MFFC decreases with the increase in the hold surface inclination and this decline is more notable on narrow holds. Besides, it was concluded that MFFC decreases from larger to narrower holds independently from hold inclination. The results of all these three studies were combined and a hold difficulty model was created.

Key Words: Modelling, forearm, grip, finger force, muscle endurance

Supported by H.Ü.B.A.B (014 T04 102 001).

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER	xi
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. El ve Önkol Anatomisi	6
2.1.1. El, Bilek Kemikleri ve Eklemler	6
2.1.2. El ve Parmakların Hareketini Sağlayan Kaslar	7
2.1.3. El ve Parmak Modelleri	16
2.2. Kaya Tırmanışı	17
2.2.1. Kaya Tırmanışının Alt Disiplinleri	18
2.2.2. Kaya Tırmanışında Biyomekanik Çalışmalar	20
2.2.3. Tutuş Teknikleri (açık, kapalı, sıkma ve kompleks tutuş)	23
2.2.4. Açık ve Kapalı Tutuşun Biyomekanik Özellikleri	26
2.2.5. Kaya Tırmanışında Rota Zorluk Derecelendirmesi	26
2.2.6. Kaya Tırmanıcılarının Antropometrik Özellikleri	28
2.2.7. Kaya Tırmanışının Fizyolojik Gereklilikleri	29
2.2.8. Kaya Tırmanıcılarında Maksimal Tutuş ve Parmak Kuvveti	31
2.2.9. Kaya Tırmanıcılarında Tutuş ve Parmak Kuvveti Dayanıklılığı	32
3. TUTUŞ TEKNİĞİ VE TUTAMAK DERİNLİĞİNİN MAKSİMAL PARMAK KUVVET KAPASİTESİ ÜZERİNE ETKİLERİ	34
3.1. Giriş	34
3.2. Yöntem	35
3.2.1. Katılımcılar	35
3.2.2. Antropometrik Ölçümler	35

3.2.3. Deney Düzeneği	36
3.2.4. Deney Protokolü	40
3.2.5. Veri Analizi	43
3.2.6. İstatistikler	44
3.3. Bulgular	44
3.3.1. Dikey Maksimal Parmak Kuvvet Kapasitesi	44
3.3.2. Polinom Regresyon Modeli	46
3.3.3. Anterior-Posterior Maksimal Parmak Kuvvet Kapasitesi	47
3.3.4. Kinematik Analiz	49
3.4. Tartışma	51
3.5. Sonuç ve Öneriler	54
4. TUTAMAK DERİNLİĞİ VE TEKRARLI SUB-MAKSİMAL PARMAK KUVVETİ PERFORMANSI	55
4.1. Giriş	55
4.2. Yöntem	56
4.2.1. Katılımcılar	56
4.2.2. Antropometrik Ölçümler	56
4.2.3. Deney Düzeneği	57
4.2.4. Elektromiyografi (EMG) Ölçümü	60
4.2.5. Deney Protokolü	62
4.2.6. Veri Analizi	64
4.3. Bulgular	66
4.4. Tartışma	68
4.5. Sonuç ve Öneriler	70
5. TUTAMAK YÜZEY EĞİMİ VE TUTAMAK YÜZEY DERİNLİĞİ'NİN MAKSİMAL PARMAK KUVVET KAPASİTESİ ÜZERİNE ETKİLERİ	71
5.1. Giriş	71
5.2. Yöntem	72
5.2.1. Katılımcılar	72
5.2.2. Antropometrik Ölçümler	72
5.2.3. Deney Düzeneği	73
5.2.4. Deney Protokolü	77

5.2.5. Veri Analizi	79
5.2.6. İstatistikler	79
5.3. Bulgular	80
5.4. Tartışma	82
5.5. Sonuç ve Öneriler	85
6. FARKLI YÜZEY ÖZELLİKLERİNE SAHİP TUTAMAKLARIN SINIFLANDIRILMASI VE ZORLUK MODELİ OLUŞTURULMASI	86
6.1. Giriş	86
6.2. Yöntem	87
6.3. Bulgular	87
6.4. Tartışma	91
6.5. Sonuç ve Öneriler	94
KAYNAKLAR	95
EKLER	
EK 1: Kaya Tırmanış Rotaları Zorluk Derecesi Çevrim Tablosu	
EK 2: UIAA Metrik Zorluk Derecesi Çevrim Skalası	
EK 3: Kişisel Bilgi Formu	
EK 4: Araştırma Projesi Etik Kurul Kararı	
EK 5: Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Onam Formu	
EK 6: Katılımcı Kişisel Bilgi Formu	
EK 7: Test Öncesi Zorunlu Özel Isınma Protokolü	
EK 8: Yayınlar ve Bildiriler	

SİMGELER VE KISALTMALAR

A/P	Anterior-Posterior
CMC	Karpometakarpal
d	Tutamak yüzey derinliği
DIP	Distal interfalangeal
ED	Ekstansör digitorum
EDC	Ekstansör digitorum communidis
EMG	Elektromiyografi
FDP	Fleksör digitorum profundus
FDS	Fleksör digitorum superficialis
F _N	Normal kuvvet
F _s	Sürtünme kuvveti
F _T	Teğetsel kuvvet
IP	Interfalangeal
KAE	Kuvvet azalım eğimi
KAH	Kalp atım hızı
KAI	Kuvvet azalım indeksi
KK	Kasılma kuvveti
KS	Kasılma sayısı
MCP	Metakarpofalangeal
MIK	Maksimal istemli kasılma
MPKK	Maksimal parmak kuvvet kapasitesi
MUS	Maksimal uyarım seviyesi
PIP	Proksimal interfalangeal
TBK	Test başlangıç kuvveti
TSK	Test sonu kuvveti
UIAA	Uluslararası Dağcılık ve Tırmanış Federasyonu
VKİ	Vücut kütle indeksi
VO ₂ maks	Maksimal oksijen tüketimi
α	Tutamak yüzey açısı
μ	Sürtünme katsayısı

ŞEKİLLER

	Sayfa
2.1. El kemikleri ve eklem yapısı, sağ el palmar görünümü.	7
2.2. Ön kolun anterior tarafında yer alan, el bileği ve parmaklara fleksiyon hareketini yaptıran kaslar.	9
2.3. Önkolun posterior tarafında yer alan, el bileği ve parmaklara ekstansiyon hareketini yaptıran kaslar.	11
2.4. FDP, FDS ve ED kasları tendonlarının bağlantı yerleri.	15
2.5. Parmaklarda yer alan makara yapıları: A = halkasal (anuler), C = çapraz (krusiform).	15
2.6. A) Açık tutuş B) Yarı kapalı tutuş.	24
2.7. Başparmağın işaret parmak üzerinde kullanıldığı tam kapalı tutuş.	25
2.8. Sıkma tutuş.	25
3.1. Test platformu ve bağlantı parçaları.	37
3.2. Kuvvet sensörü pozisyonu ve eksen tanımlaması.	37
3.3. LabView sensör kalibrasyonu ve işlem basamakları akış diagramı.	38
3.4. Deney düzeneği, kullanılan ekipmanlar ve bağlantı sistemi.	39
3.5. Maksimal parmak kuvvet kapasitesi ölçüm sistemi ve deney düzeneği.	39
3.6. Tutamak yapısı ve özellikleri.	40
3.7. Standart test başlangıç pozisyonu.	41
3.8. A) Yansıtıcı işaretleyicilerin konumu, üye ve eklem açıları. B) Kayıt edilen tipik bir kuvvet verisinde dikey ve anterior-posterior kuvvetlerin değişim grafiği.	42
3.9. Tutamak derinliğine göre ortalama dikey maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) sonuçları (*: $P<0.05$).	45
3.10. Tutuş tekniğine göre ortalama dikey maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) sonuçları (*: $P<0.05$).	46
3.11. Farklı tutuş teknikleri için ortalama dikey maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) değerleri, her bir tutuş için kullanılan polinom	

modeli ve kestirimi yapılan Bourne ve ark. (11)'nin kapalı tutuş için elde ettikleri ortalama maksimal parmak kuvveti değerleri.	47
3.12. Tutamak derinliğine göre ortalama anterior-posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) sonuçları.	48
3.13. Tutuş tekniğine göre ortalama anterior-posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) sonuçları (*: $P<0.05$).	49
4.1. Deney düzeneği, kullanılan ekipmanlar ve bağlantı sistemi.	58
4.2. Deney düzeneği fotoğrafı.	59
4.3. Geri bildirim ekranı ve test sayacı.	60
4.4. EMG yüzey elektrotlarının yerleştirildiği yerler. 1 ve 2 nolu elektrotlar fleksör grup kaslarının (FDS, FDP) aktivitesini, 3 nolu elektrot ise ekstansör grup kaslarından EDC'nin aktivitesini değerlendirmek için kullanılmıştır.	61
4.5. Standart test pozisyonu.	63
4.6. 2 cm (*), 3 cm (○) ve 4 cm (+) tutamaklar için normalize edilmiş ortalama EMG medyan frekans değerleri.	68
5.1. Test platformu ve bağlantı parçaları.	74
5.2. SIMULINK blok diagramı ve anlık geri bildirim grafikleri.	75
5.3. Impetus Interval Timer uygulaması test protokolü ekran görüntüsü.	75
5.4. Deney düzeneği, kullanılan ekipmanlar ve bağlantı sistemi.	76
5.5. Tutamakların yapısı ve özellikleri.	76
5.6. Destek kartonlarının kullanımı ve tutamak derinliğinin ayarlanması.	77
5.7. Standart test pozisyonu.	78
5.8. Tutamak yüzey derinliğine göre ortalama maksimal parmak kuvvet kapasitesi sonuçları.	81
5.9. Tutamak eğimine göre ortalama maksimal parmak kuvvet kapasitesi sonuçları.	82
5.10. Tutamak üzerinde etkiyen kuvvetlerin serbest cisim diagramı.	83
5.11. Deneysel dikey MPKK sonuçları (o) ve teorik olarak hesaplanan dikey MPKK (+) karşılaştırması.	84
6.1. Birinci ve üçüncü çalışmada 0° yüzey eğimli tutamak üzerinde uygulanan relatif MPKK verileri ve regresyon polinomları.	88

6.2.	0° yüzey eğimli tutamak üzerinde uygulanan relatif MPKK ve regresyon polinomu.	88
6.3.	Tutamak derinliği ve yüzey açısına bağlı olarak üçüncü çalışma sonucu elde edilen relatif dikey MPKK değişimi.	89
6.4.	Tutamak derinliği ve yüzey açısına bağlı olarak relatif dikey MPKK ve zorluk alanları dağılımı.	90

TABLOLAR

	Sayfa
2.1. Önkolda yer alan ve parmak ve el bileğine fleksiyon hareketlerini yaptıran kaslar.	10
2.2. Önkolun posterior tarafında yer alan, el bileği ve parmaklara ekstansiyon hareketini yaptıran yüzeysel kaslar.	12
2.3. Önkolun posterior tarafında yer alan, el bileği ve parmaklara ekstansiyon hareketini yaptıran derin kaslar.	13
2.4. FDP ve FDS kasları tendonlarının karakteristik özellikleri.	16
2.5. FDP ve FDS kasları tendonlarının relatif kuvvet (%) özellikleri.	16
3.1. Katılımcıların antropometrik özellikleri.	36
3.2. Ortalama dikey maksimal parmak kuvvet kapasitesi (N) ve standart sapma değerleri.	45
3.3. Ortalama anterior-posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesi (N) ve standart sapma değerleri.	48
3.4. Anterior-Posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesinin en yüksek olduğu noktadaki ortalama el ve ön kol üye açıları ile el bileği açısı (derece).	50
4.1. Katılımcıların antropometrik özellikleri.	57
4.2. %80 MPKK ($\pm$ %5) aralığının korunduğu 1. plato kasılma sayıları.	67
4.3. Test sonunda ulaşılan 2. platoda uygulanan TSK değerleri	67
4.4. Kuvvet azalım indeksi (KAI) ve kuvvet azalım eğimi (KAE).	67
5.1. Katılımcıların antropometrik özellikleri.	73
5.2. Tutamak yüzey eğimi ve derinliğine göre ortalama dikey MPKK (kg) ve standart sapma değerleri.	81
6.1. Tutamakların yüzey eğimi ve derinliğine göre zorluk derece tablosu.	91

1. GİRİŞ

Kaya tırmanışı, yerçekimine karşı yapılan bir spordur. Tırmanış sırasında el ve ayaklar ile kaya yüzeyindeki girinti ve çıkıntılar kullanılarak hareket edilir. Amaç, yüzey üzerinde dikey ya da yatay olarak tanımlanmış bir rotayı, hamleler serisini düşmeden tek seferde tamamlayabilmek, yani rotanın sonuna varabilmektir. Kaya tırmanışına olan ilgi özellikle 1980'lerden itibaren artmış ve tüm dünyada hem rekreasyonel bir aktivite olarak hem de elit sporculuk düzeyinde yapılan bir spor haline gelmiştir (4, 27, 67).

Kaya tırmanışı ile uğraşan kişi sayısındaki artış, araştırmacıların da bu spora ilgi duymasını sağlamış ve 1970'li yılların sonunda başlayan araştırmaların sayısı giderek artmıştır. Yapılan birçok çalışma, bu sporun farklı alt disiplinlerinin fiziksel ve fizyolojik gereksinimlerini ortaya koymaya çalışmış (6, 26, 36, 37, 39, 62, 74, 80, 81, 83), tırmanıcıların antropometrik ve somatotip özelliklerini araştırmıştır (28, 38, 68, 79). Tırmanışta denge ve kuvvet dağılımı ile ilgili yapılan çalışmalarda ise, sabit bir pozisyonda iken el ve ayaklardaki kuvvet dağılımları, bir ayak ya da el hareket ettirildiğinde diğer üyelere uygulanan kuvvetlerdeki değişiklikler ve motor davranışlar incelenmiştir (40, 43, 50, 44, 42). Bu çalışmalar, değişen vücut üye pozisyonları ile el ve ayaklardaki kuvvet dağılımlarının yeniden organize edildiğini ve artan tırmanış yüzeyi eğimi ile vücut ağırlığının daha çok kollarla taşınmaya başladığını ortaya koymuştur.

Günümüzde zor rotaların çoğu ya aşırı negatif eğimli kaya yüzeylerindedir ya da çok küçük tutamaklardan oluşmaktadır. Kaya tırmanışı sırasında ayaklara belirli bir oranda yük aktarılabildiği için vücut kütlesinin önemli bir bölümü el ve parmakları kontrol eden küçük kas grupları tarafından taşınmaktadır. Tırmanış sporunda parmak kuvvetinin önemi Watts, Newbury ve Sulentic (80) tarafından gösterilmiştir. Özellikle rotanın olduğu yüzey eğimi negatif yönde arttığında ayaklarla vücut kütlesinin daha az bir kısmı taşınabilmekte, kollara daha çok kuvvet etkidiği için tutuş kuvvetinin önemi artmaktadır (29, 40). Tırmanış sırasında tutamakları tutabilecek parmak kuvvetini uygulayamamak rotalardaki başarısızlığın önemli bir nedeni olarak ortaya konmuştur (76).

Yorgunluk ve tutuşlar ile ilgili yapılan çalışmalarda sporculara uzun süreli izometrik ya da tekrarlı kasılmalar yaptırılarak ön kol kaslarından elektromiyografi (EMG) ölçümleri alınmış, maksimal kuvvet-yorgunluk arasındaki ilişkilere bakılmış ve elit sporcular ile sedanterler arasındaki farklar araştırılmıştır (45, 48, 73, 75, 77). Watts ve diğ. tarafından (75) yapılan çalışmada el tutuş dinamometresi ile 6 farklı tırmanış tutuşundaki eksantrik ve konsantrik kasılmada ön kol kaslarındaki EMG davranışları karşılaştırılmıştır. Çalışmada tüm tutamaklardaki EMG verilerinin el dinamometresinden elde edilen değerlerden yüksek olduğu bulunmuş ve el dinamometresinin kaya tırmanışındaki tutuş ve yorgunluğu değerlendirmede çok verimli olmadığı vurgulanmıştır. Ayrıca, çalışmada en yüksek integral EMG (iEMG) genliğinin kapalı tutuşta ve yüzük parmağı ile küçük parmağın beraber kullanıldığı iki parmak tutuşta olduğu görülmüştür. Çalışmaya katılan tırmanıcılar tarafından da bu iki tutuş egzersizin en zor tutuşu olarak belirtilmiştir. Bu sonuç, tutamaklar ve tutuşlar arasında hem ön kol kaslarındaki EMG parametreleri hem de tırmanıcıların hissettikleri bakımından farklılıklar olduğunu ortaya koymaktadır. Quaine ve diğ. (48), elit kaya tırmanıcılar ile sedanterler arasındaki parmak kuvveti ve yorgunluk farklılıklarını incelemişlerdir. Bu çalışmada, EMG frekansının medyanındaki düşüşün sedanterlerde ve tırmanıcılarda farklı olduğu ve EMG parametrelerinin yorgunluk indeksi olarak kullanılabileceği belirtilmiştir (48). Quaine ve Vigouroux (45) tarafından elit kaya tırmanıcılar ile yapılan çalışmada ise kapalı ve açık tutuşun maksimal parmak kuvvetine etkisine ve bu tutuşlarda el ekstrinsik kaslarındaki yorgunluk oranlarına bakılmıştır. Bu çalışmada, kapalı ve açık tutuştaki ortalama maksimal parmak kuvvet değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. EMG frekansları incelendiğinde de ortalama medyan değerinin her iki tutuşta da azaldığı ama aralarında anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür.

Kaya tırmanışında gelişimin devam edebilmesi için mekanik ve kassal verimliliğin artırılması gerekmektedir. Tırmanış sırasında kullanılan tutuş pozisyonlarının ve tutamak şekillerinin yorgunluk ve zorluk ile ilişkisinin kurulması bu spor hakkında daha detaylı bilgi edinilmesini sağlayacaktır.

Genel rota zorluğu ile ilgili modellemelerin yapılması ise tırmanış sporunda öznel olarak kalan derecelendirme sistemlerine daha nesnel olarak yaklaşılmalarını sağlayacak, derecelendirme ve zorluk sistemlerine yeni bir bakış açısı getirecektir. Tırmanış rotası zorluğunun öznel değerlendirilmelerden çıkarılıp nesnel bir matematiksel modele oturtulması, tırmanış rotalarının daha iyi sınıflandırılmasını ve derecelendirilmesini sağlayacaktır. Bu, sporcuların antrenman şiddetini daha hassas ayarlayabilmelerine, daha verimli antrenman yapmalarına ve uluslararası yarışmalarda derecelerin daha net belirlenebilmesine katkıda bulunacaktır.

Kaya tırmanışında kullanılan farklı tutuşların ve tutamakların, tutamak yüzey alanı ve kullanıldığı açılara bağlı olarak fizyolojik farklılıklar içerdiği, tutamakların temas yüzeyi küçüldükçe maksimal kuvvet kapasitesinin düşeceği, tutuşun daha zorlaşacağı ve tırmanıcının maksimalinin daha yüksek şiddetinde kuvvet uygulaması gerekeceği düşünülmektedir. Buna bağlı olarak, kullanılan farklı tutuş ve tutamak şekillerinin tırmanıcıda yarattığı yorgunluk ile ilişkileri kurularak bir tutuş zorluğu değeri belirlenmesi önem kazanmaktadır. Bu tutamak tutuş zorluğu değerinin tutamakların yüzey alanı, bulunduğu yüzeyin eğimi ve tutuş süresine göre değişeceği ve bu parametrelere bağlı bir tutuş zorluk fonksiyonu oluşturulabileceği öngörülmektedir. Bu fonksiyonda tutuş zorluğunun yüzey eğimi ve zaman ile üssel olarak doğru orantılı olacağı, tutamak yüzey alanı ile ise ters orantılı olduğu düşünülmektedir.

Buradan yola çıkarak bu tez çalışmasının amacı, kaya tırmanışında kullanılan temel tutuşlar ve tutamakların zorluklarının biyomekanik analizinin yapılması ve tutamak zorluğunu tanımlamada kullanılacak parametrelerin belirlenerek bir model oluşturulmasıdır.

Bu amaca ulaşmak için tutamak derinliği, tutuş tekniği, tutamak yüzey eğimi, maksimal parmak kuvvet kapasitesi ve tekrarlı izometrik parmak kuvveti dayanıklılığı değişkenleri arasındaki ilişkilerin incelenmesi planlanmıştır. Araştırma kapsamında incelenmesi gereken bu değişkenler, birbirini izleyen üç farklı çalışma yapılarak değerlendirilmiştir.

İlk çalışmada farklı tutuş tekniklerinin (açık, yarı kapalı, tam kapalı tutuş) ve tutamak derinliğinin dikey ve anterior-posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) üzerindeki etkilerini incelemek, aralarındaki etkileşimi ortaya çıkarmak amaçlanmıştır. Tutamak derinliği ve farklı yönlerde uygulanabilen kuvvet kapasitelerinin, tırmanıcıların tutuş tekniği tercihlerini açıklayabileceği ve bununla birlikte tutamak üzerinde uygulanabilen MPKK'nin tutamak zorluğunun belirlenmesinde önemli bir parametre olduğu düşünülmektedir. Bu tercih nedenlerinin belirlenmesi, tırmanış sporundaki tutuşların daha iyi anlaşılmasını sağlayacağı gibi, bu tez kapsamında daha sonra yapılacak testlerde tutuş tekniklerinden hangilerinin kullanılacağı konusunda da bilgiler verecektir. Bu çalışmada ayrıca tutuş tekniklerine ve tutamak derinliklerine bağlı olarak MPKK kestirimi yapılacak bir fonksiyon tanımlanmaya çalışılmıştır.

İkinci çalışmanın amacı kaya tırmanıcılarında maksimal parmak kuvvetinin %80'i ile yapılan tekrarlı izometrik kasılmalarındaki performansın ve kassal yorgunluğun gözlenmesi ve farklı derinliklerdeki tutamakların bu performans üzerindeki etkilerinin araştırılmasıdır. Bu çalışmada, tutamak derinlikleri ile tekrarlı kasılma ön kol yorgunluğu arasında bir ilişki kurulmaya çalışılacaktır. Tutamak derinliğine bağlı olarak tırmanıcıların dayanıklılık performans profillerinin değişebileceği ve bu farklılıkların tutamakların zorluğunu değerlendirmede önemli bir parametre olarak kullanılabileceği düşünülmektedir.

Üçüncü çalışmada, kaya tırmanıcıların farklı yüzey açılara ve derinliklere sahip tutamaklar üzerinde uygulayabildikleri dikey maksimal parmak kuvvet kapasitelerinin ölçülmesi ve derinlik-tutamak eğimi-MPKK arasındaki ilişkinin modellenmesi amaçlanmıştır. Tutamak yüzey açısındaki artışın MPKK kapasitesini etkileyeceği ve bu bağlamda tutamak tutuş zorluğunun belirlenmesinde etkili olacağı düşünülmektedir.

Tezin yazımında her çalışma ayrı bir bölüm olarak ele alınmış ve kendi içerisinde giriş, yöntem, bulgular, tartışma, sonuç ve öneriler olarak alt bölümlere ayrılmıştır. Tez toplamda altı bölümden oluşmaktadır. Bölüm 2'de tüm çalışmalar için ortak olan genel bilgiler detaylı bir şekilde anlatılmıştır. Bu

bölümde el ve ön kol anatomisi ile ilgili bilgiler verilmiş, kaya tırmanışı tanıtılıp bu sporla ilgili yapılan çalışmalar özetlenmiştir. Bölüm 3, 4 ve 5'te sırasıyla tez kapsamında yapılan üç deneysel çalışma anlatılmıştır. Bölüm 6'da ise yapılan bu çalışmalar'dan elde edilen veriler, tutamakların sınıflanabilmesi için, bir araya getirilerek değerlendirilmiş ve elde edilen bulgular tartışılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

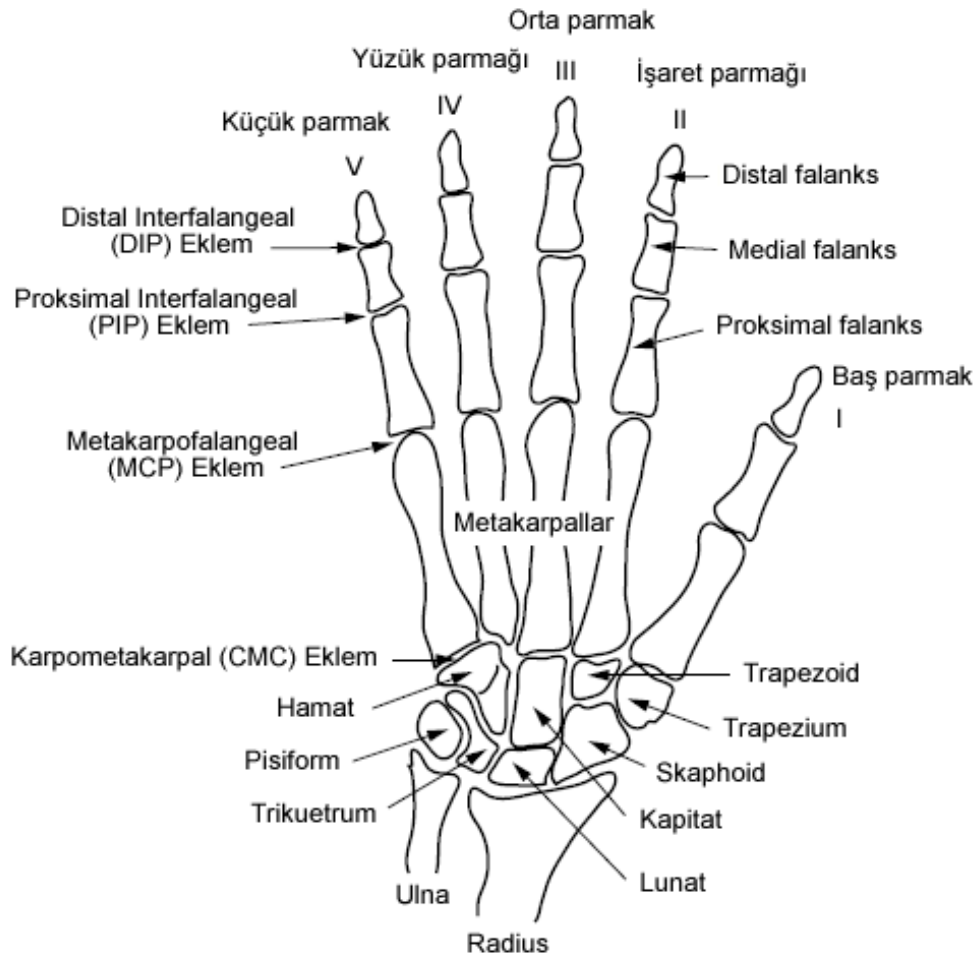
2.1. El ve Önkol Anatomisi

2.1.1 El, Bilek Kemikleri ve Eklemler

İnsan eli bilekte bulunan 8 karpal kemik, parmakları oluşturan 5 metakarpal kemik ve 14 falanks olmak üzere toplam 27 kemikten oluşmaktadır (Şekil 2.1). Karpal kemikler elde iki sıra halinde bulunurlar ve şekillerine göre isimlendirilirler. Proksimal sırada olan karpal kemikler el bileği tarafında eliptik bikonveks yapıdadır ve ulna-radius kemikleri ile bağlantılıdır. Proksimal sırada olan karpal kemikler ile distal sıra karpal kemikleri arasında interkarpal eklemler bulunmaktadır. Distal sıradaki karpal kemikler birbirlerine ve metakarpallara kemikler arası ligamentler ile sıkıca bağlıdır. Metakarpallar ile aralarında hareketsiz karpometakarpal (CMC) eklemler bulunur. Elin yapısında her parmak için bir metakarpal kemik bulunmaktadır. Silindirik şekilli bu kemikler kavisli bir yapıya sahiptir ve bu yapı avuç içini oluşturur. Metakarpallar distalde küre şekilli bir yapı alırlar ve metakarpofalangeal (MCP) eklemler ile parmakların proksimal falankslarına bağlanırlar. Başparmak 2 falankstan diğer parmaklar ise 3'er falankstan oluşmaktadır. Bu falankslar pozisyonlarına göre sırasıyla proksimal falanks, medial falanks ve distal falanks olarak adlandırılırlar. Başparmakta medial falanks bulunmamaktadır. Falanksların kesiti yarım daire şeklindedir ve palmar tarafları düzdür (21).

Elin yapısında her parmak için 4 eklem bulunmaktadır. Bunlar sırasıyla CMC eklem, MCP eklem, proksimal interfalangeal (PIP) eklem ve distal interfalangeal (DIP) eklemdir. CMC eklemleri yukarıda anlatıldığı gibi hareketsiz eklemlerdir. MCP eklemleri, konveks yapıdaki metakarpal başları ve konkav yapıdaki proksimal falanks uçlarından oluşur; eklem kapsülleri ve ligamentler ile sabitlenir. MCP eklemleri parmaklar arasında ve kişiden kişiye değişmekle birlikte sagittal düzlemde nötral çizgiye göre yaklaşık 90° fleksiyon, 20-30° ekstansiyon ve yaklaşık 40-60° aralığında radial ve ulnar deviasyon hareketine sahiptir. Parmak falankslarını birbirine bağlayan interfalangeal (IP) eklemler ise menteşe eklem yapısındadır ve sadece

fleksiyon, ekstansiyon hareketine izin verirler. Volar ve kollateral ligamentler, ekstansör tendonların kılıfları ile beraber bu eklemlerdeki yanıl hareketleri engellerler. PIP eklemleri 100-110° fleksiyon açısına sahipken DIP eklemlerinde bu değer 60-70°'ye düşmektedir. Ekstansiyon-hiperekstansiyon hareketi ise ligamentlerin laksitesine bağılı olarak hem DIP hem PIP eklemlerinde mevcuttur (21).

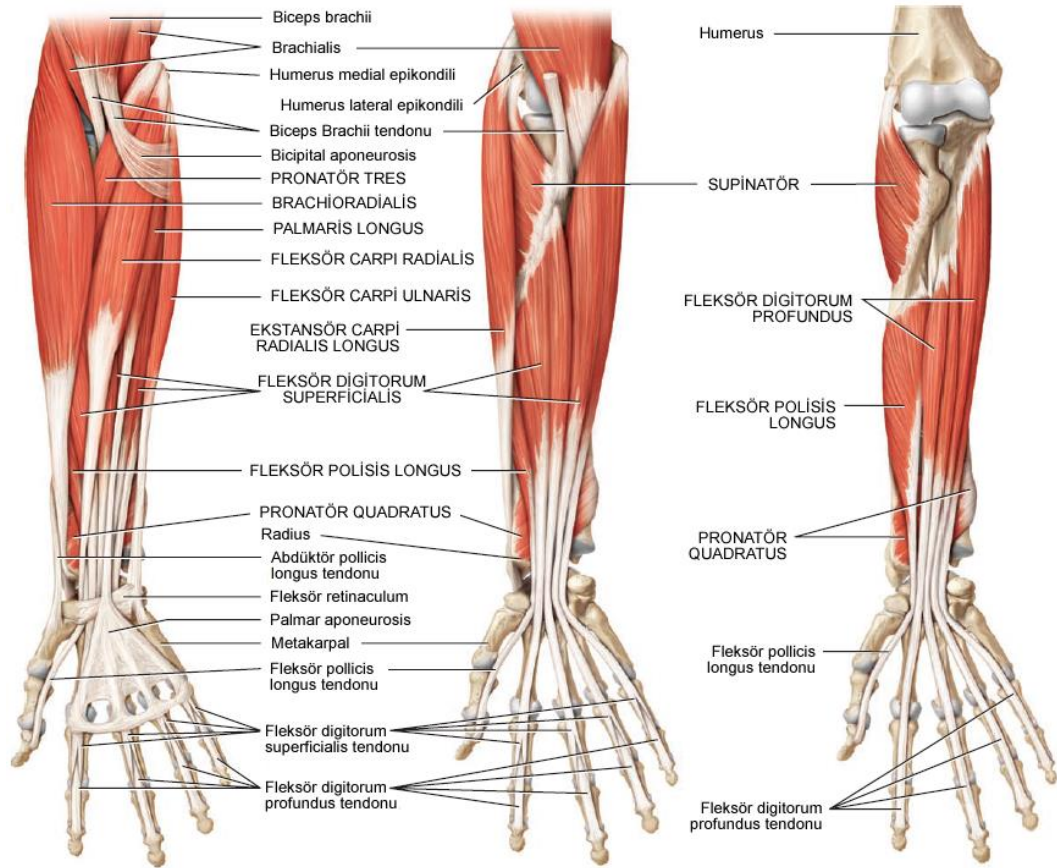


Şekil 2.1. El kemikleri ve eklem yapısı, sağ el palmar görünümü. (Freivalds (21)'tan uyarlanmıştır.)

2.1.2 El ve Parmakların Hareketini Sağlayan Kaslar

Elin ve parmakların hareketini sağlayan kaslar dışsal ve içsel olarak iki gruba ayrılır. Dışsal kaslar genel olarak ön kolda bulunur. Başlangıç noktaları

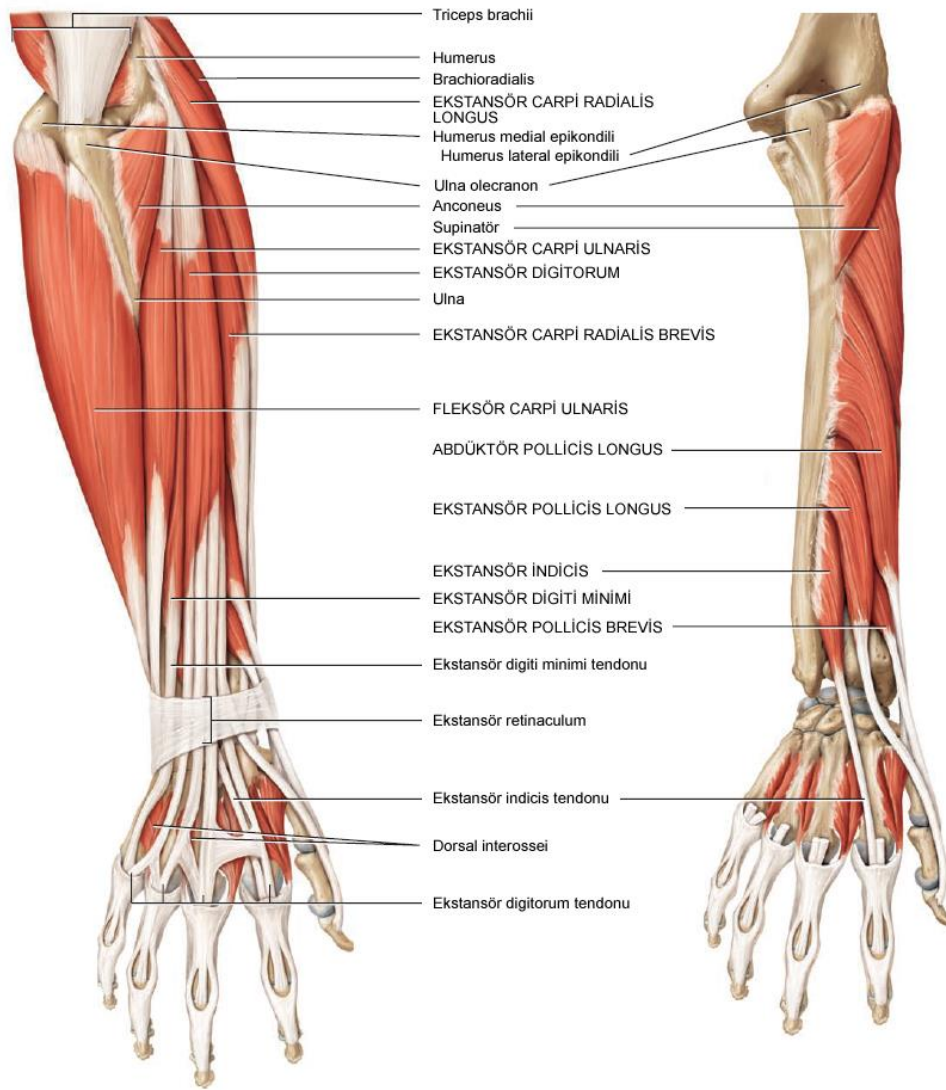
elin dışında ve son bağlantı noktaları elin içerisinde. İçsel kaslar ise elin içerisinde başlayıp sonlanan kaslardır. Dışsal kaslar hacim olarak daha büyüktür ve kuvveti üretirler, içsel kaslar ise küçüktür ve parmakların hassas olarak iş yapmasını ve koordinasyonunu sağlarlar. Ön kolda bulunan dışsal kaslar konumuna ve fonksiyonuna göre iki gruba ayrılır: 1) anterior tarafta bulunan fleksör kaslar ve 2) posterior tarafta yer alan ekstansör kaslar. Fleksör ve ekstansör gruplar da kendi içerisinde yüzeysel ve derin kaslar olarak ikiye ayrılmaktadır. Fleksör kasların çoğu humerus medial epikondilinden, ekstansör kasların çoğu ise humerusun lateral epikondilinden başlayıp el içerisinde karpal kemiklere, metakarpallara ya da falankslara bağlanırlar (21, 69). Anterior tarafta yer alan fleksör kasların ön koldaki yerleri ve yapıları Şekil 2.2’de gösterilmiştir. Ayrıca başlangıç, bitiş noktaları, yaptırdığı hareketler ve uyarım aldığı sinirler Tablo 2.1’de ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Posterior tarafta yer alan ve temel işlevleri ekstansiyon olan kasların ön koldaki yerleri Şekil 2.3’te gösterilmiştir. Bu kaslardan yüzeysel olanların başlangıç, bitiş noktaları, yaptırdığı hareketler ve uyarım aldığı sinirler Tablo 2.2’de derinde olanların bilgileri ise Tablo 2.3’de ayrıntılı olarak açıklanmıştır.



Şekil 2.2. Ön kolun anterior tarafında yer alan, el bileği ve parmaklara fleksiyon hareketini yaptıran kaslar. (Tortora ve Nielsen (69)'den uyarlanmıştır.)

Tablo 2.1. Önkolda yer alan ve parmak ve el bileğine fleksiyon hareketlerini yaptıran kaslar. (Tortora ve Nielsen, 2012 (69)'den uyarlanmıştır.)

Kas	Başlangıç noktası	Bağlandığı nokta	Yaptırdığı hareket	İnervasyon
Fleksör carpi radialis	Humerus medial epikondili	İkinci ve üçüncü metakarpallar	Ele bilek ekleminde fleksiyon ve radial deviasyon hareketi yaptırır	Median sinir
Palmaris longus	Humerus medial epikondili	Fleksör retinakulum ve palmar aponeurosis	Ele bilek ekleminde zayıf bir şekilde fleksiyon yaptırır	Median sinir
Fleksör carpi ulnaris	Humerus medial epikondili ve ulnanın superior posterior kenarı	Psiform, hamat ve 5. metakarpalın başı	Ele bilek ekleminde fleksiyon ve ulnar deviasyon yaptırır	Ulnar sinir
Fleksör digitorum superficialis	Humerus medial epikondili, ulna koronoid çıkıntısı ve radiusun anterior yüzeyindeki lateral kenar köprüsü	Her parmağın orta falanksı	Parmakların medial falankslarına PIP ekleminde, proksimal falankslarına MCP ekleminde fleksiyon yaptırır. Ayrıca elin bilekten fleksiyon hareketine de katkı sağlar	Median sinir
Fleksör pollicis longus	Radiusun anterior yüzeyi ve interosöz membran	Başparmak distal falanksının başlangıcı	Başparmakların distal falanksına IP ekleminde fleksiyon yaptırır	Median sinir
Fleksör digitorum profundus	Ulnanın anterior medial yüzeyi	Her parmağın distal falanks başlangıcı	Parmakların distal ve medial falankslarına IP ekleminde proksimal falankslarına MCP ekleminde fleksiyon yaptırır. Elin bilekten fleksiyonuna da destek olur	Median ve ulnar sinir



Şekil 2.3. Önkolun posterior tarafında yer alan, el bileği ve parmaklara ekstansiyon hareketini yaptıran kaslar. (Tortora ve Nielsen (69)'den uyarlanmıştır.)

Tablo 2.2. Önkolun posterior tarafında yer alan, el bileği ve parmaklara ekstansiyon hareketini yaptıran yüzeysel kaslar. (Tortora ve Nielsen (69)'den uyarlanmıştır.)

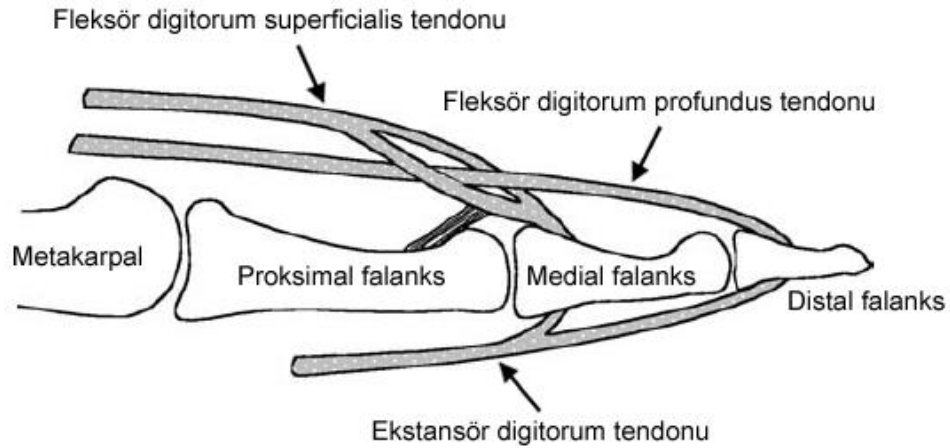
Kas	Başlangıç noktası	Bağlandığı nokta	Yaptırdığı hareket	İnervasyon
Ekstansör carpi radialis	Humerusun lateral suprakondilar sırtı	İkinci metakarpal	Ele bilek ekleminde fleksiyon ve radial deviasyon yaptırır	Radial sinir
Ekstansör carpi radialis brevis	Humerusun lateral epikondili	Üçüncü metakarpal	Ele bilek ekleminde fleksiyon ve radial deviasyon yaptırır	Radial sinir
Ekstansör digitorum	Humerusun lateral epikondili	Parmakların distal ve medial falanksları	Parmakların distal ve medial falankslarına IP ekleminde, proksimal falankslarına MCP ekleminde ekstansiyon yaptırır. Ayrıca elin bilekten fleksiyon hareketine de katkı sağlar	Radial sinir
Ekstansör digiti minimi	Humerusun lateral epikondili	Beşinci falanks üzerinde ekstansör digitorum tendonu	Küçük parmağın proksimal falanksına MCP ekleminde ve ele bilek ekleminde ekstansiyon yaptırır	Derin radial sinir
Ekstansör carpi ulnaris	Humerusun lateral epikondili ve ulnanın posterior kenarı	Beşinci metakarpal	Ele bilek ekleminde ekstansiyon ve ulnar deviasyon yaptırır	Derin radial sinir

Tablo 2.3. Önkolun posterior tarafında yer alan, el bileği ve parmaklara ekstansiyon hareketini yaptıran derin kaslar. (Tortora ve Nielsen (69)'den uyarlanmıştır.)

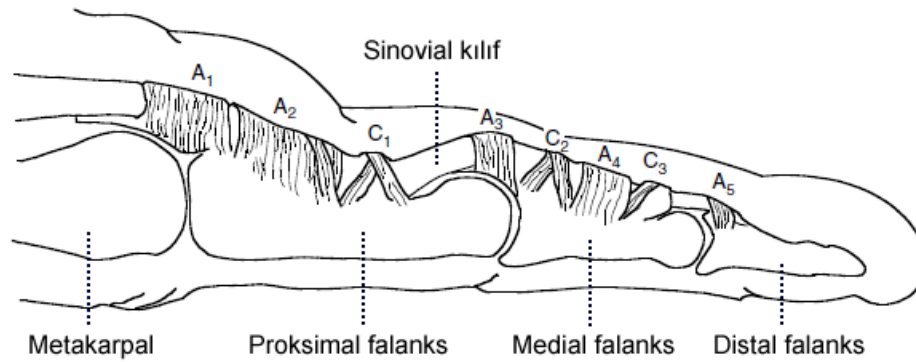
Kas	Başlangıç noktası	Bağlandığı nokta	Yaptırdığı hareket	İnervasyon
Abdüktör pollicis longus	Radius ve ulnanın posterior tarafta orta noktası ve kemikler arası membran	Beşinci metakarpal	Başparmağa CMC ekleminde, ele bilek ekleminde abduksiyon ve ekstansiyon yapar	Derin radial sinir
Ekstansör pollicis brevis	Radiusun posterior tarafta orta noktası ve kemikler arası membran	Başparmağın proksimal falanks başlangıcı	Başparmağın proksimal falanksına MCP ekleminde, başparmağın metakarpalına CMC ekleminde ve ele bilekten ekstansiyon yapar	Derin radial sinir
Ekstansör pollicis longus	Ulnanın posterior tarafta orta noktası ve kemikler arası membran	Başparmağın distal falanks başlangıcı	Başparmağın distal falanksına IP ekleminde, metakarpalına CMC ekleminde ekstansiyon hareketi ve ele bilekten abduksiyon hareketi yapar	Derin radial sinir
Ekstansör indicis	Ulnanın posterior yüzeyi	Küçük parmak üzerinde ekstansör digitorum tendonu	İşaret parmağının distal ve medial falankslarına IP ekleminde, proksimal falanksına MCP ekleminde ve ele bilekten ekstansiyon hareketi yapar	Derin radial sinir

Ön kolun anterior tarafında yer alan kaslardan fleksör digitorum superficialis (FDS) ve fleksör digitorum profundus (FDP) başparmak dışındaki parmaklara fleksiyon hareketi yaptıran ve parmak kuvvetini üreten temel kaslardır. FDP, derinde yer alan kaslar grubuna girer ve fleksör pollisis longus kası ile birlikte FDS kasının altında yer alır. FDP kası, ulna kemiğinin anterior medial yüzeyinden başlar ve distal falanksların başlangıcına bağlanır (Şekil 2.2, Şekil 2.4). Ön kolun orta hizasında radial ve ulnar olmak üzere iki parçaya ayrılır. Radial parçası işaret parmağına, ulnar parçası ise orta, yüzük ve küçük parmağa bağlanır. FDP'nin medial kısmı (işaret parmağı ve orta parmak) median sinir tarafından uyarılırken lateral kısmı (yüzük parmağı ve serçe parmak) ulnar sinirden uyarı alır. FDP, distal falankslara bağlanan tek kastır ve görevi distal falankslar başta olmak üzere tüm falankslara fleksiyon hareketi yaptırmaktır. Aynı zamanda elin bilekten fleksiyonuna da destek olur. FDS, ön kolda bulunan en büyük yüzeysel kastır. Humerus medial epikondili, ulna koronoid çıkıntısı ve radiusun anterior yüzeyindeki lateral kenar köprüsünden başlar ve parmakların orta falankslarının başlangıcına bağlanır (Şekil 2.2, Şekil 2.4). Median sinir tarafından uyarılır. Parmakların medial ve proksimal falankslarına fleksiyon hareketi yaptırır ve elin bilekten fleksiyon hareketi yapmasına katkı sağlar (21, 52, 69).

FDP ve FDS kasları, parmak falankslarına, karpal tünelden geçip avuç içerisinde dağılan tendonlar ile bağlanmaktadır. FDS kasının tendonları medial falankslara bağlanmadan önce proksimal falanksların orta bölümünde ikiye ayrılır ve arasından FDP kasının tendonları geçer (Şekil 2.4). FDP ve FDS kası tendonları parmaklar boyunca falankslara makaralar ile sabitlenmiş sinovial tendon kılıflarının içerisinde geçerler (Şekil 2.5). Bu makaralar tendonların fleksiyon sırasında aşırı bollaşıp yay gibi gerilmesini (*bowstringing*) engeller ve tendon gerilmelerinde sabit bir moment kolunun oluşmasını sağlar.



Şekil 2.4. FDP, FDS ve ED kasları tendonlarının bağlantı yerleri. (Freivalds, 2004 (21)'ten uyarlanmıştır.)



Şekil 2.5. Parmaklarda yer alan makara yapıları: A = halkasal (anuler), C = çapraz (krusiform). (Freivalds, 2004 (21)'ten uyarlanmıştır.)

Parmaklardaki fleksiyon hareketi genellikle FDP kası tarafından yaptırılmakta, ekstra kuvvet gerektiği durumlarda FDS kası devreye girmektedir. FDP, önkoldaki toplam kas gücü kapasitesinin %12'sini oluşturmaktadır ve FDS kasına göre ortalama %50 oranında daha kuvvetlidir. Parmaklara dağılan FDP kası tendonları toplam kuvvete relatif olarak yaklaşık eşit katkı yaparken (%2.7 – 3.4), FDS kası tendonlarının kuvvete katkıları (%0.9 – 3.4) arasında ciddi farklılıklar vardır. Freivalds (21) tarafından farklı çalışmalardan derlenen FDP ve FDS kasları tendonlarının karakteristik özellikleri Tablo 2.4 ve Tablo 2.5'te sunulmuştur. Kadavra çalışmalarından elde edilen bu değerler parmak ve el modelleme çalışmalarında kullanılmaktadır.

Tablo 2.4. FDP ve FDS kasları tendonlarının karakteristik özellikleri.
(Freivalds (21)'ten uyarlanmıştır.)

Parmak	Dinlenme Fiber Uzunluğu (cm)		Moment Kolu (cm)					
	FDP	FDS	DIP Eklemi		PIP Eklemi		MCP Eklemi	
	FDP	FDS	FDP	FDS	FDP	FDS	FDP	FDS
İşaret	6.6	7.2	0.65	-	0.98	0.83	1.01	1.21
Orta	6.6	7.0	0.70	-	1.07	0.87	1.16	1.40
Yüzük	6.8	7.3	0.68	-	1.04	0.85	1.04	1.30
Küçük	6.2	7.0	0.60	-	0.85	0.74	0.89	0.98

Tablo 2.5. FDP ve FDS kasları tendonlarının relatif kuvvet (%) özellikleri.
(Freivalds (21)'ten uyarlanmıştır.)

Parmak	FDP	FDS	FDP/FDS
İşaret	2.7	2.0	1.35
Orta	3.4	3.4	1.00
Yüzük	3.0	2.0	1.50
Küçük	2.8	0.9	3.11

2.1.3 El ve Parmak Modelleri

Canlılarda hareket sırasında uygulanan ve harekete neden olan kuvvetlerin incelendiği çalışmalarda direk ölçüm yapmak zor olduğu için biyomekanik modeller kullanılmaktadır (2). Modelleme çalışmaları biyomekanik alanında önemli bir yer tutmaktadır. Canlıların vücut üyelerinin mekanik katı cisimler olarak kabul edildiği ve hareket analizinden elde edilen verilerle eklem torkları ve kuvvetlerinin hesaplandığı modeller biyomekanik alanında en sık kullanılanlardır. Hareket sırasındaki iç kuvvetlerin ölçülmesi, kasların ürettiği kuvvet değerlerinin belirlenmesi ve tendon gerilimlerinin hesaplanması gibi problemlerde ise daha gelişmiş biyomekanik modellere ihtiyaç duyulmaktadır. Gelişen bilgisayar teknolojisi ile beraber kasların da

analizlere dahil edildiği detaylı modeller üzerine çalışılmaya başlanmış ve bu modellemeleri tanımlamayı sağlayan yazılımlar geliştirilmiştir (16).

İnsan eli sahip olduğu yüksek serbestlik derecesi ve karışık yapısı ile oldukça karmaşık bir mekanizmadır. İnsanların bir nesneyi nasıl tuttuğu, parmaklarını neye göre konumlandığı, ne kadar kuvvet uyguladığı, bu kuvvete nasıl karar verdiği, hangi kasın ne kadar çalıştığı gibi sorular birçok araştırmacının dikkatini çekmiştir. Bu soruların cevaplanabilmesi için parmak ve el modelleri üzerine araştırmalar yapılmıştır (12, 14, 53, 70). Tırmanış ile ilgili çalışmalarda bu modeller özellikle, farklı tutuş tekniklerinde tendon ve makara sakatlıklarına yol açan mekanizmaların anlaşılması ve tedavi yöntemleri üretmek için kullanılmıştır (51, 71, 72).

2.2. Kaya Tırmanışı

Kaya tırmanışı, el ve ayakların dik yüzeyler üzerinde hareket ettirilmesini içeren, yüzey üzerinde bir yerden başka bir yere gitmeyi amaçlayan ve yer çekimine karşı yapılan bir spordur. Dağcılığın ilk geliştiği 1700-1800'lü yıllardan itibaren dağlarda karşılaşılan dik yüzeyleri aşabilmek için kaya tırmanışı teknikleri kullanılmıştır. Tırmanıcılar dağdaki zorluklara hazırlanmak için yaşadıkları yer yakınlarında buldukları kayalık alanlarda antrenman yapıp tırmanış kapasitelerini geliştirmeye çalışmıştır. Yıllar içerisinde dağlarda uygulanan ve antrenman için kullanılan bu teknikler ve malzemeler gelişmiş kaya tırmanışı ayrı bir spor olarak yapılmaya başlanmıştır. Özellikle Amerika ve Avrupa'da tırmanıcı sayısında hızlı bir gelişim olmuş ve bu sporun kuralları, disiplinleri şekillenmeye başlamıştır. 1940'lı yıllarda ilk tırmanış yarışmaları, hızı ölçecek şekilde yapılmış; 1980'lerde ise zorluk yarışmaları başlamıştır. Artan sporcu sayısı ve antrenman yapma gereksinimi, şehirlerin içerisinde açık ve kapalı alanlarda yapay tırmanış duvarlarının inşa edilmesini beraberinde getirmiştir. Kontrol edilebilen ve güvenli bir alanda tırmanış yapma olanağı sağlayan bu duvarlar tırmanış seviyesinin gelişmesine de katkı sağlamıştır.

Kaya tırmanışına olan ilgi tüm dünyada hem rekreatif bir aktivite hem de profesyonel sporculuk düzeyinde giderek artmaktadır (28). The British Mountaineering Council (BMC) raporlarına göre Birleşik Krallık'ta 1988'de 40

olan yapay tırmanış duvarı sayısı günümüzde 350'nin üzerine çıkmıştır ve yılda toplam 5 milyon ziyaretçi almaktadır (27, 67). Günümüzde birçok ülkede üç farklı disiplinde (hız, lider ve kısa kaya) tırmanış yarışmaları yapılmakta, bölgesel ligler, Avrupa şampiyonaları ve dünya kupası düzenlenmektedir. Ayrıca bu sporun Olimpiyatlar'da yer alması için de çalışmalar yapılmaktadır. Ülkemizde ise kaya tırmanışı sporu çok eski bir tarihe dayanmamasına rağmen hızlı bir gelişim göstermiştir. Ülkemiz farklı disiplinlerde ve yaş kategorilerinde kendi ulusal yarışmalarını yapmakta ve milli takım sporcuları seçerek yurt dışındaki uluslararası organizasyonlara katılmaktadır. Ayrıca düzenli olarak hakemlik kursları yapılmakta ve antrenörlük eğitimleri verilmektedir.

Doğal kayalıklarda yapılan tırmanışta, sporcular kaya üzerinde bulunan girinti ve çıkıntıları çıplak elleri ile tutarak ve giydikleri sürtünmesi yüksek ayakkabılar (kaya tırmanış ayakkabısı) ile uygun yerlere basarak tırmanış yapmaktadır. Tırmanılan yüzeyin eğimi kayanın 3 boyutlu yapısına bağlı olarak değişmektedir. Tırmanıcılar yüzey eğimini düşey eksene göre tanımlamakta, eğimi 90°'den fazla olan yatık yüzeyler 'pozitif', eğimi 90°'den az olan yüzeyler 'negatif', eğimi tam 90° olan yüzeyler ise dik olarak adlandırılmaktadır. Yapay tırmanış duvarlarında ise basamak ve tutamak olarak farklı eğimlerde yüzeyler üzerine sabitlenen tutamaklar kullanılmaktadır. Bu tutamaklar poliüretan ya da polyester türevi malzemeler, fiber lifler ve kum kullanılarak farklı büyüklüklerde ve şekillerde üretilmektedir.

2.2.1 Kaya Tırmanışının Alt Disiplinleri

Kaya tırmanışı, doğal kayalıklarda ve yapay tırmanma duvarlarında yapılmaktadır. Yapıldığı yer, yapılış şekli ve kullanılan malzemelere göre farklı alt disiplinleri bulunmaktadır. Sporcuların kaya yüzeyinde yükselmek için sadece el ve ayaklarından kuvvet aldığı, diğer malzemelerin yalnızca güvenlik için kullanıldığı tırmanış 'serbest tırmanış' olarak adlandırılmaktadır. Bu malzemelerin tutmak, çekmek ve basmak için de kullanıldığı tırmanış ise 'yapay tırmanış' olarak adlandırılmaktadır.

Kaya üzerinde bulunan çatlak ve oyuklara takılıp çıkarılabilen emniyet malzemeleri yerleştirilerek yapılan serbest tırmanış disiplini 'geleneksel

tırmanış' olarak isimlendirilmektedir. Tırmanıcı tırmanış yaparken bu malzemeleri kaya içerisine yerleştirdiği için güvenlik de kendi tarafından belirlenmektedir. Tırmanış sonunda kaya içerisine yerleştirilen emniyet malzemeleri sökülüp alınmaktadır.

Kaya yüzeyinde matkap ile delikler açılıp sabit emniyet malzemelerinin (bolt) yerleştirildiği ve tırmanılacak hattın önceden belirlendiği rotalarda yapılan serbest tırmanış disiplini ise 'spor tırmanış' olarak adlandırılmaktadır. Bu tırmanış rotalarında güvenlik standartları genelde çok yüksektir. Bu güvenlik rahatlığı tırmanıcıların daha atletik ve zor hamlelere konsantre olmasına ve limitlerini daha ileri taşımaya imkan tanır. Emniyet malzemeleri matkap ile kaya delinerek yerleştirildiği için üzerinde çatlak, oyuk gibi yapılar olmayan her tür eğime sahip yüzeyde tırmanış yapılabilir. Tırmanılan rotaların uzunlukları 8-10 metreden 70-80 metreye kadar çıkabilmektedir. Spor tırmanış 1980'lerde popüler olmaya başlamış, kaya tırmanış standartlarının gelişmesine ve seviye çıtasının ileri gitmesine öncülük etmiştir. Bu tırmanış türü yapay tırmanış duvarlarında da duvar üzerine sabitlenmiş boltlar kullanılarak yapılmaktadır.

Kaya tırmanışının diğer bir alt disiplini de kısa kaya tırmanışı (*bouldering*)'dır. Kısa kaya tırmanışı adından da anlaşıldığı gibi daha küçük kaya bloklarında yapılan serbest tırmanış şeklindedir. Rotalar birkaç hamle gerektiren 2-3 metrelik kayalarda ya da 10-12 hamle gerektiren daha büyük kaya bloklarında olabilir. Bu tırmanışta, ip ve emniyet malzemesi kullanılmaz. Tırmanış yukarı doğru yapılabilir gibi sadece yana geçişten de oluşabilir. Yere düştüğünde yaralanmamak için sırtta taşınabilir sünger düşüş minderleri kullanılır. Tırmanış sırasında arada malzeme takmak gerekmediğinden genellikle daha dinamik ve güç gerektiren hamle serilerinden oluşmaktadır. Az malzeme gerektirdiği, her tür kayada yapılabilir ve emniyet alacak ikinci bir kişi gerektirmediği için hızlı bir gelişim göstermiştir. Kısa kaya tırmanışı da yapay duvarlarda yapılmaktadır. Günümüzde ipli tırmanış alanı olmayıp sadece kısa kaya tırmanışı yapılabilen antrenman salonlarının sayısı oldukça fazladır.

2.2.2 Kaya Tırmanışında Biyomekanik Çalışmalar

Kaya tırmanışı ağırlık aktarımı ve dengenin ön plana çıktığı, hem statik duruşlar hem de dinamik hamleler içeren bir spordur. Bu özelliği ile hem izometrik hem de dinamik kasılmaları içerisinde barındırmaktadır. Kısa kaya tırmanışı daha fazla dinamik hamleler içermekte, geleneksel ve spor tırmanışlarda ise genelde hamleler daha kontrollü yapılmaktadır. White ve Olsen (82) ulusal kısa kaya tırmanış yarışmasında zaman-hareket analizi yapmış ve rota üzerindeki her denemenin yaklaşık 30 saniye sürdüğünü, bunun ~22.3 saniyelik kısmının hareket halinde ~7.5 saniyesinin ise statik pozisyonda geçtiğini belirtmişlerdir. Ayrıca tutamalarda kontak süresinin 8 s olduğunu ve tutamaklar arası geçişteki sürenin yaklaşık 0.6 s civarında olduğunu söylemişlerdir. Donath ve diğ. (17) 12 metrelik bir yapay duvar rotasında 125 s'lik ortalama tırmanış süresinin %80.5'inin aktif kasılma ile %19.5'inin ise hamleler arası geçişler için kullanıldığını göstermiştir. Tutamak kontak süresi ortalama 11 s'ye kadar çıkmakta kasılma:rahatlama oranı 5:1 olarak verilmektedir. Uzun rotalarda ip emniyeti ile tırmanış yapan sporcular sonraki tutamağı bulmak, hamleyi düşünmek ve magnezyum tozu almak için daha fazla statik denge pozisyonunda kalmaktadır. Billat ve diğ. (6) toplam tırmanış süresinin %63'ünde yükselme olurken %37'sinin statik denge pozisyonunun bulunup korunması için harcandığını göstermiştir.

Tırmanıcının vücut pozisyonu, vücut ağırlığının tutamak ve basamaklara aktarılışı, yapılan hareketler esnasında dengenin kontrol edilmesi ve kütle merkezinin konumu kaya tırmanışında önemli olan faktörlerdir. Tırmanış sırasında ağırlık merkezinin mümkün olduğunca kayaya ya da tırmanılan yüzeye yakın tutulması gerekmektedir. Ama pozitif yüzeyler dışında ağırlık merkezi çoğunlukla tutamak ve basamaklardan oluşan düzlemin düşey yansımasının dışında kalmaktadır. Dışarıda olan ağırlık merkezi, tırmanıcıların kendilerini yukarı çıkarmak için tutamalara uyguladıkları dikey kuvvetlere ek olarak vücut momentlerine karşı koyabilmek için de anterior-posterior ve yanal yönlerde daha fazla kuvvet uygulamalarını gerektirmektedir (64). Ağırlık merkezi ve gövde kayadan ne kadar uzak ise uygulanması gereken ek kuvvetler o kadar artmaktadır (43).

Denge pozisyonunda iken vücut üyelerinin hareket ettirilmesi, bedenin genel duruşunu kontrol eden ve dengeyi sağlayan diğer üyelerdeki mekanik değişiklikleri ve kassal aktiviteleri beraberinde getirir (49). Bu, özellikle vücut ağırlığının bir kısmını taşıyan üyelerin hareketi için geçerlidir. Bedenin genel duruşundaki değişiklikler vücut ağırlığının üyelere yeni bir biçimde dağıtılmasını gerektirir (50). Tırmanıcıların duvar üzerindeki denge durumlarını, kuvvet dağılımlarını ve 4 destekli pozisyondan bir üyeyi hareket ettirip 3 destekli pozisyona geçtiğindeki kuvvet dağılımlarında meydana gelen değişiklikleri inceleyen çalışmalar yapılmıştır (41, 42, 43, 44). Bu çalışmalarda 4 destek pozisyonundan bir ayak kaldırılıp 3 destek pozisyonuna geçildiğinde, özellikle ters tarafta yer alan el ve ayakta anterior-posterior ve yanal kuvvetlerde önemli artış olduğu gösterilmiştir. Ayrıca postürdeki ve kuvvetlerdeki ayarlamaların hareket öncesinde başladığı bulunmuştur. Aynı taraftaki el ile uygulanan dikey kuvvet sabit kalırken, yatay kuvvetler çok küçük değerlere inmektedir. Benzer bir sonuç bir elin hareket ettirildiği durum için de gösterilmiştir. Vücut ağırlığının üyelere dağılımı vücudun duruş pozisyonuna ve tırmanılan yüzeyin eğimine göre farklılıklar göstermektedir. Tırmanılan yüzeyin eğimi negatife doğru arttıkça vücut ağırlığının bacaklar tarafından taşınan yüzdesi azalmakta ve kollara binen yükler artmaktadır. Noé, Quaine ve Martin (40), düşey bir duvarda kurbağa duruşu pozisyonunda iken vücut ağırlığının 57 ± 12 'sinin dikey kuvvet olarak ayaklarla taşındığını, duvar 10° negatif eğimli hale getirildiğinde ise 62 ± 9 'unun ellere dikey kuvvet olarak yansıdığını göstermişlerdir. Tırmanış yüzeyi eğiminin negatife doğru artması ile beraber enerji tüketimi ve tırmanış sonrası kan laktat seviyesi de artmaktadır (81).

Denge pozisyonu ve destek sayısı azaldığında kuvvet dağılımındaki değişiklikleri inceleyen çalışmaları, ayağın kaldırılıp farklı uzaklıklardaki tutamlara koyulduğu ya da ayak tutamalarının küçültüldüğü çalışmalar izlemiştir. Bu çalışmalarda öncekilere benzer olarak, postür ve kuvvet ayarlamasının bir ayak tutamaktan kaldırılmadan önce başladığı belirtilmiştir (64, 66). Ayak daha uzak bir tutamağa hareket ettirilmek istenirse kuvvet-postür ayarlamaları özellikle ellerde yakın tutamağa yapılan harekete göre

daha erken başlamaktadır. Testa, Martin ve Debû (64) tutamaklara uygulanan kuvveti, uygulanma süresi ile birleştirerek momentum değişimi karşılaştırması yapmışlardır. Bu karşılaştırmada, ayak tutamaktan kaldırılmadan önceki süreçte hareket açıklığı ve tutamak büyüklüğünün dikey momentum değişimi üzerinde bir etkisi bulunamamıştır. Yatay momentum değişiminde ise hareket açıklığı ve tutamak küçülmesi ile belirgin artışlar olduğu bulunmuştur. Ayak tutamaktan kaldırıldığı anda hem dikey hem yatay momentum değişiminin tutamak büyüklüğünden etkilenmedikleri ama hareket açıklığı ile arttıkları gösterilmiştir. Testa, Martin ve Debu (65) aynı test yöntemi ile çocuklar ve gençleri karşılaştırdıkları çalışmalarında benzer sonuçlara ulaşmışlar, ancak yaş grupları arasında postür ayarlamasının ve kuvvet değişimlerinin farklılaştığını göstermişlerdir. Bourdin ve diğ. (10) el hamlesinin postürdeki etkilerini aynı uzaklıkta ama 3 farklı derinliğe sahip tutamak ve iki farklı başlangıç postür zorluğu (sabit el için iki farklı tutamak büyüklüğü) ile incelemiştir. Tırmanıcılar zor başlangıç postüründen hamle yaptığında, hamle öncesi hazırlık evresinin uzadığı ve fakat serbest hareketin olduğu 3 destekli evre süresinin kısaldığı görülmüştür. Hamle sonrası tutuşlar incelendiğinde tutuş tutamağının küçülmesi ile tutamakta oluşan zirve kuvvetin azaldığı, ancak bu zirve kuvvete ulaşma süresinin uzadığı bulunmuştur.

Tutamak zorluklarını değerlendirmeyi amaçlayan ve tırmanış sırasında zorluğa bağlı olarak tutamak üzerinde uygulanan kuvvet değişimlerini inceleyen sınırlı sayıda çalışma yapılmıştır (22, 23, 24, 25). Fuss ve Niegl (25), duvar eğimini artırarak tutamak yüzey açısını artırmış ve bunun tutuş zorluğuna etkilerini incelemiştir. Çalışmada, aynı rotayı çıkarken artan duvar eğimi ile tutamak üzerinde uygulanan ortalama relatif kuvvetin 32°'ye kadar arttığı, daha büyük açılarda ise statik tırmanıştan dinamiğe geçiş olduğu ve uygulanan relatif kuvvetin azaldığı gösterilmiştir. Çalışmanın önemli sonuçlarından biri de yüzey açısının artmasıyla anterior-posterior yöndeki normalize edilmiş kuvvet-zaman Hausdorff boyutunun artmasıdır. Fuss ve Niegl, 2008 yılında yaptıkları diğer bir çalışmada ise tutuşun farklı evrelerden oluştuğunu ve tutamak üzerinde uygulanan kuvvet miktarı ve yönü ile basınç

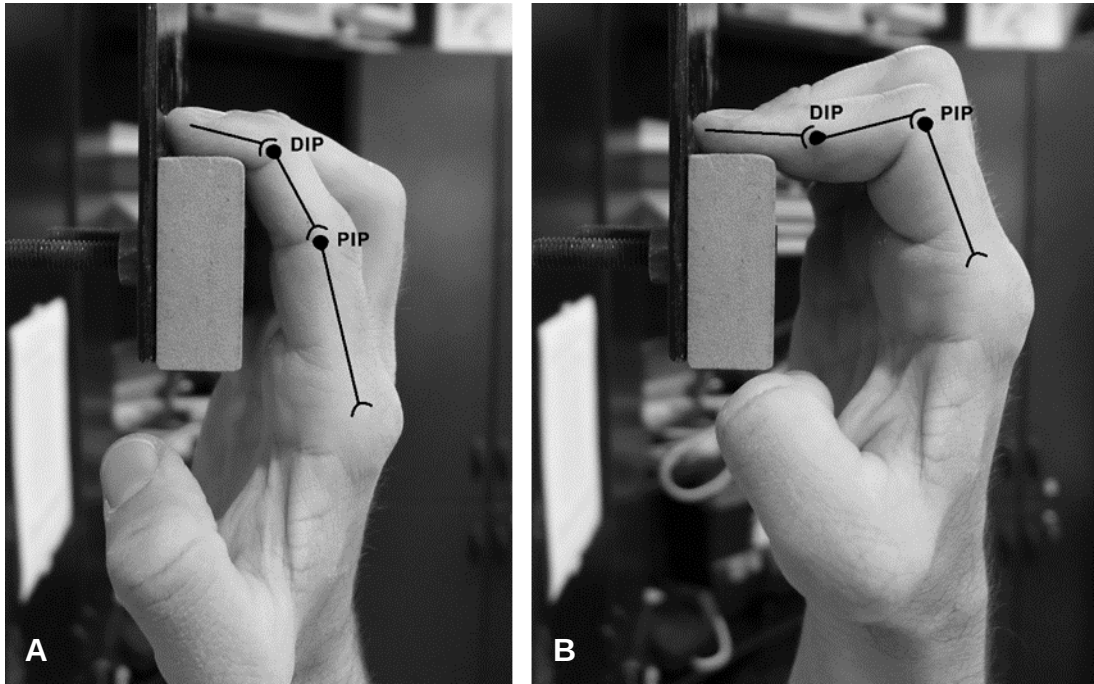
merkezinin bu evrelere bağılı olarak değıştığını göstermiştir (22). Fuss ve diğ. (23), çeyrek silindir kesitli bir tutamak kullanarak artan tutamak yüzey açısının basınç noktasına ve teğetsel kuvvetin normal kuvvete oranına etkilerini tırmanış sırasında incelemiştir. Artan tutamak yüzey eğimi ile tırmanış sırasında tutamak üzerinde uygulanan dikey ve anterior-posterior kuvvetlerin azaldığını ve uygulanan teğetsel kuvvetin normal kuvvete oranının tutuş zorluğunu belirlemede elverişli olmadığını göstermiştir.

2.2.3 Tutuş Teknikleri (açık, kapalı, sıkma ve kompleks tutuş)

Tırmanış sırasında ayaklar genellikle duvarı itmek için kullanılırken, eller duvar ile daha aktif bir bağlantı içerisinde ve duvardan dışarıya doğru kuvvet uygulamaktadır (43). Tırmanıcılar, vücut momentlerini dengelemek ve vücudunun dışı doğru açılmasını engellemek için tuttuğu tutamalara uygulayacağı kuvveti ve bu kuvvetin yönünü her hamle sonrası değıştirmek ve en uygun pozisyonları bulmak zorundadır. Tutamalara uygulanan kuvvet parmaklar ile aktarılmakta ve parmakların hareketini sağlayan fleksör ve ekstansör kaslar bu tutuşlarda önemli bir rol oynamaktadır.

Kaya tırmanışında doğal kaya üzerinde yer alan tutulabilecek yerlerin yapısına göre parmakların beraber ya da ayrı ayrı kullanıldığı birçok farklı tutuş şekli vardır. Kullanılan tutuş şekillerinin temelini 3 farklı tutuş tekniğı oluşturmaktadır. Bunlar: açık tutuş, kapalı tutuş ve sıkma tutuş tekniğıdir. Diğer tutuş teknikleri genellikle bu tutuşların farklı yönlerde yapılmasından (kenara çekiş, alt tutuş, gaston, vb.), birleşimlerinden (açık-kapalı tutuş pozisyonunda yapılan sıkma tutuşlar, vb.) ya da parmakların farklı sayıda bir arada kullanılmasından (tek parmak, iki parmak tutuşlar, vb.) oluşmaktadır. Açık ve kapalı tutuşlar parmak eklemlerinin pozisyonuna göre birbirinden ayrılmaktadır. Açık tutuş pozisyonunda tutamak yüzeyinin açısına bağılı olarak hem proksimal interfalangeal (PIP) eklem hem de distal interfalangeal (DIP) eklem (en fazla 50°-70°) fleksiyon pozisyonundadır (Şekil 2.6). Kapalı tutuşta, PIP eklemi 90°-100° civarında fleksiyonda ve DIP eklemi ise hiperekstansiyon pozisyonundadır (56). Kapalı tutuş tekniğı başparmak kullanımına göre iki farklı şekilde isimlendirilmektedir. Başparmağın tutuşa katılmadığı kapalı tutuş pozisyonu yarı kapalı tutuş; başparmağın ekstra

kuvvet uygulayabilmek için işaret ve orta parmak üzerinde kullanıldığı pozisyon ise tam kapalı tutuş olarak isimlendirilmektedir (Şekil 2.7). Açık tutuş genellikle büyük, eğimli tutamaklar üzerinde kullanılırken kapalı tutuş küçük, keskin kenarlı, içe eğimli tutamaklarda parmak uçları ile tutamak arasındaki temas yüzeyini artırmak, baskı noktasını daha içe taşımak ve daha fazla kuvvet uygulayabilmek için kullanılmaktadır (55, 61). Kapalı tutuş pozisyonu ayrıca başparmağın da tutuşta kullanılabilmesini sağlamakta ve böylece daha fazla ek kuvvet uygulanabilmektedir (46). Sıkma tutuş, günlük yaşantıda çeşitli objeleri tutmak için kullandığımız başparmak ile diğer parmaklar arasında tutamağın sıkıştırıldığı tutuş pozisyonudur (Şekil 2.8). Bu tutuşta başparmak diğer parmalara karşı bir kuvvet uygulamaya çalışmaktadır. Parmak pozisyonları ve kullanılan parmak sayısı tutulacak tutamağın derinliğine ve genişliğine bağlı olarak değişmektedir. Bu tutuşun incelendiği ve özellikle tutuş açıklığı ile maksimal sıkma kuvveti arasındaki ilişkiye bakılan çalışmalarda, performans açısından optimum bir tutuş genişliği olduğu, daha dar ve geniş tutuşlarda maksimal kuvvet kapasitesinin azaldığı belirtilmiştir (7, 71).



Şekil 2.6. A) Açık tutuş B) Yarı kapalı tutuş.



Şekil 2.7. Başparmağın işaret parmak üzerinde kullanıldığı tam kapalı tutuş. (İkinci çizimde eklem pozisyonlarını gösterebilmek için başparmak özellikle yan tarafta tutulmuştur.)



Şekil 2.8. Sıkma tutuş.

2.2.4 Açık ve Kapalı Tutuşun Biyomekanik Özellikleri

Açık ve kapalı tutuş pozisyonlarının farklı kasal etkileşimlere ve patoloji risklerine sahip olduğu yapılan araştırmalarda açıklanmıştır (55, 56, 57, 60). Schweizer (56), PIP eklemindeki *bowstringing* mesafesinin kapalı tutuşta yapılan 90° fleksiyon ile 5-10° fleksiyon yapılan açık tutuşa göre 20 kat arttığını göstermiştir. Bu artışa bağlı olarak fleksör tendonlarının PIP eklemi üzerindeki moment kolu yaklaşık %50 oranında artmaktadır. Kapalı tutuşta proksimal falanksta bulunan A2 makarasının (Şekil 2.5) distal kenarına etkiyen kuvvet, parmak ucu ile uygulanan kuvvetin 3-4 katına kadar çıkmaktadır. Tırmanıcıların yüksek parmak kuvvet kapasiteleri düşünüldüğünde, A2 makarasına etkiyen kuvvetlerin 400-450 N civarını bulduğu söylenmektedir (8, 56). Vigouroux ve diğ. (72), biyomekanik parmak modeli ile makaralara etkiyen kuvvetleri hesaplamış, A2 makarasına etkiyen kuvvetin kapalı tutuşta açık tutuşa göre 36 kat daha fazla olduğunu ve medial falanksta bulunan A4 makarasında bu farkın 4 katı bulunduğunu göstermiştir. Tendon ve makaralar arasındaki etkileşimleri araştıran çalışmalar, parmak ucu ile kuvvet uygulanırken tendon ile A2 makarası arasındaki sürtünmenin PIP ekleminin fleksiyonu ile arttığını ve 90°'de en yüksek değere ulaştığını göstermiştir. Bu sonuç, kapalı tutuşta daha fazla parmak kuvvetine dayanılabilmesini ve daha fazla yaralanma yaşanmasını açıklamaktadır (57, 58). Tüm bu patoloji risklerine rağmen, başparmak kullanılsa bile, kapalı tutuş tırmanıcılar tarafından çok fazla tercih edilmektedir (56).

2.2.5 Kaya Tırmanışında Rota Zorluk Derecelendirmesi

Kaya tırmanışı rotalarının zorluklarını tanımlamada ülkeler arasında değişen farklı sayısal sistemler ve derecelendirmeler kullanılmaktadır. Fransız sistemi, Amerikan sistemi, Avustralya derecelendirmesi, İngiliz derece sistemi, Uluslararası Dağcılık ve Tırmanış Federasyonu (UIAA) sistemi ve UIAA tarafından bilimsel çalışmalarda kullanılması için yayınlanan metrik derece sistemi (54) bunlardan bazılarıdır. Rotaların derecelendirilmesinde rota üzerinde yapılması gereken hareketlerin teknik zorluğu, bu zor hamleleri yapmak için gereken kuvvet, rotanın genelini çıkmak için gerekli olan dayanıklılık, kuvvette devamlılık gibi değişkenler göz

önünde bulundurulmaktadır. Derecelendirme sistemleri bu değişkenleri farklı şekillerde ele almaktadır. Bazı sistemler sadece rotanın en zor (kilit) bölümüne göre derece verirken bazıları rotanın geneline bakarak bir zorluk derecesi tanımlamaktadır. Bu farklılıklar nedeniyle tüm derecelendirme sistemleri arasında birebir çevrim yapılamamaktadır. Ülkemizde en çok kullanılan derecelendirme sistemleri UIAA ve Fransız derecelendirme sistemleridir. UIAA sisteminde rotalar I'den başlayıp açık uçlu olarak XII'ye kadar giden numaralar ile derecelendirilmektedir. I en kolay rotalara verilirken bu sayı büyüdükçe rotanın zorluğu artmaktadır. III ve sonrasındaki dereceler ara zorlukları daha net tanımlayabilmek için kendi içerisinde de -/+ olarak 3 ara zorluğa bölünmektedir (örneğin kolaydan zora doğru: V-, V, V+,VI-). Fransız derecelendirme sistemi ise 1 ile başlayıp açık uçlu olarak günümüzde 12'ye kadar gitmektedir. Bu sistemde 4 dereceye kadar sadece sayısal değer kullanılmakta 4 dereceden itibaren ise ara dereceleri tanımlayabilmek için artan zorluk sırasıyla sayısal değer yanına a, b, c harfleri eklenmektedir (örnek: 2, 4a, 4c, 5b). Ayrıca ara değeri daha hassas bir şekilde tanımlamak için harfin yanına bir de + işareti konmaktadır (örneğin artan zorluk sırasıyla: 5c+, 6a, 6a+, 6b, 6b+). Dünya üzerinde en çok kullanılan derece sistemleri ile ilgili bir çevrim tablosu EK 1'de sunulmuştur. UIAA metrik derece sistemi çevrim tablosu ise EK 2' de yer almaktadır.

Rotaların derecelerini yani zorluğunu belirleyen faktörler genellikle rota üzerindeki tutamakların büyüklükleri, yüzey şekilleri, tırmanıcının tutamaklar arasında uzanması gereken mesafe (hareket zorluğu), tutamakların rota üzerindeki dağılımları, bu dağılımların insan vücut pozisyonlarına uygunluğu ve rotanın bulunduğu yüzeyin eğimidir. Tırmanış dereceleri bu faktörler göz önünde bulundurularak subjektif bir şekilde verilmektedir. Yeni ve ilk kez tırmanılan bir rotanın derecesi genellikle ilk çıkışı yapan sporcu tarafından belirlenmektedir. Bu kişi daha önce tırmandığı, dereceleri bilinen ve birçok tırmanıcı tarafından da kabul görmüş rotalar ile karşılaştırarak yeni rotaya bir derece vermektedir. Kişinin geçmişteki tecrübelerine ve tırmanış stiline bağlı olan bu yöntem, aynı dereceye sahip rotalar arasında bile zorluk farklılıkları olmasına neden olmaktadır. Özellikle dünya üzerinde farklı bölgelere

gidildiğinde tırmanış rotalarına verilen derecelerin o bölgede yaşayan ve tırmanan yerel sporcuların fizyolojik özelliklerine göre farklılıklar gösterdiği ve şekillendiği görülmektedir.

2.2.6 Kaya Tırmanıcılarının Antropometrik Özellikleri

Kaya tırmanıcılarının somatotip ve antropometrik özelliklerini inceleyen ve bu sporun gerekliliklerini ortaya çıkarmaya çalışan birçok araştırma yapılmıştır. Bu çalışmaların en geniş katılımlılarından biri, dünya kupası sırasında yarı finale çıkan kadın ve erkek elit tırmanıcılar ile yapılmıştır (79). Bu çalışmada tırmanıcıların düşük yağ yüzdesine (erkekler 4.7 ± 1.3 , kadınlar 10.7 ± 1.7) sahip oldukları ortaya konmuştur. Bu sonuç daha sonra ileri seviye tırmanıcılarla yapılan birçok çalışma tarafından da yinelenmiş (26, 35, 37, 63, 74, 76, 78) ve düşük yağ yüzdesi elit performans için anahtar bir özellik olarak önerilmiştir. Grant ve diğ. (27, 28, 29) tarafından yapılan çalışmalarda ise, daha düşük seviyede tırmanıcılar, farklı tırmanış seviyesindeki gruplar, kontrol grupları, kürekçiler ve atletik gruplar arasında vücut yağ yüzdesi bakımından farklılık bulunamamıştır. Önceki çalışmalar ile örtüşmeyen bu sonuçların, tırmanış seviyelerinin düşük seçilmesinden ve farklı değerlendirme yöntemleri kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (26, 74).

Tırmanış sırasında tutamaklara uzanamama, sporcular arasında genel bir sınırlılık olarak tanımlanmaktadır. Bu sınırlılık, kol açıklığının boy uzunluğuna oranı (ape indeks) kullanılarak araştırılmıştır. Farklı seviyede tırmanıcılar ile yapılan çalışmalarda ape index değerinin 1.00'in üzerinde olduğu görülmüştür (37, 63, 78). Çalışmaların bazılarında kontrol grupları ile farklılıklar bulunurken (78) diğer çalışmalarda kol uzunlukları karşılaştırılmış ve herhangi bir farklılık bulunamamıştır (27, 28). Wats ve diğ. (78), ape indeks ile tırmanış becerisi arasında bir ilişki bulamamıştır. Ape indeks değerinin fazla olmasının tırmanış sporunda ve başarıda ön gereklilik olmadığı ama avantaj sağladığı düşünülmektedir (26, 78).

Tırmanıcıların daha yüksek parmak kuvveti üretebilmesi ve tekrarlı kasılmalarındaki başarısı onların daha büyük ön kol kaslarına sahip olduğunu düşündürmektedir. Bu özellik literatürde çok az çalışma tarafından

incelenmiştir. Macleod ve diğ. (35), orta seviyede tırmanıcılar ile kontrol grubundakilerde ön kol maksimal çevre ölçümleri yapmışlardır. İki grup arasında ön kol çevre değerinde farklılık bulunmazken, tırmanıcılarda ön kol çevresinin vücut ağırlığına olan oranının anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Watts ve diğ. (78), genç yarışma tırmanıcıları ile kontrol grubunun ön kol hacimlerini su taşıma yöntemi ile hesaplayıp karşılaştırmışlar ve iki grubun ön kol hacimleri arasında anlamlı fark olmadığını, ancak tırmanıcıların düşük vücut ağırlıkları ile öne geçtiğini bulmuşlardır.

2.2.7 Kaya Tırmanışının Fizyolojik Gereklilikleri

Kaya tırmanıcıların fizyolojik özelliklerini belirlemeyi ve tırmanış sporundaki gereklilikleri ortaya çıkarmayı amaçlayan çalışmalarda tırmanıcıların maksimal oksijen tüketimi (VO_{2max}), tırmanış sırasındaki kalp atım hızı, oksijen tüketimi (VO_2), enerji tüketimi, kan basıncı ve kan laktat seviyesi değişiklikleri incelenmiştir (3, 5, 6, 26, 36, 63, 74, 81). Bu çalışmalarda tırmanıcıların VO_{2max} değerinin belirlenmesi için koşu, bisiklet ve kol çekişi testleri kullanılmıştır. Billat ve diğ. (6), koşu ve kol çekişi ile iki farklı VO_{2max} ölçüm yöntemi kullanmış ve sırasıyla ortalama 54.8 ± 5.0 ml.min⁻¹.kg⁻¹ ve 22.3 ± 2.6 ml.min⁻¹.kg⁻¹ değerlerine ulaşmışlardır. Watts ve Drobish (81) de koşu testi ile tırmanıcılarda 50.5 ± 7.0 ml.min⁻¹.kg⁻¹ VO_{2max} değerini belirlemişlerdir. Sheel ve diğ. (63) ise, bisiklet ergometresi kullanmış ve çalıştıkları elit tırmanıcıların 45.5 ± 6.6 ml.min⁻¹.kg⁻¹ VO_{2max} değerine sahip olduklarını göstermişlerdir.

Tırmanış aktivitesi sırasında oksijen tüketim değerini belirlemeyi amaçlayan çalışmalar salon içi yapay tırmanış duvarlarında (3, 6, 36, 63, 76), özel tırmanış ergometrelerinde (9, 81) ve gerçek kaya yüzeylerinde (9) yapılmıştır. Bu çalışmalarda tırmanış sırasındaki ortalama VO_2 değerinin 20 – 30 ml.min⁻¹.kg⁻¹ arasında değiştiği, 30 ml.min⁻¹.kg⁻¹ üzerinde zirve değerleri alabildiği ve tırmanış hızının ya da eğiminin artırıldığı tükenme testlerinde 43.8 ml.min⁻¹.kg⁻¹ zirve değerine kadar yükseldiği bulunmuştur. Tırmanış aktivitesi sırasında ölçülen ortalama VO_2 seviyesinin yaklaşık 10 kcal.min⁻¹ enerji tüketim değerine karşılık geldiği belirtilmiştir (74). Kalp atım hızı (KAH)

değişimini inceleyen çalışmalar, tırmanış sırasında ortalama KAH değerinin arttığını ve 130-180 atım.min⁻¹ aralığında değiştiği göstermişlerdir (3, 6, 9, 36, 63, 76, 81). Ölçülen bu geniş aralık çalışmalarda farklı rota zorluklarının, tırmanış hızlarının ve yüzey eğimlerinin kullanılmasından kaynaklanmaktadır. Tırmanış sonrası kan laktat düzeyindeki değişiklikleri inceleyen birçok çalışma yapılmıştır (9, 36, 81). Bu çalışmalarda tırmanış sonrasında kan laktat değerinde artış olduğu ama bu artışın koşu, bisiklet sporlarında olduğu kadar yüksek değerlere ulaşmadığı bulunmuştur. Tırmanış sonrası ölçülen ortalama laktat değerleri 3.2 ve 6.8 mmol/L değerleri arasında değişmektedir (26, 74).

Yüzey eğimi ve rota zorluğundaki artışın fizyolojik parametreler üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmalarda, eğimin ve rota zorluğunun artması ile kalp atım hızında belirgin bir artış olduğu ortaya konmuştur (36, 63, 81). Bu çalışmalarda VO₂, kan laktat seviyesi ve enerji tüketimi değerlerinde de artışlar gözlenmiştir. Watts ve Drobish (81), özellikle yüzey eğimi 90°'yi geçip negatif olmaya başladığında bu artışların anlamlı düzeylere çıktığını bulmuşlardır. Mermier ve diğ. (36), test edilen üç farklı açı ve zorlukta rotada artan açı ile kan laktat seviyesinin arttığını ama VO₂ değerinin sadece en düşük ve en yüksek açıdaki rotalarda anlamlı değere ulaştığını belirtmişlerdir. Sheel ve diğ. (63) ise önceki çalışmalardan farklı olarak her katılımcının tırmanış seviyesini dikkate alarak kişiye özel iki farklı rota zorluğu derecesi belirlemiş ve artan zorluk derecesi ile VO₂, KAH ve kan laktat seviyesinin anlamlı bir şekilde arttığını bulmuşlardır.

Yüzey açısı ve rota zorluğu artırıldığında KAH'da belirgin artış görülürken VO₂ değerinin benzer oranlarda artmaması kaya tırmanışında KAH ve VO₂ arasındaki ilişkinin koşu ve bisiklette önerilen doğrusal modellere uymadığı ve doğrusal olmayan bir ilişki içerisinde olduğu ile açıklanmaktadır (36). Kaya tırmanışının tekrarlı izometrik kasılmalar içeren dinamik yapısı nedeniyle KAH ve kan laktatında artış olurken VO₂ değerinin aynı oranda artmadığı söylenmektedir (63). Kaya tırmanışı, karmaşık yapısı ile, hem aerobik hem de anaerobik enerji sistemlerinin kullanılmasını gerektiren bir spor olarak değerlendirilmektedir (5).

2.2.8 Kaya Tırmanıcılarında Maksimal Tutuş ve Parmak Kuvveti

Kaya tırmanıcılarında tutuş kuvvetini araştıran çalışmalarda kullanılan farklı yöntemler değişken sonuçlar vermiş olsa da, kontrol grupları ile karşılaştırıldığında ve özellikle parmak kuvveti dikkate alındığında elit tırmanıcıların daha yüksek kuvvet kapasitesine sahip oldukları bulunmuştur.

Wats ve diğ. (1993), elit tırmanıcılarla kontrol grubu arasındaki kavrama tutuş kuvveti farklılıklarını el dinamometresi kullanarak karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, tırmanıcıların yüksek kavrama tutuş kuvvetine sahip olması gerekmediği ancak düşük yağ yüzdeleri nedeniyle tutuş kuvveti:kütle oranlarının fazla olduğu ve bunun daha önemli bir parametre olduğu ortaya konmuştur. Daha sonra el dinamometresi kullanılarak yapılan çalışmaların bazılarında elit tırmanıcılar ile tırmanıcı olmayan ya da rekreatif tırmanıcı olanlar arasında fark bulunamazken (18, 20, 28, 78), bazılarında tırmanıcıların daha yüksek kavrama tutuş kuvvet kapasitesine sahip olduğu sonucuna varılmıştır (15, 19, 27, 28, 34).

Grant ve diğ. (28), el dinamometresinin tırmanışta kullanılan tutuş teknikleri ile uyummadığını ve bunun tırmanıcıların performansını değerlendirmeye uygun bir yöntem olmadığını düşünmüş ve yeni bir test aleti geliştirmişlerdir. Katılımcıların, üzerine gerilim sensörü yapıştırılan metal bir plakayı, aynı tırmanışta olduğu gibi, aşağıya doğru bastırmaya çalıştığı bu araştırmada elit tırmanıcıların rekreatif tırmanıcılara ve tırmanıcı olmayanlara göre daha yüksek değerlerde parmak kuvveti ürettikleri bulunmuştur. Daha sonra benzer düzenekler ya da kuvvet sensörleri kullanılarak yapılan birçok çalışma bu sonucu desteklemiştir (27, 29, 35, 48, 73).

Mermier ve diğ. (37), kavrama tutuş kuvveti ile tırmanış seviyesi arasında çok düşük bir ilişki bulmuşlardır. Balàs ve diğ. (4), farklı tırmanış seviyesine sahip 205 tırmanıcı ile çalışmış ve yüksek kavrama tutuş kuvvetinin ileri seviye tırmanıcılar için gerekli olduğunu ancak yüksek kavrama tutuş kuvvetinin ileri seviyede tırmanıcı olmayı sağlamadığını göstermişlerdir. Schweizer ve Furrer (59), özel olarak tasarlanmış bir izokinetik düzenek ile parmak kuvvetlerini ölçmüş ve ön kol kaslarının maksimal kuvvet kapasitesi ile tırmanış performansı arasındaki bağlantıyı

incelemişlerdir. Bu çalışmada tırmanış performansı ile kuvvet kapasitesi arasında bir ilişki olmadığı ancak, kuvvet kapasitesi vücut ağırlığı ile normalize edildiğinde anlamlı bir şekilde değiştiği ortaya konmuştur.

2.2.9 Kaya Tırmanıcılarında Tutuş ve Parmak Kuvveti Dayanıklılığı

Kaya tırmanıcılarının bir rotayı bitirebilmesi için tekrarlı izometrik kasılmalar yapması ve yüksek kuvvet gerektiren bu kasılmaları yapabilme kapasitesini uzun süre koruyabilmesi gerekmektedir. Gereken kasılma kuvvetini üretememek, rota üzerindeki başarısızlığın önemli bir nedeni olarak ortaya konmuştur. Tırmanıcıların tutuş ve parmak kuvvet dayanıklılıklarını ölçen birçok çalışma yapılmış ve tekrarlı kuvvet dayanıklılığı elit tırmanıcılarda önemli bir özellik olarak belirlenmiştir (18, 20, 34, 35, 48, 73).

Tutuş ve parmak kuvveti dayanıklılığı ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı test düzenekleri ve yöntemler kullanılmıştır. Cutts ve Bollen (15), kavrama tutuş dayanıklılığı ve sıkma tutuş dayanıklılığını sırasıyla %80 ve %50 MİK'larda yapılan sürekli test ile araştırmış ve kuvvet-zaman grafiğinin integrali ile değerlendirmişlerdir. El dinamometresi kullanılarak yapılan bu testte tırmanıcılar, kavrama tutuşta sadece sol elde, sıkma tutuşta her iki elde de anlamlı derecede daha yüksek performans göstermiştir. Ferguson ve Brown (20), ileri seviye tırmanıcılar ile %40 MİK'da hem sürekli hem de tekrarlı (5 s kasılma, 2 s dinlenme) izometrik dayanıklılık ölçümü yapmışlardır. Sürekli testte tırmanıcılar ile sedanterler arasında fark bulunamazken, tekrarlı testte tırmanıcıların sedanterlere göre iki kat daha uzun süre testi devam ettirebildiği görülmüştür. Benzer bir test yapan Macleod ve diğ. (35) de, %40 MİK'da yaptıkları sürekli ve tekrarlı (10 s kasılma, 3 s dinlenme) izometrik testlerde tırmanıcılar ile sedanterler arasında test süresi bakımından fark bulamazken, kuvvet-zaman integralinin anlamlı bir şekilde fazla olduğunu göstermişlerdir. Grant ve diğ. (29), orta seviye tırmanıcılar ile kürekçileri ve aerobik antrenman yapan bireyleri karşılaştırmış ve %40 MİK'da sürekli ve tekrarlı izometrik (6 s kasılma, 4 s dinlenme ve 18 s kasılma, 12 s dinlenme) performans bakımından bir fark bulamamışlardır. Quaine ve diğ. (48) ise, 1 cm'lik tutamak üzerinde %80

MIK'da tekrarlı izometrik (5 s kasılma, 5 s dinlenme) kasılma performansının elit tırmanıcılarda sedanterlere göre yaklaşık 1.6 kat daha iyi olduğunu göstermişlerdir. Bu sonuç, benzer bir test yöntemi kullanan Vigouroux ve Quaine (73)'in çalışması tarafından da desteklenmiştir. Limonta ve diğ. (34), %80 MIK'da tırmanıcıların kontrol grubuna göre el dinamometresi ile %43 daha uzun süre izometrik kasılma yapabildiğini göstermişlerdir.

3. TUTUŞ TEKNİĞİ VE TUTAMAK DERİNLİĞİNİN MAKSİMAL PARMAK KUVVET KAPASİTESİ ÜZERİNE ETKİLERİ

3.1. Giriş

Kapalı ve açık tutuş teknikleri kullanılarak uygulanabilen maksimal parmak kuvvet kapasitesi farklılıklarını inceleyen birçok çalışma yapılmıştır (45, 46, 47, 56, 72). Bu çalışmaların çoğunda aynı derinlikteki tutamak için tutuş teknikleri arasında maksimal kuvvet kapasitesi farklılıkları olmadığı söylenmiştir. Tüm bu çalışmalarda maksimal kuvvet ölçümleri kuvvet sensörü ile enstürmente edilen özel parmak tutuşu aparatlarında yapılmıştır. Bu çalışmalarda tutuş yerinin şekli ve derinliği değiştirilmemiş her iki tutuş tekniği de aynı özellikteki tutuş yerinde test edilmiştir. Farklı tutuş derinlikleri ve tutuş teknikleri arasındaki etkileşimi inceleyen bir çalışma ise henüz yapılmamıştır. Yapılan çalışmalarda katılımcılardan sadece dikey yönde maksimal kuvvet uygulamaları istenmiş ve anterior-posterior yöndeki kuvvetlerin en azda tutulması söylenmiştir. Oysaki tırmanış sırasında sporcular yapacağı hareketin şekline ve vücut pozisyonuna göre uygun tutuş tekniğini ve açısını kendileri belirlemektedir. Kaya üzerinde dört ya da üç noktadan duvar ile temas halinde olduğunda vücut dengesinin sağlanması ve bu denge durumunun korunabilmesi için uygulanması gereken kuvvetlerin yönü değişmektedir ve bu kuvvetlerin yönü oldukça önemlidir (41). Bu nedenle sadece dikey kuvvetleri incelemek tutuş teknikleri arasındaki farklılıkları ve tercih nedenlerini ortaya çıkarmakta yetersiz kalabilir.

Bu çalışmanın amacı farklı tutuş tekniklerinin (açık, yarı kapalı, tam kapalı) ve tutamak derinliğinin dikey ve anterior-posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) üzerindeki etkilerini incelemek, aralarındaki etkileşimi ortaya çıkarmaktır. Hipotezimiz, tutamak derinliği ve bu tutamaklar üzerinde uygulanabilen farklı yönlerdeki maksimal parmak kuvvet kapasitelerinin tırmanıcıların farklı tutuş tekniklerini tercih nedenlerini açıklayabileceğidir.

3.2. Yöntem

3.2.1 Katılımcılar

Bu çalışmanın verileri Fransa'nın Marsilya şehrinde bulunan Aix-Marseille Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'nde (Aix-Marseille Université, Faculté des Sciences du Sport) toplanmıştır. Çalışmaya düzenli olarak antrenman yapan deneyimli 10 erkek tırmanıcı katılmıştır. Katılımcılar ortalama 6.88 ± 5.34 yıl tırmanış deneyimine sahip, haftada ortalama 3.3 ± 1.3 gün antrenman yapan ve UIAA (Uluslararası Dağcılık ve Tırmanış Federasyonu) metrik zorluk çizelgesine (Bkz. EK 2) göre 9.06 ± 1.21 derece (Fransız 7c) tırmanış seviyesinde tırmanıcılardan oluşmaktadır. Katılımcılar testlere başlamadan önce test yöntemi hakkında bilgilendirilmiş ve Aix-Marseille Üniversitesi kurallarına uygun bir gönüllü katılımcı formu imzalamışlardır. Katılımcılara parmak sakatlıkları olup olmadığı sorulmuş ve herhangi bir sakatlık bildirmeyenler çalışmaya alınmıştır. Kişisel bilgilerin toplanması ve yapılacak antropometrik ölçümlerin kayıt edilmesi için kişisel bilgi formu (Bkz. EK 3) hazırlanmış ve bu form testlere başlamadan önce katılımcılarla beraber doldurulmuştur. Tırmanış deneyimi, antrenman sıklığı ve tırmanış seviyesi gibi bilgiler katılımcıların beyanlarına dayalı olarak toplanmıştır. Katılımcılardan testlerden bir önceki gün antrenman yapmamaları ve testlere dinlenmiş olarak gelmeleri istenmiştir.

3.2.2 Antropometrik Ölçümler

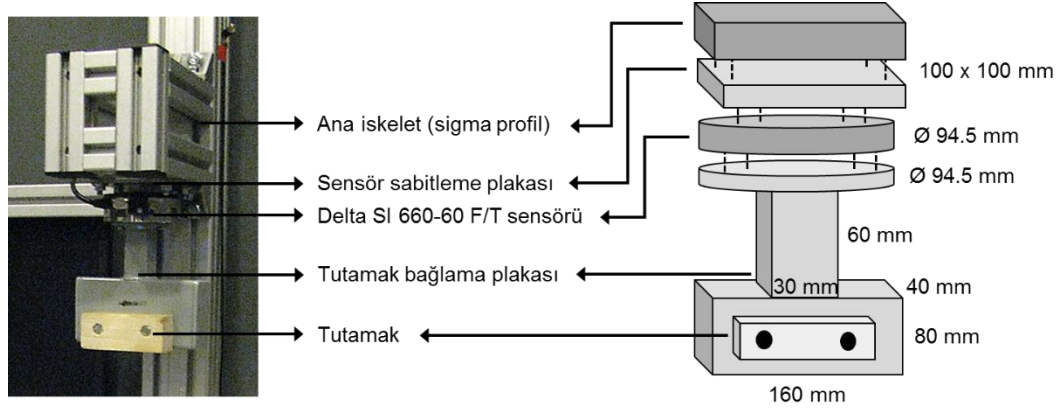
Katılımcıların vücut kütlesi ve boyu, standart sayısal tartı ve stadiometre ile ölçülmüştür. El uzunluğu ve ön kol uzunluğu ölçümleri, el ve önkol yatay konumda supinasyonda iken katılımcıların sağ tarafından mezura ile alınmıştır. Ön kol uzunluğu, radius kemiği başı ile radial styloid'in ucu arasındaki mesafe (29); el uzunluğu ise orta parmağın uç noktasından distal bilek çizgisinin orta noktasına olan mesafe (13) olarak ölçülmüştür. Ön kol çevre ölçümü, ön kol pronasyonda ve yatay konumda yere paralel iken maksimal olduğu yerden yapılmıştır. Katılımcıların antropometrik özellikleri Tablo 3.1'de sunulmuştur.

Tablo 3.1. Katılımcıların antropometrik özellikleri.

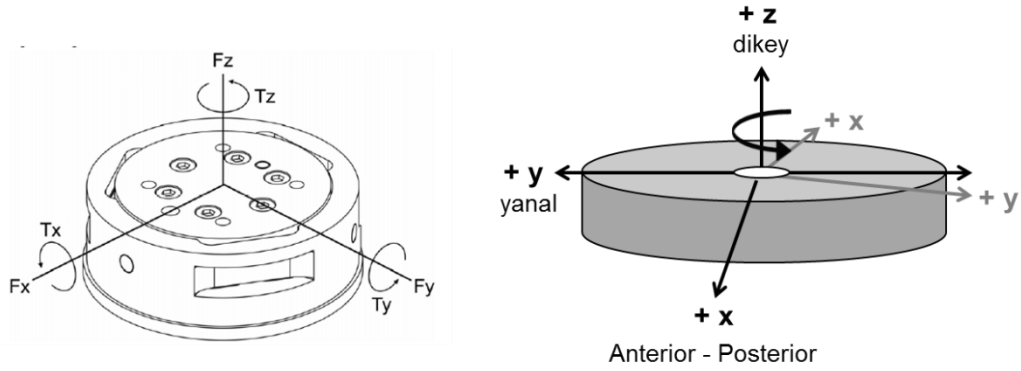
	Ortalama $\pm$ ss
Yaş	22.3 $\pm$ 4.50
Vücut kütlesi (kg)	72.67 $\pm$ 5.69
Boy (cm)	177.60 $\pm$ 5.25
Vücut Kütle İndeksi (VKİ)	23.37 $\pm$ 1.77
El uzunluğu (cm)	19.50 $\pm$ 0.73
Ön kol uzunluğu (cm)	28.34 $\pm$ 1.36
Ön kol çevresi – maksimal (cm)	30.24 $\pm$ 1.27

3.2.3 Deney Düzenegi

Maksimal parmak kuvvet kapasitesinin ölçümünde özel olarak tasarlanıp duvara sabitlenen bir platform kullanılmıştır. Platform, dikey ve yatay konumlandırılmış sigma profillerden, yatay profile sabitlenmiş 6 serbestlik derecesine sahip kuvvet/tork sensöründen (Delta SI 660-60 F/T sensör, ATI Industrial Automation, APEX, NC, Amerika Birleşik Devletleri) ve tutamakların kuvvet sensörü üstüne sabitlenmesi için kullanılan tutamak bağlama plakasından oluşmaktadır (Şekil 3.1). Katılımcıların boyuna göre tutamak yüksekliklerinin rahat ayarlanabilmesi için platformun ana iskeleti 100 x 100 mm'lik kanallı sigma profillerden oluşmaktadır. Kuvvet sensörü yatay sigma profile kare (100 x 100 mm) bir sabitleme plakası ile sıkıca bağlanmıştır. Tutamakların bağlanması ve sensöre sabitlenebilmesi için Aix-Marseille Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi atölyesindeki teknisyenler tarafından bir tutamak bağlama plakası üretilmiştir. Kuvvet sensörü yatay düzlemde sabitlenmiş ve sensör eksenleri yeniden düzenlenerek x: anterior-posterior, y: yanal, z: dikey olacak şekilde tanımlanmıştır (Şekil 3.2).

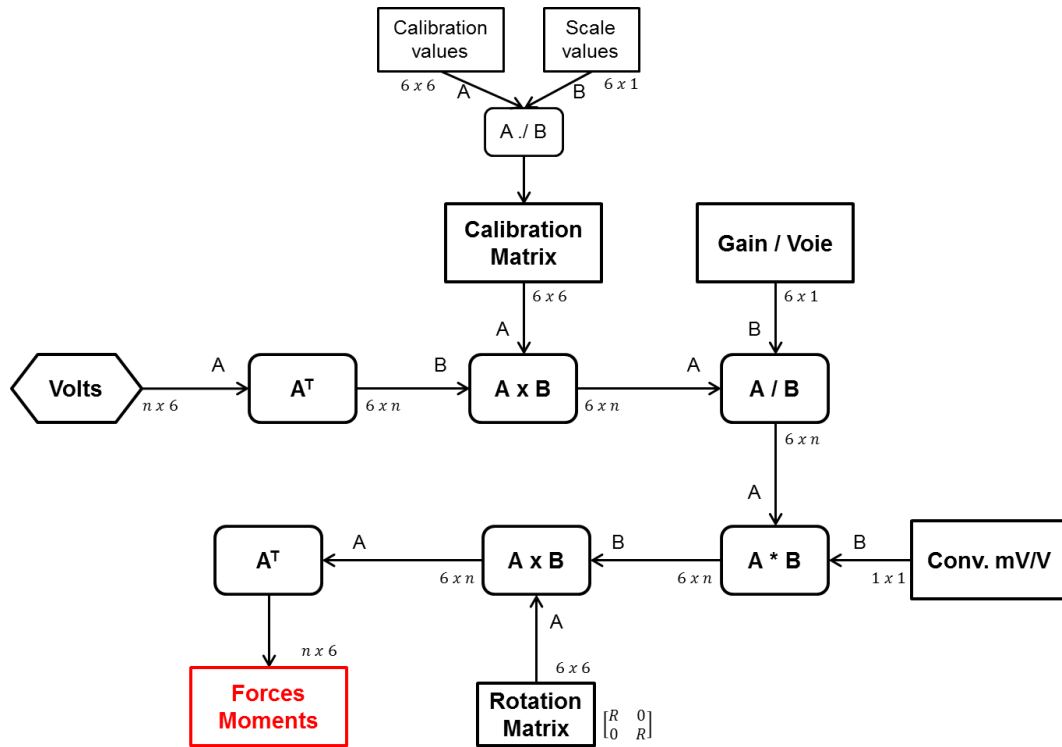


Şekil 3.1. Test platformu ve bağlantı parçaları.



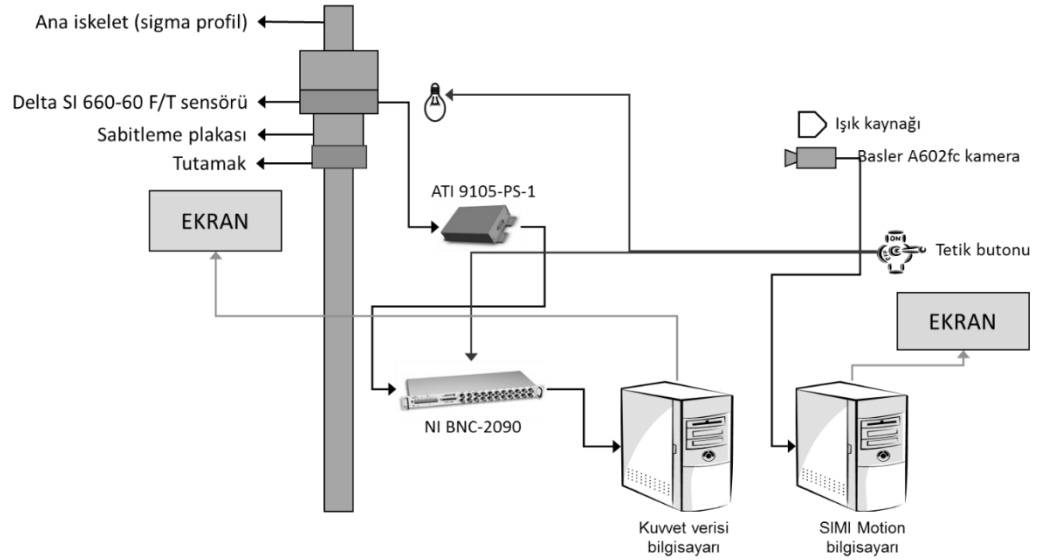
Şekil 3.2. Kuvvet sensörü pozisyonu ve eksen tanımlaması.

Kuvvet sensöründen alınan sinyaller NI BNC-2090 BNC güç kaynağı, BNC-2090 BNC adaptör ve analog-dijital çevirici kart (NI PCI-6620, 16 Bit, National Instruments, Austin, TX, Amerika Birleşik Devletleri) ile bilgisayara aktarılmıştır. Bilgisayara aktarılan sayısal kuvvet verileri Labview (National Instruments, Austin, TX, Amerika Birleşik Devletleri) programında yazılan bir komut dosyası ile 1000 Hz veri hızı ile toplanmış, işlenmiş ve bilgisayara kayıt edilmiştir. Labview komut dosyası içerisinde yapılan işlemler Şekil 3.3'de akış şeması olarak gösterilmiştir.

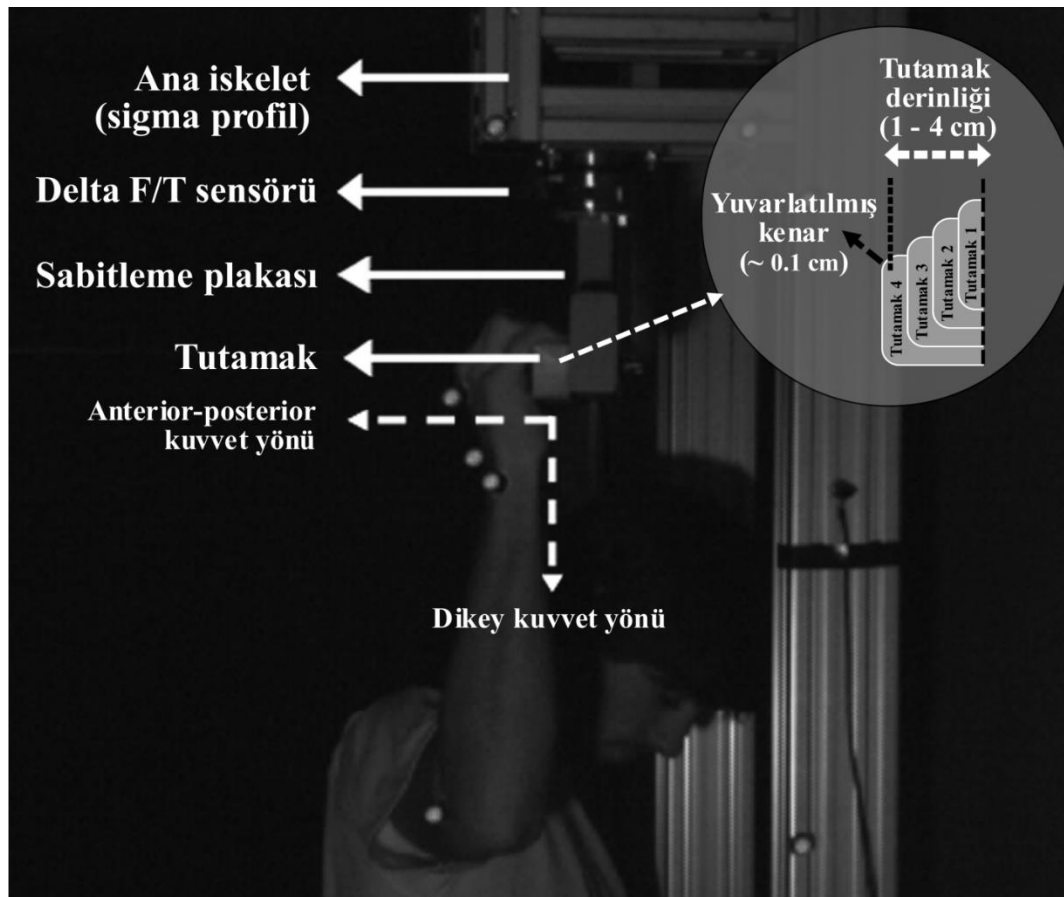


Şekil 3.3. LabView sensör kalibrasyonu ve işlem basamakları akış diagramı.

Test sırasında el ve önkol kinematik verilerinin incelenebilmesi için katılımcıları ve deney düzeneğini sağ taraftan sagital düzlemde gören Basler A602fc (Basler AG, Ahrensburg, Almanya) marka kamera yerleştirilmiştir. Kamera ve kuvvet kayıt sistemlerinin senkronizasyonu için kamera karşısında led yakan ve aynı anda NI BNC-2090 BNC adaptör aracılığıyla da kuvvet kayıt yazılımına sinyal gönderen bir tetikleme mekanizması tasarlanmıştır. Kullanılan ekipmanlar ve bağlantı yolları Şekil 3.4’de şematik olarak gösterilmiştir. Katılımcıların sağ kolu üzerinde lateral epicondyle, ulnar styloid çıkıntı ve orta parmak metakarpallarının distal ve proksimal uçlarına dört adet yansıtıcı işaretleyici yapıştırılmıştır (Şekil 3.5). Kamera görüntüleri kuvvet verisi kayıt sisteminden ayrı bir bilgisayar kullanılarak SIMI Motion Hareket Analizi Sistemi ile saniyede 100 kare hızında toplanmış ve analiz edilmiştir.

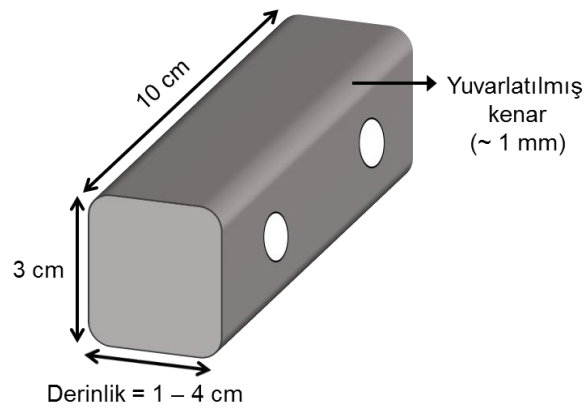


Şekil 3.4. Deney düzeneği, kullanılan ekipmanlar ve bağlantı sistemi.



Şekil 3.5. Maksimal parmak kuvvet kapasitesi ölçüm sistemi ve deney düzeneği.

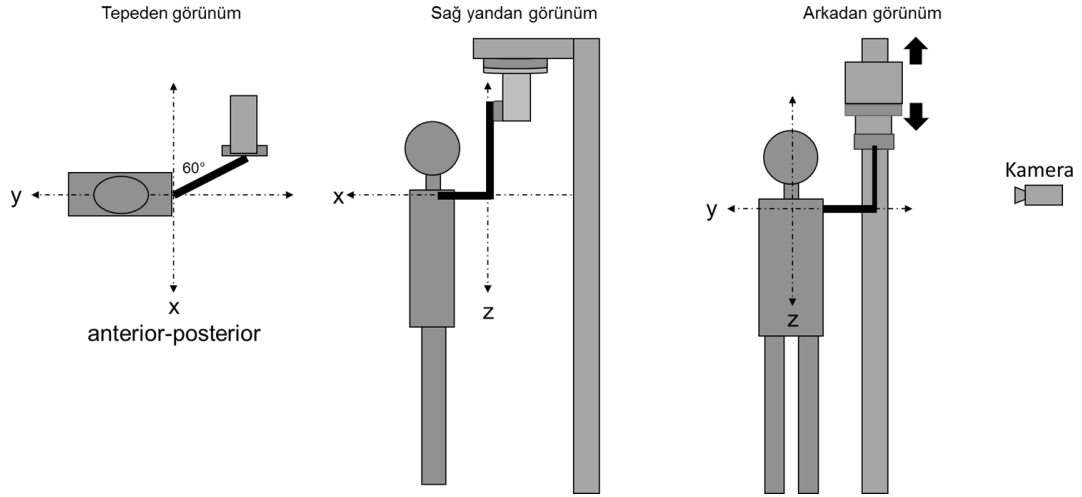
Çalışmada Aix-Marseille Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi atölyesindeki teknisyenler tarafından meşe ağacından üretilen tahta tutamaklar kullanılmıştır. Tutamaklar düz yüzeye sahip 10 cm eninde, 3 cm yüksekliğinde ve 4 farklı derinlikte (1 cm, 2 cm, 3 cm ve 4 cm) üretilmiş ve sırasıyla Tutamak 1, Tutamak 2, Tutamak 3 ve Tutamak 4 olarak isimlendirilmiştir. Parmak ağrısı ve yaralanmalarını engellemek için tutamakların kenarları yuvarlatılmış ve ergonomik bir yapıya getirilmiştir (Şekil 3.5, Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Tutamak yapısı ve özellikleri.

3.2.4 Deney Protokolü

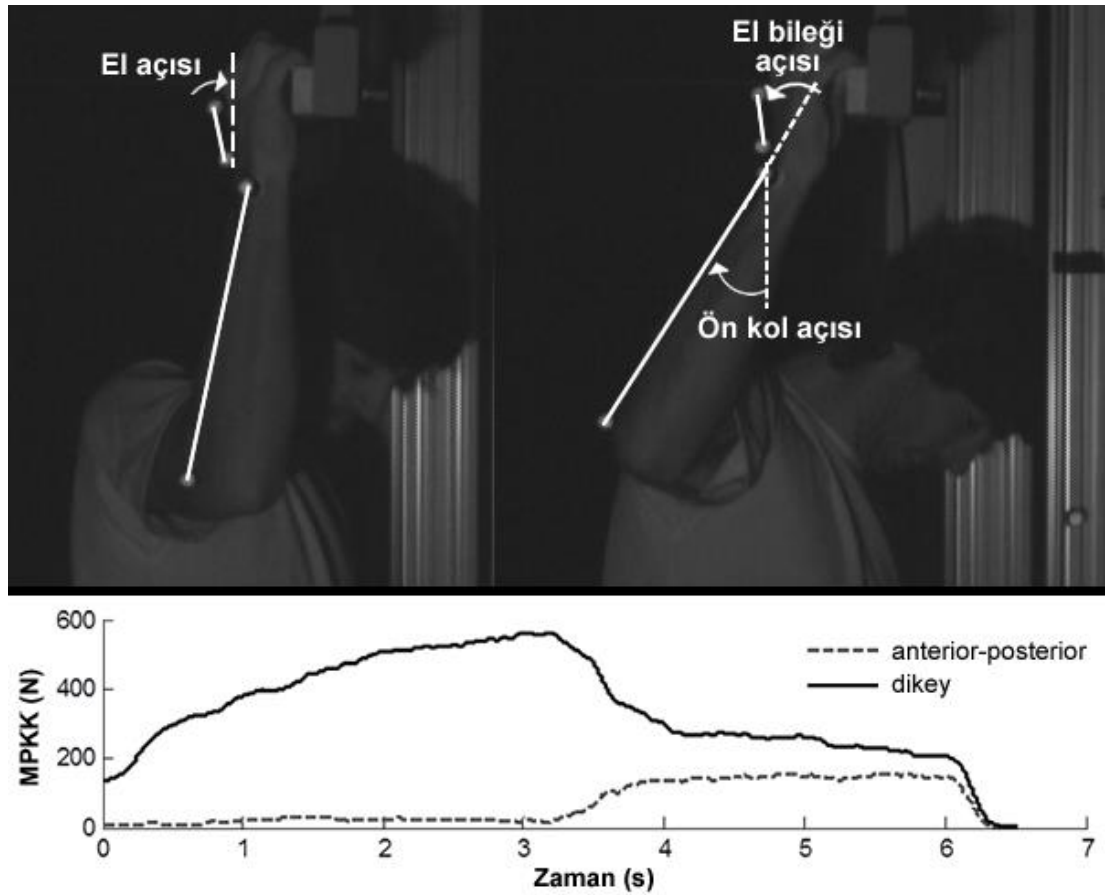
Katılımcılar tutamak düzlemine paralel olacak şekilde duvara dönük olarak ayakta konumlandırılmışlardır. Standart test başlangıç pozisyonu olarak üst kolun 90 derece fleksiyonda ve 60 derece abdüksiyonda, dirseğin 90 derece fleksiyonda olduğu pozisyon belirlenmiştir. Tutamak yüksekliği her katılımcının boyuna göre ayrı ayrı ayarlanmış ve standart test başlangıç pozisyonunun alınması sağlanmıştır (Şekil 3.7). Katılımcılara deney sırasında test pozisyonunu korumaları için sol elleri ile duvara sabit bir dikey sigma profili tutabilecekleri söylenmiş fakat buradan karşı yanal kuvvet almalarına izin verilmemiştir. Yanal kuvvet uygulanıp uygulanmadığı test sırasında gerçek zamanlı kuvvet verisi izlenerek yapılmıştır.



Şekil 3.7. Standart test başlangıç pozisyonu.

Çalışma testleri dört farklı tutamak derinliğinde ve üç farklı tutuş tekniği (açık tutuş, yarı kapalı tutuş, tam kapalı tutuş) ile yapılmıştır. Testlere başlamadan önce katılımcılar kendi standart tırmanış ısınmalarını yapmış, daha sonra test düzeneği ve tutamaklar ile 2-3 saniyelik kısa kasılmalar yaparak parmak eklemleri ve tendonlar iyice ısıtılmış ve test düzeneğine alışmaları sağlanmıştır. Isınma sonrası 5 dakikalık bir dinlenme arası verilmiş ve sonrasında testlere başlanmıştır. Katılımcılardan, önce dikey yönde maksimal kuvvet uygulayacak şekilde tutamakları aşağı doğru çekmeleri istenmiştir. Maksimal değere ulaşıldıktan sonra (yaklaşık üç-dört saniye) kol açısını dikeyden anterior-posterior yöne doğru artırmaları ve her aşamada anterior-posterior yönde maksimal kuvvet uygulamaları istenmiştir (Şekil 3.8). Kol açısı artırılırken gövde ve diğer üyelerin konumlarında değişiklik yapılmasına izin verilmemiştir. Test kasılmaları, ortalama 7 saniyelik bir süre sonunda, katılımcılar daha fazla anterior-posterior yönde kuvvet uygulayamadıklarında ya da katılımcıların parmakları tutamaktan kaydığı anda sonlandırılmıştır. Tüm katılımcılar her koşul için (dört tutamak derinliği ve üç tutuş tekniği) iki adet maksimal kasılma ve toplamda 24 kasılma yapmıştır. Tutamak derinliği ve tutuş tekniği koşulları her katılımcıya rasgele hale getirilerek dağıtılmıştır. Yorgunluk etkisini ortadan kaldırmak için her kasılma arasında 3 dakika dinlenme süresi verilmiştir.

Katılımcılardan her koşul için parmak uçlarını tutamağın arkasına kadar ilerletmeleri ve arka tarafa temas ettirmeleri istenmiştir. Bu pozisyon ve test öncesi kullanılması belirtilen tutuş tekniği gözle kontrol edilmiştir. Tutuş tekniğinde ya da parmak ucu pozisyonlarında değişiklik olduğunda test sonlandırılmış ve tekrarlanmıştır. Katılımcıların tırmanış sporunda olduğu gibi alıştıkları miktarda magnezyum tozu kullanmalarına izin verilmiş ve her test denemesi sonrası tutamalarda biriken magnezyum tozu fırça ile temizlenmiştir. Tüm çalışma testleri oda iklim koşullarında yapılmış ve bu koşullar çalışma süresince değişmemiştir.



Şekil 3.8. A) Yansıtıcı işaretleyicilerin konumu, üye ve eklem açısı tanımlamaları. B) Kayıt edilen tipik bir kuvvet verisinde dikey ve anterior-posterior kuvvetlerin değişim grafiği.

3.2.5 Veri Analizi

Kuvvet sensöründen elde edilen dikey ve anterior-posterior parmak kuvveti verileri zero-lag alçak geçirgen Butterworth sayısal filtre (2. derece, 10Hz) ile filtrelenmiştir. Filtrelenmiş kuvvet verileri MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, Amerika Birleşik Devletleri) ortamında yazılan bir komut dizisi ile analiz edilmiş ve her kasılma için ulaşılan en yüksek kuvvet değeri otomatik olarak belirlenmiştir. Elde edilen bu değerler ve kuvvet grafikleri göz ile tek tek kontrol edilerek test sırasında oluşan ani yükselişler nedeniyle oluşan hatalar düzeltilmiştir. Katılımcıların her koşul için yaptığı iki deneme ayrı ayrı analiz edilmiş ve bunlardan en yüksek olanı maksimal parmak kuvvet kapasitesi olarak kabul edilmiştir. Tüm katılımcılardan elde edilen değerler koşullara göre gruplandırılmış ve ortalamaları alınmıştır. Ortalama maksimal parmak kuvvet kapasitesi verilerine her tutuş tekniği için tutamak derinliğine bağlı olarak 4. derece polinomlar uydurulmuştur. Polinomların derecesi artırılarak yapılan taramada 4. derece (quartic) polinomun alçak derecelere göre daha iyi uygunluk değeri (r^2) verdiği ve yüksek dereceli polinomların ise uygunluk değerini yükseltmediği görülmüştür. Polinomlar uydurulmadan önce tüm maksimal parmak kuvveti verilerinin başına 0 cm tutamak derinliği için 0 N kuvvet değeri eklenmiştir.

SIMI Motion Hareket Analizi Sistemi ile kayıt edilen görüntülerde yansıtıcı işaretleyici yerleştirilen noktalar sayısallaştırılmış ve görüntü kalibre edilerek bu noktaların konum değerleri elde edilmiştir. Elde edilen konum değerleri 25 noktalı kayan ortalama ile yumuşatılmıştır. Orta parmak metakarpallarının distal ve proksimal uçlarına konan işaretleyiciler ile el; lateral epikondil ve ulnar styloid çıkıntı üzerine konan işaretleyiciler ile de ön kol vücut üyeleri tanımlanmıştır. Bu üyeler ile dikey eksen arasındaki açılar sırasıyla el açısı ve ön kol açısı olarak kabul edilmiştir. El ve ön kol vücut üyeleri arasındaki açı ise el bileği açısı olarak tanımlanmış ve hesaplanmıştır (Şekil 3.8). Anterior-posterior yönde maksimal kuvvetin elde edildiği an için el, ön kol ve bilek açıları belirlenmiştir. Normal bilek pozisyonu, el ile ön kolun hizalı olduğu pozisyon olarak kabul edilmiş ve bu pozisyonda el bileği açısı 0° olarak kabul edilmiştir. Tüm hesaplamalar ve eğri uydurma işlemleri

MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, Amerika Birleşik Devletleri) ortamında araştırmacı tarafından geliştirilen yazılımlar ile yapılmıştır.

3.2.6 İstatistikler

Çalışmada ölçülen tüm değerler ve analiz edilen veriler ortalama ve standart sapma ($\pm$) olarak sunulmuştur. Toplanan verilerin normalliği doğrulanmıştır. Tutamak derinliği ve tutuş tekniğinin maksimal parmak kuvvet kapasitesi üzerindeki etkisini değerlendirmek için tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (ANOVA) kullanılmıştır. ANOVA sonuçlarının anlamlı etki ($P < 0.05$) gösterdiği verilerde Tukey post-hoc testi ile farklılıklar belirlenmiştir. Tüm istatistiksel analizler STATISTICA (StatSoft Inc., OK, Amerika Birleşik Devletleri) programı ile yapılmıştır.

3.3. Bulgular

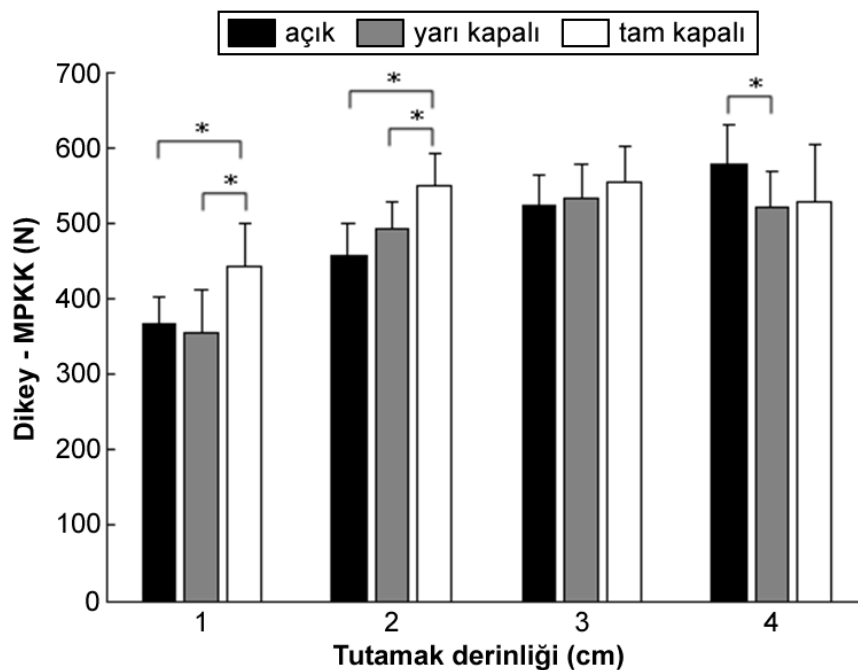
3.3.1 Dikey Maksimal Parmak Kuvvet Kapasitesi

Ortalama maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) sonuçları Tablo 3.2'de standart sapma değerleri ile birlikte verilmiş, Şekil 3.9 ve Şekil 3.10'te ise bar grafikler olarak gösterilmiştir. Ortalama MPKK değerleri tutamak derinliği ve tutuş tekniğine bağlı olarak 350.84 ± 56.01 N ile 575.66 ± 54.38 N arasında değişmektedir. Yapılan tekrarlı ANOVA ölçümleri MPKK'nın tutamak derinliği ve tutuş tekniğine göre anlamlı bir şekilde değiştiğini göstermektedir ($F_{3,27} = 151.5$, $F_{2,18} = 15.9$, $P < 0.05$). Tutamak derinliği ve tutuş tekniği arasında da anlamlı bir etkileşim olduğu görülmüştür ($F_{6,54} = 10.6$, $P < 0.05$). Tutamak derinliğinin MPKK üzerindeki etkisi kullanılan tutuş tekniğine göre değişmektedir. Yarı kapalı ve tam kapalı tutuşta en yüksek ortalama kuvvet değerleri Tutamak 3'te, açık tutuşta ise Tutamak 4'te elde edilmiştir. Yarı kapalı tutuş için MPKK değerlerinin Tutamak 1'den Tutamak 3'e kadar arttığı, Tutamak 3 ve Tutamak 4 arasında ise bir farklılık olmadığı bulunmuştur. Tam kapalı tutuşta MPKK değeri Tutamak 1 ve Tutamak 2 arasında anlamlı bir şekilde değişirken sonraki tutamak derinlikleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Açık tutuş için ise artan tutamak derinliği ile MPKK da anlamlı bir şekilde düzenli artış görülmüştür.

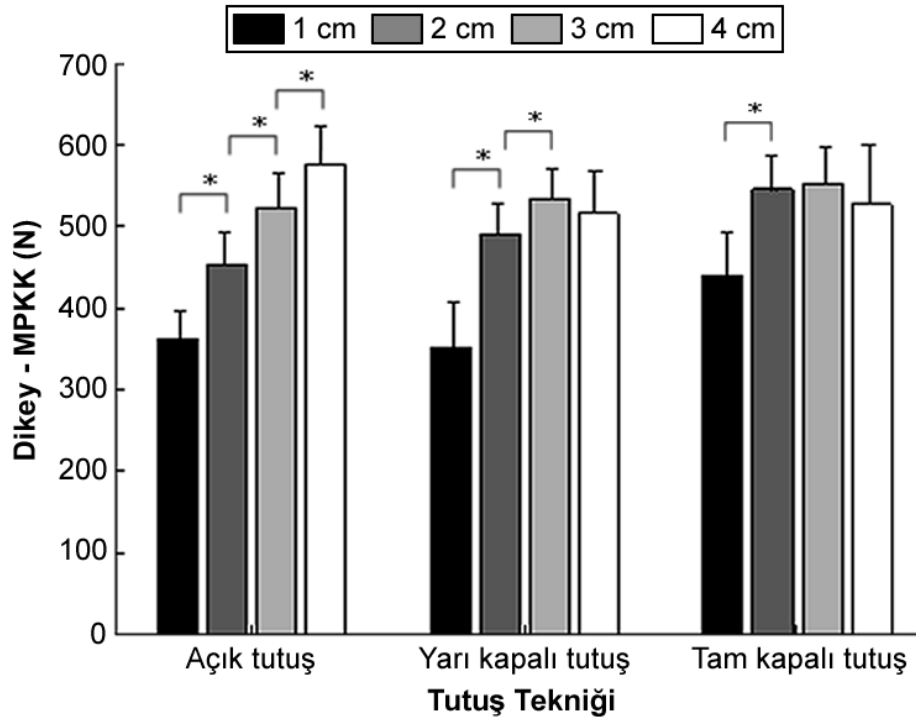
Tutamak 1 için MPKK değeri tam kapalı tutuşta yarı kapalı ve açık tutuşa göre anlamlı bir şekilde daha yüksek bulunmuştur. Tutamak 2 için MPKK değeri açık, yarı kapalı ve tam kapalı tutuş için sırasıyla artmasına rağmen sadece açık-tam kapalı ve yarı kapalı-tam kapalı tutuşlar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Tutamak 3'te katılımcıların MPKK performanslarında küçük artışlar olsa da aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Tutamak 4 için ise diğer sonuçların aksine açık tutuşta en yüksek MPKK değeri görülmüştür. Kapalı tutuş MPKK değerinde açık tutuş kapasitesine göre anlamlı bir azalma vardır.

Tablo 3.2. Ortalama dikey maksimal parmak kuvvet kapasitesi (N) ve standart sapma değerleri.

Tutuş Tekniği	Tutamak 1 (1 cm)	Tutamak 2 (2 cm)	Tutamak 3 (3 cm)	Tutamak 4 (4 cm)
Açık	360.77±34.60	453.72±41.59	522.15±44.51	575.66±54.38
Kapalı	350.84±56.01	490.07±37.36	531.08±40.41	517.11±50.09
Tam kapalı	439.57±55.51	546.17±40.92	552.28±46.59	526.45±74.79



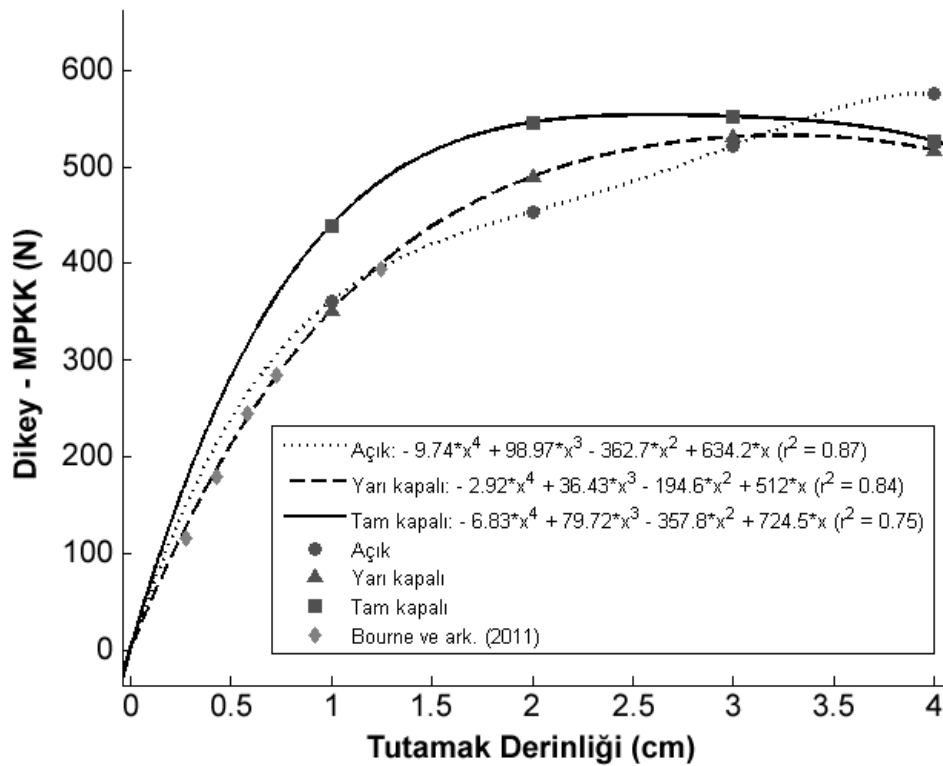
Şekil 3.9. Tutamak derinliğine göre ortalama dikey maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) sonuçları (*: P<0.05).



Şekil 3.10. Tutuş tekniğine göre ortalama dikey maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) sonuçları (*: $P < 0.05$).

3.3.2 Polinom Regresyon Modeli

Tutamak derinliği ile MPKK arasındaki ilişkiyi modellemek için tutuş tekniğine bağlı olarak farklı polinomlar uydurulmuş ve kuvvet değişimleri modellenmeye çalışılmıştır. Elde edilen polinomlar ve eşitlikler Şekil 3.11’de grafik olarak verilmiştir.



Şekil 3.11. Farklı tutuş teknikleri için ortalama dikey maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) değerleri, her bir tutuş için kullanılan polinom modeli ve kestirimi yapılan Bourne ve ark. (11)'nin kapalı tutuş için elde ettikleri ortalama maksimal parmak kuvveti değerleri.

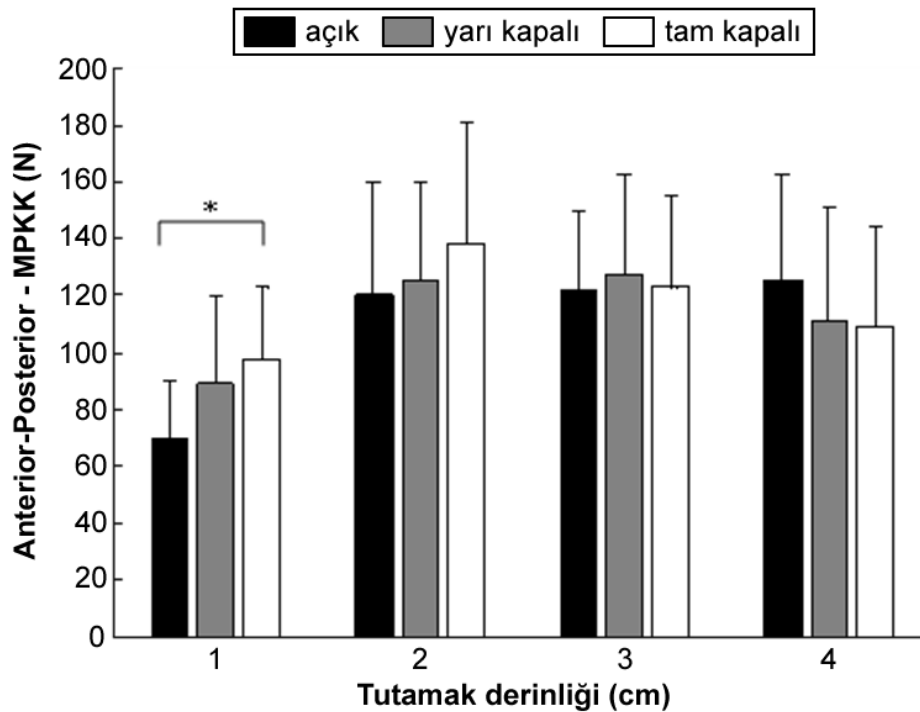
3.3.3 Anterior-Posterior Maksimal Parmak Kuvvet Kapasitesi

Ortalama anterior-posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesi sonuçları Tablo 3.3'de standart sapma değerleri ile birlikte verilmiş, Şekil 3.12 ve Şekil 3.13'te ise bar grafikler olarak gösterilmiştir. Ortalama MPKK değerleri tutamak derinliği ve tutuş tekniğine bağlı olarak 69.85 ± 20.00 N ile 138.02 ± 43.09 N arasında değişmektedir. MPKK tutamak derinliğine bağlı olarak anlamlı bir şekilde değişmektedir ($F_{3,27} = 14.7$, $P < 0.05$). Tutuş tekniğinin ise MPKK üzerinde anlamlı bir etkisi yoktur ($F_{2,18} = 1.7$, $P < 0.21$). Fakat tutamak derinliği ve tutuş tekniği arasında anlamlı bir ilişki söz konusudur ($F_{6,54} = 4.3$, $P < 0.05$). En yüksek anterior-posterior kuvvet yarı kapalı tutuş için Tutamak 3'te (127.2 ± 35.7 N), tam kapalı tutuş için Tutamak 2'de (138.0 ± 43.1 N) ve açık tutuş için de Tutamak 4'te (125.4 ± 37.4 N)

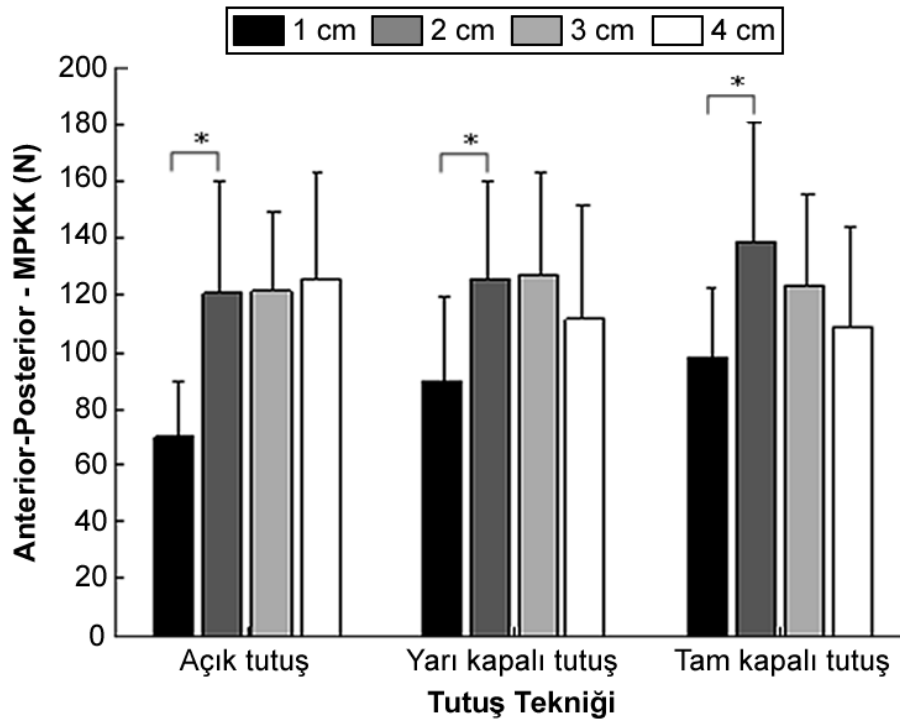
gözlenmiştir. MPKK tüm tutuşlar için Tutamak 1'den Tutamak 2'ye geçişte anlamlı olarak artmıştır. Açık tutuşta MPKK Tutamak 2, Tutamak 3 ve Tutamak 4 arasında benzerdir. Yarı kapalı ve tam kapalı tutuş için Tutamak 3 ve Tutamak 2'den sonra kuvvet değeri düşmektedir ama bu düşüş anlamlı bir seviyeye ulaşmamıştır. Tutamak 1 için katılımcılar tam kapalı tutuşta (97.76 ± 24.98 N) açık tutuşa (69.85 ± 20.00 N) göre anlamlı olarak daha yüksek anterior-posterior MPKK ortaya koymuşlardır. Tutamak 2, Tutamak 3 ve Tutamak 4 arasında MPKK değerinde ufak farklılıklar vardır ama anlamlı seviyelere ulaşmamıştır.

Tablo 3.3. Ortalama anterior-posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesi (N) ve standart sapma değerleri.

Tutuş Tekniği	Tutamak 1	Tutamak 2	Tutamak 3	Tutamak 4
Açık	69.85±20.00	120.53±39.61	121.54±27.91	125.43±37.39
Kapalı	89.22±30.28	125.54±34.32	127.20±35.68	111.14±40.45
Tam kapalı	97.76±24.98	138.02±43.09	122.98±32.22	108.68±35.42



Şekil 3.12. Tutamak derinliğine göre ortalama anterior-posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) sonuçları.



Şekil 3.13. Tutuş tekniğine göre ortalama anterior-posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) sonuçları (*: $P<0.05$).

3.3.4 Kinematik Analiz

Anterior-Posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesinin en yüksek olduğu noktadaki ortalama el, ön kol ve el bileği açıları Tablo 3.4'te gösterilmiştir. El bileği açısı $51.6^{\circ} \pm 7.8^{\circ}$ ve $19.1^{\circ} \pm 14.6^{\circ}$ ekstansiyon aralığında değişmektedir. İstatistiksel analizler el bileği açısının tutamak derinliği ve tutuş tekniğine bağlı olarak anlamlı bir şekilde değiştiğini göstermiştir ($F_{3,24} = 4.3$, $F_{2,16} = 37.7$, $P<0.05$). Yapılan post-hoc testleri el bileği açısının Tutamak 1 ve Tutamak 2 için açık tutuş ile her iki kapalı tutuş arasında da anlamlı bir şekilde değiştiğini göstermiştir ($P<0.05$). Diğer taraftan Tutamak 3 için sadece açık tutuş ve tam kapalı tutuş arasında anlamlı bir farklılık görülmüştür. El üye açısı da tutamak derinliği ve tutuş tekniğine bağlı olarak anlamlı bir şekilde değişmektedir ($F_{3,24} = 4.3$, $F_{2,16} = 45.5$, $P<0.05$). El açısı için tutamak derinliği ile tutuş tekniği arasında da anlamlı bir etkileşim görülmüştür ($F_{6,48} = 2.5$, $P<0.05$). Diğer taraftan ortalama ön kol üye açısı

değerleri yarı kapalı ve tam kapalı tutuşlarda açık tutuşa göre biraz daha fazla olsa da bu artış anlamlı değerlere ulaşmamıştır.

Tablo 3.4. Anterior-Posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesinin en yüksek olduğu noktadaki ortalama el ve ön kol üye açıları ile el bileği açısı (derece).

	Ön Kol Açısı	SS	El Açısı	SS	El Bileği	
					Açısı	SS
Tutamak 1 (1 cm)	Açık	47.12	10.76	21.80	25.32	8.08
	Yarı Kapalı	50.49	10.04	6.58	43.91	11.28
	Tam Kapalı	50.43	6.60	-1.19	51.62	7.76
Tutamak 2 (2 cm)	Açık	46.94	9.01	27.86	19.07	14.62
	Yarı Kapalı	50.51	13.33	10.65	39.85	8.19
	Tam Kapalı	50.88	9.91	4.00	46.88	10.23
Tutamak 3 (3 cm)	Açık	44.71	9.68	23.33	21.38	11.90
	Yarı Kapalı	46.62	12.33	15.67	30.95	19.18
	Tam Kapalı	48.91	6.63	5.76	43.15	11.75
Tutamak 4 (4 cm)	Açık	47.84	7.48	25.57	22.27	7.02
	Yarı Kapalı	50.49	13.79	15.94	34.55	14.05
	Tam Kapalı	50.25	10.15	14.99	35.27	13.97

3.4. Tartışma

Bu çalışmada farklı tutuş teknikleri, tutamak derinlikleri ve maksimal parmak kuvvet kapasitesi arasındaki ilişkiler incelenmiştir. Literatürde yer alan parmak kuvveti çalışmalarının çoğunda 1 cm derinliğindeki tutamak üzerinde ortaya konan maksimal dikey parmak kuvveti açık ve yarı kapalı tutuş için 400 N ile 450 N arasında (28, 45, 48, 73), tam kapalı tutuş için de 495 N (46) olarak verilmiştir. Çalışmaya katılan bazı tırmanıcılarda bu değerlere yakın sonuçlar görülmüş olsa da ortalama sonuçlar önceki çalışmalarda verilen değerlere göre daha düşüktür. Kullanılan deney sistemi ve ekipman farklılıkları ile farklı tırmanış seviyesindeki tırmanıcıların test edilmiş olması bu farklılıkları açıklamaktadır.

Çalışmanın en önemli sonucu olarak maksimal dikey parmak kuvvet kapasitesinin tutamak derinliği ve tutuş tekniğine bağlı olarak değiştiği gösterilmiştir. MPKK, 1 cm ve 2 cm derinliğindeki tutamaklar arasında tüm tutuş teknikleri için anlamlı bir artış göstermiştir. Bu sonuç, yarı kapalı tutuş için küçük ve büyük tutamak arasında maksimal kuvvet artışı olduğunu söyleyen Grant ve diğ. (28) çalışması ile uygunluk göstermektedir.

Bazı katılımcılar 1 cm derinliğindeki tutamak üzerinde yarı kapalı tutuşta açık tutuşa göre daha iyi performans göstermiş olsalar da bu iki tutuş tekniği arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Bu sonuç, açık tutuş ile kapalı tutuş arasında performans artışına neden olabilecek biyomekanik faktörlerin (eklem açıları, kas moment kolları, kas boyu...) olmadığını söyleyen literatürdeki çalışmaları doğrulamaktadır (45, 47 ,55). Bununla birlikte bu çalışma önceki sonuçları daha derin tutamaklar için de doğrulamıştır. Açık tutuş için MPKK'nın artan tutamak derinliği ile anlamlı bir şekilde arttığı görülmüştür. Diğer yandan yarı kapalı tutuş için MPKK platoya ulaşmadan önce 1 cm'den 3 cm tutamak derinliğine kadar artış göstermektedir. Bu sonuç, kadavra parmakları ile in vitro çalışmalar yapan Schweizer ve Hudek (60)'in elde ettiği sonuçlar ile uygunluk göstermektedir. Bu araştırmacılar, yarı kapalı tutuş için yarı tırnak derinliğindeki tutamaktan (~0.8 cm) DIP eklemine ulaşana kadar maksimal kuvvet artışı olduğunu daha sonra ise bu artışı 2. falanks pozisyonuna (DIP ile PIP arasında) kadar bir

platonun izlediğini göstermişlerdir. Bu çalışmada benzer bir kuvvet değişimi tam kapalı tutuş için de ortaya konmuştur. Fakat plato noktasının 2 cm derinliğindeki tutamak civarında olduğu belirlenmiştir. Bu farklı formlar ve plato noktaları büyük (derin) tutamalarda kapalı tutuş yapmanın zorluğundan kaynaklanmış olabilir. Yarı kapalı tutuş için DIP'nin hiperekstansiyonu parmak palanklarının tutamak üzerindeki kullanımını sınırlamaktadır. Hiperekstansiyon nedeniyle 2. falanksın proksimal ucu yükselmekte ve 2. falanks tutamak ile tam olarak temas edememektedir. Ayrıca, tırmanıcılar tam kapalı tutuş için başparmaklarını diğer parmakların üzerine koyduğunda parmakların pozisyonu daha da dikleşmektedir. Bu pozisyonda sadece ilk falankslar kullanılmakta ve bu tutuş tekniği için plato noktası daha da küçülmektedir. Diğer yandan başparmağın kullanımı, derinliği 1 cm ve 2 cm olan tutamalarda maksimal dikey parmak kuvvet kapasitesini yaklaşık %20 oranında artırmaktadır. Bu sonuç, Quaine ve diğ. (46) çalışmaları ile benzerlik göstermektedir. Açık tutuş için MPKK değerlerinde bir plato gözlenmemiştir. Platonun, parmak uzunluğunun sınırlayıcı olacağı 4 cm'den daha derin tutamalarda görüleceği düşünülmektedir.

Anterior-posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesi değerlerine bakıldığında tüm tutuş teknikleri için 1 cm derinlikten 2 cm derinliğe geçildiğinde anlamlı bir artış olduğu, sonrasında ise tutuş tekniğine bağlı olarak ya platoya ulaşıldığı ya da bir azalma gözlemlendiği görülmüştür. Tutuş teknikleri arasında ise sadece Tutamak 1 ve Tutamak 2 arasında farklılık görülmüştür. Maksimal anterior-posterior kuvvetin uygulanabildiği anda katılımcıların açık ve kapalı tutuşlar için farklı el - ön kol üye açılarına sahip oldukları bulunmuştur. Kapalı tutuşta el neredeyse dik bir pozisyonda tutulmakta ve ön kol açısı artırılarak el bileğinde büyük bir ekstansiyon açısı kullanılmaktadır. Açık tutuşta ise hem el hem ön kola benzer açılarla eğim verilmekte, birlikte hareket etmekte, böylelikle el bileğinde küçük bir ekstansiyon açısı kullanılmaktadır. Bu sonuçlar kapalı tutuş tekniğinde el bileği açısının artırılarak parmakların tutamakla olan temasının maksimal seviyede tutulmasının sağlandığını ve bunun artan ön kol açısına karşı bir strateji

olarak kullanıldığını göstermektedir. Bu, tırmanıcılara sabit el tutamakları üzerinde vücut postürlerini ayarlayacak serbestliği veren bir kapalı tutuş tekniği avantajı olabilir. Ayrıca, el bileği pozisyonu parmak fleksör kaslarının pozisyonunu ve maksimal parmak kuvvet kapasitesini etkilemektedir (33). Tırmanıcılar el bileğini ekstansiyona getirdiğinde parmak fleksör kaslarını uzatmakta ve daha efektif olan pasif/elastik faza getirmektedir. Bu, kapalı tutuş tekniğinde görülen parmak fleksiyonunu tolere etmek için tırmanıcıların kullandığı bir strateji olabilir.

Tutamak derinliği, tutuş tekniği ve MPKK arasındaki ilişkiyi modellemek için polinom regresyon modeli kullanılmıştır. Elde edilen regresyon modelleri iyi bir uygunluğa sahiptir ($r^2 > 0.7$) ve tutamak derinliği ve tutuş tekniğine bağlı olarak ortalama MPKK tahmininde kullanılabilir. Bourne ve diğ. (11) çalışmalarında yarım kapalı tutuş tekniği için derinlikleri 2.8 mm'den 12.5 mm'ye kadar artan 4 tutamakta maksimal dikey parmak kuvvetinin de arttığını göstermişlerdir. Ayrıca, büyük tutamaklar ile küçük tutamaklar üzerinde uygulanabilen maksimal kuvvet arasında bir korelasyon olmadığını belirtmişler ve buna bağlı olarak büyük tutamaktaki performanstan küçük tutamaklar (<5 mm) üzerindeki performansın tahmin edilemeyeceğini söylemişlerdir. Aksine bu çalışmada ortaya konan polinom regresyon modelleri kullanılarak yapılan kestirimlerde elde edilen maksimal kuvvet değerlerinin onların çalışmadaki veriler ile uyduğu görülmüştür. Yayınladıkları grafikte yer alan değerlere bağlı olarak kestirimler ile gerçek veriler arasında 10 N'dan az (%4 ortalama hata) bir fark bulunmaktadır. Bu sonuç tutamak derinliğine bağlı olarak maksimal kuvvet kapasitesinin tahmin edilebileceğini göstermektedir. Çalışmada ortaya konan modeller sadece belirli bir tırmanış seviyesine sahip tırmanıcılar için olsa da tutamak derinliklerindeki maksimal kuvvet değişimini ortaya koyan genel bir gösterge olarak kullanılabilir. Bununla birlikte farklı tırmanış seviyelerinin, anatomik özelliklerin ve tırmanış alışkanlıklarının MPKK'yı değiştirebileceği dikkate alınmalıdır.

3.5. Sonuç ve Öneriler

Çalışmada, artan tutamak derinliği ile dikey maksimal parmak kuvvet kapasitesinin açık tutuş için düzenli bir artış gösterdiği, kapalı tutuş tekniklerinde ise 2-3 cm tutamalarda kuvvet artışının durduğu ve platoya ulaşıldığı bulunmuştur. Başparmağın kullanıldığı tam kapalı tutuş 1-2 cm derinlikli tutamalarda belirgin bir dikey kuvvet artışı sağlarken, daha derin tutamalarda olumlu bir etkisi olmamakta, hatta açık tutuş ile daha yüksek kuvvet uygulanabilmektedir. Özet olarak, parmak-tutamak etkileşimi tutamak derinliğine bağlı olarak tutuş tekniği performansını artırmaktadır. Elde edilen sonuçlar tutuş tekniği seçiminin biyomekanik faktörlerden (kas boyu, moment kolu, eklem açısı...) değil parmak-tutamak temas etkileşimini optimize etmeye yönelik yapıldığını göstermektedir. Fakat bu hipotezin katılımcıların belirli tutuş tekniğini kullanmaya zorlanmadığı doğal çalışmalar ile araştırılıp kanıtlanması gerekmektedir.

Anterior-posterior MPKK değerinin 1 cm ve 2 cm tutamaklar arasında tüm tutuşlar için arttığı, tam kapalı tutuşun olumlu etkisinin ise sadece 1 cm derinlikli tutamakta olduğu bulunmuştur. Ayrıca tırmanıcıların açık ve kapalı tutuşta maksimal anterior-posterior kuvvet uygularken farklı el-ön kol pozisyonları kullandıkları gösterilmiştir. Bu çalışmada sadece eğimsiz düz yüzeye sahip tutamaklar incelenmiştir. İçe eğimli tutamalarda tutuş tekniğinin anterior-posterior kuvvetlere farklı etkileri olabilir. Bu konunun incelenmesi için araştırmalar yapılması gerekmektedir. Bu çalışmada sıkma tutuşlar ve başparmağın etkileri incelenmemiştir. Literatürde tutuş genişliğinin sıkma tutuşta kuvvet kapasitesini etkilediğine dair çalışmalar vardır (30). İleriki çalışmalarda tutamak genişliğinin maksimal kuvvet kapasitesine etkileri daha tırmanışa özel aletler ile test edilip bu ilişkiler modellenenebilir. Bu tarz modeller geliştirilip tutamak üreticileri tarafından ürünlerini sınıflamada, antrenörler tarafından antrenman şiddetini daha iyi ayarlama kullanılabılır.

Not: Bu çalışma 2012 yılında *Journal of Sports Sciences* dergisinde "Effect of hold depth and grip technique on maximal finger forces in rock climbing" başlığı ile yayınlanmıştır (Bkz. EK 8A).

4. TUTAMAK DERİNLİĞİ VE TEKRARLI SUB-MAKSİMAL PARMAK KUVVETİ PERFORMANSI

4.1. Giriş

Tırmanıcıların parmak kuvvet dayanıklılıkları birçok araştırmacı tarafından incelenmiş ve tekrarlı kuvvet dayanıklılığı elit tırmanıcılarda önemli bir özellik olarak belirlenmiştir (41, 66, 28, 29, 45). Kuvvet sensörü ya da gerilim sensörü kullanılarak yapılan bu çalışmalarda farklı % maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) seviyeleri ($\%40 \pm 2.5$ ve $\%80 \pm 10$) ve farklı kasılma-dinlenme süreleri (10:3 s, 6:4 s, 18:12 s, 5:5 s) kullanılmıştır. Grant ve diğ. (29), orta seviye tırmanıcılar ile kürekçileri ve aerobik antrenman yapan bireyleri karşılaştırmışlar ve tekrarlı izometrik performans bakımından gruplar arasında bir fark bulamamışlardır. Macleod ve diğ. (28), tekrarlı izometrik testte tırmanıcılar ile sedanterler arasında test süresi bakımından fark bulamazken, kuvvet-zaman integralinin tırmanıcılarda anlamlı bir şekilde fazla olduğunu göstermişlerdir. Yapılan diğer çalışmalarda daha yüksek bir MPKK seviyesi ($\%80$) kullanılmış ve test sırasında EMG analizleri de yapılmıştır. Quaine ve diğ. (41), elit tırmanıcıların sedanterlere göre daha uzun süre test seviyesini koruyabildiğini, ekstansör ve fleksör kaslardan alınan EMG verisinin medyan frekansının her iki grupta da azaldığını, fakat azalım oranlarının gruplar arasında farklı olduğunu göstermişlerdir. Quaine ve Vigouroux (45), açık ve kapalı tutuş arasındaki farklılıkları araştırmış ve tutuşlar arasında dayanıklılık bakımından bir fark bulamamışlardır. Vigouroux ve Quaine (73), $\%80$ MPKK ile 6 dakikalık bir tekrarlı test uygulamış ve tırmanıcıların $\%80 \pm 10$ MPKK seviyesini sedanterlerden daha uzun süre koruyabildiğini bulmuşlardır. Sonrasında her iki grupta da kuvvet yüzdesinde bir azalım ve ikinci bir plato görüldüğünü ama tırmanıcılarda plato seviyesinin daha yüksek değerlerde olduğunu göstermişlerdir. Tüm bu çalışmalarda tek bir tutamak derinliği seçilmiş, tırmanıcılar ile tırmanıcı olmayanlar arasındaki tekrarlı kuvvet dayanıklılığı performansı farklılıkları ya da tutuş teknikleri farklılıkları incelenmiştir. Farklı tutamak derinliklerinin tekrarlı parmak kuvveti dayanıklılık performansı üzerindeki etkilerini araştıran herhangi bir çalışma ise yapılmamıştır. Değişen

tutamak derinliğinin parmak fleksör kaslarının katılım oranlarını etkileyeceği, dayanıklılık performansındaki kuvvet ve EMG değişimlerin farklı olacağı düşünülmektedir.

Bu ön çalışmanın amacı kaya tırmanıcılarında maksimal parmak kuvvet kapasitesinin %80'i ile yapılan tekrarlı izometrik kasılmalarındaki performansın incelenmesi ve farklı tutamak derinliklerinin bu performans üzerindeki etkilerinin araştırılmasıdır.

4.2. Yöntem

4.2.1 Katılımcılar

Bu çalışmanın verileri Fransa'nın Marsilya şehrinde bulunan Aix-Marseille Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'nde toplanmıştır. Çalışmaya düzenli olarak antrenman yapan deneyimli 4 erkek tırmanıcı katılmıştır. Katılımcılar haftada ortalama 3.6 ± 1.2 gün antrenman yapan ve Uluslararası Tırmanış ve Dağcılık Federasyonu (UIAA) tarafından yayınlanan metrik zorluk çizelgesine (Bkz. EK 2) göre ortalama 9.91 ± 0.96 derece (Fransız 8b) tırmanış seviyesinde tırmanıcılardan oluşmaktadır. Katılımcılar testlere başlamadan önce test yöntemi hakkında bilgilendirilmiş ve Aix-Marseille Üniversitesi kurallarına uygun bir gönüllü katılımcı formu imzalamışlardır. Katılımcılara parmak sakatlıkları olup olmadığı sorulmuş ve herhangi bir yaralanma bildirmeyenler çalışmaya alınmıştır. Kişisel bilgilerin toplanması ve yapılacak antropometrik ölçümlerin kayıt edilmesi için kişisel bilgi formu (Bkz. EK 3) hazırlanmış ve bu form testlere başlamadan önce katılımcılarla beraber doldurulmuştur. Tırmanış deneyimi, antrenman sıklığı ve tırmanış seviyesi gibi bilgiler katılımcıların beyanlarına dayalı olarak toplanmıştır. Katılımcılardan testlerden bir önceki gün antrenman yapmamaları ve testlere dinlenmiş olarak gelmeleri istenmiştir.

4.2.2 Antropometrik Ölçümler

Katılımcıların vücut kütlesi ve boyu, standart sayısal tartı ve stadiometre ile ölçülmüştür. El uzunluğu ve ön kol uzunluğu ölçümleri, el ve ön kol yatay konumda supinasyonda iken katılımcıların sağ tarafından mezura ile alınmıştır. Ön kol uzunluğu radius kemiği başı ile radial styloid'in

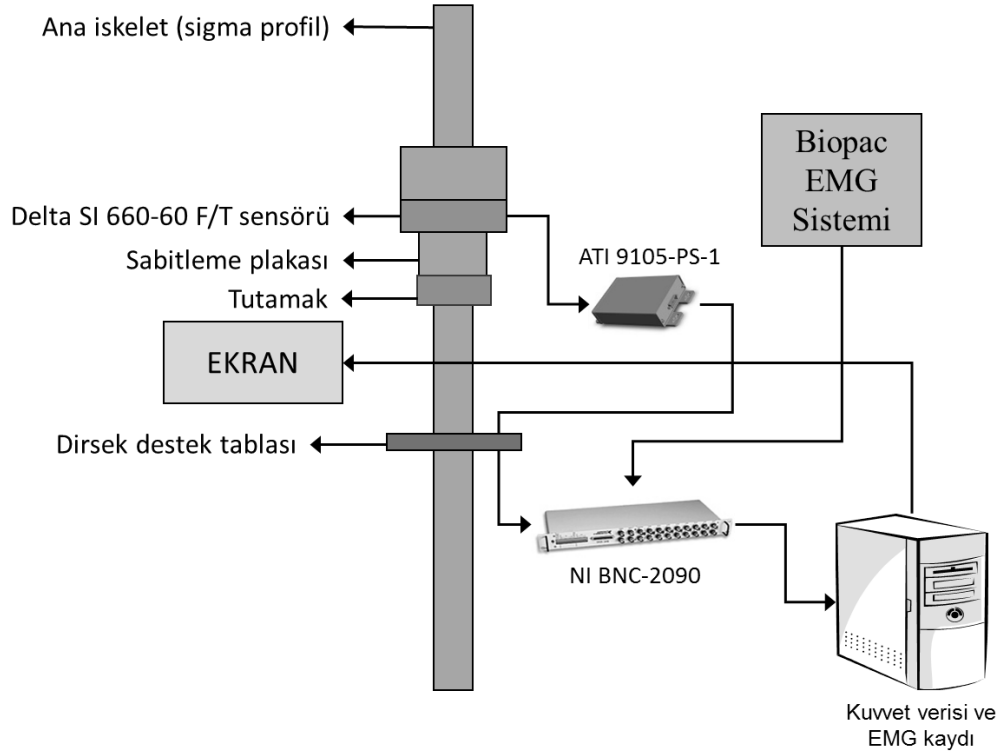
ucu arasındaki mesafe (28); el uzunluğu ise orta parmağın uç noktasından distal bilek çizgisinin orta noktasına olan mesafe (13) olarak ölçülmüştür. Ön kol çevre ölçümü, ön kol pronasyonda ve yatay konumda yere paralel iken maksimal olduğu yerden yapılmıştır. Katılımcıların antropometrik özellikleri Tablo 4.1’de sunulmuştur.

Tablo 4.1. Katılımcıların antropometrik özellikleri.

	Ortalama $\pm$ ss
Yaş	25.50 $\pm$ 5.90
Vücut kütlesi (kg)	75.14 $\pm$ 2.04
Boy (cm)	179.53 $\pm$ 5.31
Vücut Kütle İndeksi (VKİ)	23.34 $\pm$ 1.17
El uzunluğu (cm)	19.30 $\pm$ 0.74
Ön kol uzunluğu (cm)	28.85 $\pm$ 1.50
Ön kol çevresi – maksimal (cm)	29.90 $\pm$ 1.71

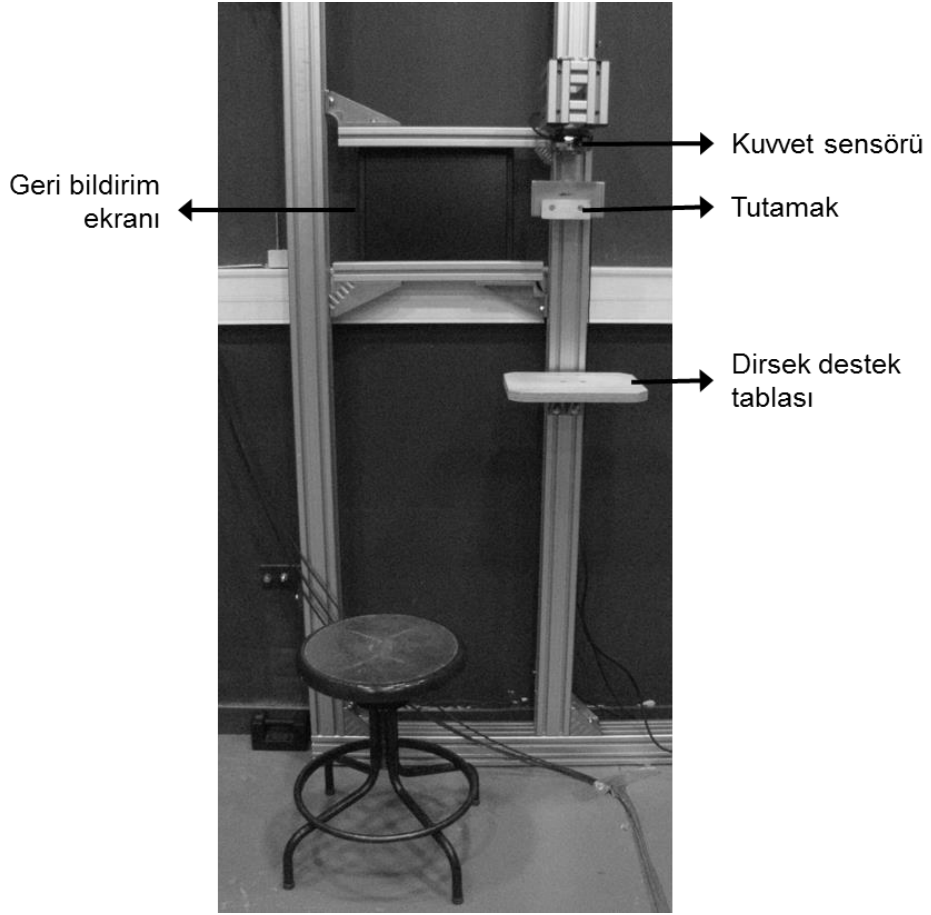
4.2.3 Deney Düzenegi

Çalışmada Bölüm 3.2.3’te detayları anlatılan kuvvet sensörü ile enstürmente edilmiş özel tasarım test platformu ve verilerin kaydı için Labview (National Instruments, Austin, TX, Amerika Birleşik Devletleri) komut dosyası kullanılmıştır. Bilgisayara aktarılan sayısal kuvvet verileri 50 Hz veri hızı ile toplanmış, işlenmiş ve bilgisayara ASCII metin dosyaları olarak kaydedilmiştir. Kullanılan ekipmanlar ve bağlantı yolları Şekil 4.1’de şematik olarak gösterilmiştir. İncelenen parmak fleksör ve ekstansör kaslarının aktivitesini izole etmek ve biceps, latismus dorsi gibi büyük kasların katılımını azaltmak için dirsek altında Aix-Marseille Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi atölyesindeki teknisyenler tarafından üretilen tahta dirsek destek tablası kullanılmıştır (Şekil 4.2). Böylelikle tutamaklar üzerinde sadece parmak fleksör kasları ile kuvvet uygulanması sağlanmıştır.



Şekil 4.1. Deney düzeneği, kullanılan ekipmanlar ve bağlantı sistemi.

Çalışmada Aix-Marseille Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'nde üretilen ve detayları Bölüm 3.2.3'te anlatılan tahta tutamaklardan Tutamak 2 (2 cm), Tutamak 3 (3 cm) ve Tutamak 4 (4 cm) kullanılmıştır (Şekil 3.5, Şekil 3.6).



Şekil 4.2. Deney düzeneği fotoğrafı.

Test süresince katılımcıları yönlendirmek ve kasılma-dinlenme aralıklarında uyarmak için araştırmacı tarafından MATLAB (The MathWorks, Natick, MA, Amerika Birleşik Devletleri) ortamında bir grafiksel kullanıcı arayüzü geliştirilmiştir. Testin tamamını yöneten bu ara yüz ile katılımcılara geri sayım sayacı olarak kasılma süresi, dinlenme süresi, kalan kasılma sayısı bilgileri anlık olarak verilmiştir. Ara yüz arka planı, kasılma sırasında yeşil dinlenme sırasında kırmızı renk alacak şekilde programlanmış ve katılımcıların testi kolay takip etmeleri sağlanmıştır. Geri bildirim ekranına yansıtılan diğer bir grafik ile de anlık olarak tutamak üzerinde uygulanan kuvvet % oranı grafik olarak çizilmiş ve uygulanması gereken %80 maksimal parmak kuvveti seviyesi kırmızı çizgi ile gösterilerek kuvveti bu seviyede sabit tutmaları için katılımcılar sürekli olarak uyarılmıştır (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Geri bildirim ekranı ve test sayacı.

4.2.4 Elektromiyografi (EMG) Ölçümü

Kuvvet verisiyle eş zamanlı olarak BIOPAC MP 150 EMG sistemi (Biopac System Inc., Goleta, CA, USA) ile parmak fleksör kaslarından (Fleksör Digitorum Profundus (FDP), Fleksör Digitorum Superficialis (FDS)) ve Extensör Digitorum Communidis (EDC) kaslarından test süresince sürekli yüzey elektromiyografi verisi toplanmıştır. Çalışmada Biopac EL503 tek kullanımlık 11 mm çapında dairesel Ag/AgCl elektrotlar ve Lead110 ara kablolar kullanılmıştır. EMG verisi 2000 Hz örneklem frekansı ile alınmış ve 1K kazanç ile genliği yükseltilmiştir. Elektrotlar yerleştirilmeden önce deri üzerindeki kıllar tıraş edilmiş, ölü deriler temizlenmiş ve alkol ile silinerek deri ölçüm için hazırlanmıştır. İncelenecek her kas için elektrotlar arası mesafe en az 20 mm olacak şekilde iki adet elektrot çift taraflı yapışkan bant ile kas üzerine yerleştirilmiştir. Elektrotların ve bağlantı kablolarının oynamamaları için üzerlerinden tekrar flaster ile sabitleme yapılmıştır. Fleksör kasları için ilk yüzey elektrotu çifti Blackwell ve diğ. (7) tarafından önerildiği şekilde yerleştirilmiştir. Fleksör Carpi Radialis'in EMG sinyaline katılmadığından emin olmak için yüzey elektrotları el bileği sabitken parmak fleksiyonu yapıldığında sinyal alınan, ancak parmak fleksiyonu yapılmadan el bileği fleksiyonu

yapıldığında sinyal alınmayan noktaya hassas bir şekilde yerleştirilmiştir (7). İkinci elektrot çifti medial epicondil'den ulna'nın styloid çıkıntısına çizilen doğru üzerinde yaklaşık $\frac{1}{4}$ mesafede, ulnanın iç tarafına yerleştirilmiştir. Üçüncü elektrot çifti ise EDC kasının aktivitesini değerlendirmek için lateral epikondilden ulna'nın styloid çıkıntısına çizilen çizginin $\frac{1}{4}$ 'üne yerleştirilmiştir (45). EMG yüzey elektrotlarının sağ kol üzerinde yerleştirildiği noktalar Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



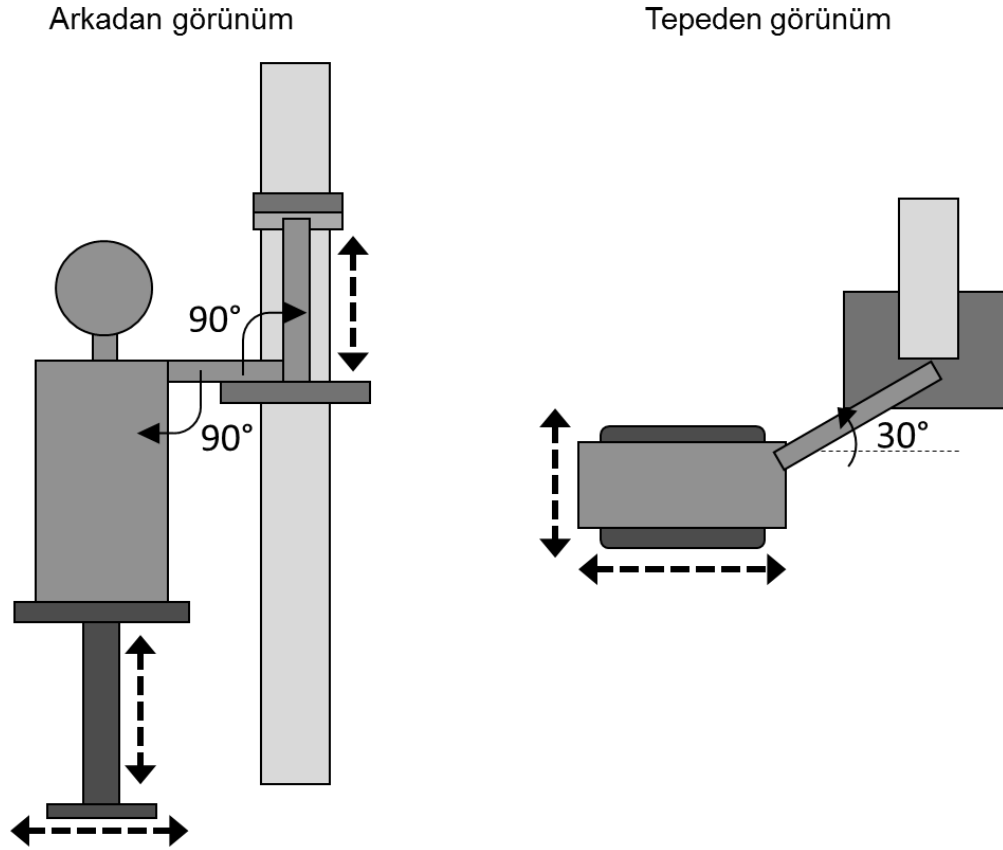
Şekil 4.4. EMG yüzey elektrotlarının yerleştirildiği yerler. 1 ve 2 nolu elektrotlar fleksör grup kaslarının (FDS, FDP) aktivitesini, 3 nolu elektrot ise ekstansör grup kaslarından EDC'nin aktivitesini değerlendirmek için kullanılmıştır.

Farklı günlerde yapılan testlerden elde edilen EMG sinyallerini değerlendirebilmek ve birbirleri ile karşılaştırmak için yorgunluk testleri öncesi kas maksimal inervasyon kapasitesi'ni belirlemeye yönelik ek ölçümler yapılmıştır. Test protokolünde yer alan maksimal istemli kasılma ölçümü sırasında EMG verisi kaydedilmiştir ve ayrıca fleksiyon yönünde izometrik

kasılma yaptırılmamıştır. Ekstansiyon yönünde maksimal inervasyon kapasitesini belirlemek için ise ayrıca bir maksimal parmak ekstansiyon kapasitesi ölçümü yapılmıştır. Bu ölçüm sırasında katılımcılar test ile aynı pozisyonu almış, tutamak üzerinde parmakları sabitlenmiş, bu sabit dirence karşı maksimal parmak ekstansiyon kuvveti uygulamaları istenmiş ve kasların EMG aktivitesi kaydedilmiştir.

4.2.5 Deney Protokolü

Katılımcılar tutamak düzlemine paralel olacak şekilde yüksekliği ayarlanabilir bir tabureye oturtulmuştur. Standart test pozisyonu olarak üst kolun 90 derece fleksiyonda ve 60 derece abdüksiyonda, dirseğin 90 derece fleksiyonda olduğu pozisyon belirlenmiştir (Şekil 4.5). Katılımcıların antropometrik özelliklerine göre taburenin, tutamakların ve dirsek destek tablasının yükseklikleri ayarlanmış ve standart test pozisyonunun alınması sağlanmıştır. Test süresince standart pozisyonun korunması için katılımcıların kolları velkrolu, kendi üzerine yapışabilen bantlar ile destek tablasına sabitlenmiştir.



Şekil 4.5. Standart test pozisyonu.

Çalışmada üç farklı tutamak genişliği incelenmiş (Tutamak 2 = 2 cm; Tutamak 3 = 3 cm ve Tutamak 4 = 4 cm) ve testler üç farklı günde yapılmıştır. Testlerde katılımcılardan tüm tutamaklar için standart olarak açık tutuş tekniği kullanmaları istenmiştir. Testlere başlamadan önce katılımcılar kendi alıştıkları tırmanış ısınmalarını yapmış, daha sonra test düzeneği ve tutamaklar ile 2-3 saniyelik kısa kasılmalar yaparak parmak eklemleri ve tendonlar iyice ısıtılmış ve test düzeneğine alışmaları sağlanmıştır. Isınma sonrası 5 dakikalık bir dinlenme arası verilmiş ve sonrasında testlere başlanmıştır.

İlk olarak katılımcıların maksimal parmak kuvvet kapasiteleri belirlenmiştir. Katılımcılar her tutamak için aralarında 1 dakika dinlenme ile üç maksimal istemli kasılma (MIK) yapmış, bu kasılmalardan en yüksek kuvvet değerine sahip olanı maksimal parmak kuvvet kapasitesi olarak kabul edilmiştir. Tekrarlı izometrik parmak kuvveti testi %80 MPKK'da 8 saniye

kasılma 5 saniye dinlenme oranı ile yapılmış ve toplam 37 kasılma sürmüştür. Test süresince katılımcılara bilgisayar ekranı üzerinde %80 MPKK seviyesi, anlık uyguladıkları MPKK yüzdesi, kalan dinlenme/kasılma süresi ve kasılma sayısı bilgileri geri bildirim olarak verilmiştir. Test süresince katılımcılar %80 MPKK seviyesini koruyabilmeleri, koruyamadıklarında da maksimal performanslarını ortaya koymaları için sözlü olarak motive edilmiştir. Test sırasındaki dinlenme aralıklarında katılımcılar test pozisyonunu korumuş ve parmaklarını rahatlatmak için hareket ettirmelerine izin verilmiştir.

Katılımcıların tırmanış sporunda olduğu gibi alıştıkları miktarda magnezyum tozu kullanmalarına izin verilmiş ve her test denemesi sonrası tutamaklarda biriken magnezyum tozu fırça ile temizlenmiştir. Tutamak derinliği koşulları her katılımcıya rasgele hale getirilerek dağıtılmıştır. Tüm çalışma testleri oda iklim koşullarında yapılmış ve bu koşullar çalışma süresince değişmemiştir.

4.2.6 Veri Analizi

Kuvvet ve EMG verileri araştırmacı tarafından MATLAB (The MathWorks, Natick, MA, Amerika Birleşik Devletleri) ortamında yazılan ve peşi sıra çalışan komut dizileri ile analiz edilmiştir. Kuvvet sensöründen elde edilen ham kuvvet verileri zero-lag alçak geçirgen Butterworth sayısal filtre (2. derece, 10Hz) ile filtrelenmiştir. Filtreli veriler incelenerek katılımcıların tüm test verileri ortalamasının üzerinde kuvvet uyguladığı aktif kasılma pencereleri (yaklaşık 7-8 s) ve dinlendiği pasif pencereler (~5 s) otomatik olarak belirlenmiştir. Her kasılma penceresi 1'den 37'ye kadar numaralandırılmıştır. Her kasılma kendi içerisinde analiz edilmiş ve kasılma kuvveti ($KK_i; i = \text{kasılma numarası}$) değerleri pencere ortalaması alınarak hesaplanmıştır.

Kuvvet değerlerinin analizi yapılırken eşik değerler için $\pm 5\%$ ölçüm aralığı kullanılmıştır. Katılımcıların testin başlangıcından itibaren 80 ± 5 MPKK seviyesini korudukları ilk bölüm 1. plato olarak isimlendirilmiş ve bu plato içerisinde kalan kasılma sayısı (KS) her tutamak derinliği ve her katılımcı için ayrı ayrı belirlenmiştir. Birinci platoda uygulanan ortalama

kasılma kuvveti (KK) her katılımcı ve tutamak derinliği için ayrı ayrı hesaplanmış (Eşitlik 4.1) ve test başlangıç kuvveti ($TBK_{k,d}$: $k = \text{katılımcı}, d = \text{tutamak derinliği}$) olarak isimlendirilmiştir.

$$TBK_{k,d} = \frac{\sum_{i=1}^{KS} KK_i}{KS} \quad (4.1)$$

Katılımcıların testin son 10 kasılmasında uyguladıkları % MPKK değerlerinin ortalaması hesaplanmış ve bu değer $\pm 5\%$ aralığının korunduğu kasılmalar 2. plato olarak kabul edilmiştir. İkinci platoda uygulanan ortalama kasılma kuvveti her katılımcı ve tutamak derinliği için ayrı ayrı hesaplanmış (Eşitlik 4.2) ve test sonu kuvveti ($TSK_{k,d}$: $k = \text{katılımcı}, d = \text{tutamak derinliği}, n = 2. \text{plato kasılma sayısı}$) olarak isimlendirilmiştir.

$$TSK_{k,d} = \frac{\sum_{i=n}^{37} KK_i}{37-n} \quad (4.2)$$

Birinci plato ve ikinci plato arasında kalan kasılmalarda gözlenen kuvvet düşüşüne doğrusal bir polinom uydurulmuş ve bu doğrunun eğimi kuvvet azalım eğimi (KAE) olarak tanımlanmıştır. Ayrıca TBK ve TSK değerleri kullanılarak kuvvet azalım indeksi ($KAI_{k,d}$: $k = \text{katılımcı}, d = \text{tutamak derinliği}$) Eşitlik 4.3 ile hesaplanmıştır (31). KAI kuvvet performansındaki azalım miktarını, KAE ise bu azalımın keskinliğini göstermektedir. KAI değerinin yüksek olması daha fazla azalım olduğu, KAE değerinin yüksek olması ise azalımın daha kısa sürede ve hızlı bir şekilde gerçekleştiği anlamına gelmektedir.

$$KAI_{k,d} = \frac{TBK_{k,d} - TSK_{k,d}}{TBK_{k,d}} * 100 \quad (4.3)$$

Kayıt edilen tüm EMG verileri standart olarak bant geçiren butterworth sayısal filtre (2. derece, 10-500 Hz) ile filtrelenmiş, tam doğrultma işlemi yapılmış ve çizgisel kılıftan (2. derece, 8Hz, alçak geçiren sayısal filtre) geçirilmiştir. Kas maksimal inervasyon kapasitesi testleri ve MIK

ölçümleri sırasında kayıt edilen EMG verilerinin çizgisel kılıfları her kas için ayrı ayrı analiz edilmiş ve bu verilerden en yüksek değere sahip olanı o kasın maksimal istemli kasılma genlik değeri (EMGmaks) olarak kabul edilmiştir. Yorgunluk testleri sırasında kayıt edilen EMG verileri kuvvet verisinden belirlenen aktif pencereler içerisinde incelenmiş ve aktif pencere içerisindeki ortalama EMG aktivite değeri belirlenmiştir. Tekrarlı yorgunluk testi süresince her kas için maksimal uyarım seviyesi ($MUS_{k,d}$: $k = EDC, fleksör 1, fleksör 2$ ve $d = tutamak derinliği$) EMG verilerinden Eşitlik 4.4 ile hesaplanmıştır.

$$MUS_{k,d} = \frac{EMG_{k,d}}{EMG_{maks,k,d}} \quad (4.4)$$

EMG verilerinden her bir aktif pencere için EMG median frekans (f_{med}) değeri hesaplanmış ve maksimal istemli kasılmalardan elde edilen maksimal median frekansı ($f_{medMaks}$) değerleri ile normalize edilmiştir ($f_{mednorm_{k,d}}$: $k = EDC, fleksör 1, fleksör 2$ ve $d = tutamak derinliği$).

$$f_{mednorm_{k,d}} = \frac{f_{med,k,d}}{f_{medMaks,k,d}} \quad (4.5)$$

4.3. Bulgular

Katılımcıların testler sırasında uyguladıkları kasılma kuvvet değerleri incelendiğinde ilk üç katılımcıda plato – kuvvet azalımı – plato şeklinde bir değişim profili olduğu görülmüştür. Katılımcı 4 diğerlerinden farklı bir profil göstermiş ve test süresince başlangıç kuvvet aralığını korumuştur. Katılımcıların 80 ± 5 MPKK seviyesini koruduğu 1. plato içerisinde kalan kasılma sayıları Tablo 4.2’de verilmiştir. İlk üç katılımcının 2, 3 ve 4 cm tutamaklar için 1. platoyu korudukları ortalama kasılma sayıları sırasıyla 6.67 ± 3.21 , 5.67 ± 3.79 ve 4.33 ± 1.53 ’tür.

Tablo 4.2. %80 MPKK ($\pm$ %5) aralığının korunduğu 1. plato kasılma sayıları.

	Katılımcı 1	Katılımcı 2	Katılımcı 3	Katılımcı 4
Tutamak 2	9	3	8	37
Tutamak 3	4	3	10	37
Tutamak 4	4	3	6	37

Testin son bölümlerinde ulaşılan 2. platoda uygulanan ortalama test sonu kuvvet değerlerine bakıldığında, kuvvet düşüşü görülen katılımcılarda TSK'nın %37.57 MPKK ile %60.50 MPKK aralığında değiştiği görülmüştür (Tablo 4.3). Artan tutamak derinliği ile ortalama TSK değerleri sırasıyla 48.46 ± 6.09 MPKK, 50.83 ± 10.55 MPKK ve 50.41 ± 11.71 MPKK olarak bulunmuştur.

Tablo 4.3. Test sonunda ulaşılan 2. platoda uygulanan TSK değerleri (%MPKK).

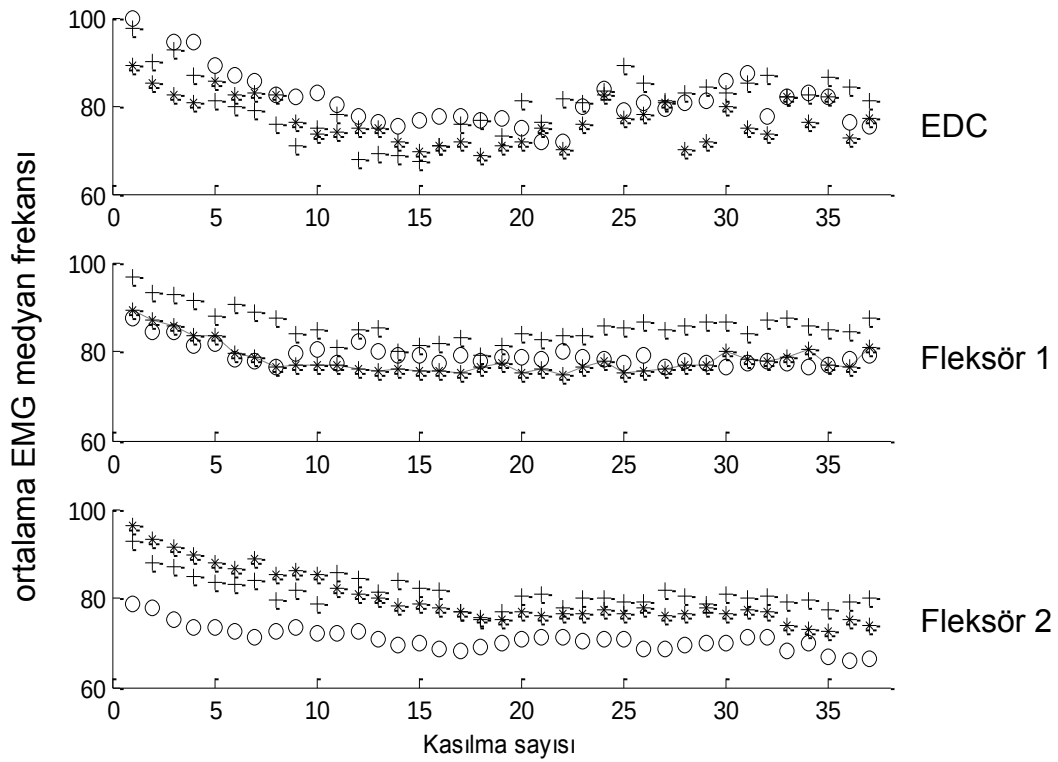
	Katılımcı 1	Katılımcı 2	Katılımcı 3	Katılımcı 4
Tutamak 2	54.81	42.67	47.90	75.57
Tutamak 3	56.75	38.66	57.10	85.60
Tutamak 4	53.17	37.57	60.50	79.37

Testin ilk bölümlerinde uygulanan test başlangıç kuvveti ve test sonunda ulaşılan plato kuvvet değeri arasındaki düşüşten hesaplanan kuvvet azalım indeksi ve kuvvet azalım eğimi değerleri Tablo 4.4'te verilmiştir. KAI ilk üç katılımcı için 0.23 ile 0.51 değerleri arasında değişmektedir. Tutamak derinliği ile değişen KAI 2, 3 ve 4 cm tutamaklar için sırasıyla ortalama 0.37, 0.34 ve 0.35 değerlerini almaktadır. KAE değerine bakıldığında ise artan tutamak derinliği ile sırasıyla ortalama 1.24, 0.92 ve 1.05 değerleri bulunmuştur.

Tablo 4.4. Kuvvet azalım indeksi (KAI) ve kuvvet azalım eğimi (KAE).

	Katılımcı 1		Katılımcı 2		Katılımcı 3		Katılımcı 4	
	KAI	KAE	KAI	KAE	KAI	KAE	KAI	KAE
Tutamak 2	0.28	1.10	0.45	1.78	0.38	2.09	0.07	0.00
Tutamak 3	0.26	1.31	0.50	1.49	0.27	0.86	0.01	0.00
Tutamak 4	0.32	1.72	0.51	1.42	0.23	1.07	0.01	0.00

Tekrarlı yorgunluk testi süresince her kas ve tutamak derinliğine ait ortalama normalize edilmiş EMG medyan frekans değerleri Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Test başlangıcında ortalama 91.9 ± 6.6 Hz seviyelerinde olan EMG medyan frekans değerinin test sonu platosunda ortalama 78.0 ± 4.4 Hz seviyelerine azaldığı görülmüştür.



Şekil 4.6. 2 cm (*), 3 cm (o) ve 4 cm (+) tutamaklar için normalize edilmiş ortalama EMG medyan frekans değerleri.

4.4. Tartışma

Katılımcıların test protokolü süresince uyguladıkları kasılma kuvvetleri incelendiğinde tutamak derinliğine de bağlı olarak tırmanıcılar arasında farklı profiller görülmüştür. Katılımcılardan üçü 80 ± 5 MPKK aralığını tüm tutamaklarda ortalama ilk 5.6 ± 2.8 kasılma kadar koruyabilmiştir. Sonrasında, korunabilen kuvvet yüzdesinde bir düşüş görülmekte, kuvvet değeri ortalama 49.90 ± 8.52 MPKK seviyelerinde ise tekrar bir platoya ulaşmaktadır. Fransa ulusal tırmanış takımı sporcusu olan son katılımcı ise

%80 $\pm$ 5 MPKK seviyesini 3 farklı tutamak genişliğinde de test süresince koruyabilmiştir. Birinci platoda %80 $\pm$ 5 MPKK seviyesinin korunduğu kasılma sayısının tutamak derinliğine bağlı olarak belirgin bir değişim göstermediği daha çok katılımcılar arasında değiştiği görülmüştür. Kuvvet azalımının olduğu bölgede KAI ve KAE değerleri incelendiğinde bazı katılımcılarda artan tutamak derinliği ile bu değerler artarken bazılarında azalmaktadır. Katılımcıların farklı tutamak derinliklerinde 2. platoda ulaştıkları TSK değerlerinin tutamak derinliğine göre belirgin bir şekilde değişmediği görülmüştür. Vigouroux ve Quaine (73), 1 cm derinlikli tutuş yüzeyi üzerinde %80 MPKK'da 5s kasılma 5s dinlenme protokolü ile tekrarlı dayanıklılık testi yapmış ve %80 $\pm$ 10 MPKK kapasitesini tırmanıcıların ortalama 19.0 $\pm$ 13.6 kasılma koruduklarını ve test sonuna doğru ulaşılan 2. platonun %63.2 $\pm$ 1.6 MPKK seviyesinde olduğunu bulmuştur. Bu çalışmada bulunan veriler bizim çalışmamıza göre daha yüksektir. Bu farklı sonuç, test protokolündeki kasılma-dinlenme oranının ve plato aralığının farklılıklarından kaynaklanmış olabilir. Katılımcılar arasında görülen farklı kuvvet profillerinin farklı antrenman geçmişlerinden ve edilen kassal adaptasyonlardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Vigouroux ve Quaine (73) tarafından bulunan 1. plato kasılma sayısındaki yüksek standart sapma değeri, katılımcılar arasında geniş bir aralığa yayılmış farklı sonuçlar çıkabileceğini doğrulamaktadır.

Çalışmada elde edilen EMG medyan frekans değerlerindeki düşüş test sırasında oluşan yorgunluk hakkında önemli bulgular vermiştir. Birinci plato korunurken EMG medyan frekansı azalmaya başlamış ve yaklaşık ikinci platoya kadar bu azalma devam etmiştir. Sonrasında ise EMG medyan frekansı kuvvet verilerinde görüldüğü gibi bir platoya ulaşmıştır. Katılımcı 4'ün kuvvet değerlerinde azalma görülmemesine rağmen özellikle fleksör grup kaslarının EMG medyan frekanslarında belirgin bir düşüş gözlenmiştir. EMG medyan frekansında görülen düşük frekanslara kayma ve %77-78 f_{med}^{Maks} seviyesinde sabitleme Vigouroux ve Quaine (73)'nin sonuçları ile uyumaktadır.

4.5. Sonuç ve Öneriler

Çalışmada ortalama KAI ve KAE değerlerinin derinliği az olan küçük tutamakta daha yüksek olduğu yani kuvvet kapasitesinde daha fazla ve keskin düşüş gösterdiği görülmüştür. Ama bireysel farklılıklar nedeniyle tutamak derinliğine bağlı olarak dayanıklılık performansı üzerinde belirgin bir etki bulunamamıştır. Katılımcı sayısının azlığı nedeniyle bireysel farklılıkların daha ön plana çıktığı düşünülmektedir. Ayrıca tırmanıcılar oldukça küçük (1 cm altında) tutamakları tutmaya alışık ve bunun için antrenmanlı olduklarından 2 – 4 cm arasında seçilen tutamalarda belirgin bir farklılık bulunamamış olabilir. Gelecek çalışmalarda denek sayısının artırılması, daha az derinliğe sahip tutamakların da çalışılmaya katılması ve test protokolündeki maksimal istemli kasılma yüzdesinin değiştirilmesi ile tırmanıcıların farklı kuvvet şiddetlerinde dayanıklılık özelliklerinin incelenmesi gerekmektedir.

Çalışmada tırmanıcıların seviyelerine, antrenman geçmişlerine ve kassal adaptasyonlarına bağlı olarak özel dayanıklılık profillerine sahip oldukları görülmüştür. Çalışmada uygulanan maksimal parmak kuvvet kapasitesi ve tekrarlı izometrik kasılma testleri geliştirilerek, tırmanıcıların eksik oldukları noktaların bulunması ve kişiye özel antrenman programlarının oluşturulması için kullanılabilir.

5. TUTAMAK YÜZEY EĞİMİ VE TUTAMAK YÜZEY DERİNLİĞİ'NİN MAKSİMAL PARMAK KUVVET KAPASİTESİ ÜZERİNE ETKİLERİ

5.1. Giriş

Kaya tırmanışı hem rekreasyonel anlamda hem de yarışma düzeyinde giderek daha popüler bir spor olmaktadır. Son yıllarda tırmanış seviyelerinde ciddi ilerlemeler olmuştur. Derece tablolarında yer almayan zorlukta rotalar tırmanılıp tablolara yeni dereceler eklenmiştir. Günümüzde zor rotaların çoğu ya aşırı negatif eğimli kaya yüzeylerindedir ya da çok küçük tutamaklardan oluşmaktadır. Kaya tırmanışı sırasında ayaklara belirli bir oranda yük aktarılabilen ve vücut kütlelerinin önemli bir bölümü el ve parmakları kontrol eden küçük kas grupları tarafından taşınmaktadır. Tırmanış sporunda parmak kuvvetinin önemi Watts, Newbury ve Sulentic (80) tarafından gösterilmiştir. Özellikle rotanın olduğu yüzey eğimi negatif yönde arttığında ayaklarla vücut kütlelerinin daha az bir kısmı taşınabilmekte, kollara daha çok yük etkidiği için tutuş kuvvetinin önemi artmaktadır (29, 40). Tırmanış sırasında tutamakları tutabilecek parmak kuvvetini uygulayamamak rotalardaki başarısızlığın önemli bir nedeni olarak ortaya konmuştur (76). Farklı tutuş tekniklerini ve bu tekniklerin uygulanabilen maksimal kuvvet kapasitesine etkilerini inceleyen birçok çalışma yapılmıştır (45, 46, 47, 56, 72). Amca ve diğ. (1) tarafından 2012 yılında yapılan bir çalışmada ise farklı tutuş derinlikleri ve tutuş teknikleri arasındaki etkileşim incelenmiş, dikey ve anterior-posterior kuvvet kapasitesine etkileri araştırılmıştır. Tırmanıcılar için önemli olan ve maksimal kuvvet kapasitesini etkileyen tutamak yüzey eğimi ile ilgili ise sadece bir çalışma yapılmıştır (23). Fakat bu çalışmada maksimal parmak kuvvet kapasitesi araştırılmamış, tırmanış sırasında eğimli tutamaklar üzerinde uygulanan kuvvet değişimleri incelenmiştir. Değişen yüzey eğimleri ile tırmanıcıların maksimal kuvvet kapasiteleri ve vücut kompozisyonları arasındaki etkileşimin incelenmesi ve modellenmesi, sporcuların performans analizlerinin yapılmasında ve antrenman planlanmasında önemli veriler sunacaktır. Ayrıca bu modellerin daha sonra yapılacak çalışmalar ile tutamakların zorluk derecelerinin tanımlanmasında da katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

Bu çalışmanın amacı kaya tırmanıcıların farklı yüzey açlarına ve derinliklere sahip tutamaklar üzerinde uygulayabildikleri dikey maksimal parmak kuvvet kapasitelerinin (MPKK) ölçülmesi ve yüzey derinliği-tutamak eğimi-MPKK arasındaki ilişkinin incelenmesidir.

5.2. Yöntem

5.2.1 Katılımcılar

Bu çalışmanın verileri Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'nde toplanmıştır. Çalışmaya düzenli olarak antrenman yapan deneyimli 7 erkek 1 kadın tırmanıcı katılmıştır. Katılımcılar, haftada ortalama 2.8 ± 0.8 gün antrenman yapan ve Uluslararası Tırmanış ve Dağcılık Federasyonu tarafından yayınlanan metrik zorluk çizelgesine (Bkz. EK 2) göre ortalama 8.9 ± 0.9 derece (Fransız 7c) tırmanış seviyesinde tırmanıcılardan oluşmaktadır. Çalışma öncesinde Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alınmıştır (Bkz. EK 4). Katılımcılar, testlere başlamadan önce test yöntemi hakkında bilgilendirilmiş ve Hacettepe Üniversitesi kurallarına uygun bir gönüllü katılımcı formu (Bkz. EK 5) imzalamışlardır. Katılımcılardan parmak yaralanmaları olup olmadığı hakkında bilgi alınıp herhangi bir sorun bildirmeyenler çalışmaya alınmıştır. Kişisel bilgilerin toplanması ve yapılacak antropometrik ölçümlerin kayıt edilmesi için kişisel bilgi formu (Bkz. EK 6) hazırlanmış ve bu form testlere başlamadan önce katılımcılarla beraber doldurulmuştur. Tırmanış deneyimi, antrenman sıklığı ve tırmanış seviyesi gibi bilgiler katılımcıların beyanlarına dayalı olarak toplanmıştır. Katılımcıların testlerden bir önceki gün antrenman yapmamaları ve testlere dinlenmiş olarak gelmeleri istenmiştir.

5.2.2 Antropometrik Ölçümler

Katılımcıların boy ölçümü standart Holtain Harpenden Stadiometre (Holtain Ltd., Crymych, Pembrokeshire, Birleşik Krallık) ile yapılmıştır. El uzunluğu ve ön kol uzunluğu ölçümleri, el ve önkol yatay konumda supinasyonda iken katılımcıların sağ tarafından mezura ile alınmıştır. Önkol uzunluğu radius kemiği başı ile radial styloid'in ucu arasındaki mesafe (4); el

uzunluğu ise orta parmağın uç noktasından distal bilek çizgisinin orta noktasına olan mesafe (3) olarak ölçülmüştür. Sporcuların vücut kütleleri Tanita TBF 300M (Tanita Corporation of America, Inc, Illionis, Amerika Birleşik Devletleri) vücut kompozisyon analizörü ile ölçülmüş ve biyoelektrik impedans analizi yöntemiyle genel vücut yağ yüzdesi değerleri belirlenmiştir. Katılımcıların temel antropometrik özellikleri Tablo 5.1’de sunulmuştur.

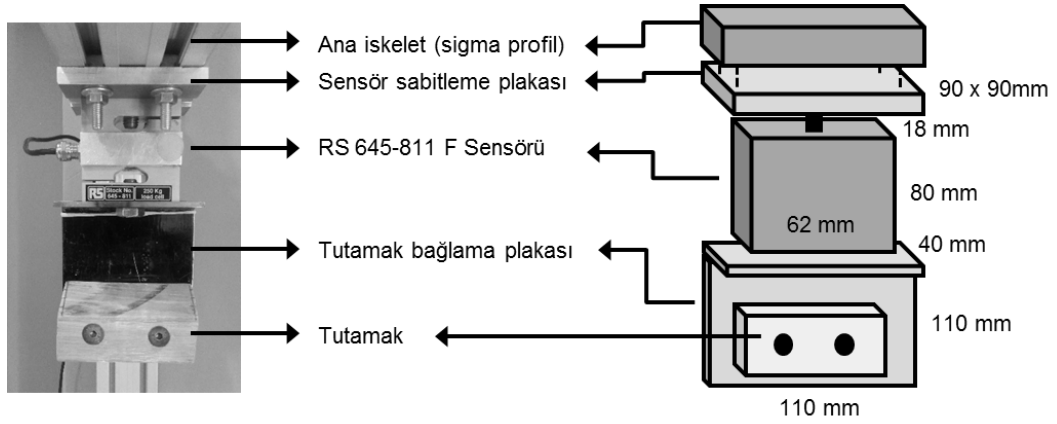
Tablo 5.1. Katılımcıların antropometrik özellikleri.

	Ortalama $\pm$ ss
Yaş	35.3 $\pm$ 4.2
Vücut kütlesi (kg)	63.0 $\pm$ 7.6
Boy (cm)	170.5 $\pm$ 5.1
Vücut Kütle İndeksi (VKİ)	21.6 $\pm$ 1.8
El uzunluğu (cm)	18.4 $\pm$ 1.0
Ön kol uzunluğu (cm)	26.4 $\pm$ 0.9
Ön kol çevresi – maksimal (cm)	25.4 $\pm$ 2.6

5.2.3 Deney Düzeneği

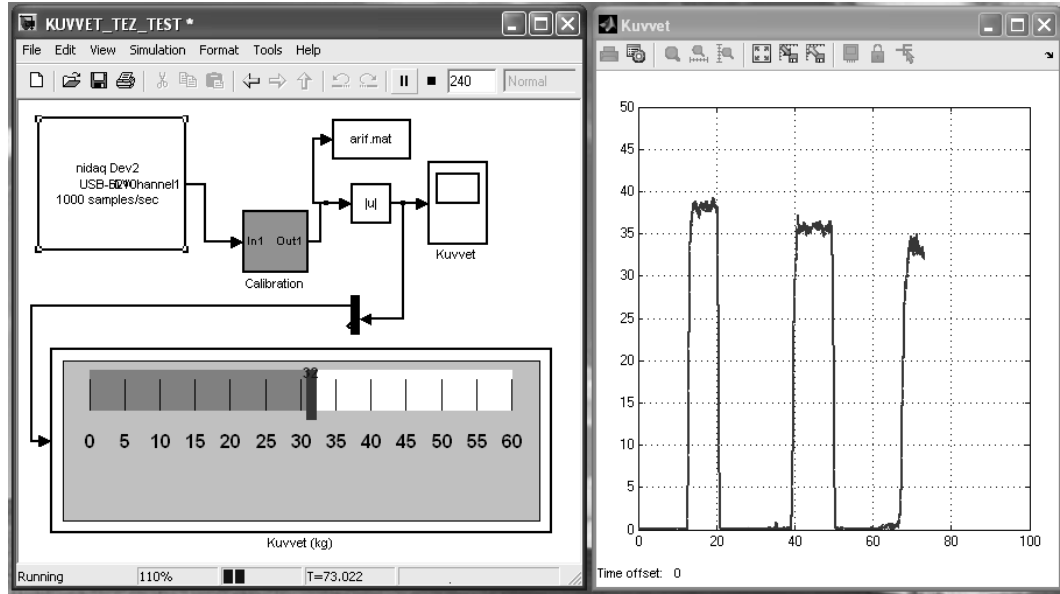
Maksimal parmak kuvvet kapasitesinin ölçümünde özel olarak tasarlanıp duvara sabitlenen bir platform kullanılmıştır. Platform, dikey ve yatay konumlandırılmış sigma profillerden, yatay profile sabitlenmiş tek yönlü ölçüm yapabilen S-Beam kuvvet sensöründen (RS 645-811, RS Components & Controls Ltd., UK) ve tutamakların kuvvet sensörü üstüne sabitlenmesi için kullanılan tutamak bağlama plakasından oluşmaktadır (Şekil 5.1). Katılımcıların boyuna göre tutamak yüksekliklerinin rahat ayarlanabilmesi için platformun ana iskeletinde 90 x 90 mm’lik kanallı sigma profiller kullanılmış ve yatay profilin dikey olan üzerinde kayarak ayarlanması sağlanmıştır. Kuvvet sensörü yatay sigma profile özel olarak üretilen kare (90 x 90 mm) bir sabitleme plakası ile sıkıca bağlanmıştır. Tutamakların bağlanması ve sensöre sabitlenebilmesi için özel olarak üretilen bir tutamak bağlama plakası kullanılmıştır. Bu plakalar Hacettepe Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Malzeme Laboratuvarı’nda teknisyenler tarafından alüminyum parçalar işlenerek üretilmiştir. Kuvvet sensörü dikey olarak sabitlenmiş ve

çekme yönünde aşağıya doğru uygulanacak kuvvetler pozitif olarak tanımlanmıştır.



Şekil 5.1. Test platformu ve bağlantı parçaları.

Kuvvet sensöründen alınan sinyaller yükseltici (Gefran CIR, Gefran Spa, Provaglio d'Iseo, Italy) ve 16-bit NI USB-6210 (National Instruments, Austin, TX, Amerika Birleşik Devletleri) analog-dijital çevirici kart ile bilgisayara aktarılmıştır. Bilgisayara aktarılan sayısal kuvvet verileri SIMULINK (MathWorks, Natick, MA, Amerika Birleşik Devletleri) grafiksel tasarım ve modelleme ortamında araştırmacı tarafından oluşturulan bir yazılım ile 500 Hz veri hızında toplanmış, işlenmiş ve bilgisayara kayıt edilmiştir. Katılımcıları motive etmek ve anlık olarak uygulanan kuvveti takip edebilmek için yazılıma görsel geri bildirim grafiği eklenmiş ve bilgiler katılımcıların karşısına yerleştirilen bir bilgisayar ekranına yansıtılmıştır. SIMULINK ortamında oluşturulan blok diagram modeli ve geri bildirim grafikleri Şekil 5.2'de gösterilmiştir.

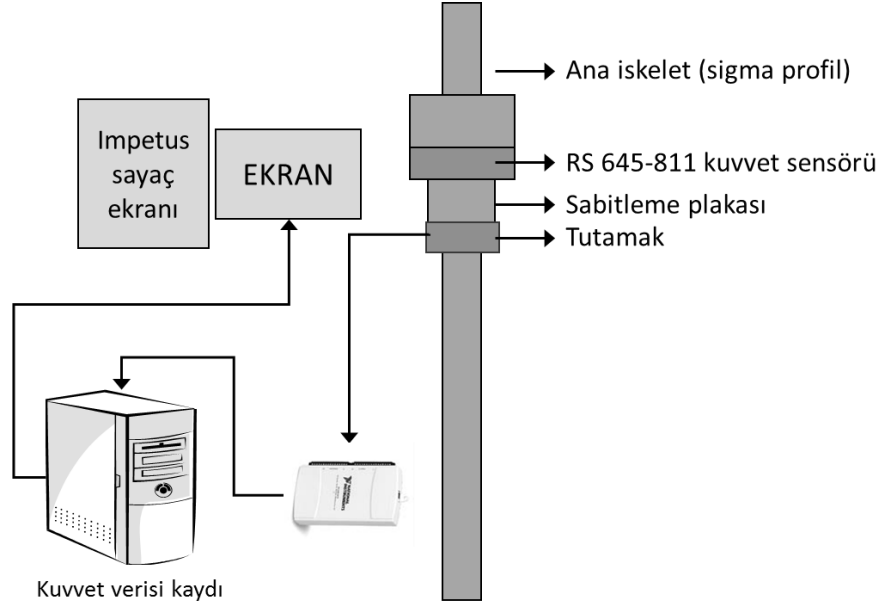


Şekil 5.2. SIMULINK blok diagramı ve anlık geri bildirim grafikleri.

Isınma protokolü ve dikey maksimal parmak kuvvet testleri süresince katılımcıları yönlendirmek ve kasılma-dinlenme aralıklarında sesli olarak uyarmak için Impetus Interval Timer (Harri Ohra-aho, Tampere, Finlandiya) uygulamasında ısınma ve test protokolüne uygun programlar ve arayüzler tanımlanmıştır (Şekil 5.3). Kullanılan ekipmanlar ve bağlantı yolları Şekil 5.4'de şematik olarak gösterilmiştir.

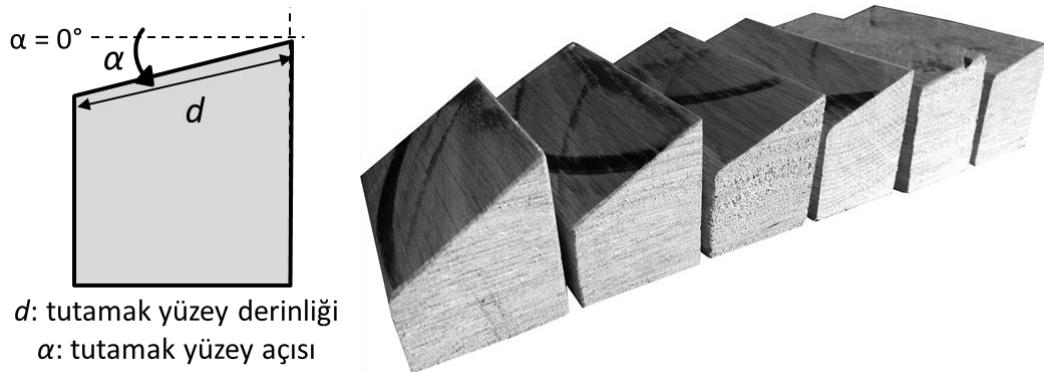


Şekil 5.3. Impetus Interval Timer uygulaması test protokolü ekran görüntüsü.



Şekil 5.4. Deney düzeneği, kullanılan ekipmanlar ve bağlantı sistemi.

Çalışmada Hacettepe Üniversitesi Ağaç İşleri Atölyesi teknisyenleri tarafından meşe ağacından üretilen tahta tutamaklar kullanılmıştır. Tutamaklar 0, 10, 15, 20, 25, 30, 40 derece yüzey açlarına sahip 10 cm eninde, 5-6 cm yüksekliğinde ve 4.5 cm derinlikte üretilmiştir. Parmak ağrısı ve yaralanmalarını engellemek için tutamakların kenarları yuvarlatılmış ve ergonomik hale getirilmiştir (Şekil 5.5). Test sırasında tutamak üzerine eklenen 0.1 mm kalınlığında destek kartonları ile tutamak yüzey derinlikleri hassas bir şekilde 1-4 cm aralığına ayarlanmıştır (Şekil 5.6).



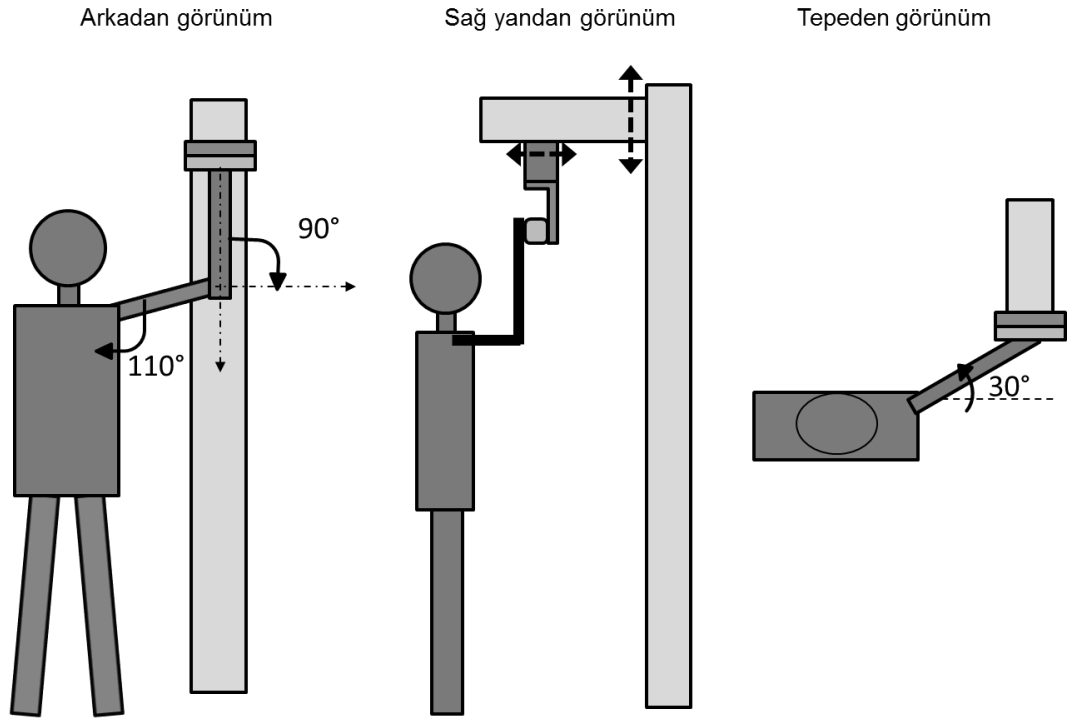
Şekil 5.5. Tutamakların yapısı ve özellikleri.



Şekil 5.6. Destek kartonlarının kullanımı ve tutamak derinliğinin ayarlanması.

5.2.4 Deney Protokolü

Katılımcılar tutamak düzlemine paralel olacak şekilde duvara dönük olarak ayakta konumlandırılmışlardır. Standart test başlangıç pozisyonu olarak üst kolun 110 derece fleksiyonda ve 60 derece abduksiyonda, dirseğin 90 derece fleksiyonda olduğu pozisyon belirlenmiştir. Ayaklar omuz genişliğinde açık tutulmuş, ön kol tutamak ile aynı hizada ve tam altında olacak şekilde pozisyon alınmıştır. Tutamak yüksekliği her katılımcının boyuna göre ayrı ayrı ayarlanmış ve standart test pozisyonunun alınması sağlanmıştır (Şekil 5.7). Katılımcıların deney sırasında sol elleri ile herhangi bir yerden destek almalarına izin verilmemiş, standart olarak sağ göğüs altında ya da sol yan tarafta sabit tutmaları istenmiştir. Katılımcıların kuvvet uyguladıkları sırada öne doğru yatarak ya da dizlerini bükerek test pozisyonunu değiştirmesine ve vücut ağırlığını kullanarak ekstra kuvvet uygulamasına izin verilmemiştir. Bu durumla karşılaşıldığında test hemen sonlandırılmış ve dinlenme sonrası tekrar edilmiştir.



Şekil 5.7. Standart test pozisyonu.

Çalışma testleri dört farklı derinliğe (1 cm, 2 cm, 3 cm, 4 cm) ve 7 farklı yüzey açısına (0° , 10° , 15° , 20° , 25° , 30° ve 40°) sahip tutamaklar ile yapılmıştır. Katılımcılar testlere başlamadan önce kendi standart tırmanış öncesi genel ısınmalarını yapmışlardır. Bu ısınma çalışmaları için çalışma ortamında sabit bisiklet, çeşitli ağırlıklar, esnek direnç lastiği ve el egzersiz hamuru gibi ısınma aletleri bulundurulmuştur. Daha sonra katılımcılardan test düzeneği üzerinde standart ısınma protokolünü tamamlamaları istenmiştir. Araştırmacılar tarafından belirlenen bu standart protokol, 0° açılı tutamak üzerinde azalan tutamak derinlikleri ve dikey kuvvet miktarları ile 30 adet 3 s'lik kasılma ve ara dinlenmelerden oluşmaktadır (EK 7). Bu ısınma protokolü ile katılımcıların parmak eklemlerini ve tendonlarını iyice ısıtmaları ve test düzeneğine alışmaları sağlanmıştır. Isınma sonrası 5 dakikalık bir dinlenme arası verilmiş ve sonrasında testlere başlanmıştır.

Katılımcılardan, dikey yönde maksimal kuvvet uygulayacak şekilde tutamakları aşağı doğru çekmeleri istenmiştir. Katılımcılar, her tutamak ve tutuş açısı için aralarında 1,5 dakika dinlenme ile üç maksimal istemli kasılma (MIK) yapmışlardır. Üç MIK'dan oluşan bir set bitirildiğinde 5 dakikalık bir

dinlenme arası verilmiş ve ikinci koşul setine (tutamak derinliği ve açısı) geçilmiştir. Tutamak derinliği ve tutamak açıları her katılımcıya rasgele hale getirilerek dağıtılmıştır.

Maksimal istemli kasılma testi sırasında 4 parmağın tutamak ile temas etmesi zorunlu tutulmuştur (Şekil 5.6). Başparmak kullanımına izin verilmemiş ve bu parmağın boşta tutulması istenmiştir. Test edilecek tutamak için katılımcının kendi tercih ettiği ve dikey maksimal kuvvet uygulayacağını düşündüğü tutuş şeklini (açık tutuş, yarı kapalı tutuş) kullanmasına izin verilmiş ve bu tercihler kayıt altına alınmıştır. Çalışma sırasında, araştırma ekibi tarafından sağlanan kaya tırmanışı için üretilmiş standart magnezyum tozu (Edelrid, Chalk Loose) kullanılmış ve tutamak yüzeyinde biriken fazla magnezyum tozu her maksimal kasılmadan sonra fırça ile temizlenmiştir. Tüm çalışma testleri oda iklim koşullarında yapılmış ve bu koşullar çalışma süresince değişmemiştir.

5.2.5 Veri Analizi

Kuvvet sensöründen elde edilen dikey maksimal parmak kuvveti verileri zero-lag alçak geçirgen Butterworth sayısal filtre (2. derece, 10Hz) ile filtrelenmiştir. Filtrelenmiş kuvvet verileri araştırmacı tarafından MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, Amerika Birleşik Devletleri) ortamında yazılan komut dizileri ile analiz edilmiş ve her kasılma için ulaşılan en yüksek kuvvet değeri otomatik olarak belirlenmiştir. Elde edilen bu değerler ve kuvvet grafikleri, kontrol edilerek test sırasında oluşan ani yükselişler düzeltilmiştir. Katılımcıların her koşul için yaptığı üç MİK ayrı ayrı analiz edilmiş ve bunlardan en yüksek olanı dikey maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK) olarak kabul edilmiştir. Test süresinin çok uzamaması için 15 ve 25 eğimli tutamaklar katılımcılar arasında paylaştırılmıştır. Bu tutamaklar için 4'er adet kuvvet verisi olduğunda genel değerlendirmeye katılmamış, fakat bireysel performans değerlendirmelerinde kullanılmak üzere analiz edilmiştir.

5.2.6 İstatistikler

Çalışmada ölçülen tüm değerler ve analiz edilen veriler ortalama ve standart sapma ($\pm$) olarak sunulmuştur. Tutamak derinliği ve tutuş tekniğinin

maksimal parmak kuvvet kapasitesi üzerindeki etkisini değerlendirmek için tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (ANOVA) kullanılmıştır. ANOVA sonuçlarının anlamlı etki ($P < 0.05$) gösterdiği verilerde Tukey post-hoc testi ile farklılıklar belirlenmiştir. Tüm istatistiksel analizler STATISTICA (StatSoft Inc., OK, Amerika Birleşik Devletleri) programı ile yapılmıştır.

5.3. Bulgular

Ortalama dikey maksimal parmak kuvvet kapasitesi sonuçları Tablo 5.2'de standart sapma değerleri ile birlikte verilmiş, Şekil 5.8 ve Şekil 5.9'da ise bar grafikler olarak gösterilmiştir. Ortalama dikey MPKK, tutamak yüzey derinliği ve tutamak açısına bağlı olarak 25.18 ± 4.12 kg ile 49.14 ± 9.00 kg arasında değişmektedir. Yapılan tekrarlı ANOVA analizi, tutamak eğimi ve yüzey derinliğinin dikey MPKK üzerinde anlamlı etkileri olduğunu göstermektedir ($F_{3,21} = 41.7$, $F_{4,28} = 48.0$, $P < 0.05$). Ayrıca tutamak açısı ve tutamak derinliği arasında da anlamlı bir etkileşim olduğu görülmüştür ($F_{12,84} = 2.2$, $P < 0.05$). Tutamak açısının dikey MPKK üzerindeki etkisi tutamak yüzey derinliğine bağlı olarak değişmektedir.

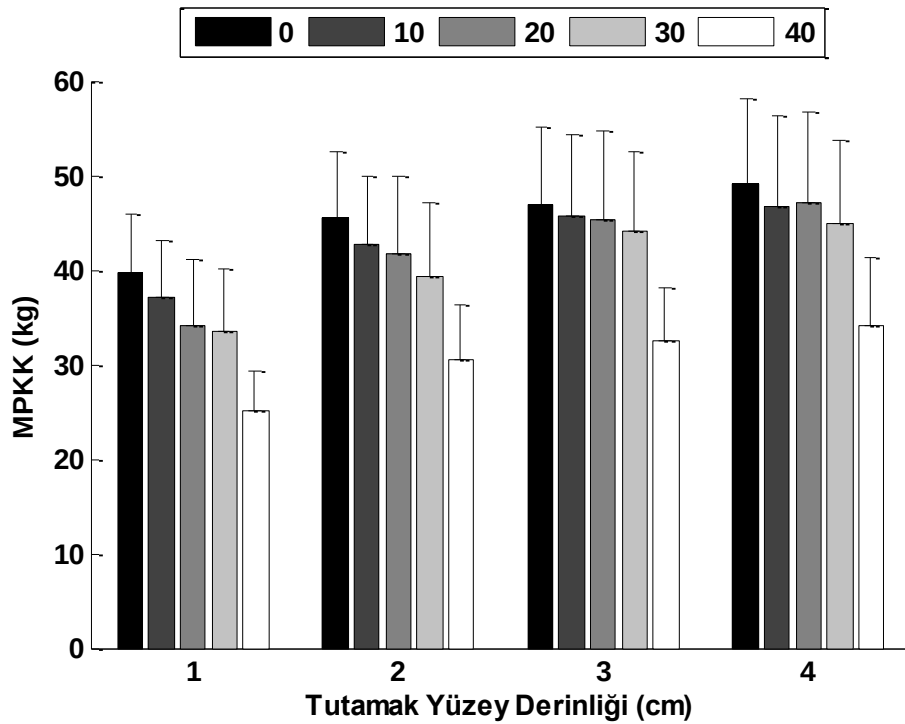
Tırmanıcılar tarafından tutamak üzerinde uygulanabilen dikey MPKK, yüzey derinliğinin küçülmesi ile tüm yüzey eğimlerinde azalmaktadır. Post-hoc testleri bu azalmanın 4 cm ve 3 cm tutamaklar arasında anlamlı bir düzeye ulaşmadığını göstermiştir. Yüzey eğimi 20° ve 30° olan tutamaklarda, dikey MPKK 3 cm ve 2 cm yüzey derinlikleri arasında anlamlı bir şekilde azalırken, diğer yüzey açıları arasında anlamlılık seviyesine ulaşmamıştır. Yüzey açısı ne olursa olsun tutamak derinliği 1 cm olduğunda dikey MPKK büyük tutamaklara göre belirgin bir şekilde azalmaktadır. Yüzey derinliği 4 cm ile 1 cm olan tutamaklar arasında MPKK'daki azalma 0° - 10° yüzey eğimli tutamaklarda ortalama %20 civarındayken yüzey eğimi 20° üzerine çıktığında ortalama %26 seviyelerine ulaşmaktadır.

Tutamak yüzey eğiminin etkilerine bakıldığında, artan eğim ile dikey MPKK'da düşüş olduğu görülmüştür. Post-hoc testleri, 3 cm ve 4 cm yüzey derinlikli tutamaklarda 30° eğime kadar dikey MPKK'da görülen düşüşün anlamlı bir seviyeye ulaşmadığını göstermiştir. Tutamak eğimi 40° olduğunda ise, tüm tutamak derinliklerinde diğer yüzey açılarına göre dikey MPKK'da

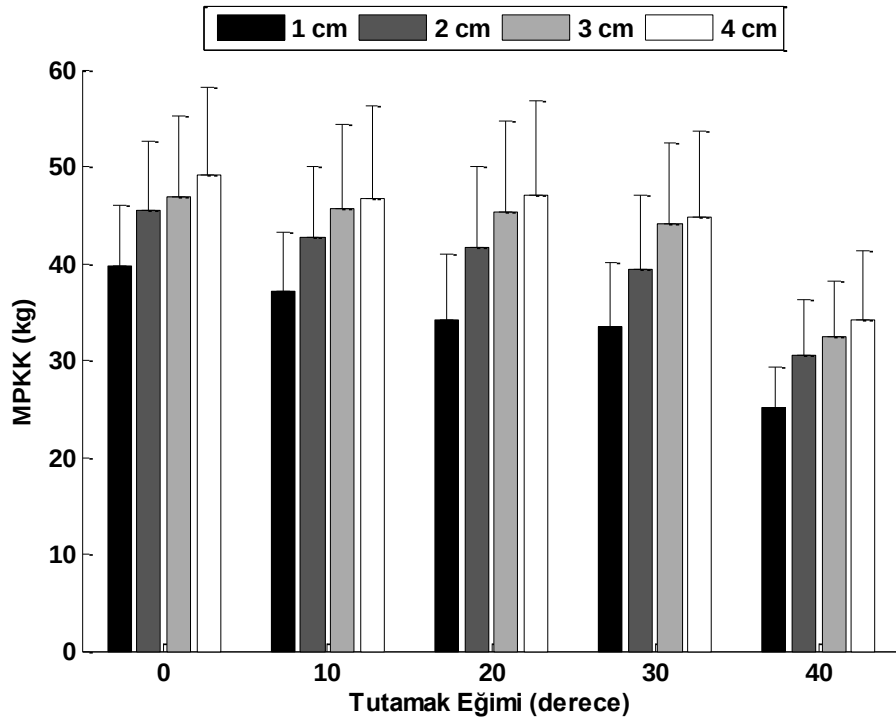
belirgin bir azalma (ortalama %28) olmaktadır. Tutamak yüzey derinliği 2 cm ve 1 cm iken 10°-30° yüzey eğimine sahip tutamaklar arasında da dikey MPKK'da anlamlı bir azalma görülmektedir.

Tablo 5.2. Tutamak yüzey eğimi ve derinliğine göre ortalama dikey MPKK (kg) ve standart sapma değerleri.

Tutamak Yüzey Eğimi	Tutamak 1 (1 cm)	Tutamak 2 (2 cm)	Tutamak 3 (3 cm)	Tutamak 4 (4 cm)
0	39.68 ± 6.25	45.55 ± 7.04	46.87 ± 8.33	49.14 ± 9.00
10	37.15 ± 6.01	42.75 ± 7.24	45.65 ± 8.62	46.73 ± 9.48
20	34.12 ± 6.92	41.65 ± 8.30	45.37 ± 9.30	47.08 ± 9.62
30	33.45 ± 6.60	39.38 ± 7.67	44.01 ± 8.48	44.82 ± 8.86
40	25.18 ± 4.12	30.49 ± 5.85	32.49 ± 5.65	34.10 ± 7.27



Şekil 5.8. Tutamak yüzey derinliğine göre ortalama maksimal parmak kuvvet kapasitesi sonuçları.



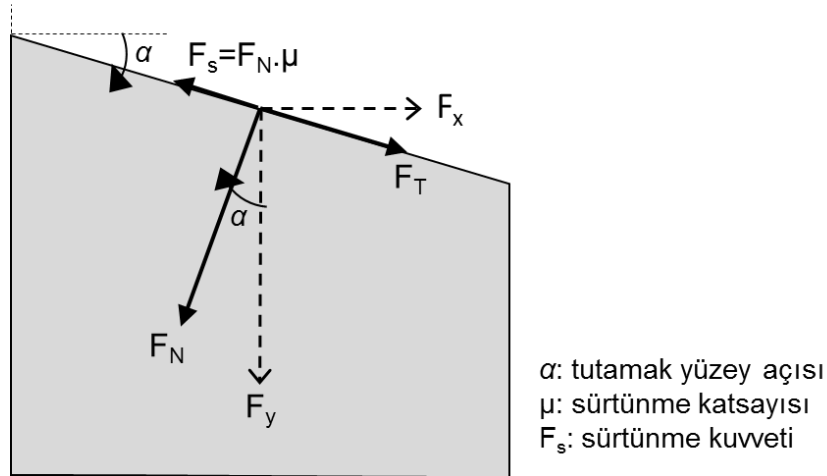
Şekil 5.9. Tutamak eğimine göre ortalama maksimal parmak kuvvet kapasitesi sonuçları.

5.4. Tartışma

Literatürde yer alan maksimal parmak kuvvet kapasitesi çalışmalarında, 1 cm derinliğindeki tutamak üzerinde uygulanabilen maksimal dikey parmak kuvveti açık ve yarı kapalı tutuş için 400 N ile 450 N arasında verilmiştir (22, 41, 38, 66). Çalışmaya katılan bazı tırmanıcılarda bu değerlere yakın sonuçlar görülmüş olsa da, ortalama sonuçlar önceki çalışmalarda verilen değerlere göre daha düşüktür. Kullanılan deney sistemi ve ekipman farklılıkları ile birlikte farklı tırmanış seviyesindeki tırmanıcıların test edilmiş olmasının bu farklılıkları ortaya çıkardığı düşünülmektedir. Amca ve diğ. (1), bu çalışmadakine benzer bir test düzeneği kullanarak 0 derece yüzey eğimine sahip 1 cm ve 4 cm yüzey derinliklerinde tutamaklarda farklı tutuş teknikleri ile MPKK testleri yapmışlardır. Bu çalışmada, 0 derece yüzey eğimine sahip büyük tutamaklarda (2 cm, 3 cm ve 4 cm) tırmanıcıların

uyguladığı ortamala dikey MPKK değerleri Amca ve diğ. (1) tarafından bulunan sonuçlardan daha düşüktür, fakat relatif kuvvetlere bakıldığında test aralığı içerisinde kalmaktadır. Yüzey derinliği 1 cm olan 0 derece yüzey eğimine sahip küçük tutamakta ise daha yüksek bir ortalama dikey MPKK elde edilmiştir. Bu farkın, katılımcılar arasındaki seviye farklılıklarından ve farklı antrenman geçmişlerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Amca ve diğ. (1), 0 derece yüzey eğimine sahip tutamakta azalan tutamak derinliği ile dikey MPKK'nın azaldığını ve azalmanın 1 cm derinlikte tutamakta anlamlı seviyeye ulaştığını göstermiştir. Bu çalışmada 0 derece yüzey eğimli tutamak için bulunan sonuçlar Amca ve diğ. (1)'nin çalışması ile uyushmaktadır.

Artan tutamak yüzey açısı ile dikey MPKK'daki azalım arasındaki bağlantı teorik kuvvet hesabı yapılarak incelenmiştir. Tırmanıcıların tutamak üzerinde normal (F_N) ve teğetsel (F_T) kuvvetler uyguladığı kabul edildiğinde dikey (F_y) ve yatay (F_x) olarak tutamak üzerine etkiyen kuvvetlerin serbest cisim diagramı Şekil 5.10'da, hesaplama yöntemleri ise Eşitlik 5.1 ve Eşitlik 5.2'de verilmiştir.

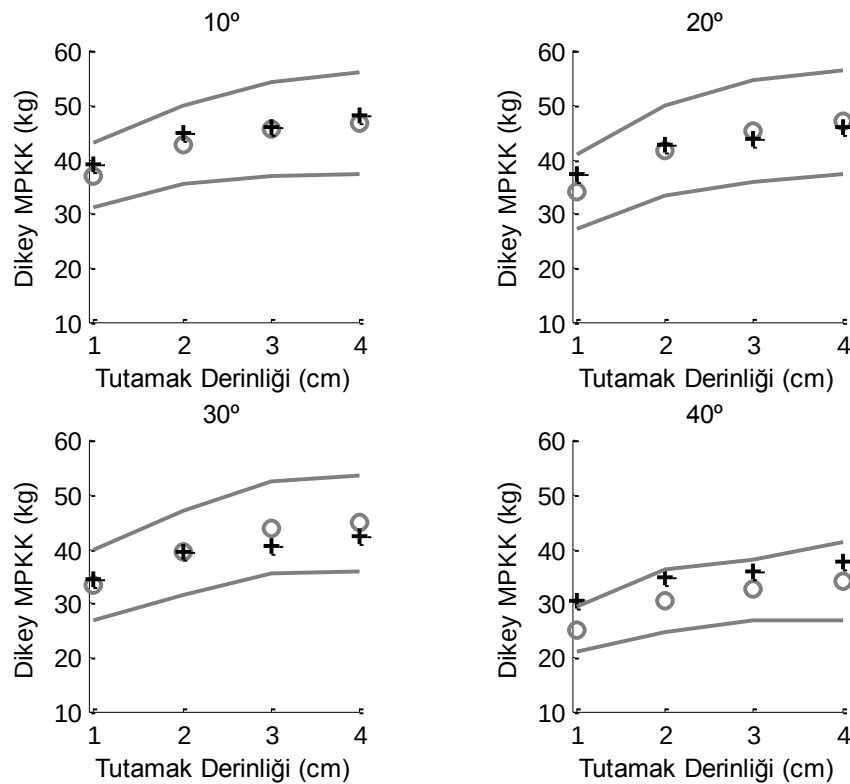


Şekil 5.10. Tutamak üzerinde etkiyen kuvvetlerin serbest cisim diagramı.

$$F_x = F_T \cos(\alpha) - F_N \sin(\alpha) - F_N \mu \cos(\alpha) \quad (5.1)$$

$$F_y = F_N \cos(\alpha) + F_T \sin(\alpha) - F_N \mu \sin(\alpha) \quad (5.2)$$

Tırmanıcılar tarafından 10°'den 30°'ye kadar eğimli tutamaklar üzerinde uygulanan dikey MPKK incelendiğinde, bu kuvvetlerin, aynı yüzey derinliğine sahip düz (0° yüzey eğimli) tutamak üzerinde uygulanan dikey MPKK'nın ($F_{y,0^\circ}$) $\cos(\alpha)$ katına oldukça yakın olduğu görülmüştür (Şekil 5.11). Bu sonuç, tırmanıcıların Eşitlik 5.2'de yer alan teğetsel kuvvet ve sürtünme kuvveti bileşenlerini eşitlemeye çalışarak dikey kuvveti en yüksek değere çıkarmaya çalıştıklarını düşündürmektedir. Tutamak yüzey eğimi 30° üzerine çıktığında, yüzey sürtünme katsayısına bağlı olarak, limit değerlere ulaşıldığı ve tırmanıcıların bu tutamaklarda dikey kuvvet uygulayabilmek için tutamaklara içe baskı yapmaya başladığı düşünülmektedir. Bu sonuç, Fuss ve diğ. (23) tarafından ulaşılan sonuçlar ile benzerlik göstermekte ve birbirini desteklemektedir. Değişen teğetsel kuvvet yönü nedeniyle, dikey MPKK kapasitesinin limit açıdan sonra düz (0° yüzey eğimli) tutamak üzerinde uygulanan dikey MPKK'nın $\cos(\alpha)$ katından daha az olduğu düşünülmektedir.



Şekil 5.11. Deneysel dikey MPKK sonuçları (o) ve teorik olarak hesaplanan dikey MPKK (+) karşılaştırması.

5.5. Sonuç ve Öneriler

Çalışmada, artan tutamak yüzey eğimi ile MPKK'nın azaldığı ve bu azalmanın yüzey derinliği az olan tutamaklarda daha belirgin olduğu bulunmuştur. Tutamak derinliği 3-4 cm olan büyük tutamaklarda yüzey eğiminin etkisi azalmakta ve sadece 40° gibi uç açılarda belirgin MPKK düşüşleri görülmektedir. Çalışmada ayrıca tutamak derinliğinin azalması ile tüm tutamak yüzey açılarında MPKK'nın da azaldığı gösterilmiştir. MPKK'daki azalma, özellikle yüzey eğimi fazla olan tutamaklarda daha belirgindir. Bu sonuçlar, tutamak yüzey açısı ve derinliğine bağlı olarak tutamaklar arasında sınıflamalar yapılabileceğini göstermektedir. Bu çalışmada tek yönlü bir kuvvet sensörü kullanılmış ve sadece dikey kuvvet kapasiteleri incelenmiştir. Özellikle artan tutamak eğimi ile tırmanıcıların kuvvet uygulama yönlerindeki değişimin incelenebilmesi ve dikey kuvvetlerdeki azalmanın nedenlerinin daha iyi anlaşılabilmesi için 3 boyutlu kuvvet/tork sensörleri kullanılarak benzer testlerin yapılması gerekmektedir. Çalışmada, katılımcılardan dikey kuvveti maksimize etmeleri istenmiştir. Oysa ki, negatif açılı yüzeylerde tırmanış yapıldığında tutamaktan dışa doğru uygulanan anterior-posterior kuvvetler de önemli hale gelmektedir. Tutamak yüzey açısının maksimal anterior-posterior kuvvet kapasitesi üzerindeki etkilerinin araştırılması, tutamakların sınıflandırılması için önemli yeni bir parametre olacaktır.

6. FARKLI YÜZEY ÖZELLİKLERİNE SAHİP TUTAMAKLARIN SINIFLANDIRILMASI VE ZORLUK MODELİ OLUŞTURULMASI

6.1. Giriş

Bölüm 3'te anlatılan çalışmada, maksimal parmak kuvvet kapasitesi (MPKK)'nin tutamak derinliği ve tutuş tekniğine bağlı olarak değiştiği gösterilmiş ve derinliğin MPKK üzerindeki etkisinin polinomlar ile temsil edilebileceği ve bu polinomlar yardımı ile daha küçük tutamaktaki performansın tahmin edilebileceği bulunmuştur. MPKK, 1 cm ve 2 cm derinliğindeki tutamaklar arasında tüm tutuş teknikleri için anlamlı bir artış göstermiştir. Ayrıca bu çalışmanın önemli bir sonucu olarak 4 cm derinlikli tutamak dışında 1 cm - 3 cm aralığında derinliğe sahip tutamalarda açık ve yarı kapalı tutuş arasında anlamlı bir MPKK farkı olmadığı bulunmuştur. Literatürde yer alan çalışmalarda, açık ve yarı kapalı tutuş arasında yorgunluk ve kas aktivitesi bakımından farklılıklar olmadığı belirtilmiştir (45, 55, 56). Ayrıca, tırmanıcıların tutuş tekniği seçimlerini biyomekanik faktörlerin etkisiyle değil de daha çok tutamak ile kontak alanını artırmayı ve kuvvet yönlerini daha iyi kontrol etmeyi sağlayacak şekilde yaptıkları belirtilmiştir (1, 45). Tırmanış sırasında bir tutamakta uygulanması gereken kuvvet seviyesi, tutuş tekniğinden bağımsız olarak, o anki vücut pozisyonuna ve tırmanılan eğime bağlıdır (43, 64). Bu nedenle farklı özelliklere sahip tutamaklar arasında MPKK kapasitesine göre sınıflandırma yapılırken tutuş tekniğine göre ayırım yapılmadan değerlendirilmesinin daha uygun olacağı düşünülmektedir. Bu bağlamda bu çalışma kapsamında Bölüm 3'teki çalışmanın verileri yeniden değerlendirilecek ve Bölüm 5'te yer alan çalışma ile birlikte analiz edilecektir.

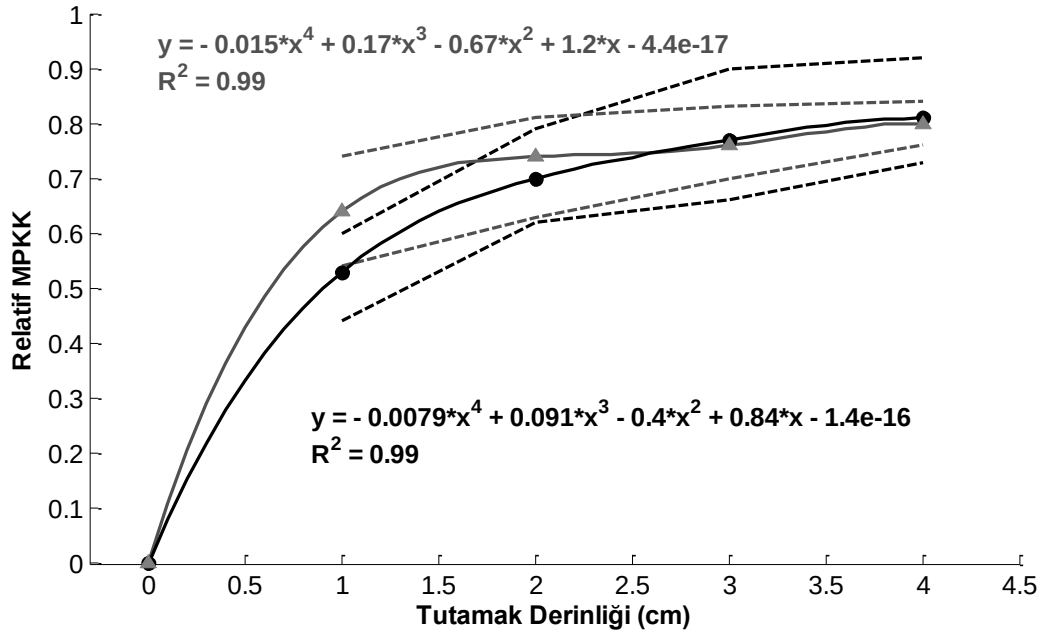
Bu çalışmanın amacı bölüm 3, 4 ve 5'te anlatılan üç çalışmadan elde edilen bulguların bir araya getirilerek incelenmesi ve tutamak yüzey açısı ve derinliğine bağlı olarak tutamakların sınıflandırılarak bir zorluk modeli oluşturulmasıdır.

6.2. Yöntem

Birinci çalışmada katılımcıların açık ve yarı kapalı tutuşta uyguladıkları dikey kuvvetlerden en yüksek olanı o tutamak için katılımcının dikey MPKK olarak değerlendirilmiştir. Birinci ve üçüncü çalışmada 0° yüzey eğimli ve 1-4 cm derinliklerdeki tutamaklar üzerinde uygulanan dikey MPKK verilerini karşılaştırabilmek ve bir arada değerlendirebilmek için tüm değerler katılımcıların vücut kütlelerine bölünerek her katılımcı için relatif dikey MPKK hesaplanmıştır. Toplam 18 katılımcıdan elde edilen bu değerler tek bir veri seti olarak değerlendirilmiş ve Amca ve diğ. (1)'nin önerdiği gibi tutamak derinliğine bağlı olarak 4. dereceden polinom ($MPKK_{d,0^\circ}$) ile temsil edilmiştir. Bu polinom yardımıyla 0° yüzey eğimli ve 0.5-4 cm aralığındaki farklı derinliklere sahip tutamaklar üzerinde uygulanabilecek relatif dikey MPKK kapasitesi kestirilmiştir. Elde edilen dikey $MPKK_{d,0^\circ}$ verileri, Bölüm 5'te anlatılan çalışmada önerildiği gibi yüzey açısının kosinüsü ($\cos(\alpha)$) ile çarpılarak, farklı yüzey açılarında uygulanabilecek relatif dikey MPKK teorik olarak hesaplanmıştır. Yüzey derinliği ve açısına bağlı olarak değişen relatif dikey MPKK kapasitesi vücut ağırlığının %5'i kadarlık bölgelere ayrılmış ve bu alanlarda kalan tutamaklar belirlenerek sınıflandırılmıştır. Bu sınıflamada en yüksek relatif MPKK'ya sahip alanın zorluğu 1 olarak derecelendirilmiş ve her %5 VA aralığında zorluk bir birim artırılmıştır.

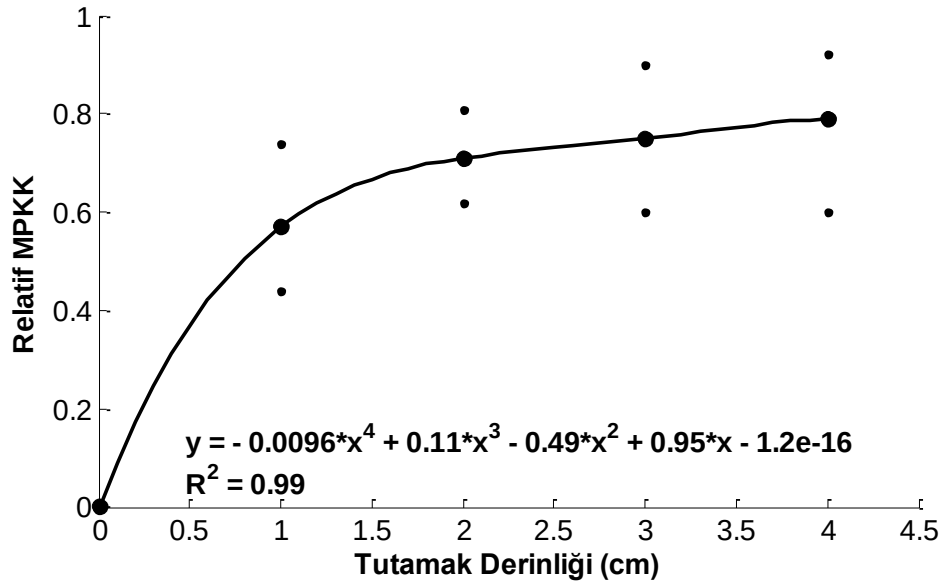
6.3. Bulgular

Birinci çalışmada yer alan katılımcıların 0° yüzey eğimli tutamak üzerinde farklı tutamak derinliklerinde uyguladıkları relatif dikey MPKK, bu değerlerin dağılım aralığı ve tutamak derinliğine bağlı regresyon polinomu Şekil 6.1'de görülmektedir. Üçüncü çalışmada aynı tutamaklar üzerinde uygulanan ortalama relatif dikey MPKK verileri, bu değerlerin dağılım aralığı ve regresyon polinomu da yine Şekil 6.1'de gri renk ile gösterilmiştir.



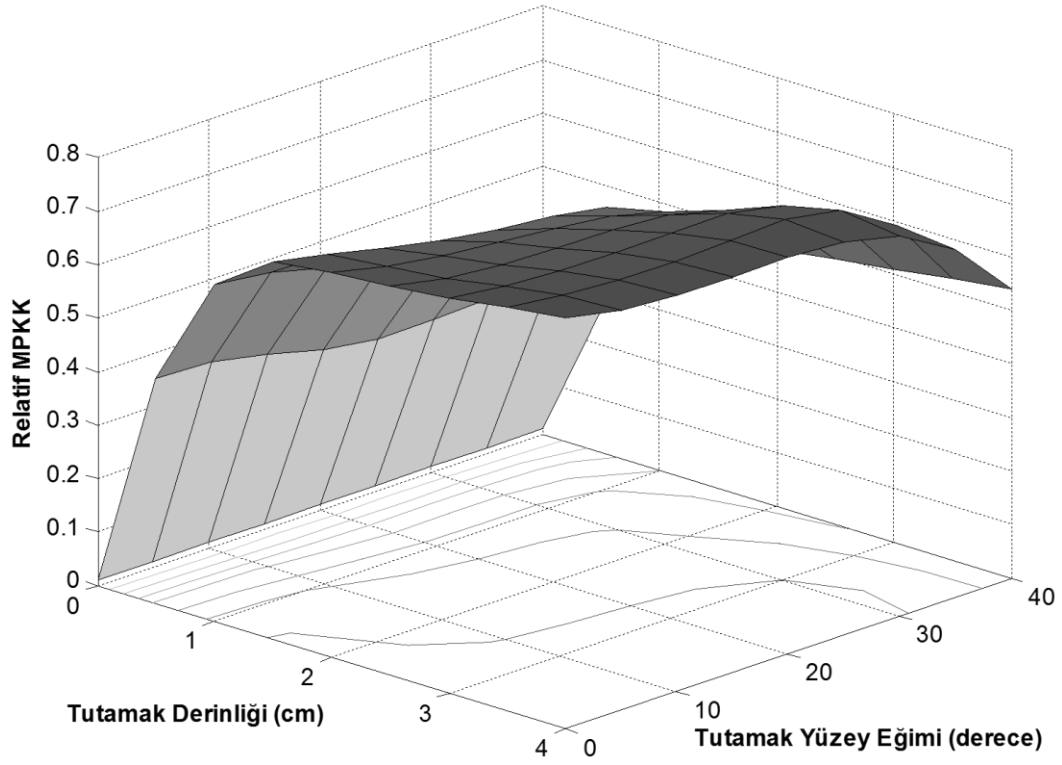
Şekil 6.1. Birinci ve üçüncü çalışmada 0° yüzey eğimli tutamak üzerinde uygulanan relatif MPKK verileri ve regresyon polinomları.

Birinci ve üçüncü çalışmanın verilerinin birlikte değerlendirilmesi sonucu 0° yüzey eğimli tutamak için elde edilen ortalama relatif dikey MPKK verileri, dağılım aralığı ve regresyon polinomu Şekil 6.2’de verilmiştir.



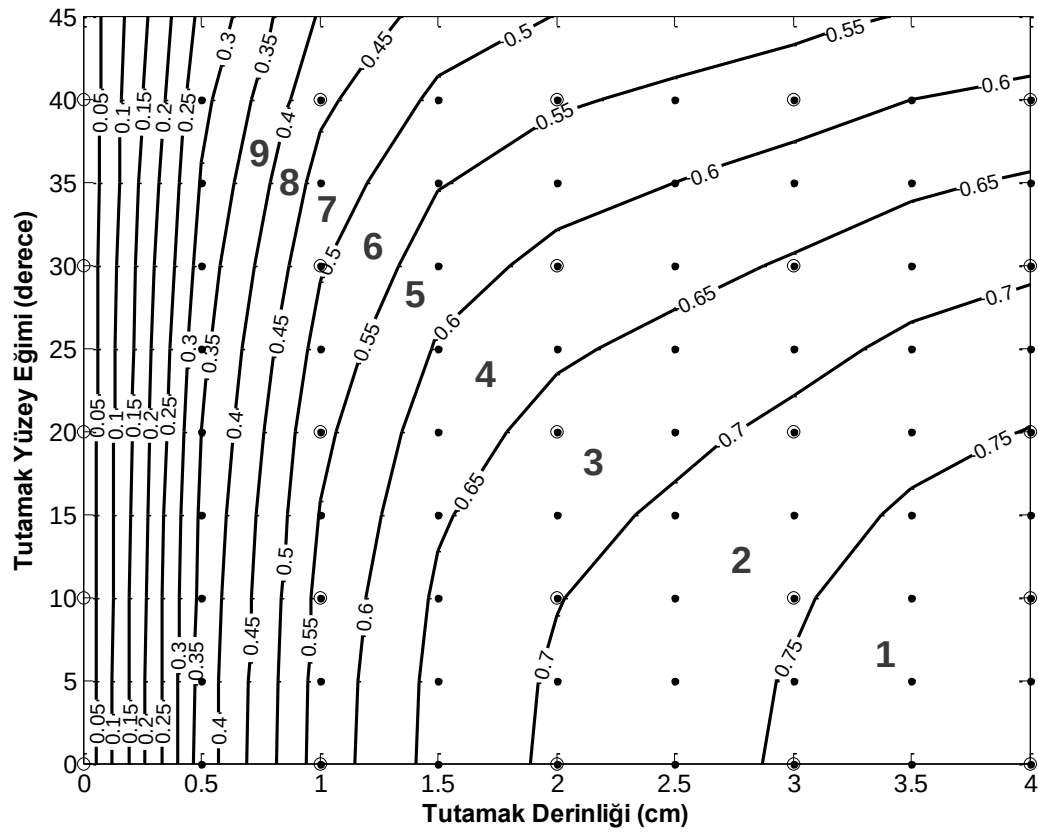
Şekil 6.2. 0° yüzey eğimli tutamak üzerinde uygulanan relatif MPKK ve regresyon polinomu.

Üçüncü çalışmada elde edilen deneysel relatif dikey MPKK verileri Şekil 6.3'te 3 boyutlu grafik olarak verilmiştir.



Şekil 6.3. Tutamak derinliği ve yüzey açısına bağlı olarak üçüncü çalışma sonucu elde edilen relatif dikey MPKK değişimi.

Bu çalışmada, birinci ve üçüncü çalışmanın verilerinin birlikte değerlendirilmesi ve kullanılan modeller ile teorik hesap sonucu elde edilen zorluk sınıfları ve bu alanda kalan tutamaklar Şekil 6.4'te kontür grafik olarak verilmiş ve Tablo 6.1'de özet olarak sunulmuştur.



Şekil 6.4. Tutamak derinliği ve yüzey açısına bağlı olarak relatif dikey MPKK ve zorluk alanları dağılımı.

Tablo 6.1. Tutamakların yüzey eğimi ve derinliğine göre zorluk derece tablosu.

Zorluk Derecesi		Tutamak yüzey eğimi ve derinliği											
1	Eğim	0	0	0	5	5	5	10	10	15	15	20	
	Derinlik	3	3.5	4	3	3.5	4	3.5	4	3.5	4	4	
2	Eğim	0	0	5	5	10	10	15	15	20	20	25	25
	Derinlik	2	2.5	2	2.5	2.5	3	2.5	3	3	3.5	3.5	4
3	Eğim	0	5	10	10	15	20	20	25	25	30	30	30
	Derinlik	1.5	1.5	1.5	2	2	2	2.5	2.5	3	3	3.5	4
4	Eğim	15	20	25	25	30	30	35	35	40			
	Derinlik	1.5	1.5	1.5	2	2	2.5	3	3.5	4			
5	Eğim	0	5	10	15	30	35	35	40	40	40	45	45
	Derinlik	1	1	1	1	1.5	2	2.5	2.5	3	3.5	3.5	4
6	Eğim	20	25	35	40	40	45	45	45				
	Derinlik	1	1	1.5	1.5	2	2	2.5	3				
7	Eğim	30	35	45									
	Derinlik	1	1	1.5									
8	Eğim	40	45										
	Derinlik	1	1										
9	Eğim	0	5	10	15								
	Derinlik	0.5	0.5	0.5	0.5								
10	Eğim	20	25	30	35								
	Derinlik	0.5	0.5	0.5	0.5								
11	Eğim	40	45										
	Derinlik	0.5	0.5										

6.4. Tartışma

Çalışmada tutamaklar üzerinde uygulanabilen maksimal parmak kuvvet kapasitesinin tutamak derinliği ve yüzey açısına bağlı olarak değişimi incelenmiş ve bu parametreler yardımıyla tutamaklar sınıflandırılarak bir zorluk derecesi modeli oluşturulmuştur. Birinci ve üçüncü çalışmalarda

katılımcıların 0° yüzey eğimli tutamak üzerinde farklı tutamak derinliklerinde uyguladıkları relatif dikey MPKK verileri (Şekil 6.1) incelendiğinde sonuçların birbirlerine yakın olduğu ve değişim aralıkları içerisinde kaldıkları görülmüştür. Düşük derinliğe sahip tutamaklarda görülen farkın, katılımcılar arası kas tipi ve antrenman geçmişi farklılıklarından ortaya çıktığı düşünülmektedir. Bu iki çalışmanın verileri, oluşturulacak modellerin daha geniş bir tırmanıcı grubunu temsil edilebilmesi için, birleştirilerek analiz edilmiştir. Bu analizde, tutamak derinliği ve MPKK arasındaki ilişki polinom regresyonu ile modellenmiş ve iyi bir uygunluğa sahip ($r^2 > 0.9$) 4. derece polinom modeli elde edilmiştir (Eşitlik 6.2). Çalışmada 0° yüzey eğimli tutamak için oluşturulan model ortalama olarak belirli bir tırmanış seviyesine (Fransız 7c) sahip tırmanıcılardan elde edilmiş olsa da geniş seviye aralığında (Fransız 6a+ ve 8c) katılımcılar ile genel bir model oluşturulmaya çalışılmıştır. Yine de farklı tırmanış seviyelerinin, anatomik özelliklerin ve tırmanış alışkanlıklarının MPKK'yı değiştirebileceği dikkate alınmalıdır.

$$MPKK_{d,0^\circ} = -0.0108d^4 + 0.1223d^3 - 0.5087d^2 + 0.9691d - 3E - 12 \quad (6.1)$$

Bölüm 5'te anlatılan çalışmada, MPKK'nın tutamak derinliği ve yüzey açısı ile değişimi incelenmiş ve her ikisinin de MPKK kapasitesinde anlamlı etkileri olduğu bulunmuştur. Ayrıca, tutamak derinliği ve yüzey açısına bağlı olarak MPKK'nın Eşitlik 6.3 ile teorik olarak kestirilebileceği önerilmiştir (α : tutamak yüzey açısı, d : tutamak derinliği).

$$MPKK_{d,\alpha} = MPKK_{d,0^\circ} \cos(\alpha) \quad (6.2)$$

Çalışmada Eşitlik 6.2 ve 6.3 ile elde edilen $MPKK_{d,\alpha}$ değerleri %5 VA oranı ile bölümlere ayrılarak tutamaklar sınıflandırılmış ve bölümler en yüksek olandan az olana doğru 1'den başlayarak derecelendirilmiştir. Deneysel ile teorik alanlar karşılaştırıldığında deneysel verilerin katılımcılar tarafından uygulanan ekstra anterior-posterior kuvvetlerin etkisi ile teorik olanlardan farklı alanlar oluşturduğu görülmüştür. Bölüm 5'te detaylı olarak

tartışıldığı gibi özellikle eğim 30° üzerine çıktığında, sürtünme katsayısına da bağlı olarak, tırmanıcılar tutamak üzerinde ellerinin kaymasını engellemek için anterior-posterior yönde daha fazla baskı kuvveti uygulamaya çalışmakta ve dikey kuvveti bu şekilde artırmaktadır.

Zorluk sınıflaması sonucu tutamaklar için elde edilen zorluk dereceleri (Tablo 6.1) incelendiğinde, azalan tutamak derinliği ile zorluk dercesinin üssel olarak arttığı görülmektedir. Bu davranış, sabit aralıklarla verilen ama son zamanlarda aralarındaki farkın yüksek derecelere çıkıldıkça logaritmik olarak arttığı ve yeni bir sayı sistemi oluşturulması tartışılan tırmanış zorluk dereceleri ile de uyusmaktadır.

Bölüm 3'te anlatılan ilk çalışma sonucunda ulaşılan anterior-posterior maksimal parmak kuvvet kapasitesi değerlerine bakıldığında tüm tutuş teknikleri için 1 cm derinlikten 2 cm derinliğe geçildiğinde anlamlı bir artış olduğu, sonrasında ise tutuş tekniğine bağlı olarak ya platoya ulaşıldığı ya da bir azalma gözlemlendiği görülmüştür. Tutuş teknikleri arasında ise sadece 1 cm ve 2 cm derinliğe sahip tutamaklar arasında farklılık görülmüştür. Kapalı tutuş tekniğinde el bileği açısının artırılarak parmakların tutamakla olan temasının maksimal seviyede tutulmasının sağlandığını ve bunun artan ön kol açısına karşı bir strateji olarak kullanıldığını göstermektedir. Tırmanışta yüzey eğimi arttığı zaman vücut kütlesi nedeniyle oluşan ekstra momentleri dengelemek için tutamalarda uygulanması gereken anterior-posterior kuvvet miktarları da artmaktadır. Bu nedenle, Bölüm 5'te de anlatıldığı gibi tutamakların zorluklarının derecelendirilmesinde üzerlerinde uygulanabilen anterior-posterior kuvvet kapasitesi önemli bir parametredir. Bu tez kapsamında, incelenen 0° yüzey eğimli tutamakta 1-2 cm derinlikler arasında belirgin bir kuvvet artışı olduğu görülmüştür. Fakat anterior-posterior kuvvet kapasitesi ile ilgili detaylı bir araştırma yapılmadığı için zorluk modeline katkı sağlayacak yeterli veri elde edilememiştir. İleride yapılacak çalışmalarda farklı tutamak yapılarının -özellikle içe eğimli (*incut*) tutamakların- incelenmesi, üzerlerinde uygulanabilecek anterior-posterior kuvvet kapasitesinin modellenmesi ve tutamak zorluk modelinin geliştirilmesi gerekmektedir.

Bölüm 4'te anlatılan ve bir ön araştırma olan ikinci çalışmada, %80 MPKK ile yapılan tekrarlı dayanıklılık testinde ortalama KAI ve KAE değerlerinin derinliği az olan küçük tutamakta daha yüksek olduğu yani kuvvet kapasitesinde daha fazla ve keskin düşüş olduğu görülmüştür. Ama ön çalışma olarak yapılan bu çalışmada bireysel farklılıklar nedeniyle tutamak derinliğine bağlı olarak dayanıklılık performansı üzerinde belirgin bir etki bulunamamıştır. Katılımcı sayısının azlığı nedeniyle bireysel farklılıkların daha ön plana çıktığı düşünülmektedir. Bu çalışmadan tutamak zorluk modeline katılacak dayanıklılık kapasitesi ile ilgili bir birleşene ulaşılamamıştır. İleride yapılacak çalışmalarda katılımcı sayısının artırılması ve farklı tutamak yapılarının dayanıklılık performansı üzerine etkilerinin araştırılması tutamak zorluklarına katılacak birim yorgunluk etkisi parametresinin belirlenmesinde önemli olacaktır.

6.5. Sonuç ve Öneriler

Bu çalışmada, kaya tırmanışında kullanılan temel tutuş teknikleri ve farklı tutamak yapıları üzerinde tırmanıcıların maksimal parmak kuvvet kapasiteleri incelenmiş, bu kapasitelere bağlı olarak tutamak zorluğunu tanımlamada kullanılacak parametreler belirlenerek bir model önerilmiştir. İleride yapılacak çalışmalar ile bu modelin geliştirilmesi, modele dayanıklılık ve anterior-posterior kuvvet kapasitesi ile ilgili parametrelerin eklenmesi gerekmektedir. Tırmanış sırasında kullanılan tutuş pozisyonlarının ve tutamak şekillerinin yorgunluk ve zorluk ile ilişkisinin kurulması bu spor hakkında daha detaylı bilgi edinilmesini sağlayacaktır. Tutamakların zorluklarını tanımlayacak iyi bir modelin oluşturulması tutamakların sınıflandırılmasını, antrenman sırasında ve yarışmalarda istenen şiddetin daha doğru bir şekilde ayarlanmasını sağlayacaktır. Ayrıca tutamaklar için oluşturulacak zorluk modellerinin ileride geliştirilerek genel rota zorluğunu temsil edebilecek modellerin oluşturulabileceği düşünülmektedir. Genel rota zorluğu ile ilgili modellemelerin yapılması, tırmanış sporunda öznel olarak kalan derecelendirme sistemlerine daha nesnel olarak yaklaşılmasını sağlayacak ve derecelendirme ve zorluk sistemlerine yeni bir bakış açısı getirecektir.

KAYNAKLAR

1. Amca, A.M., Vigouroux, L., Aritan, S., ve Berton, E. (2012). Effect of hold depth and grip technique on maximal finger forces in rock climbing. *Journal of Sports Sciences*, 30 (7), 669–677.
2. Aritan, S. (2014). Biomechanical Measurement Methods to Analyze the Mechanisms of Sport Injuries. M.N. Doral, R.N. Tandogan, G. Mann ve R. Verdonk (Ed.). *Sports Injuries: Prevention, Diagnosis, Treatment and Rehabilitation* (s. 1-13). Berlin: Springer-Verlag.
3. Baláš, J., Panáčková, M., Strejcová, B., Martin, A.J., Cochrane, D.J., Kaláb, M., Kodejška, J., ve Draper, N. (2014). The Relationship between Climbing Ability and Physiological Responses to Rock Climbing. *The Scientific World Journal*, Article ID 678387.
4. Baláš, J., Pecha, O., Martin, A.J., ve Cochranec, D. (2011). Hand–arm strength and endurance as predictors of climbing performance. *European Journal of Sport Science*, 12 (1), 16-25.
5. Bertuzzi, R.C., Franchini, E., Kokubun, E., ve Kiss, M.A. (2007). Energy system contributions in indoor rock climbing. *European Journal of Applied Physiology*, 101 (3), 293-300.
6. Billat, V., Palleja, P., Charlaix, T., Rizzardo, P., ve Janel, N. (1995). Energy specificity of rock climbing and aerobic capacity in competitive sport rock climbers. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 35 (1), 20–24.
7. Blackwell, J.R., Kornatz, K.W., ve Heath, E.M. (1999). Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. *Applied Ergonomics*, 30 (5), 401-405. doi: 10.1016/S0003-6870(98)00055-6
8. Bollen, S.R. (1990). Injury to the A2 pulley in rock climbers. *The Journal of Hand Surgery: British Volume*, 15 (2), 268-270.

9. Booth, J., Marino, F., Hill, C., ve Gwinn, T. (1999). Energy cost of sport rock climbing in elite performers. *British Journal of Sports Medicine*, 33 (1), 14–18.
10. Bourdin, C., Teasdale, N., Nougier, V., Bard, C., ve Fleury, M. (1999). Postural constraints modify the organization of grasping movements. *Human Movement Science*, 18, 87-102
11. Bourne, R., Halaki, M., Vanwanseele, B., ve Clarke, J. (2011). Measuring lifting forces in rock climbing: Effect of hold size and fingertip structure. *Journal of Applied Biomechanics*, 27, 40-46.
12. Brook, N., Mizrahi, J., Shoham, M., ve Dayan, J. (1995). A biomechanical model of index finger Dynamics. 17 (1), *Medical Engineering & Physics*, 54–63.
13. Clerke, A.M., Clerke, J.P., ve Adams, R.D. (2005). Effects of hand shape on maximal isometric grip strength and its reliability in teenagers. *Journal of Hand Therapy*, 18, 19-29.
14. Cooney, W.P., ve Chao, E.Y. (1977). Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 59, 27-36.
15. Cutts, A., ve Bollen, S.R. (1993). Grip strength and endurance in rock climbers. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, part H, Journal of Engineering in Medicine*, 207 (2), 87-92.
16. Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., ve Thelen, D.G. (2007) OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55, 1940–1950.
17. Donath, L., Roesner, K., Schöffl, V., ve Gabriel, H.H.W. (2013). Work-relief ratios and imbalances of load application in sport climbing: another link to overuse-induced injuries? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23 (4), 406-14.

18. España-Romero, V., Ortega Porcel, F.B., Artero, E.G., Jiménez-Pavón, D., Gutiérrez Sainz, A., Castillo Garzón, M.J., ve Ruiz, J.R. (2009). Climbing time to exhaustion is a determinant of climbing performance in high-level sport climbers. *European Journal of Applied Physiology*, 107 (5), 517-525.
19. Esposito, F., Limonta, E., Cè, E., Gobbo, M., Veicsteinas, A., ve Orizio, C. (2009). Electrical and mechanical response of finger flexor muscles during voluntary isometric contractions in elite rock-climbers. *European Journal of Applied Physiology*, 105 (1), 81-92.
20. Ferguson, R.A., ve Brown, M.D. (1997). Arterial blood pressure and forearm vascular conductance responses to sustained and rhythmic isometric exercise and arterial occlusion in trained rock climbers and untrained sedentary subjects. *European Journal of Applied Physiology*, 76 (2), 174-180.
21. Freivalds, A. (2004). *Biomechanics of the Upper Limbs: Mechanics, modeling, and musculoskeletal injuries*. Florida: CRC Press.
22. Fuss, F.K. (2008). Instrumented Climbing Holds and Performance Analysis in Sport Climbing. *Sports Technology*, 1 (6), 301–313.
23. Fuss, F.K., Burra, L., Weizmana, Y., Niegl, G. (2013). Measurement of the Coefficient of Friction and the Centre of Pressure of a Curved Surface of a Climbing Handhold. 6th Asia-Pacific Congress on Sports Technology, *Procedia Engineering*, 60, 491–495.
24. Fuss, F.K., ve Niegl G. (2008). The Fully Instrumented Climbing Wall: Performance Analysis, Route Grading and Vector Diagrams – A Preliminary Study. F.K. Fuss, A. Subic ve S. Ujihashi (Ed.). *The Impact of Technology on Sport II* (s. 677-682). London: Taylor and Francis Group.
25. Fuss, F.K., ve Niegl, G. (2008). Quantification of the grip difficulty of a climbing hold. M. Estivalet ve B. Brisson (Ed.). *The Engineering of Sport* 7 (s. 19-26). Paris: Springer.

26. Giles, L.V., Rhodes, E.C., ve Taunton J.E. (2006). The physiology of rock climbing. *Sports Medicine*. 36 (6), 529-45.
27. Grant, S., Hasler, T., Davies, C., Aitchison, T.C., Wilson, J., ve Whittaker, A. (2001). A comparison of the anthropometric, strength, endurance and flexibility characteristics of female elite and recreational climbers and non-climbers. *Journal of Sports Sciences*, 19 (7), 499-505.
28. Grant, S., Hynes, V., Whittaker, A., ve Aitchison, T. (1996). Anthropometric, strength, endurance and flexibility characteristics of elite and recreational climbers. *Journal of Sports Sciences*, 14, 301-309.
29. Grant, S., Shields, C., Fitzpatrick, V., Loh, W.M., Whitaker, A., Watt, I., ve Kay, J.W. (2003). Climbing-specific finger endurance: a comparative study of intermediate rock climbers, rowers and aerobically trained individuals. *Journal of Sports Sciences*, 21, 621-630.
30. Hoozemans, M.J.M., ve Dieën, J.H. (2005). Prediction of handgrip forces using surface EMG of forearm muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 358-366.
31. Jones, D.W., Robertson, L.D., ve Figoni, S.F. (2009). A strength-endurance index for power grip. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 19 (1), 56-63.
32. Koukoubis, T.D., Cooper, L.W., Glisson, R.R., Seaber A.V., ve Feagin, J.A. Jr. (1985). An electromyographic study of arm muscles during climbing. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 3 (2), 21-24.
33. Li, Z.M. (2002). The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. *The Journal of Hand Surgery*, 27, 886-896.
34. Limonta, E., Cè, E., Veicsteinas, A., ve Esposito, F. (2008). Force control during fatiguing contractions in elite rock climbers. *Sport Sciences for Health*, 4 (3), 37-42.
35. MacLeod, D., Sutherland, D.L., Buntin, L., Whitaker, A., Aitchison, T., Watt, I., Bradley, J., ve Grant, S. (2007). Physiological determinants of

- climbing-specific finger endurance and sport rock climbing performance. *Journal of Sports Science*, 25 (12), 1433-1443.
36. Mermerier, C.M., Rogers, R.A., McMinn, S.M., ve Heyward, V.H. (1997). Energy expenditure and physiological responses during indoor rock climbing. *British Journal of Sports Medicine*, 31 (3), 224-228.
 37. Mermier, C.M., Janot, J.M., Parker, D.L., ve Swan, J.G. (2000). Physiological and anthropometric determinants of sport climbing performance. *British Journal of Sports Medicine*, 34 (5), 359-365.
 38. Michailov, M., Mladenov, L., ve Schoffl, I. (2009). Anthropometric and strength characteristics of world-class boulderers. *Medicina Sportiva*, 13 (4), 231-238.
 39. Morrison, A.B., ve Schöffl, V.R. (2007). Physiological responses to rock climbing in young climbers. *British Journal of Sports Medicine*, 41, 852-861.
 40. Noé, F., Quaine, F., ve Martin, L. (2001). Influence of steep gradient supporting walls in rock climbing: biomechanical analysis. *Gait and Posture*, 13, 86-94.
 41. Quaine, F., Martin, L., Leroux, M., Blanchi, J.P., ve Allard, P. (1996). Effect of initial posture on biomechanical adjustments associated with a voluntary leg movement in rock climbers. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 104, 192-199.
 42. Quaine, F., Martin, L., ve Blanchi, J.P. (1997). Effect of a leg movement on the organization of the forces at the holds in a climbing position 3-D kinetic analysis. *Human Movement Science*, 16, 337-346
 43. Quaine, F., Martin, L., ve Blanchi, J.P. (1997). The effect of body position and number of supports on wall reaction forces in rock climbing. *Journal of Applied Biomechanics*. 13, 14-23.
 44. Quaine, F., ve Martin, L. (1999). A biomechanical study of equilibrium in sport rock climbing. *Gait and Posture*, 10 (3), 233-239.

45. Quaine, F., ve Vigouroux, L. (2004). 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*, 25, 634-637.
46. Quaine, F., Vigouroux, L., Paclet, F., ve Colloud, F. (2011). The thumb during the crimp grip. *International Journal of Sports Medicine*, 32, 49-53.
47. Quaine, F., Vigouroux, L., ve Martin, L. (2003). Effect of simulated rock climbing finger postures on force sharing among the fingers. *Clinical Biomechanics*, 18, 385-388.
48. Quaine, F., Vigouroux, L., ve Martin, L. (2003). Finger flexors fatigue in trained rock climbers and untrained sedentary subjects. *International Journal of Sports Medicine*, 24(6), 424-427.
49. Rogers, M.W. (1992). Influence of the task dynamics on the organization of interlimb responses accompanying standing human leg flexion movements. *Brain Research*, 579 (2), 353-356.
50. Rogers, M.W., ve Pai, Y.C. (1990). Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movement in man. *Experimental Brain Research*, 81 (2), 398-402.
51. Roloff, I., Schöffl, V.R., Vigouroux, L., ve Quaine, F. (2006). Biomechanical model for the determination of the forces acting on the finger pulley system. *Journal of Biomechanics*, 39 (5), 915-923.
52. Sammer, D.M. ve Chang, D.S. (2014). Hand Anatomy and Biomechanics. J.E. Janis (Ed.). *Essentials of Plastic Surgery* (s. 693-707). Londra: CRC Press.
53. Sancho-Bru, J.L., Pérez-González, A., Vergara-Monedero, M., ve Giurintano, D. (2001). A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *Journal of Biomechanics*, 34 (11), 1491-1500.
54. Schöffl V., Morrison A., Hefti U., Schwarz U., ve Küpper T. (2010). The UIAA Medical Commission Injury Classification for Mountaineering and Climbing Sports. Official Standards of the UIAA Medical Commission, 17.

55. Schöffl, I. , Oppelt, K., Jungert, J., Schweizer, A., Neuhuber, W., ve Schöffl, V. (2009). The influence of the crimp and slope grip position on the finger pulley system. *Journal of Biomechanics*, 42, 2183-2187.
56. Schweizer, A. (2001). Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. *Journal of Biomechanics*, 34, 217-223.
57. Schweizer, A. (2008). Biomechanics of the interaction of finger flexor tendons and pulleys in rock climbing. *Sports Technology*, 1 (6), 249-256.
58. Schweizer, A., Frank, O., Ochsner, P.E., ve Jacob, H.A. (2003). Friction between human finger flexor tendons and pulleys at high loads. *Journal of Biomechanics*, 36 (1), 63-71.
59. Schweizer, A., ve Furrer, M. (2007). Correlation of forearm strength and sport climbing performance. *Isokinetics and Exercise Science*, 15 (3), 211-216.
60. Schweizer, A., ve Hudek R. (2011). Kinetics of crimp and slope grip in rock climbing. *Journal of Applied Biomechanics*, 27, 116-121.
61. Shea, K.G., Shea, O.F., ve Meals, R.A. (1992). Manual demands and consequences of rock climbing. *The Journal of Hand Surgery*, 17, 200-205.
62. Sheel, A.W. (2004). Physiology of sport rock climbing. *British Journal of Sports Medicine*, 38, 355-359.
63. Sheel, A.W., Seddon, N., Knight, A., McKenzie, D.C., ve Warburton D.E.R. (2003). Physiological responses to indoor rock-climbing and their relationship to maximal cycle ergometry. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35 (7), 1225-1231.
64. Testa, M., Martin, L., ve Debû, B. (1999). Effects of the type of holds and movement amplitude on postural control associated with a climbing task. *Gait and Posture*, 9, 57-64.

65. Testa, M., Martin, L., ve Debû, B. (2003). 3D analysis of posturo-kinetic coordination associated with a climbing task in children and teenagers. *Neuroscience Letters*, 336 (1), 45-49.
66. Testa, M., ve Debu, B. (1997). Analyse Tridimensionnelle des variations de forces associées a une tâche d'escalade chez des adolescents. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 105 (5), 496-506.
67. The British Mountaineering Council (2013). Annual Report. **www.thebmc.co.uk**
68. Tomaszewski, P., Gajewski, J., ve Lewandowska J. (2011). Somatic profile of competitive sport climbers. *Journal of Human Kinetics*, , 29, 107-113.
69. Tortora, G.J., ve Nielsen, M.T. (2012). *Principles of Human Anatomy*. Danver: John Wiley and Sons.
70. Valero-Cuevas, F.J., Zajac, F.E., ve Burgar, C.G. (1998). Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of Biomechanics*, 31 (8), 693-703.
71. Vigouroux, L., Domalain M., ve Berton E. (2011). Effect of Object Width on Muscle and Joint Forces During Thumb-Index Finger Grasping. *Journal of Applied Biomechanics*, 27, 173-180.
72. Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., ve Moutet, F. (2006). Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific spor-climbing grip techniques. *Journal of Biomechanics*, 39, 2583-2592.
73. Vigouroux, L., ve Quaine, F. (2006). Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals. *Journal of Sport Sciences*, 24, 181-186.
74. Watts, P.B. (2004). Physiology of difficult rock climbing. *European Journal of Applied Physiology*, 91 (4), 361-372.

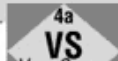
75. Watts, P.B. , Jensen, R.L., Randall, L., Gannon, E., Kobeinia, R., Maynard, J., ve Sansom, J. (2008). Forearm EMG During Rock Climbing Differs from EMG During Handgrip Dynamometry. *International Journal of Exercise Science*, 1 (1), Article 2.
76. Watts, P.B., Daggett, M., Gallagher, P., ve Wilkins, B. (2000). Metabolic response during sport rock climbing and the effects of active versus passive recovery. *International Journal of Sport Medicine*, 21, 185-190. doi: 10.1055/s-2000-302
77. Watts, P.B., Jensen, R.L., Avena, S.M., Majchrzak, J.A., Schellinger, R.A., ve Wubbels, C.S. (2008). Changes in EMG and Finger Force with Repeated Hangs from the Hands in Rock Climbers. *International Journal of Exercise Science*, 1 (2), Article 3.
78. Watts, P.B., Joubert, L.M., Lish, A.K., Mast, J.D., ve Wilkins, B. (2003). Anthropometry of young competitive sport rock climbers. *British Journal of Sports Medicine*, 37, 420-424.
79. Watts, P.B., Martin, D.R., ve Durtschi, S. (1993). Anthropometric profiles of elite male and female competitive sport rock climbers. *Journal of Sports Sciences*, 11 (2), 113-117.
80. Watts, P.B., Newbury, V., ve Sulentic, J. (1996). Acute changes in handgrip strength, endurance, and blood lactate with sustained sport rock climbing. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 36, 255-260.
81. Watts, P.B., ve Drobish, K.M. (1998). Physiological responses to simulated rock climbing at different angles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30 (7), 1118-1122.
82. White, D.J., ve Olsen, P.D. (2010). A Time Motion Analysis of Bouldering Style Competitive Rock Climbing. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (5), 1356-1360.

83. Williams, E., Taggart, P., ve Carruthers, M. (1978). Rock climbing: observations on heart rate and plasma catecholamines and the influence of oxprenolol. *British Journal of Sports Medicine*, 12, 125–128.

EKLER

EK 1: Kaya Tırmanış Rotaları Zorluk Derecesi Çevrim Tablosu	106
EK 2: UIAA Metrik Zorluk Derecesi Çevrim Skalası	107
EK 3: Kişisel Bilgi Formu	108
EK 4: Araştırma Projesi Etik Kurul Kararı	109
EK 5: Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Onam Formu	110
EK 6: Katılımcı Kişisel Bilgi Formu	114
EK 7: Test Öncesi Zorunlu Özel Isınma Protokolü	115
EK 8: Yayınlar ve Bildiriler	116

EK 1: Kaya Tırmanış Rotaları Zorluk Derecesi Çevrim Tablosu

The ROCKFAX Grade Table					ROCKFAX . c o m				
BRITISH TRAD GRADE (For well-protected routes)				Sport Grade	UIAA	USA	Norway	Australian	South Africa
 Mod Moderate	 Diff Difficult	 VDiff Very Difficult	 HVD Hard Very Difficult	1	I	5.1		4	6
				2	II	5.2		6	8
				2+	III	5.3	3	8	9
				3-	III+	5.4	4	10	11
 Sev Severe	 HS Hard Severe	 4a VS Very Severe 4c	 4c HVS Hard Very Severe 5b	3	IV	5.5	4+	10	11
				3+	IV+	5.6	5	12	12
				4	V	5.7	5	14	13
				4+	V+	5.8	5+	16	14/15
 5a E1 5c	 5b E2 6a	 5c E3 6a	 6a E4 6b	5	VI-	5.9	6-	16	16
				5+	VI	5.10a	6+	18	17
				6a	VI+	5.10b	6	19	18
				6a+	VII-	5.10c	6+	20	19
 6b E6 6c	 6c E7 7a	 6c E8 7a	 7a E9 7b	6b	VII	5.10d	7-	20	20
				6b+	VII+	5.11a	7	21	21
				6c	VIII-	5.11b		22	22
				6c+	VIII+	5.11c	7	23	23
 7a E10 7b	 7a E11 7b	 7a E12 7b	 7a E13 7b	7a	VIII	5.11d	7+	23	24
				7a+	VIII+	5.12a	7+	24	25
				7b	IX-	5.12b	8-	25	26
				7b+	IX	5.12c	8	26	27
 7c E14 7c	 7c E15 7c	 7c E16 7c	 7c E17 7c	7c	IX	5.12d	8	27	28
				7c+	IX+	5.13a	8+	28	29
				8a	X-	5.13b		29	30
				8a+	X	5.13c	9-	30	31
 8b E18 8b	 8b E19 8b	 8b E20 8b	 8b E21 8b	8b	X	5.13d		31	32
				8b+	X+	5.14a	9	32	33
				8c	XI-	5.14b	9+	33	34
				8c+	XI	5.14c		34	35
 9a E22 9a	 9a E23 9a	 9a E24 9a	 9a E25 9a	9a	XI+	5.14d		35	36
				9a+	XI+	5.15a		36	37
				9b	XII-	5.15b		37	
				9b+	XII	5.15c		38	

©Rockfax Limited 2002, 2008

©Rockfax Limited 2002, 2008

www.rockfax.com sitesinden izin alınarak kullanılmıştır.

EK 2: UIAA Metrik Zorluk Derecesi Çevrim Skalası

UIAA tarafından bilimsel çalışmalarda kullanılması için önerilen ve 2010 yılında yayınlanan metrik derece çevrim skalası (54)

Metrik Değer	UIAA	Fransız (Fr.)	Amerikan (YDS)
5.66	VI-	5b/c	5.8
6	VI	5c/6a	5.9
6.33	VI+	6a/6a+	5.10a
6.66	VII-	6a+/b	5.10b/c
7	VII	6b/b+	5.10d
7.33	VII+	6b+/6c	5.11a/b
7.66	VIII-	6c+	5.11c
8	VIII	7a	5.11c/d
8.33	VIII+	7a+/7b	5.12a/b
8.66	IX-	7b/7b+	5.12b/c
9	IX	7c/7c+	5.12d
9.33	IX+	7c+/8a	5.13a
9.66	X-	8a/ 8a+	5.13b/c
10	X	8b	5.13d
10.33	X+	8b+/8c	5.14a/b
10.66	XI-	8c/8c+	5.14b/c
11	XI	9a	5.14d
11.33	XI+	9a+	5.15a
11.66	XII-	9b	5.15b

EK 3: Kişisel Bilgi Formu**Formulaire de renseignements personnels (Personal Information Form)**

Nom (Surname):	Prénom (Name):
Date de naissance (Date of Birth):	

Expérience en escalade (en années)	:
Top escalade grade Top sport climbing grade (Fr)	:
Top Bloc Grade Top bouldering grade (Fr)	:
Jours d'entraînement (par semaine)	:

Poids / Weight (kg)	:	
Hauteur / Height (mm)	:	
Taille de la main / Hand size (mm)	:	
Longueur avant-bras Forearm length (mm)	:	
Circonférences l'avant-bras Forearm circumferences (mm)	Near wrist	:
	Maximal	:
	Near Elbow	:
	Pli	:

EK 4: Araştırma Projesi Etik Kurul Kararı



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

Sayı : 16969557 -927

04 EYLÜL 2014

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 03.09.2014 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2014/13
Proje No : GO 14/447 (Değerlendirme Tarihi 03.09.2014)
Karar No : GO 14/447 - 37

Üniversitemiz Spor Bilimleri Fakültesi öğretim üyelerinden Yrd.Doç.Dr.Serdar ARITAN'ın sorumlu araştırmacısı olduğu Dr.Süleyman BULUT ile birlikte çalışacakları Arş.Gör.Arif Mithat AMCA'nın tezi olan GO 14/447 kayıt numaralı ve "*Kaya Tırmanıcılarda Tutamak Derinliği ve Yüzey Açısının Maksimal Parmak Kuvvet Kapasitesine Etkisi*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

1.Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan)	İZİNLİ	9 Prof. Dr. Melahat Görduysus (Üye)
2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye)	GÖREVLİ	10. Prof. Dr. Cansın Saçkesen (Üye)
3. Prof. Dr. M. Yıldırım Sara (Üye)	İZİNLİ	11. Prof. Dr. R. Köksal Özgül (Üye)
4. Prof. Dr. Sevdâ F. Müftüoğlu (Üye)	İZİNLİ	12. Prof. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye)
5. Prof. Dr. Cenk Sökmensüer (Üye)	İZİNLİ	13 Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye)
6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye)	İZİNLİ	14. Prof. Dr. Leyla Dinç (Üye)
İZİNLİ		
7. Prof. Dr. Songül Vaizoğlu (Üye)		15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye)
8. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal (Üye)		16. Av. Meltem Onurlu (Üye)

EK 5: Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Onam Formu

Sayın Katılımcı,

Bu araştırma, Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'nde öğretim üyesi olarak görev yapan Yrd.Doç.Dr. Serdar Arıtan, Ar.Gör. Arif Mithat Amca ve Ar.Gör. Dr. Süleyman Bulut sorumluluğunda gerçekleştirilmektedir.

Bu çalışmanın amacı kaya tırmanıcıların farklı yüzey açılarına ve derinliklere sahip tutamaklar üzerinde uygulayabildikleri maksimal parmak kuvvet kapasitelerinin (MPKK) ölçülmesi ve derinlik-tutamak eğimi-MPKK arasındaki ilişkinin modellenmesi ve bu parametreler ile vücut kompozisyonu arasındaki ilişkilerin tanımlanmasıdır.

Bu araştırmadan elde edilecek bulgular Arif Mithat Amca'nın "Kaya Tırmanışı Sporunda Temel Tutuş Şekilleri ve Tutamak Yapılarının Tutuş Zorluk Derecelerinin Modellemesi ve Biyomekanik Analizi" isimli doktora tezinde bir bölüm olarak yer alacaktır. Sonrasında da akademik bir dergide yayınlanması hedeflenmektedir. Araştırma bulgularının, tutamak derinliği-eğim-MPKK modeli oluşturulmasına ek olarak sizlerin parmak kuvveti performanslarınızın ortaya çıkarılmasında ve antrenman planlarınızın şekillendirilmesinde de katkıları olacağı düşünülmektedir.

Araştırmaya katılmayı kabul etmeniz halinde, yaklaşık 2'şer saatlik seanslar olarak haftanın iki farklı günü laboratuvarımıza gelip ölçümlere katılmanız gerekecektir. Test günlerinden 1 gün önce yoğun bir egzersizden kaçınmanız, fazla miktarda çay, kahve, kola, alkol vb. içecekler içmemeniz istenecektir. Katılacağınız iki farklı test günü arasında da antrenman yapmamanız ve dinlenmeniz gerekmektedir.

Ölçümler için geldiğiniz günlerin birinde öncelikli olarak boy, kilo, uzanma yüksekliği, kol açıklığı gibi standart antropometrik ölçümler ve somotatip özelliklerinizin belirlenmesi için çeşitli deri kıvrım kalınlıkları, çap ve çevre ölçümleri alınacaktır. Sonrasında DXA cihazıyla vücut kompozisyonunuz belirlenecektir. DXA ölçümü için 4-5 dk cihazın üzerinde

sırt üstü hareket etmeden yatmanız gerekmektedir. Bu ölçüm sırasında günlük hayatınızda doğal koşullarda 3 saatte aldığınız kadar X ışınına maruz kalacaksınız. Bu ölçüm yönteminin hiçbir yan etkisi bulunmamaktadır. Laboratuvarımıza geldiğiniz ikinci gün ise araştırma kapsamında incelenen 6 farklı tutamakta kaya tırmanışından alışık olduğunuz bir vücut pozisyonunda maksimal parmak kuvvet kapasitesi testleri yapılacaktır.

Maksimal parmak kuvvet kapasitesi testleri sonrasında, kendi yaptığınız kuvvet antrenmanlarınızdan alışık olduğunuz şekilde, parmaklarınızda ve ön kol kaslarınızda yorgunluk hissedeceksiniz. Bu yorgunluk hissi yaklaşık 12 saatlik bir dinlenme ile ortadan kalkacak ve 24 saat sonrasında yeni bir antrenman yapabilecek kapasiteye geleceksiniz.

Araştırmaya katılmanız halinde sizden elde edilen kişisel bilgileri araştırmacı ve sizin dışınızda kimse bilmeyecek, bu bilgiler sadece araştırma amacı ile kullanılacaktır. Bu araştırma sırasında, size ait bilgilerin gizliliğine gereken özen gösterilecek ve ölçüm sonuçlarınız isim verilmeden akademik çalışmalarda yer alacaktır. Çalışmanın bitiminde isterseniz sonuçlarınız hakkında size bilgi verilecek ve yorumlanacaktır. Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size ek bir ödeme de yapılmayacaktır.

Muhtemel risk ve rahatsızlıklar

Çalışma sırasında herhangi bir risk oluşturabilecek uygulama bulunmamaktadır. Çalışma hakkında daha fazla bilgi almak istediğiniz veya herhangi bir sorunla karşılaştığınız takdirde araştırma sorumlusu **Yrd. Doç. Dr. Serdar ARITAN**'ı **0312 297 6893** (iş) veya **0532 7224191** (cep) nolu telefonlardan ve Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'nden arayabilirsiniz.

Katılımcının/Hastanın Beyanı

Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'nde yapılacak olan ve yukarıda detayları anlatılan "Kaya Tırmanıcılarda Tutamak Derinliği ve Yüzey Açısının Maksimal Parmak Kuvvet Kapasitesine Etkisi" başlıklı araştırmaya

tamamen gönüllü olarak katılıyorum. Çalışma öncesinde yapılacak testler ile ilgili tüm bilgileri okudum ve bu bilgiler detaylı olarak bana açıklandı.

Bu araştırmaya katıldığımda araştırmacı ile aramda kalması gereken bana ait kişisel bilgilerin gizliliğine araştırmacılar tarafından dikkat edileceğine inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim (Ancak, araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağının bilincindeyim). Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da katılımım karşılığında bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorununun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim). Çalışmaya bağlı doğacak sağlık sorunları ile karşılaştığımda hangi araştırmacıyı, hangi telefon ve adresten arayacağımı biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımıma ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

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.

Bu formu imzalayarak aşağıdaki ölçümlere katılmayı kabul ettiğimi beyan ederim.

- ☐ Maksimal kuvvet kapasitesi ölçümü
- ☐ Antropometrik ölçümler
- ☐ DEXA Vücut kompozisyonu ölçümü

Katılımcı

Adı Soyadı:

Adres:

Tel.:

İmza:

Araştırmacı

Adı Soyadı:

Adres:

Tel.:

İmza:

EK 6: Katılımcı Kişisel Bilgi Formu

Adı - Soyadı:	Kilo (kg) :	<u>BMI (kg/m²)</u>
Doğum Tarihi:	Boy (cm) :	

Tırmanış deneyimi (yıl-ay)			
Haftada kaç gün antrenman yapıyorsunuz?			
Ayda ortalama kaç gün tırmanıyorsunuz?			
Spor tırmanış derecesi (son 2 yıl)	Çalışarak	Maks:	Adet:
	İlk Görüşte	Maks:	Rahat (%80):
Kısa kaya derecesi (son 2 yıl)	Çalışarak	Maks:	Adet:
	İlk Görüşte	Maks:	Rahat:

ANTROPOMETRİK ÖLÇÜMLER

DERİ KIVRIMI		ÇEVRE		ÇAP	
SUBSCAPULA	:/.....	BICEPS	:/.....	BIACROMIAL	:/.....
TRICEPS	:/.....	Flex. BICEPS	:/.....	BİDELTOID	:/.....
BICEPS	:/.....	EL BİLEĞİ	:/.....	BIILIAC (HIP)	:/.....
GÖĞÜS	:/.....	ÖN KOL MAKS.	:/.....	BITROCHAN.	:/.....
MID-AXILA	:/.....	ÖN KOL (Dirsek)	:/.....	HUMERUS BK	:/.....
ABDOMINAL	:/.....	GÖĞÜS	:/.....	FEMUR BK.	:/.....
ILIAC CREST	:/.....	BEL	:/.....		
SUPRASPINAL	:/.....	KALÇA	:/.....	EL UZ.	:/.....
SUPRAILIAC-2	:/.....	UYLUK	:/.....	ÖN KOL UZ.	:/.....
UYLUK	:/.....	BALDIR	:/.....	UZANMA YUK	:/.....
BALDIR	:/.....			KOL AÇIKLIĞI	:/.....

Ön kol deri yağ kalınlığı	
---------------------------	--

EK 7: Test Öncesi Zorunlu Özel Isınma Protokolü

Tutamak	Yük	Kasılma Süresi	Dinlenme Süresi	Tekrar Sayısı
0° - 4 cm	15 kg	3 s	7 s	4
	30 s Dinlenme			
	20 kg	3 s	7 s	3
	30 s Dinlenme			
	30 kg	3 s	7 s	2
	35 kg	3 s		1
	30 s Dinlenme			
0° - 2 cm	15 kg	3 s	7 s	4
	30 s Dinlenme			
	20 kg	3 s	7 s	3
	30 s Dinlenme			
	25 kg	3 s	7 s	2
	30 kg	3 s		1
	30 s Dinlenme			
0° - 1 cm	10 kg	3 s	7 s	4
	30 s Dinlenme			
	15 kg	3 s	7 s	3
	30 s Dinlenme			
	20 kg	3 s	7 s	2
	25 kg	3 s		1
Toplam Süre: ~9 dakika				

EK 8: Yayınlar ve Bildiriler

EK 8A: Amca, A.M., Vigouroux, L., Arıtan, S., Berton, E. (2012). Effect of hold depth and grip technique on maximal finger forces in rock climbing. *Journal of Sports Sciences*, 30(7), 669–677.

EK 8B: Amca, A.M., Vigouroux, L., Arıtan S. (2012). Kaya tırmanıcılarında tekrarlı submaksimal parmak kuvveti performansı ve yorgunluk. 12. *Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi*, 12-14 Aralık, Denizli, Türkiye.

EK 8C: Amca, A.M., Arıtan S., Vigouroux, L. (2014). Relationship between climbing specific grip techniques, hold depth and maximal finger force capacity of rock climbers. *2nd International Rock Climbing Research Congress*, 15-19 Eylül, Pontresina, İsviçre.

EK 8A: Amca, A.M., Vigouroux, L., Aritan, S., Berton, E. (2012). Effect of hold depth and grip technique on maximal finger forces in rock climbing. *Journal of Sports Sciences*, 30(7), 669–677.

EK 8B: Amca, A.M., Vigouroux, L., Arıtan S. (2012). Kaya tırmanıcılarında tekrarlı submaksimal parmak kuvveti performansı ve yorgunluk. 12. *Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi*, 12-14 Aralık, Denizli, Türkiye.

EK 8C: Amca, A.M., Arıtan S., Vigouroux, L. (2014). Relationship between climbing specific grip techniques, hold depth and maximal finger force capacity of rock climbers. *2nd International Rock Climbing Research Congress*, 15-19 Eylül, Pontresina, İsviçre.