

T.C HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TIRMANIŞ SPORUNDA AÇIK VE KAPALI TUTUŞTA UYGULANAN
PARMAK KUVVETLERİNİN ve KAS AKTİVASYONUNUN
İNCELENMESİ

Caner ÇİFTÇİ

Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANKARA

2023

T.C HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TIRMANIŞ SPORUNDA AÇIK VE KAPALI TUTUŞTA UYGULANAN PARMAK
KUVVETLERİNİN ve KAS AKTİVASYONUNUN İNCELENMESİ**

Caner ÇİFTÇİ

Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA

ANKARA

2023

ONAY SAYFASI

**TIRMANIŞ SPORUNDA AÇIK ve KAPALI TUTUŞTA UYGULANAN PARMAK
KUVVETLERİNİN ve KAS AKTİVASYONUNUN İNCELENMESİ**
CANER ÇİFTÇİ
DR. ÖĞR. ÜYESİ ARIF MİTHAT AMCA

Bu tez çalışması 25.12.2023 tarihinde jürimiz tarafından "Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Prof. Dr. Sadettin KIRAZCI

Orta Doğu Teknik Üniversitesi Eğitim Fakültesi

Tez Danışmanı:

Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA

Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Üye:

Prof. Dr. Erbil HARBİLİ

Selçuk Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Üye:

Prof. Dr. Ayşe KİN İŞLER

Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Üye:

Dr. Öğr. Üyesi Serdar ARITAN

Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

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

26 Ocak 2024

Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

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

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

26 OCAK 2024

(İmza)

Caner ÇİFTÇİ

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

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

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

ETİK BEYAN

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

..... /...../.....

(İmza)

Caner ÇİFTÇİ

TEŞEKKÜR

"Bir yerlerde, bilinmeyi bekleyen inanılmaz bir şey var."

Carl SAGAN

Yüksek lisans eğitimim boyunca heyecanıma ortak olan, değerli bilgileriyle bana yol gösteren, fikirlerimi destekleyerek çalışmalarımda beni cesaretlendiren, iteleyen ve sabreden sevgili danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA'ya,

Tartışmalarla, sorularla, çeşitli ekipman ve kahveleriyle desteklerini esirgemeyen Biyomekanik Araştırma Grubu'ndan Dr. Öğr. Üyesi Serdar ARITAN hocama, Nihat Ş. ÖZGÖREN'e,

Sürekli danıştığım ve fikir alışverişinde bulunduğum, dönem arkadaşlarım Aslı ALPSOY, Orhun Alp HARBİLİ ve Ulaş CELEP'e,

Başta Bora MAVİŞ olmak üzere, çalışmamızı ve testlerimizi şekillendirmemize yardımcı olan tırmanış sporuna gönül vermiş tüm arkadaşlarıma ve katılımcılara, benimle tırmanmış olan ve beni tırmandıranlara,

Tüm hocalarıma,

Bu süreçte sabırla yanımda olan Linda ve Derya'ya,

Çok teşekkür ederim.

ÖZET

Çiftçi, Ç., Tırmanış Sporunda Açık ve Kapalı Tutuşta Uygulanan Parmak Kuvvetlerinin ve Kas Aktivasyonunun İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spor Bilimleri Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2023. Tırmanış sporunda, elin ve üst üyelerin genel pozisyonunun, genel postürün, antropometrik özelliklerin ve temas yüzeyi özelliklerinin her bir parmağın tutamakları tutuş şekli ve konumu üzerinde farklı etkileri olduğu bilinmektedir. Buna bağlı olarak, parmak boğumlarında ve bilekte eklem açıklıklarının, yüzeye temas şeklinin değişmesi ile toplamda ve parmak bazında farklı değişken kuvvetler ve ön kol kaslarında farklı kasılma şiddeti ortaya çıkaracağı düşünülmektedir. Bu kuvvetlerin ve kasılmaların değişken parametrelerle ilişkisini incelemek üzere bir sistem geliştirilmesi bu çalışmanın ilk amacıdır. Çalışmanın ekipman çıktısı her katılımcıya özgün şekilde parmak yüksekliği, el genişliği ve tutunma mesafesinin ayarlanabildiği güvenilir bir ölçüm sistemi geliştirilmesidir. Deneysel çalışma kısmında ise, tırmanış sporu ile ilgilenen katılımcıların antropometrik özelliklerine uygun şekilde modifiye edilmiş ölçüm sistemi aracılığıyla, açık ve kapalı tutuşta parmaklara göre farklı tutunma yüksekliği kombinasyonlarında üretilen maksimal tutunma kuvvetleri, parmaklar arası kuvvet dağılımları ve kas aktivasyonları incelenmiştir. Parmak eklemlerine göre seviyelendirilmiş tutamaklarda hem açık hem kapalı tutuş için toplam parmak kuvvetleri azalırken kas aktivasyonu çok değişmemektedir. Kapalı tutuşta tek bir parmağın yüksekliği tercih edilen seviyeye getirildiği durumda ise kas aktivasyonları değişmeden uygulanabilen toplam kuvvet miktarının arttığı görülmüştür. Spor sırasında zor tutamaklarda tırmanıcı tüm odağını en alıştığı şekilde tutamağı tutmaya vermesine rağmen antrenman sırasında kullanılabilecek farklı şekilde tutamaklar, çok daha güvenli fakat yüksek kasılma şiddetli hareketleri mümkün kılabilir. Ne var ki çalışma sonucunda ayarlanmış yüksekli tutunma alanlarında parmaklar arası kuvvet paylaşımının daha dengeli olduğu görülmemiştir.

Anahtar kelimeler: Parmak kuvveti, açık tutuş, yarı kapalı tutuş, parmak boyu, EMG

ABSTRACT

Çiftçi, Ç., Investigation of the Finger Forces Applied and Muscle Activation in Open Hand and Half Closed Grips in Climbing Sports, Hacettepe University Graduate School Health Sciences, Master Thesis in Sport Sciences, Ankara, 2023. It is known that finger grip positions in climbing sports vary towards hand and upper extremity positions, body posture, anthropometric dimensions, and contact surface qualities. Accordingly, as finger and wrist phalanx positions, joint angles change towards, total and individual forces produced in each finger and stimulation of flexor muscles in the front arm varies as expected. The first prime aim in this study is to develop a system to examine the generated forces and muscle contractions for each finger towards diverse physical parameters. The primary outcome of this research is a manufactured setup enabling adjustments for finger contact surface height and contact width. The secondary aim of this research is to test these muscle tension and generated force outcomes with climbing athletes, for each, the system is individually adjusted by matching anthropometric measures. The main combinations tested in this study are open and half crimp with varied contact surface positions. This study shows that unlevel edges aligned towards finger joint positions are followed with lesser force but similar or more effort. Nevertheless, just raising one finger in such positions provides an increase in total force without changing the muscle activity. During sport performance, a climber may give full potential for holding a single hard grip but, for training, variously shaped holding elements may develop the performance with lesser force but similar muscle activity. Nevertheless, more balanced force sharing among fingers is not observed during holding edges aligned towards finger joint positions.

Keywords: Finger forces, open crimp, half crimp, finger sizes, EMG

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|-----------|
| ONAY SAYFASI | iii |
| YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI | iv |
| ETİK BEYAN | v |
| TEŞEKKÜR | vi |
| ÖZET | vii |
| ABSTRACT | viii |
| İÇİNDEKİLER | ix |
| SİMGE VE KISALTMALARIN AÇIKLAMALARI | xi |
| ŞEKİLLER | xii |
| TABLolar DİZİNİ | xviii |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 1.1 Araştırmanın Önemi | 1 |
| 1.2 Araştırmanın Amacı | 2 |
| 1.3 Problem | 3 |
| 1.4 Denenceler | 3 |
| 1.5 Sınırlılıklar | 4 |
| 1.6 Sayılılar | 4 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 5 |
| 2.1 El Anatomisi | 5 |
| 2.2 Tırmanış Üzerine Genel Bilgiler ve İlişkili Çalışmalar | 9 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 24 |
| 3.1 Katılımcılar | 24 |

| | |
|--|-----|
| 3.2 Veri Toplama Yöntemleri ve Araçları | 25 |
| 3.2.1 Antropometrik ölçümler | 25 |
| 3.2.2 Deney düzeneği ve kuvvet uygulama pozisyonu ilişkisi | 28 |
| 3.2.3 EMG ve kuvvet verisi toplama sistemi | 31 |
| 3.2.4 Sistemin Geçerli Kılınması | 49 |
| 3.3 Veri Toplama ve Test Protokolü | 55 |
| 3.4 Veri analizi | 64 |
| 3.4.1 Verilerin filtrelenmesi | 64 |
| 3.4.2 İstatistik | 67 |
| 4. BULGULAR | 67 |
| 4.1 Kuvvet Ölçüm Verileri | 67 |
| 4.2 EMG Ölçüm Verileri | 79 |
| 5. TARTIŞMA | 82 |
| 6. SONUÇ VE ÖNERİLER | 87 |
| 7. KAYNAKLAR | 91 |
| 8. EKLER | 94 |
| EK-1- Katılımcı onam ve veri toplama formu | 94 |
| Ek-2- Parmak Ölçüm Verileri | 113 |
| EK-3- Etik kurul onayı | 114 |
| EK-4- Tez çalışması orjinallik raporu | 115 |
| 9. ÖZGEÇMİŞ | 117 |

SİMGE VE KISALTMALARIN AÇIKLAMALARI

| | |
|------------------|--|
| ATAY | Açık tutuş ayarlı yükseklik |
| ATEY | Açık tutuş eş yükseklik |
| DIE | Distal interphalangeal eklem |
| DIP | Distal interphalangeal eklem |
| ED | Extensor digitorum communis, kas veya tendonu |
| F1 | İşaret parmağı |
| F2 | Orta parmak |
| F3 | Yüzük parmağı |
| F4 | Serçe parmak |
| FDP | Flexor digitorum profundus, kas veya tendonu |
| FDS | flexor digitorum superficialis, kas veya tendonu |
| FG | Flexor grup, FCR ve parmak fleksörleri kas veya tendonu |
| KTAY | Kapalı tutuş ayarlı yükseklik |
| KTAYA | Kapalı tutuş ayarlı yükseklik adaptasyonu |
| KTEY | Kapalı tutuş eş yükseklik |
| MCP | Metakarpal eklem |
| MVC / MİK | Maksimum istemli kasılma (Maximum voluntary contraction) |
| PIE | Proximal interphalangeal eklem |
| PIP | Proximal interphalangeal eklem |

ŞEKİLLER

| Şekil | Sayfa |
|--|-------|
| 2.1. El ve bilek kemikleri (3). | 6 |
| 2.2. Sağ elde anterior (avuç içi tarafından) anatomik görünüm (3). | 7 |
| 2.3. Sağ elde posterior (el sırtı tarafından) anatomik görünüm (3). | 7 |
| 2.4. El parmağı kemiklerinin sagital kesiti, parmak metakarpal ve falanks kemikleri ve tendonların bağlandığı yüzeyler (3). | 8 |
| 2.5. Görselde tendon çapraz makaralarCO-3 ve halkasal makaralar A1-5 içerisinde geçen tendonlar görünmektedir (3). | 9 |
| 2.6. Tırmanış sporunda yaygın olarak kullanılan, algılanan zorluk derece tiplerini ve denkliklerini gösteren tablo (https://rockfax.com/climbing-guides/grades/ adresinden alınmıştır). | 11 |
| 2.7. Hörst'e göre (8) elit tırmanıcılar soldaki grafikte sağ çizginin sağına düşerken, iri bir basketbol oyuncusu soldaki çizginin soluna düşmektedir. | 12 |
| 2.8 . Temel tutuş şekilleri, Hörst'ten uyarlanmıştır (2012) (12). | 13 |
| 2.9. Piyasada yaygın şekilde bulunabile, izometrik tutuşa yönelik tutunma egzersizi ekipmanları. | 14 |
| 2.10. Fingerboard enstrümanında önerilen bir parmak tutuş çalışması görünümü (12). | 14 |
| 2.11. İlk kez W. Gullich (üstte) tarafından zorlu tırmanış rotalarına hazırlanmak için önerilen campusboard ve çeşitlendirilmiş tutunma alanları ile daha güncel bir versiyon (altta). | 15 |
| 2.12. Sosyal medyada yaygın şekilde görünen ve satışı yapılmaya başlanan "unlevel" düz olmayan tutunma ekipmanları. | 16 |
| 2.13. Açık (A) ve kapalı tutuşta (B) farklılaşan eklem açıları (10). | 17 |

- 2.14.** Spor tırmanış branşında yaralanmaların yüzdelerle dağılımı. Neuhof'tan uyarlanmıştır (13). 18
- 2.15.** Quaine, ve ark. (11), bütün parmakların tek başına belli pozisyonlarda maksimum kuvvetlerini çalışmışlardır ve bunu 4 parmak bir arada uygulanan kuvvet ile ilişkilendirmişlerdir. 19
- 2.16.** Vigouroux ve ark. (17) kullandıkları deney düzeneği, çalışmada üst ekstremitenin etkisini sınırlı tutmak ve sadece parmak fleksörlerine odaklanmak için bu sistemi önermişlerdir. 20
- 2.17.** Vigouroux ve ark (18) kullandıkları deney düzeneğinde kuvvet ölçümünü dikey düzleme taşımışlardır. Bu tez çalışmasında burada önerilen 26 mm tek parmak alanı fazla bulunmuştur ve gereç ve yöntem kısmında açıklandığı şekilde 18mm'ye kadar düşürülmüştür. 20
- 2.18.** Vigouroux ve ark (20), bu çalışmada baş parmağı da dahil ederek başparmağın tutunmaya katılımını değerlendirip tam kapalı tutuşun biyomekanik incelemesini gerçekleştirmişlerdir. 21
- 2.19.** Fuss ve Niegl (29) deney düzeneği. 21
- 2.20.** Schweizer (7) PIP ekleminde yoğun görünen makara yaralanmalarının kapalı tutuş ile ilişkisine dikkat çekmiştir. 22
- 2.21.** Amca ve ark. (19) ve Amca (10) ün çalışmalarında geliştirilecek bir kuvvet ölçüm düzeneğinde farklı açılı ve farklı derinlikli tutunma alanlarının nasıl benzer sistemlere adapte edilebileceği görülmüştür. 23
- 3.1.** Deney öncesi alınan parmak ölçümleri, MCP (kırmızı), PIP (sarı) DIP (mavi) eklem kıvrımlarının dikey konumları. 26
- 3.2.** Gonyometreli cetvel ile boy ölçümlerinin alınması. 27
- 3.3.** El ve parmak ölçülerini çalışmak üzere alınmış tarama üzerinde Kinovea (sürüm0.9.5) yazılımı kullanılarak yapılmış ölçümler. 27
- 3.4.** Balas ve Ark. (2014) görseldeki 1e, 1f ve 1g pozisyonlarını test etmiş ve en çok korelasyonu 1f ve 1g pozisyonunda izlediklerini belirtmiştir (26). 28

| | |
|---|----|
| 3.5. Göb ve ark. (27) çalışmasında kullandıkları kuvvet ölçüm sistemi ve deney pozisyonu. | 29 |
| 3.6. Test pozisyonu ve pozisyonlar arası geçişlerde gövde, omuz, kol postürünün ayarlanması için kullanılan ayarlı oturak ve ek tahta tablalar ve üst bacak dayaması (sağda). | 30 |
| 3.7. Veri toplama sistemi şeması. | 31 |
| 3.8. FDS, FG (FCR ve parmak fleksörleri) ve ED ölçüm noktaları (30). | 33 |
| 3.9. FDP ölçüm noktası. | 33 |
| 3.10. Noraxon Ultium elektrodu (solda) ve Beybi marka elektrot uygulaması(ortada), elektrot kesim hizası (sağda). | 34 |
| 3.11. Kurulan sistemin genel popülasyonda kapsanmaya çalışılan %90 el genişliği grafiği (21). | 36 |
| 3.12. 17 mm maksimum genişliğe sahip ve 50-200 kgFkuvvet ölçüm opsiyonlarına sahip S tipi ESIT STCS yük hücresi (22). | 36 |
| 3.13. Hazır olarak temin edilen HX711 devre kartı ve üzerinde yapılan modifikasyon. | 37 |
| 3.14. Elektronik altyapı şeması, ana elemanlar 4 adet yük hücresi ve HX711 modülü, kablo topraklama bağlantısı, Arduino Micro geliştirme kartı, 1 adet LED ve EMG sinyal çıktısı). | 38 |
| 3.15. Kutu içerisin yerleştirilmiş elektronik kontrolcü ve kapalı kutu görünümü. | 39 |
| 3.16. Kullanılan doğrusal yataklama sistemi MR7 (en solda). | 40 |
| 3.17. Ölçüm sistemi mekanik tasarımı. | 41 |
| 3.18. Bulunan malzemelerle sistemin uyum göstermesinin beklendiği el genişliği alanı. İhtiyaç olan alanın bu değerlerin çok daha aşağısında olması gerektiği öngörülmüştür. | 42 |
| 3.19. Tutunma alanı genişliği test boyunca 71 mm tutulmuştur. | 43 |
| 3.20. Lineer sistemin lateralde hareket kabiliyeti slotlar üzerinde montaj ile sağlanmıştır. | 43 |
| 3.21. Cıvatalar çevrilerek sistemde tutma alanı yüksekliği ayarlanması. | 44 |

| | |
|---|----|
| 3.22. Ahşap blokların boyutu. | 44 |
| 3.23. Mekanik sistemin kurulu görüntüsü. | 45 |
| 3.24. Sistemin boydan görüntüsü ve direk üzerinde LED ışığı görünecek şekilde konumlandırılmış kontrol kutusu (kırmızı halka içerisinde). | 45 |
| 3.25. Gömülü yazılım akış şeması. | 47 |
| 3.26. Kalibrasyon kütleleri ve asma kancası. | 50 |
| 3.27. Tek sensörde sallanan ağırlığın bıraktığı düzenli azalma eğilimi. | 51 |
| 3.28. Ölçüm 2 lineerlik verisi. | 52 |
| 3.29. Grafikte lineerlik ve tutarlı ölçüm izlenmiş olup tablodaki veriler incelenerek geliştirilen sisteme özgü bir hata payı incelenmiştir. | 54 |
| 3.30. Solak bir katılımcının elinde 3. parmak üzerinden alınıp tabloya işlenen bilgiler el bilek eklemi deri kıvrımından itibaren 3. parmağın MCP, PIP ve DIP deri kıvrımı konumu. | 57 |
| 3.31. Deney süresince sürdürülen gövde ve kol pozisyonu. | 58 |
| 3.32. Maksimal kasılma ölçümleri FDS (solda) ve ED (Sağda) örneği. | 59 |
| 3.33. Kolda işaretleme çalışması. | 59 |
| 3.34. Ön kolda FG, FDS, FDP ve ED üzerinde EMG sensörü uygulaması. | 60 |
| 3.35. ATEY pozisyonu parmak yüksekliği ayarı ve tutuş pozisyonu (2. Parmak DIP mesafesi). | 61 |
| 3.36. KTEY pozisyonu parmak yüksekliği ayarı ve tutuş pozisyonu (2. parmak PIP mesafesi). | 62 |
| 3.37. ATAY pozisyonu parmak yüksekliği ayarı ve tutuş pozisyonu (tüm parmaklar DIP mesafesi). | 62 |
| 3.38. KTAY pozisyonu parmak yüksekliği ayarı ve tutuş pozisyonu (tüm parmaklar PIP mesafesi). | 63 |
| 3.39. KTAYA pozisyonu parmak yüksekliği ayarı ve tutuş pozisyonu (konforlu serçe parmak pozisyonu). | 63 |
| 3.40. Kuvvet verisinde ölçülen örnek parazit verisi. | 64 |

- 3.41.** Örnek grafikte, deneyde 6 numaralı katılımcı ile 5,7 saniyede 42.94 kgF total kuvvet ölçülmüş olup, 0,5 saniye içerisindeki parmakların ürettiği kuvvetler, bu kuvvetlerin total kuvvete oranı ve denk gelen EMG sinyalleri gösterilmiştir. 66
- 3.42.** Aynı deneyde parmakların maksimum kuvvet ölçülen alanlarda analizi. 66
- 4.1.** Maksimal kuvvet grafiği (her çizgi bir katılımcıyı temsil etmektedir.) Kahverengi çizgi ile gösterilen katılımcı 8'de genel w şeklinin tersi bir ölçüm gözlenmiştir. 69
- 4.2.** Vücut ağırlığına göre uygulanan total kuvvetlerin genel görünümü (her 5'li sütun bir katılımcının deneyleri genelini temsil etmektedir). 70
- 4.3.** Deneylerde maksimal toplam kuvvet ve vücut kütlesi dağılımı(kgF) (sırasıyla ATEY, ATAY, KTEY, KTAY, KTAYA ve vücut kütlesi). 71
- 4.4.** KTAY ve KTAYA arasında Serçe parmak yüksekliği değişim miktarı ile kuvvet değişimi. 71
- 4.5.** Kişiler arası parmaklarda kuvvet dağılımı grafikleri (%). 73
- 4.6.** ATEY ve ATAY tutuşlarında parmaklar arası yüzdeler kuvvet paylaşımı (Soldan sağa 1. Parmak, 2. Parmak, 3. Parmak ve 4. Parmak). 74
- 4.7.** KTEY ve KTAY tutuşlarında parmaklar arası yüzdeler kuvvet paylaşımı (Soldan sağa 1. Parmak, 2. Parmak, 3. Parmak ve 4. Parmak). 74
- 4.8.** KTAYA tutuşunda parmaklar arası yüzdeler kuvvet paylaşımı(Soldan sağa 1. Parmak, 2. Parmak, 3. Parmak ve 4. Parmak). 75
- 4.9.** Katılımcıların deneyler boyunca normalize kasılma ölçümleri. 79
- 4.10.** Deneyler arasında kasılmaların ortalama değişimi. 80
- 4.11.** EMG ölçümlerinin dağılımı. 81
- 5.1.** Vigouroux ve ark. (18) parmaklara göre bulunan KTEY ortalama kuvvet verileri (soldan sağa sırayla 1.-4. Parmak). 83
- 5.2.** KTEY deneylerinin anlık maksimale ulaşıldığı durumda parmaklar arası ortalama kuvvet dağılımı paylaşım yüzdesi (soldan sağa sırayla 1.-4. Parmak). 83
- 5.3.** S. Göb ve ark. (2021) 'den uyarlanmıştır (27). Şekilde 4 parmak yarı kapalı tutuş (KTEY, HC4) ve 4 parmak açık tutuş (ATEY, SG4) pozisyonlarında üretilen

| | |
|---|-----|
| kuvvetlerin parmaklar arası yüzdellik dağılımları sol(üstte) ve sağ(alta) el parmakları için ayrı ayrı incelemişlerdir. | 84 |
| 5.4. ATEY ve KTEY için bulunan kuvvet dağılımı yüzdesi (Soldan sağa sırayla ATEY-KTEY, 1.-4. Parmak). | 85 |
| 5.5. S. Fuss ve Nieggl (2012) Parmaklar arası kuvvet paylaşımı KTEY ve ATEY grafikleri. (Soldan sağa sırayla KTEY-ATEY, 1.-4. Parmak)(29). | 86 |
| 5.6. Soldan-sağa sırasıyla, deney için değerlendirilen pozisyonlar, seçilen pozisyon ve antrenörlerin yaygın bir şekilde tercih ettiği pozisyon. | 87 |
| 6.1. Parmak eklem pozisyonlarına göre özel imal edilmiş izometrik tutunma antrenmanı enstrümanı. | 89 |
| 8.1. Parmak ölçümlerinin katılımcılar arasında dağılımı. | 113 |

TABLolar DİZİNİ

| Tablo | Sayfa |
|--|--------------|
| 3.1. Katılımcı verileri | 25 |
| 3.2. Ölçüm 1, ham verisi ve lineerlik problemi | 51 |
| 3.3. Ölçüm 2, ham verisi | 51 |
| 3.4. Sistem validasyonunda raporlanan ağırlık ölçümleri | 55 |
| 4.1. Maksimal kgF tablosu | 68 |
| 4.2. Yüzdellik toplam kuvvetler | 70 |
| 4.3. Parmaklar arası kuvvetlerin dağılımları (kgF) | 77 |
| 4.4. Parmaklar arası kuvvet paylaşımı normalize (% /vücut kütlesi) ölçümü | 78 |
| 8.1. Parmak boyları ölçüm verileri | 113 |

1. GİRİŞ

1.1 Araştırmanın Önemi

Tırmanış sporunda antrenman bilimi, yaralanmalar ve performans gelişimi üzerine çalışmalar literatürde daha fazla yer almaktadır. Son 10 yıla kadar tırmanış sporunu doğrudan ilgilendiren biyomekanik araştırmalar sınırlıdır. Ancak, tırmanış sporu giderek popülerleşmektedir. 2018 Yaz gençlik olimpiyatlarında yer alan tırmanış sporu, 2020 olimpiyatlarında da kendine yer edinmiştir ve 2024 Paris ve 2028 Los Angeles Olimpiyatları'nda da olacağı kesinleşmiştir (1). Bunlar ve diğer müsabakaların sayısındaki artış IFSC 2021 raporuna göre dünyada otuza yakın yayın platformu ile iş birliğinin önünü açmıştır (2). IFSC dışında pek çok bağımsız kuruluş ta kendi müsabakalarını gerçekleştirmiş ve canlı şekilde farklı medya platformlarında müsabakaların yayını gerçekleştirmiştir. Artan popülerlikle beraber, tırmanış literatüründe biyomekanik analizlerdeki eksik noktalar daha çok belirginleşmiş ve ilgili araştırmalar daha çok dikkat çekmeye başlamıştır.

Tırmanışta parmak eklem açıları ve tutuş biyomekaniği üzerine yapılan çalışmalarda üretilen kuvvetler, eklem açısı, tendonlara binen yükler gibi insanın tırmanış becerilerini ve limitlerini anlamamıza yardımcı olan çıktılar, genel bilgiler bölümünde sunulmuştur. Bu çıktılar, antrenman ve yaralanmalara ilişkin literatürü de beslemektedir. Ancak, yeni pek çok akademik ve bireysel çalışma, başka ilgi çekici soruları gün yüzüne çıkarmıştır. Bu soruların önemli bir kısmı tutulan yüzeylerin formu ve parmaklar üzerindeki etkileri ile ilişkilidir.

Tırmanış sporunda yaygın olan tutuş antrenmanı ekipmanlarında ve akademik çalışmalarda kullanılan enstrümanlarda, açık ve kapalı tutuş için belirlenmiş alanlar çoğunlukla düz yüzey ve tutunma hattı boyunca eş eğimli şeklindedir. Bu da tutuş sırasında farklı boyları olan el parmaklarının farklı eklem açıları ile tutunma alanına farklı kuvvetler uygulaması anlamına gelmektedir. Bu çalışmada, parmak eklemlerindeki,

tendonlardaki ve makaralardaki yüklerin biyomekanik incelemesinin yapıldığı ve yaralanmalarla ilişkilendirildiği çalışmalara yeni bir boyut kazandırılmıştır. Bu tezde yükün nasıl parmaklar arasında paylaşıldığına dair bazı parametreler açıklanmıştır ve sonuçların, farklı tutunma alanı kombinasyonlarının antrenman ve sporcu sağlığı ile ilgili çalışmalara ışık tutması beklenmektedir.

1.2 Araştırmanın Amacı

İlişkili verileri elde edebilmek için gerekli olan, parmaklardan kuvvet ölçümü yapılabilecek bir sistemin geliştirilmesi bu çalışmanın bir amacıdır. Geliştirilmiş olan sistem ile açık ve yarı kapalı tutuşta parmak pozisyonlarının ve parmak eklemi fleksiyon açılarının kuvvet ve kasılmaya olan etkisi, tutunma yüzeyi pozisyonu değiştirilerek incelenebilecektir.

Açıklanacak olan düzenek, bu tez çalışmasının ölçümlerini gerçekleştirmenin yanında, ileride yapılabilecek başka çalışmaların da altyapı çalışmalarına zemin hazırlayabilmek veya o çalışmalarda doğrudan kullanılmak amacıyla geliştirilmiştir. Gereç ve yöntem başlığı altında, bu sistemin geliştirilmesi ve doğrulanması üzerine özellikle durulmuştur ve geliştirme süreci olabildiğince açık bir şekilde açıklanmıştır.

Çalışmanın ikinci amacı ise, geliştirilen sistemin deneysel araştırmalarda kullanılması ve tutuş alanı yüksekliklerinin değiştirildiği durumlarda parmak kuvvetleri arasındaki dağılımların ve kas aktivasyonlarının incelenmesidir. Bu amaçla çalışmanın deneysel kısmı, eş yükseklik ve ayarlanmış yükseklikli parmak pozisyonu değişkenleri ile testler yapılması ve bu verilerin yorumlanmasını içermektedir. Farklı tutuş şekillerinde ortaya çıkan kuvvet ve EMG sensörleri aracılığı ile toplanan ön kol kasları kasılma verileri değerlendirilecektir. Tez yazısının bulgular ve tartışma bölümünde buradan elde edilen ölçümler detaylı bir şekilde değerlendirilmiştir.

Tırmanış sporunda yaygın olan tutuş antrenmanı ekipmanlarında ve akademik çalışmalarda kullanılan enstrümanlarda, açık ve kapalı tutuş için belirlenmiş alanlar çoğunlukla düz yüzey ya da tutunma eksenini boyunca eş eğimli şeklindedir. Bu da tutuş sırasında farklı boyutları olan el parmaklarının farklı eklem açıları ile tutunma alanına farklı kuvvetler uygulaması anlamına gelmektedir. Bu çalışmanın amacı, parmak eklemlerindeki, fleksör tendonlardaki ve makaralardaki yüklerin biyomekanik incelemesinin yapıldığı ve yaralanmalarla ilişkilendirildiği çalışmalara yeni bir boyut kazandırmaktır. Bu tezde yükün parmaklar arasında paylaşımını açıklamaya yardımcı olacak sonuçlar elde edilmiştir. Sonuçların, farklı tutunma alanı kombinasyonlarının antrenman ve sporcu sağlığı ile ilgili çalışmalara ışık tutması beklenecektir.

Çalışmada problem olarak son yıllarda yaygın şekilde kullanılmaya başlayan “unlevel edge”, “metacarpal edge” vb. gibi isimlendirilen, eş seviyesiz profile sahip tutunma ekipmanları ile ilgili yapılan öngörüler de incelenmiştir. Bu ekipmanlarla yapılan çalışmalarda genel olarak parmaklar arası yük paylaşımının daha dengeli olduğu iddia edilmektedir. Çalışmanın, tırmanış sporuna özel bir şekilde bu konudaki ilk metinlerden olduğu söylenebilir.

1.3 Problem

Tırmanış sporunda açık ve yarı kapalı tutuşlarda, tutunma sırasında parmaklar arası kuvvet paylaşımı, tutunma yüzeyi parmakların eklem konumlarına göre değiştirilince daha dengeli bir yük paylaşımı sağlanmakta mıdır? Bu durum kasılma verilerini ne şekilde değiştirmektedir?

1.4 Denenceler

1. Üretilen kuvvetlerin paylaşımı, el boyutlarına göre farklılaşabilir.

2. Sağ ve sol elin amacı, sağlak ve solak olmanın ötesinde farklı çalışma şekilleri ile birbirini gösterebilir. Bu durum çalışmada anlamlı sonuçların çıkarılmasını zorlaştırabilir.
3. Katılımcıların hepsinin tercih ettiği ısınma protokolünün farklılığı, yorgunluk seviyesini önemli derecede etkileyebilir.

1.5 Sınırlılıklar

Değerlendirmeler sonucunda, farklı tutuşlarda parmaklara binen yüklerin nasıl değiştirilebileceği ve optimum tutunma yüzeyi özelliklerinin bir antrenman enstrümanı formu olarak önerilebilmesi için veriler elde edilebileceği düşünülebilir. Ne var ki çalışma öncesinde belirlenen kısıtlara yenilerinin eklenmesi ile beraber, sonuçların ancak birkaç soruda cevap sağlayabileceği, geri kalan konularda daha çok soruyu beraberinde getireceği düşünülmelidir.

1. Çalışma sadece tek bir vücut postüründe yapılmıştır.
2. Katılımcıların tırmanış deneyimi ve tecrübesi birbirinden farklıdır fakat sayı sınırlıdır.
3. Katılımcıların hiç birisi yeni nesil eş seviyesiz ekipmanlarla antrenman yapmamış, çoğunlukla eş seviyeli ekipmanlar kullanmışlardır.
4. Katılımcıların kendi belirttiği, baskın olan elde ölçüm yapılmıştır.

1.6 Sayıtlılar

Tüm katılımcıların randomize sıralanmış deneyler süresince yorgunluk belirtisi göstermediği ve maksimum kuvvet uygulayabildiği varsayılmıştır.

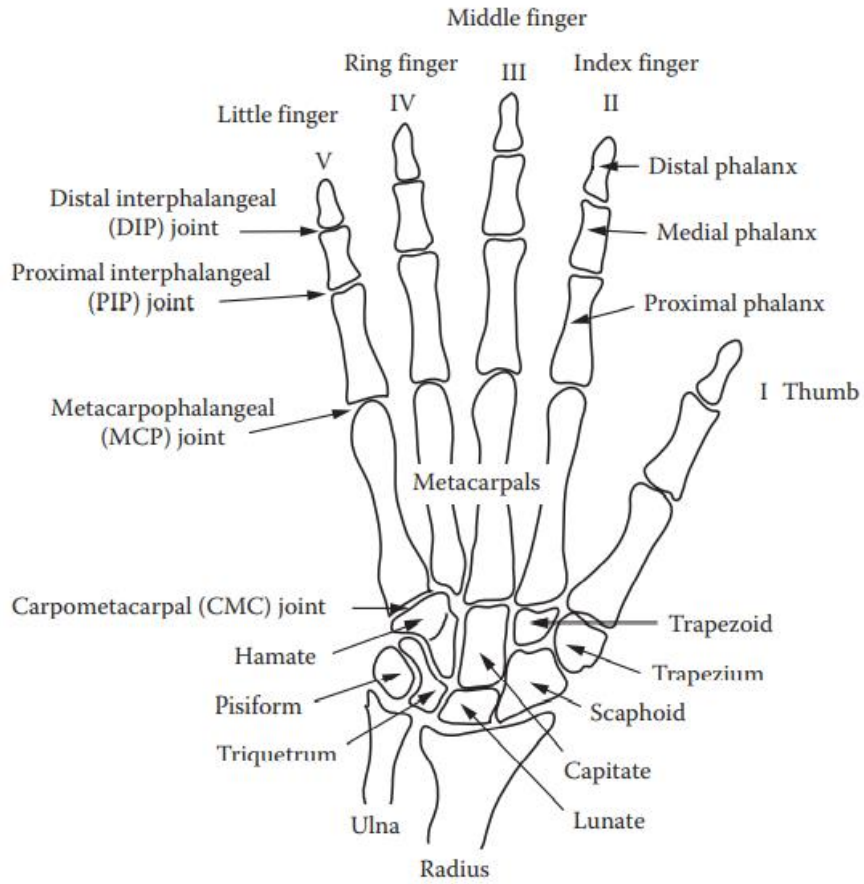
Tüm katılımcıların en verimli tutuşu, kendi belirttikleri baskın tarafta gerçekleştirdiği varsayılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 El Anatomisi

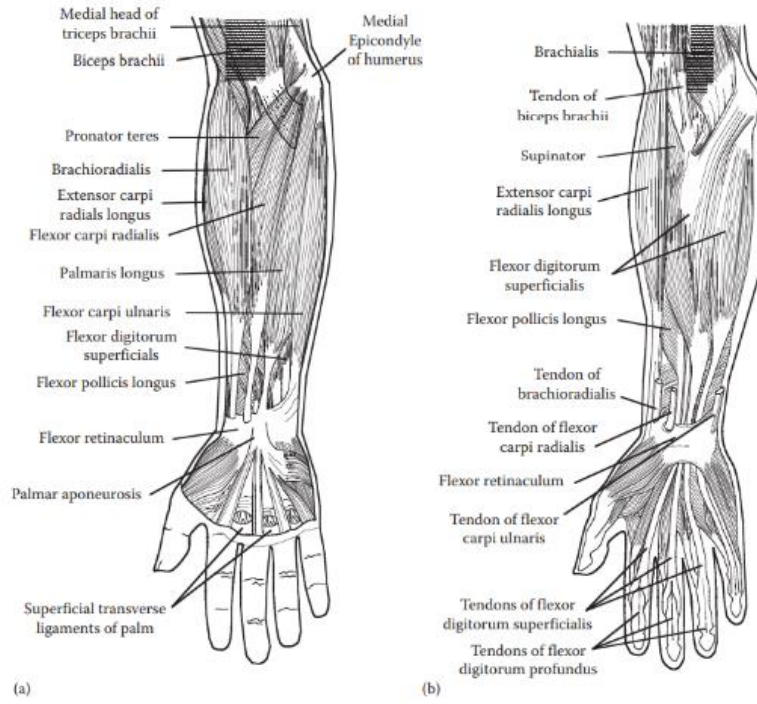
İnsan üst ekstremitesinde elin iskelet yapısını incelediğimiz zaman bilekte bulunan kısa karpal kemikleri, parmaklara uzanan 5 metakarpal kemiği ve parmakları oluşturan 14 adet falanks kemiklerini görürüz (Şekil 2.1). Metakarpal kemikler ön koldaki ön koldaki ulnar ve radyal kemikler karpallere bağlanır. Hareket serbestisi olmayan karpal kemikler metakarpallere, onlarda parmak boğumlarındaki kemikler olan falankslara bağlanır. 4 parmakta 3er tane falanks vardır, “proximal”, “medial” ve “distal”. Başparmakta orta falanks yoktur. Falanksların metakarpal kemiklerle birleştiği eklem “metacarpophalangeal” (MCP eklemi), ilk ve orta parmak kemikleri arasındaki “proximal interphalangeal” (PIP eklemi) olarak adlandırılır. Uç noktadaki eklem “distal interphalangeal” (DIP eklemi) olarak adlandırılır. Metakarpallerin karpal kemiklerle buluştuğu alan ise “carpometacarpal” (CMC) eklemi olarak isimlendirilir (3).

El eklemlerinde hareket açıklıkları kişiye göre değişir. Bilekteki karpallere hareket serbestisi yokken metakarpal kemiklerin karpal kemiklere bağlandığı alanda 20-30 dereceye kadar bir fleksiyon ekstansiyon görülmektedir. Falankslarda MCP eklemünde adduksiyon abduksiyon 45-60 dereceye kadar bir miktar gözlenmekle beraber fleksiyon ve ekstansiyon hareketi 70 dereceden başlar ve serçe parmak eklemlerinde 95 dereceye kadar gözlenir. PIP eklemünde fleksiyon DIP ekleminden daha çok izlenir ve 105 dereceye kadar çıkar. El bileğinde fleksiyon-ekstansiyon, ulnar ve radyal deviasyon gözlenir(adduksiyon-abduksiyon) ve ulnar ve radial kemiklerin humerus kemiğinden itibaren birbiri üzerinde dönmesi ile el bileğinde rotasyon yani pronasyon ve supinasyon hareketleri izlenir (3).

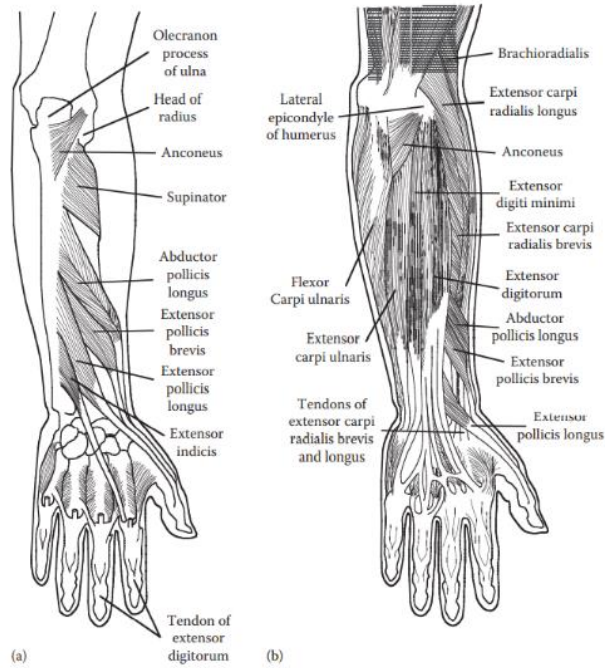


Şekil 2.1. El ve bilek kemikleri (3).

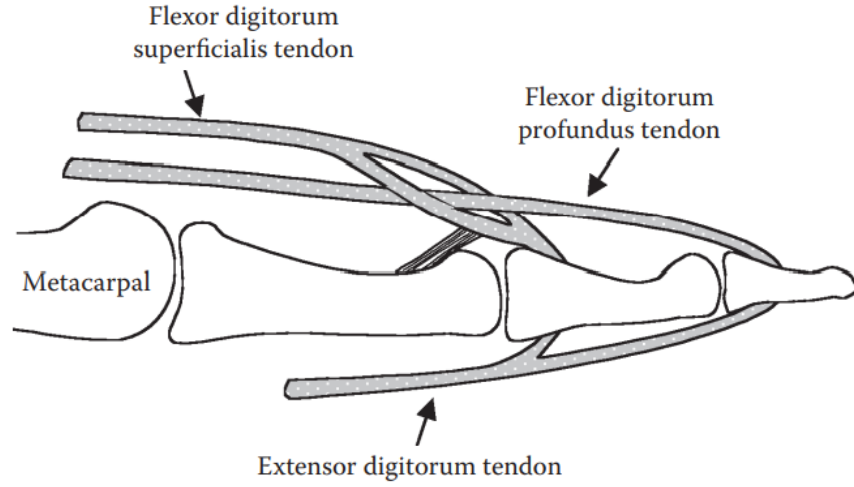
Parmaklarda fleksiyon ve ekstansiyonu sağlayan kaslar ön kol hacmi içerisinde bulunur (Şekil 2.2 ve Şekil 2.3) Çalışmada değerlendirilecek olan 4 parmakta DIP ekleme fleksiyonu "*flexor digitorum profundus*" (FDP) kası ve tendonu sağlarken, PIP ekleminde "*flexor digitorum superficialis*" (FDS) kas tendon ikilisi sağlamaktadır. Falankslarda ekstansiyon ise medial ve distal falanksa bağlanan "*extensor digitorum*" (EDT) tendonu ile ortaya çıkmaktadır (Şekil 2.4). 4 parmakta MCP ekleminde fleksiyonu ise gene FDS sağlamakta ve ekstansiyonu *extensor digitorum*, *extensor indicis* (işaret parmağı) ve *extensor digiti minimi* (sadece serçe parmak) sağlamaktadır (3).



Şekil 2.2. Sağ elde anterior (avuç içi tarafından) anatomik görünüm (3).

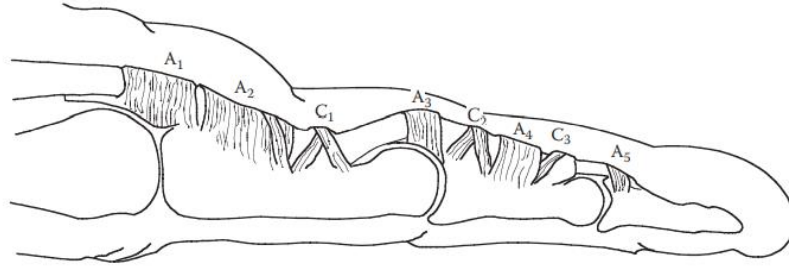


Şekil 2.3. Sağ elde posterior (el sırtı tarafından) anatomik görünüm (3).



Şekil 2.4. El parmağı kemiklerinin sagittal kesiti, parmak metakarpal ve falanks kemikleri ve tendonların bağlandığı yüzeyler (3).

Hareketi sağlayan kas-tendon grupları parmak hareketlerini tek başına sağlamamaktadır. FDP ve FDS tendonları kemik boyunca tendon kılıfı ve eklem makarası olarak isimlendirilen bağ doku yapılarının içinden geçmektedir (Şekil 2.5). Daha sonra açıklanacağı gibi, bu dokular parmağın fleksiyona yaptığı tutuş şekillerinde yüksek yüklere maruz kalmaktadır. Falankslar boyunca olan kılıflar “C0, C1, C2, C3” olarak tanımlanırken, DIP ve PIP ve MCP eklemlerindeki bağ doku “A1, A2, A3, A4, A5” makaraları olarak isimlendirilmiştir (3) (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Görselde tendon çapraz makaralar C0-3 ve halkasal makaralar A1-5 içerisinde geçen tendonlar görünmektedir (1).

2.2 Tırmanış Üzerine Genel Bilgiler ve İlişkili Çalışmalar

Bipedal hareketi temel alan, yürüyüş ve koşu eylemleri üzerine mevcut literatür, modern insanın lokomotor becerileri üzerine yapılan çalışmalarda, quadruped harekete göre baskın bir şekilde geniş bir yer tutmaktadır. Hayvanlar alemine baktığımızda ise, pek çok kara canlısında dikey hareket yaşamsal öneme sahip gözükmemektedir. Primatlar, arboreal (ağaçsıl) hareket edebilen canlılar olarak tanımlanmıştır ve bununla beraber gelen lokomotor beceriler sayesinde, beslenme, kaçma, korunma, dinlenme gibi yaşamsal faaliyetleri yerine getirebilirler. Sahip oldukları gelişmiş denge, ağırlık aktarımı, omuz ekleminde geniş hareket açıklığı, ön ayaklarda çekme ve tutma becerisi ile eşgüdümlü arka ayaklarda itme becerisi vb. gibi adaptasyonların tırmanış konusunda bir avantaj sağladığı görülmektedir (4).

İnsanın farklı bir evrimsel kulvarda ilerleyip, bipedal hareketin temel lokomotor beceri olarak ön plana çıktığı düşünülse de bu yakın tarihe özgü bir durum olabilir. Özellikle avcı-toplayıcı izlerini halen taşıyan topluluklarda ağaca tırmanma becerisinin, ekonomi ve beslenme şekli ile ilişkisi belirgin bir şekilde ortaya konmuştur, bu da modern insanın tırmanabilme becerisinin hafife alındığını gösterebilir (5). Günümüzden uzaklaşıp, yazılı tarihe baktığımızda ise Çin'de M.Ö. 400 yılından kalma bir eserde tırmanan bir bireyin resmedildiği ve bunun gündelik yaşamın bir ögesi olabileceği görülür. Daha geriye gidince Kuzey Amerika'da, Anasazi insanların yaşam alanlarının kalıntıları

incelendiğinde, dik kayalar üzerinde hareket edildiğini ve bunun yaşamsal öneme sahip olduğu, bu konuda oldukça becerikli oldukları anlaşılabilir (5).

Yakın tarihte, askeri ve keşif amaçlı dağcılıkla ilişkili tırmanış faaliyetleri doğanın ve coğrafyanın fethi motivasyonu ile gerçekleştirilmiş, devamında 19. yy. sonunda kaya tırmanışı tanımlanmaya başlamıştır. II. Dünya savaşından sonra, muhtemelen askeri ekipmanlarla ilişkili malzeme ve tekniğin gelişmesi ile kaya tırmanışında limitleri zorlayan fakat daha güvenli olan atılımlar yapılmıştır (6). Bu zaman aralığında tırmanışta kendi içinde farklı dallara ayrılmıştır ve sadece kaya tırmanışı tanımı altında, yapay duvar, hız yarışı, kısa kaya, geleneksel tırmanış, free solo, spor tırmanış gibi pek çok farklı dal ortaya çıkmıştır.

Günümüzde tırmanış sporunu, doğal kayada veya yapay yüzeylerde eller ve ayakların kullanılarak, yerçekimine karşı yukarı yönde mesafe kat edilip ve hedefe varılan bir aktivite olarak tanımlayabiliriz (10). Tırmanış sporu, giderek popülerleşirken, elit ve rekreasyonel olarak yaygınlaşmaktadır ve genel kitle tarafından izlenebilirliği artmış ve IFSC'nin online platformlarında takipçi sayısı 2021 yılında 1 milyona yaklaşmıştır (2).

Kaya tırmanış sporunda izlenebilir temel performans kriteri, tırmanışın zorluk derecesi olarak öne çıkmaktadır. Spor bilimleri literatüründeki "algılanan zorluk derecesi" gibi, tırmanış derecelendirme sistemlerinde de subjektif olarak zorluk belirlenmektedir. Farklı kıtalarda ve ülkelerde kullanılan farklı derecelendirme sistemleri mevcuttur. Bu derecelendirme sistemleri, tırmanışın genel zorluğu, en zor yeri, psikolojik ve risk faktörleri gibi değişkenleri farklı değerlendirmektedir. Türkiye'de çoğunlukla, Uluslararası Dağcılık ve Tırmanış Federasyonu (UIAA) derecelendirme sistemi kullanılmaktadır. Fransız/spor tırmanış derece sistemi de spor tırmanış alanlarında, çoğunlukla kullanılmaktadır. UIAA derecelendirme sistemi romen rakamları ile ifade edilmektedir ve derecelerin kendi içinde "-" ve "+" belirteçleri skalayı daha yüksek çözünürlükte ortaya koymaktadır (Şekil 2.6).

Günümüz insanının tırmanabilme kapasitesine zorluk derecesi üzerinden göz atacak olursak, 1970'lerde maksimum IX (UIAA) derece tırmanılabiliyorken, 90'ların başında malzeme, teknik ve antrenman kalitesinin değişmesi ile XI dereceye ulaşılmıştır (6). Günümüzde ise XII derece, spor tırmanış branşında iki atlet tarafından tırmanılmış ve 2010'a kadar yapılan XI derece ve üstü tırmanışların kat kat fazlası son 10 sene içerisinde gerçekleştirilmiştir (7).

ROCKFAX

- Beginner
- Experienced
- Advanced
- Expert
- Elite

Colour bands indicate equivalent overall difficulty across different climbing types taking account of protection and environment. More at rockfax.com

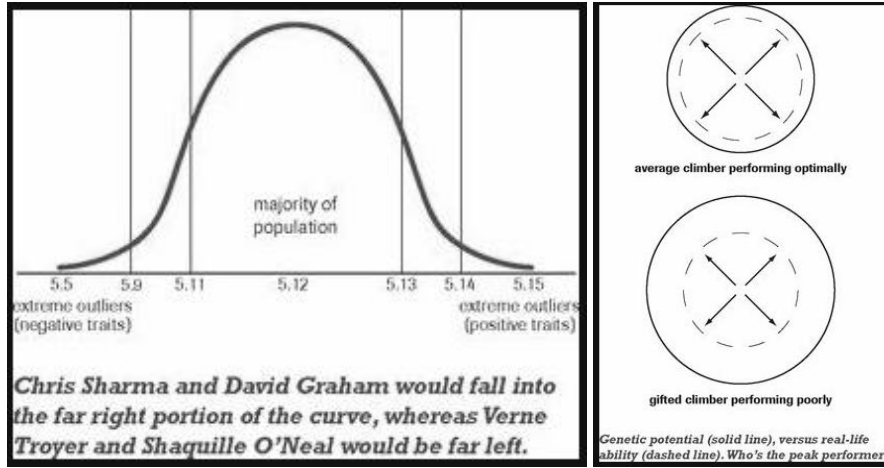
| Sport Grade | British Trad Grade (for well protected routes) | UIAA | USA | Norway | Au |
|-------------|---|-------|-------|--------|----|
| 1 | Mod Moderate | I | 5.1 | 3 | 4 |
| 2 | Diff Difficult | II | 5.2 | 4 | 6 |
| 2+ | VDiff Very Difficult | III | 5.3 | 4 | 8 |
| 3a | HVD Hard Very Difficult | III+ | 5.4 | 4+ | 8 |
| 3b | Sev Severe | IV- | 5.5 | 4+ | 10 |
| 3c | HS Hard Severe | IV | 5.5 | 5- | 12 |
| 4a | VS Very Severe | IV+ | 5.6 | 5- | 14 |
| 4b | UK trad 4a | V- | 5.7 | 5 | 15 |
| 4c | UK trad 4c | V | 5.8 | 5+ | 16 |
| 5a | HVS Hard Very Severe | V+ | 5.9 | 5+ | 17 |
| 5b | 5a E1 | VI- | 5.10a | 6- | 18 |
| 5c | 5b E2 | VI | 5.10a | 6- | 18 |
| 6a | 5c E3 | VI+ | 5.10b | 6 | 19 |
| 6a+ | 6a E3 | VII- | 5.10c | 6+ | 20 |
| 6b | 6a E3 | VII | 5.10d | 6+ | 21 |
| 6b+ | 6a E4 | VII | 5.11a | 7- | 22 |
| 6c | 6b E4 | VII+ | 5.11b | 7 | 23 |
| 6c+ | 6a E5 | VIII- | 5.11c | 7 | 24 |
| 7a | 6b E5 | VIII | 5.11d | 7+ | 25 |
| 7a+ | 6b E6 | VIII | 5.12a | 8- | 26 |
| 7b | 6c E6 | VIII+ | 5.12b | 8- | 26 |
| 7b+ | 6c E7 | IX- | 5.12c | 8 | 27 |
| 7c | 6c E7 | IX | 5.12d | 8+ | 28 |
| 7c+ | 6c E7 | IX+ | 5.13a | 9- | 29 |
| 8a | 6c E8 | X- | 5.13b | 9- | 30 |
| 8a+ | 6c E8 | X- | 5.13c | 9- | 31 |
| 8b | 6c E9 | X | 5.13d | 9 | 32 |
| 8b+ | 6c E9 | X+ | 5.14a | 9+ | 33 |
| 8c | 6c E10 | XI- | 5.14b | 10- | 34 |
| 8c+ | 6c E10 | XI- | 5.14c | 10- | 34 |
| 9a | 6c E11 | XI | 5.14d | 10 | 35 |
| 9a+ | 6c E11 | XI+ | 5.15a | 10+ | 36 |
| 9b | 6c E11 | XII- | 5.15b | 10+ | 37 |
| 9b+ | 6c E11 | XII | 5.15c | 11- | 38 |

Free poster from Rockfax.com © Rockfax 2000, 2002, 2008, 2014, 2016, 2020

Şekil 2.6. Tırmanış sporunda yaygın olarak kullanılan, algılanan zorluk derece tiplerini ve denkliklerini gösteren tablo (<https://rockfax.com/climbing-guides/grades/> adresinden alınmıştır).

Genel popülasyonun tırmanma becerisini bu zorluk derecelerini gözeterek belirlemeye çalışacak olursak, tırmanış sporunda antrenman bilimi ile uğraşanların ve

antrenörlerin çıkarımlarından faydalanılabilir. Hörst, E. (8) kendi antrenörlük deneyimlerini Mermier (2000) ve Brass (1997)'in çalışmaları ile destekleyerek, toplumun %50'sinin düzenli çalışma ile VIII, XV+ seviyesinde tırmanışları başarabileceğini belirtmiştir.



Şekil 2.7. Hörst'e göre (6) elit tırmanıcılar soldaki grafikte sağ çizginin sağına düşerken, iri bir basketbol oyuncusu soldaki çizginin soluna düşmektedir.

Zorluk dereceleri genel kabul görmüş subjektif değerlendirmelerle ve tartışmalarla belirlenir. Tartışmalarda anlaşmazlıklar olabilir fakat genellikle atletler arasında bir ortak kabulde uzlaşılr.

Genel popülasyonun maksimal kapasitesinin daha altında bile, el parmakları tırmanış sırasında özellikle küçük çıkıntıları tutarken ciddi yüklerle maruz kalmaktadır. Schweizer A.'nın (9) belirttiği üzere, subjektif olan bu ve benzer derecelendirme sistemlerinde zorluk muhtemelen eksponensiyel artmaktadır. Tırmanış zorlaştıkça tırmanıcının milimetre kare ölçeğinde yüzey yapılarından destek alması gerekmektedir. Buna yönelik, Amca (10)'nın çalışması tutamak derinliği parametresinin de zorluğu ne şekilde değiştirdiğini konu edinmiştir. Tırmanışın zorluk derecesi ve zorlu tutunma yüzeylerine aktarılan yük arttıkça ve hatta patlayıcı güç gerektiren dinamik hareketler dahil oldukça parmak içerisindeki yapılara binen yükler oldukça artmaktadır (9, 10). Bu noktada tırmanış sporunda en çok karşılaşılan tutuş şekilleri hakkında genel olarak

bilgilenmek faydalı olacaktır (Şekil 2.8) Bu çalışmada konu olacak tutuş şekilleri küçük yüzey alanına sahip tutamalarda en yaygın karşılaşılan, parmakların distal boğumlarının tutunma yüzeyini oturduğu açık ve kapalı tutuş varyasyonlarıdır.



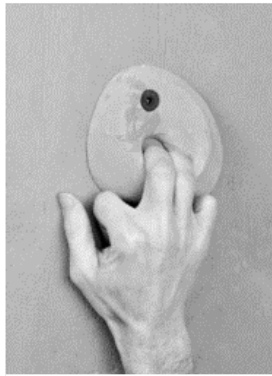
Tam kapalı tutuş



Yarı kapalı tutuş



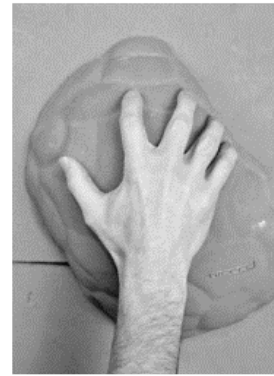
Açık tutuş



Cep (pocket tutuş)



Pinç tutuş

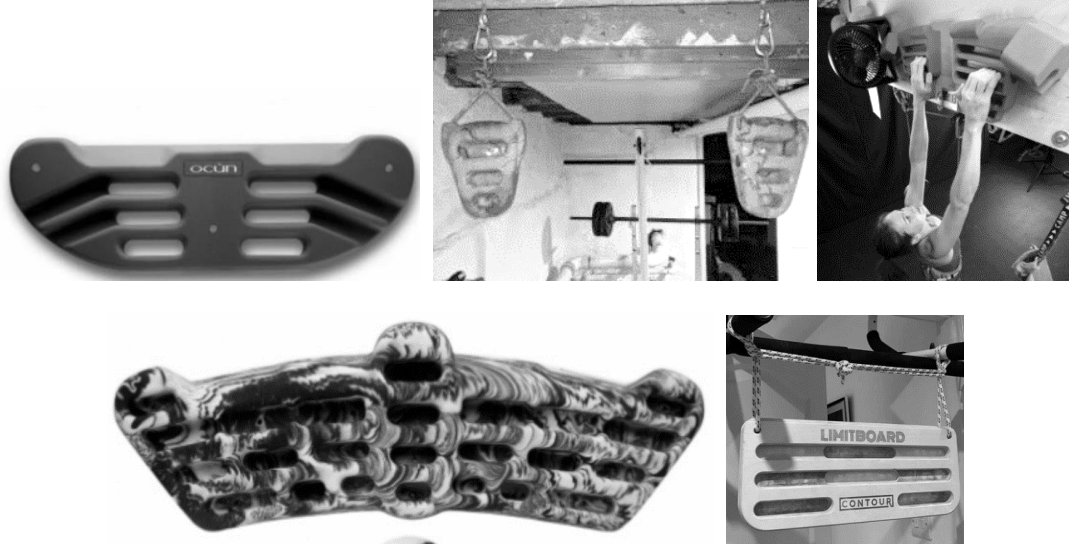


Avuçlama

Şekil 2.8 . Temel tutuş şekilleri, Hörst'ten uyarlanmıştır (2012) (12).

Bu tutunma şekillerini geliştirmek için, antrenmana ve ısınmaya yönelik çeşitli ekipmanlar geliştirilmiştir. Sporcular, bu aletler üzerinde tanımlanmış alanlara tutunarak üst ekstremiteye yönelik çeşitli kuvvet çalışmaları yapabilir. Bu antrenman

aksesuarlarında çoğunlukla düz kenarlı ve sabit derinlikli tutma alanları tanımlanmıştır (Şekil 2.9 ve 2.10). Yani açık ve kapalı tutuşta, parmakların distal uçları aynı düz yüzeyde durmakta ve o yüzey üzerinden kuvvet uygulanmaktadır.

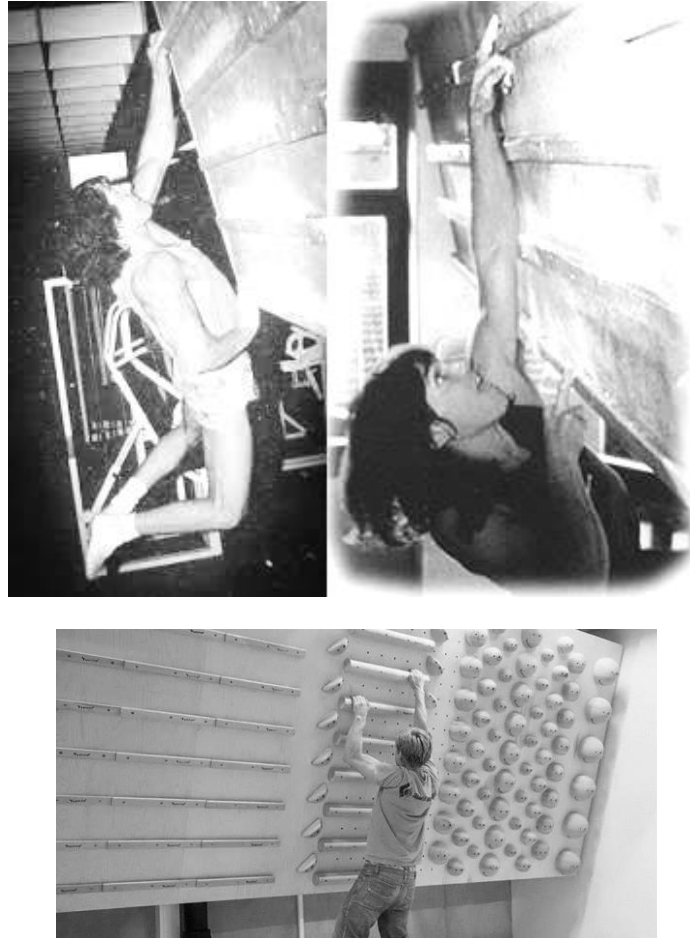


Şekil 2.9. Piyasada yaygın şekilde bulunabile, izometrik tutuşa yönelik tutunma egzersizi ekipmanları.



Şekil 2.10. Fingerboard enstrümanında önerilen bir parmak tutuş çalışması görünümü (12).

Tırmanış sporunda en yaygın kullanılan antrenman ekipmanlarından birisi "campus board" olarak tanımlanan parmak tahtasıdır. Bu ekipmanda bir tahta yüzeyde farklı profil ve sıklıktaki tutunma alanları üzerinde sporcular parmak kuvvetlendirme antrenmanları gerçekleştirmektedir (Şekil 2.11). Zorluk derecesi UIAA XI- eşiğinin geçilmesi de kritik öneme sahip olan bu antrenman ekipmanı, tırmanıcıların günümüzde farklı konfigürasyonlarla antrenman programına dahil ettiği bir ekipmandır, bu antrenmanlar planlı olduğu durumda sakatlığı önlemek dahil pek çok farklı avantajı tırmanıcılara sağlamaktadır.



Şekil 2.11. İlk kez W. Gullich (üstte) tarafından zorlu tırmanış rotalarına hazırlanmak için önerilen campusboard ve çeşitlendirilmiş tutunma alanları ile daha güncel bir versiyon (altta).

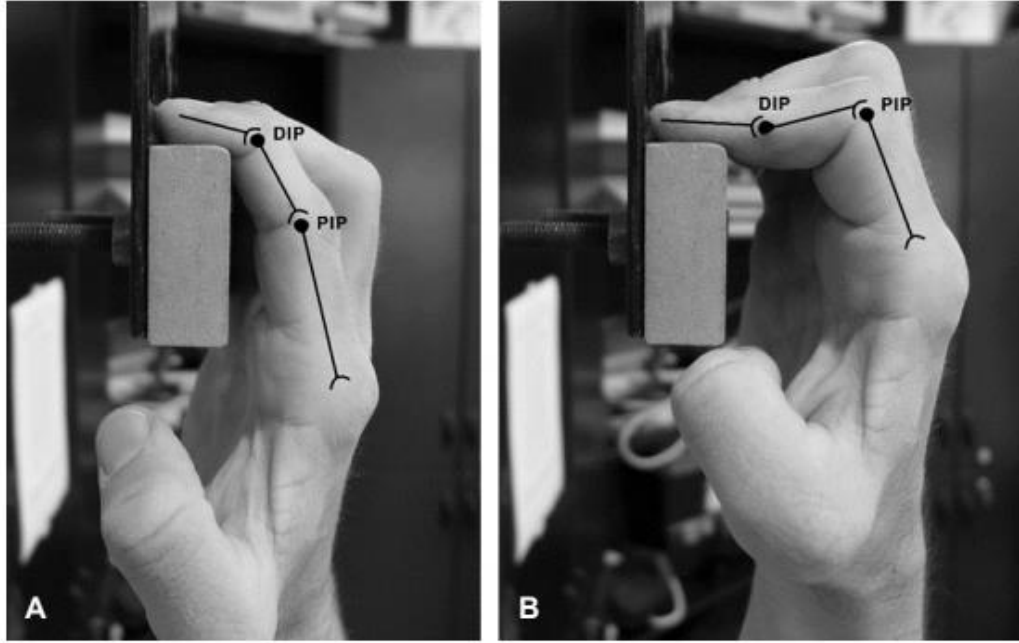
Bunlara ek olarak, tırmanış sporunun popülerleşmesi ile bir takım parmak pozisyonlarının çeşitlendirildiği ve eş yükseltilerde olmadığı tırmanış ekipmanlarının da son dönemlerde popülerliği artmıştır. Hatta bu ekipmanlar kuvvet ölçme sistemleri ile birleştirilerek performans takibi yapmaya yarayan ticari ürünlere dönüşmüşlerdir. Ne var ki pek çok iddia ve fikir olmasına ve bu fikirlerin bazılarının akademisyenler tarafından dile getirilmesine rağmen, bu ekipmanlar üzerinde yapılmış kontrollü bir akademik çalışma yoktur. Bu tez çalışması bu sıcak konunun anlaşılmasına yardımcı olacaktır (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. Sosyal medyada yaygın şekilde görünen ve satışı yapılmaya başlanan “unlevel” düz olmayan tutunma ekipmanları.

Parmak eklemleri, tendonlar ve makaralar üzerinden iletilen yüksek kuvvetler ve oluşan stresleri iyi anlamak için tutuş şekillerini anlamak gereklidir. Tutunma alanlarında, parmakların falanks uzunluklarına bağlı olarak parmak eklemlerinin aldığı pozisyonlar farklılaşmaktadır. Her elin parmaklarının boyutuna göre tutuş sırasında parmak ve el eklemlerinde oldukça farklılaşmış açılar gözlenmektedir. Kapalı tutuşta parmaklarda

distal interfalanksiyal eklem (DIE-DIP) 180-210° hiperekstansiyondadır ve proksimal interfalanksiyal eklem (PIE-PIP) 90°-100° fleksiyonda iken açık tutuşta, DIE-PIP 30°-70° fleksiyonda, PIE-PIP'te ~160° fleksiyon pozisyonundadır (10,11) (Şekil 2.13). Bu tutuşlarda performans gelişimi için bahsedilen hang board, fingerboard, campus board gibi antrenman ekipmanlarının kullanımı önerilmektedir (Şekil 2.9, 2.11) (8).



Şekil 2.13. Açık (A) ve kapalı tutuşta (B) farklılaşan eklem açıları (10).

Yapılan derlemelerde, spor tırmanıcılarda yaralanmaların %89'unun üst ekstremitelerde görüldüğü, elde görülen sakatlıkların da bunun yarısını oluşturduğu dikkat çekmektedir (14). Alt ekstremitelerde yaralanmalar daha çok rekreasyonel tırmanıcılarda meydana gelmektedir. Bütün yaralanmaları vücut bölgelerine göre toplayıp analiz ettiğimizde el bölgesindeki yaralanmaların en büyük yüzdeyi aldığı anlaşılmaktadır. Neuhofer (2011) El içerisinde en çok görülen yaralanmaların A2-A4 makaralarında ve parmak tendonlarında meydana geldiği ve bunların sayı olarak tüm yaralanmaların 3'te 1'e yakını olduğu açıklamıştır (Şekil 2.14) (13). Bu sakatlıklar yük altında açık ya da kapalı tutuş gerçekleşirken, aniden düşmenin meydana gelmesi

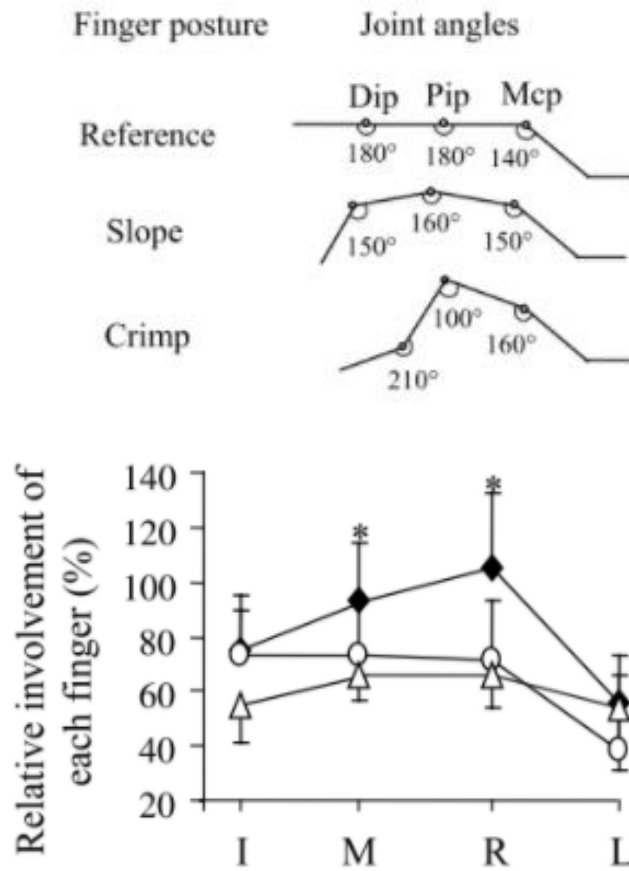
sonucunda PIP’de ani eksantrik hareket sonucunda daha şiddetli yaralanmalara sebep olmaktadır (18). Öte yandan eklemlerin birbiri üzerine uyguladıkları kuvvetlerden falanksların (parmak kemikleri) uçlarının kırıldığı ve sonucunda iyileşmesi zor ağırlı bir süreç geçirildiğine dikkat çekilmiştir (19).

| | Toplam n (%) | Erkek n (%) | Kadın n (%) |
|-----------------------------|-------------------|-------------------|------------------|
| Bağ yaralanmaları | 257 (100%) | 204 (100%) | 53 (100%) |
| parmaklar | 48.6% | 54.9% | 24.5% |
| ayaklar | 35.8% | 30.4% | 56.6% |
| bacaklar | 11.7% | 11.2% | 13.2% |
| Çürükler | 106 (100%) | 90 (100%) | 16 (100%) |
| ayaklar | 42.5% | 43.3% | 37.5% |
| sırt | 20.8% | 22.2% | 12.5% |
| bacaklar | 17.9% | 17.7% | 18.8% |
| perineal | 12.3% | 12.2% | 12.5% |
| Tendon yaralanmaları | 74 (100%) | 64 (100%) | 10 (100%) |
| parmaklar | 48.6% | 51.6% | 30.0% |
| kollar | 32.4% | 32.8% | 30.0% |
| eller | 12.2% | 12.5% | 10.0% |
| Kırıklar | 105 (100%) | 85 (100%) | 20 (100%) |
| ayaklar | 48.6% | 52.9% | 30.0% |
| sırt | 20.0% | 20.0% | 20.0% |
| eller | 17.1% | 16.5% | 20.0% |
| bacaklar | 15.2% | 14.1% | 20.0% |

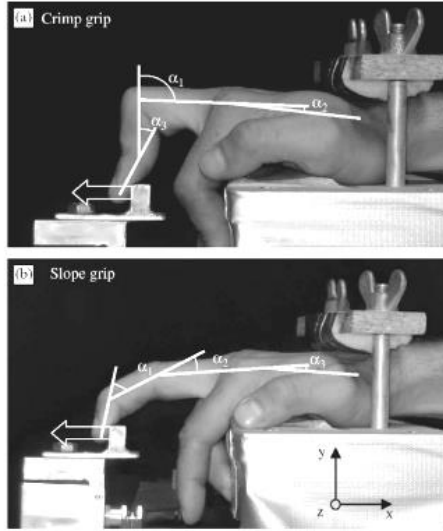
Şekil 2.14. Spor tırmanış branşında yaralanmaların yüzdelerle dağılımı. Neuhof’tan uyarlanmıştır (15).

Parmaklarda makara ve tendonlardaki yaralanmaların, parmakların tutamaktaki yerleşimi ve PIP eklemindeki fleksiyon açısından kaynaklandığına dair pek çok bulgu vardır (9,10,11). Quaine ve ark. (11), bütün parmakların kuvvetini açık ve kapalı tutuşta ayrı ayrı ölçerek kuvvet paylaşımını ortaya koymuşlardır. Çalışmada orta parmağa binen yükler, orta parmakta daha çok görülen yaralanmalara ışık tutmaktadır. Çalışmaya göre yarı kapalı tutuşta kuvvetlerde $F2 > F1 > F3 > F4$ izlenirken, referans basış şekline doğru geçildikçe $F2 > F3 > F1 = F4$ haline geldiği görülmüştür ($F1$ =işaretparmağı, $F2$ = orta parmak, $F3$ = yüzük parmağı, $F4$ = serçe parmak). Fakat bu çalışma yatay düzlemde vücut ağırlığı olmadan gerçekleştirilmiştir. Benzer şekilde, Vigouroux ve ark. (17) ve Vigouroux ve ark.

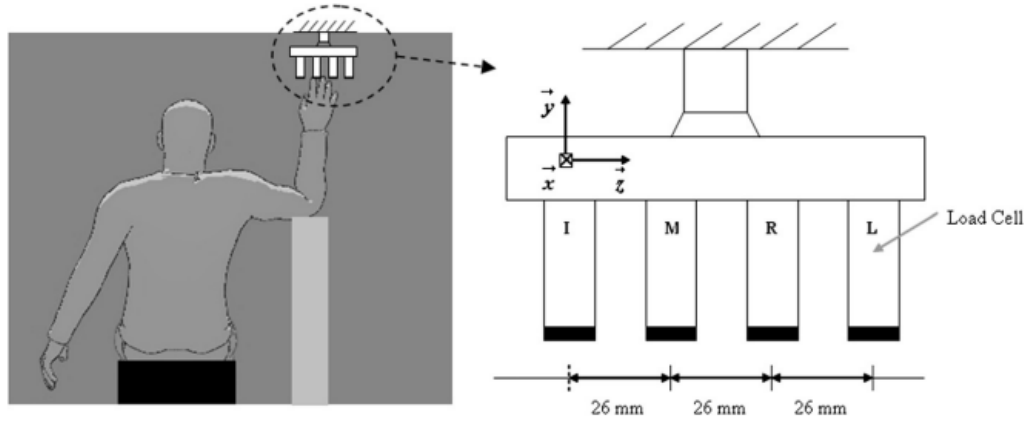
(18) yaptıkları başka bir çalışmada A2 ve A4 makaralarına binen yükleri kuvvet ölçümleri üzerinden modelleyerek incelemiştir. Orta parmak ve işaret parmağı makaralarına binen yüklerin yırtılma eşiğine daha yakın olduğu sonucuna varmışlardır. Bu çalışmalarda parmaklarda ayrı ayrı "MCV force" (maximum voluntary contraction force) yük hücreleri üzerinde ölçülmüş ve bu çalışmalar için geliştirilen sistemler, bu tez çalışması düzeneğinin geliştirilmesi için yardımcı olmuştur. (11, 17, 18) (Şekil 2.15, 2.16 ve 2.17)



Şekil 2.15. Quaine, ve ark. (11), bütün parmakların tek başına belli pozisyonlarda maksimum kuvvetlerini çalışmışlardır ve bunu 4 parmak bir arada uygulanan kuvvet ile ilişkilendirmişlerdir.

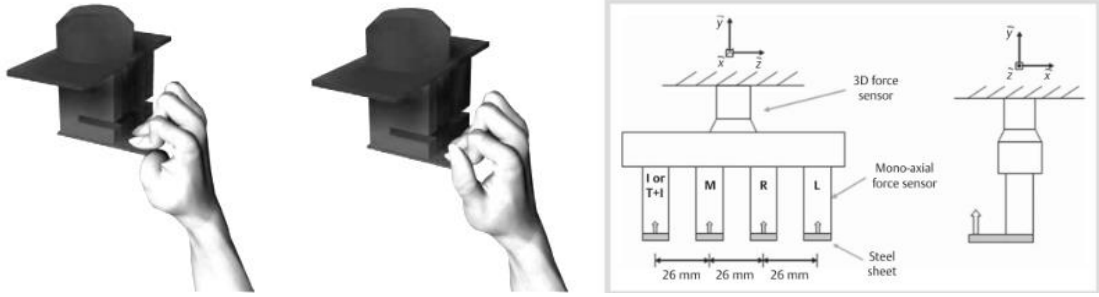


Şekil 2.16. Vigouroux ve ark. (17) kullandıkları deney düzeneği, çalışmada üst ekstremitenin etkisini sınırlı tutmak ve sadece parmak fleksörlerine odaklanmak için bu sistemi önermiştir.



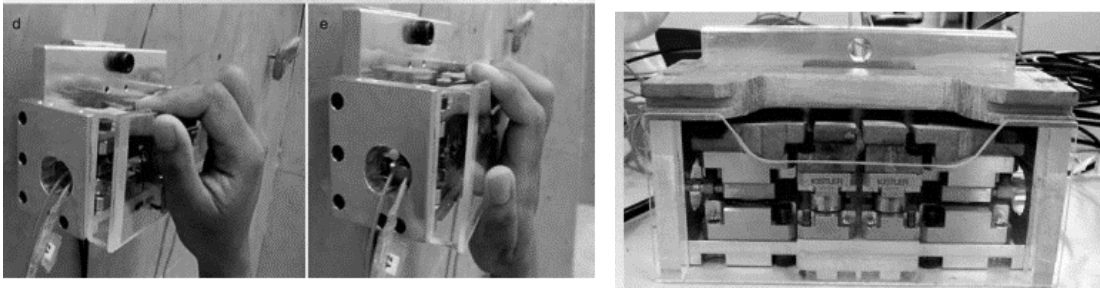
Şekil 2.17. Vigouroux ve ark (18) kullandıkları deney düzeneğinde kuvvet ölçümünü dikey düzleme taşımışlardır. Bu tez çalışmasında burada önerilen 26 mm tek parmak alanı fazla bulunmuştur ve gereç ve yöntem kısmında açıklandığı şekilde 18mm'ye kadar düşürülmüştür.

Bu çalışmaları takip ettiği düşünölen geliştirilen düzenele Vigouroux ve ark. (20), tam kapalı tutuşun diğer parmaklarda kuvvet dağılımına etkisini incelemişlerdir. Bu çalışma da benzer bir düzeneğin geliştirilmesi halinde başparmak katılımının ileriki araştırmalarda çalışılabileceğini düşöndürtmektedir (şekil 2.18)



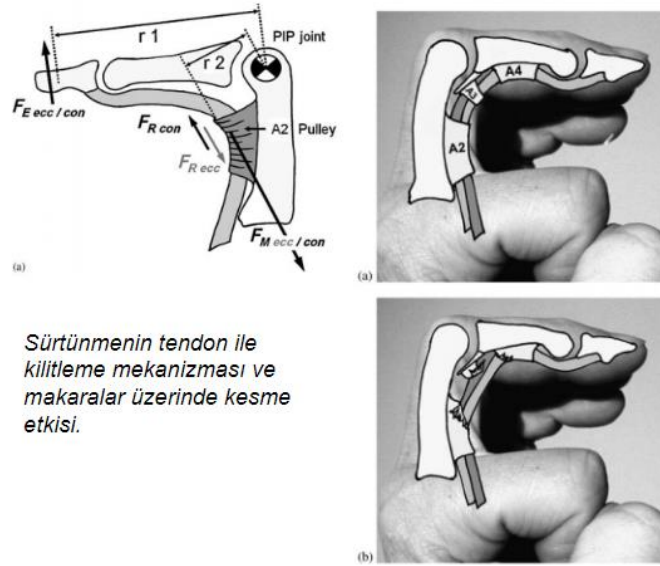
şekil 2.18. Vigouroux ve ark (20), bu çalışmada baş parmağı da dahil ederek başparmağın tutunmaya katılımını değerlendirip tam kapalı tutuşun biyomekanik incelemesini gerçekeştirmişlerdir.

Farklı bir düzenele yaklaşımı da Fuss ve Niegl (2012) tarafından önerilmiş tam kapalı tutuş, yarı kapalı tutuş ve açık kapalı tutuş için parmak bazında ölçümler verilmiştir (29). Bu düzenelede kuvvet sensörleri uygulanan kuvvetin doğrultusunda fakat farklı eksenlede yerleştirilmiştir (şekil 2.19). Çalışma, ölçüm alanı bir tırmanış rotasının parçası olarak test edilmiştir.



şekil 2.19. Fuss ve Niegl (29) deney düzeneği.

Schweizer (9), A2 ve A4 makaralarında daha çok görülen yaralanmaları, tendonlar ile makaralar arasındaki sürtünme miktarı açısından değerlendirmiştir (Şekil 2.3.8). Tutuş kuvveti ve fleksiyon açısının 90 dereceye yaklaşması ile artan sürtünme kuvvetinin ani bir eksantrik harekette nasıl A2 ve A4 makarasında yırtılmaya sebep olabileceğini açıklamıştır (Şekil 2.20).

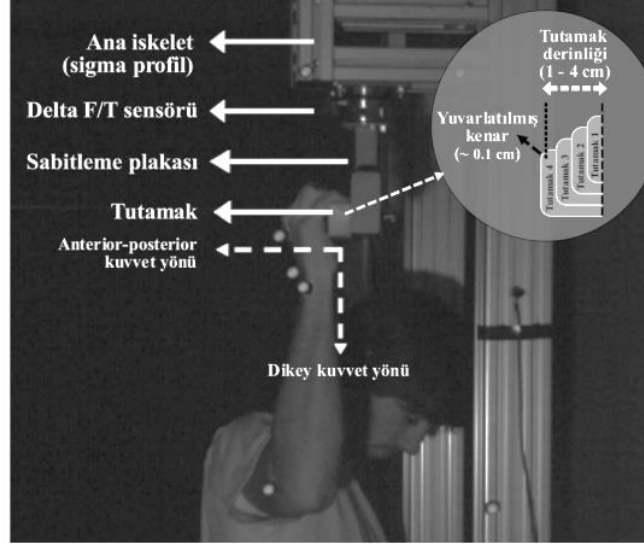


Şekil 2.20. Schweizer (9) PIP ekleminde yoğun görünen makara yaralanmalarının kapalı tutuş ile ilişkisine dikkat çekmiştir.

Zatsiorsky ve ark. (21), parmakların ikili ve üçlü grup halinde yapılan tutuşlarda, kullanılmayan parmakların tendonunda sürekli bir gerilim olduğunu açıklamışlardır ve bunun hepsinin aynı fleksör kasa bağlanmasının ve başarılı bir kavrama için nöromusküler bir adaptasyonun sonucu olabileceğinin üzerinde durmuşlardır. Mevcut durumda “*Enslavement effect*” olarak tanımlanan bu etki serçe parmak fleksiyona giderken yüzük parmağının fleksiyon hareketinin kısıtlanması örneği ile açıklanabilir. Bu çalışma, parmak bazında katılımın ayrı ayrı ölçümü yapıldığı için bu tez çalışması için ayrıca önemlidir.

Amca ve ark. (19) ve Amca (10) yaptıkları çalışmada tutunma alanının derinliğinin arttıkça, açık, kapalı ve tam kapalı tutuşlarda sağladığı toplam maksimum kuvvetin

doğrusal olmayan şekilde azalarak arttığını, hatta en çok kuvvet üretilmesi beklenen kapalı tutuşta bir noktadan sonra kuvvetin azaldığını ortaya koymuştur (Şekil 2.21).



Şekil 2.21. Amca ve ark. (19) ve Amca (10) ün çalışmalarında geliştirilecek bir kuvvet ölçüm düzeneğinde farklı açılı ve farklı derinlikli tutunma alanlarının nasıl benzer sistemlere adapte edilebileceği görülmüştür.

Bugüne kadar, parmak eklem açıları ve tutuş biyomekaniği üzerine yapılan çalışmalarda kuvvet, eklem açısı, tendonlara binen yük ve yaralanmalara ilişkin biyomekanik çalışmalar daha çok yaralanmaların ve üretilen kuvvetlerin arkasındaki

mekanizmaları açıklamaktadır. Parmaklar arasında dengeli bir kuvvet dağılımı ve farklı antrenman tutuşları üzerine bir yorum yoktur. Fakat konu yavaş yavaş gündeme gelmeye başlamıştır.

2020’li yıllar itibariyle sosyal medyada, parmakların farklı açılarda ve yüksekliklerde kullanılabilmesine olanak sağlayan ekipmanlar popülerlik kazanmıştır (Şekil 2.12). Çeşitli firmalar ve bireysel üreticiler bu yönde yeni ürünler çıkarmaya ve olan ürünlerine bu özellikleri uyarlamaya başlamışlardır. Bu ürünlerin antrenörler, fizyoterapistler, popüler isimler ve sporcular tarafından kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır. Bu “*unlevel edge*” diye tabir edilen ekipmanların olası faydaları üzerine yorumlar yapılıyor olsa da iddia olmanın ötesine geçememiştir. Tartışmalar akademik kişilerin ve antrenörlerin dikkatini çekmesine ve bilimsel yorumlar içermesine rağmen, kontrollü olarak yapılan bilimsel bir araştırma çalışması bulunmamıştır.

Eğer ki farklı bir tutuş formu ile daha dengeli kuvvet dağılımları izlenir ve tırmanıcılar için farklı tutuş adaptasyonlarının etkisine ışık tutulursa, bu çalışmanın antrenman ekipmanları ve yöntemine yönelik yeniliklere katkı sağlaması beklenebilir. Hali hazırda önerilmiş olan ve kullanılan ürünler ile ilgili iddialar da bu çalışmada test edilmiştir ve bazı sorular cevaplanmaya çalışılmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Katılımcılar

Çalışma öncesinde Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’na başvuru yapılmış olup, 15 Haziran 2021 tarihli 16969557-1245 sayılı karar ile etik kurul onayı alınmıştır (EK-3). Tüm katılımcıların bu karar doğrultusunda, EK-2 dokümanları üzerinden bilgilendirmeleri yapılmış olup, çalışmaya katılımları sağlanmıştır.

Çalışmaya düzenli olarak tırmanan ve antrenman yapan, kayada spor tırmanış branşında UIAA VIII derece tırmanış yapma kapasitesine ulaşmış, mevcut sakatlığı bulunmayan ortalama vücut kütlesi 64.02 kg (SS 8.31 kg), ortalama boyu 173.35 cm (SS 9.09 cm) olan 11 aktif tırmanış sporcusu katılmıştır. Katılımcılar lokal tırmanıcı gruplarından bulunmuştur. Katılımcıların boy, kilo, yaş, parmak antropometrisi verileri (EK 1) dokümanına kaydedilerek değerlendirmeye tabi tutulmuştur.

Katılımcılardan 3 kişi solaktır ancak 6 numaralı katılımcı yazma dışında sağ elini kullandığını belirterek testlere sağ eli ile katılmayı tercih etmiştir. 11 numaralı katılımcının sona kalan KTAYA testi makul bir zaman aralığında gerçekleştirilememiştir. Fakat diğer testleri çalışmaya dahil edilmiştir.

Tablo 3.1. Katılımcı verileri

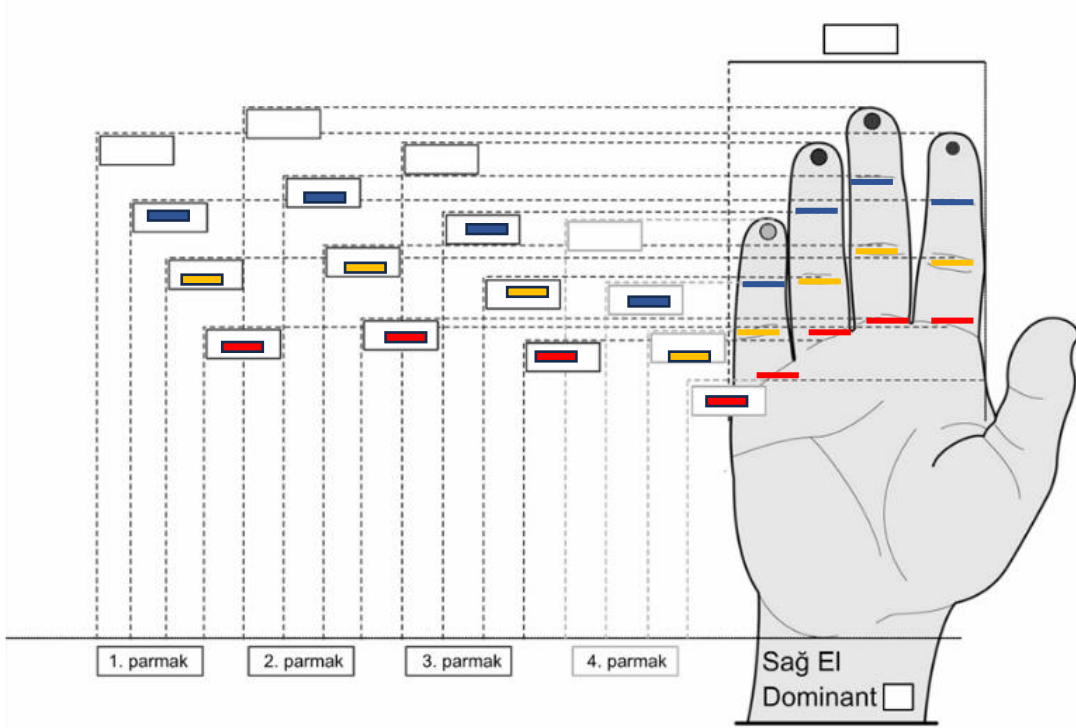
| Katılımcı no | Boy (cm) | Kütle | | Cinsiyet | Deney Tarafı |
|----------------|----------|-------|-------|----------|--------------|
| | | (kg) | VKİ | | |
| 1 | 166.10 | 60.30 | 21.90 | E | Sağ |
| 2 | 160.00 | 57.00 | 22.30 | K | Sağ |
| 3 | 172.00 | 69.70 | 23.30 | E | Sol |
| 4 | 161.00 | 50.00 | 19.30 | K | Sağ |
| 5 | 182.00 | 67.10 | 20.30 | E | Sağ |
| 6 | 169.60 | 59.40 | 20.70 | E | Sağ |
| 7 | 185.50 | 78.20 | 22.70 | E | Sağ |
| 8 | 178.70 | 73.90 | 23.10 | E | Sağ |
| 9 | 178.00 | 65.60 | 20.70 | E | Sol |
| 10 | 169.00 | 56.30 | 19.80 | K | Sağ |
| 11 | 185.00 | 66.70 | 19.50 | E | Sol |
| ORTALAMA | 173,18 | 64,02 | 21,23 | | |
| Standart sapma | 9,09 | 8,31 | 1,46 | | |

3.2 Veri Toplama Yöntemleri ve Araçları

3.2.1 Antropometrik ölçümler

Katılımcı kayıt formunda tanımlı alanlar izlenerek, el ve parmak üzerinde, deney sırasında lazım olacak olan ölçümler, standart bir medikal gonyometreli cetvel yardımı ile

kayda alınmıştır. Ölçümler sırasında parmakların paralel konumda olması gözetilmiştir (Şekil 3.1 ve Şekil 3.2).

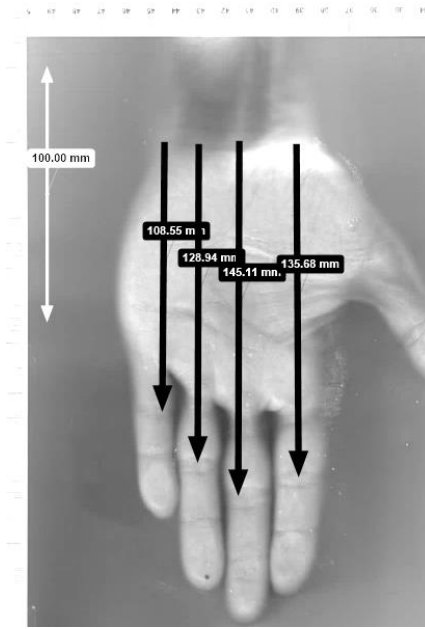


Şekil 3.1. Deney öncesi alınan parmak ölçümleri, MCP (kırmızı), PIP (sarı) DIP (mavi) eklemlerinin dikey konumları.



Şekil 3.2. Gonyometreli cetvel ile boy ölçümlerinin alınması.

Aynı amaçla, her katılımcının el tarama görüntüsü, portatif bir tarayıcı (CanoScan Lide25, Canon, Japonya) kullanılarak kaydedilmiştir. Bu kayıt hatalı olabileceği düşünülen verileri değerlendirmek üzere tutulmuş, beklenen hassasiyet aralığında kaldığı sürece verilerde değişikliğe gidilmemiştir. Taramaların boyutsal değerlendirmesi Kinovea (Sürüm 0.9.5) yazılımı ile yapılmıştır (Şekil 3.3).

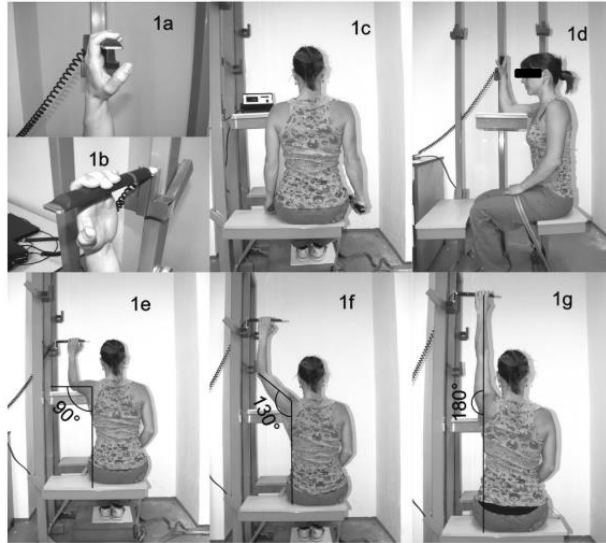


Şekil 3.3. El ve parmak ölçülerini çalışmak üzere alınmış tarama üzerinde Kinovea (sürüm0.9.5) yazılımı kullanılarak yapılmış ölçümler.

Boy ve kütle verileri ve hesaplanan VKİ (vücut kütle indeksi) bilgileri, Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi- Performans Laboratuvarı'nda bulunan duvara monte stadiometre (Holtain Ltd., BK) ve Tanita DC-360 Profesyonel Vücut Analiz Cihazı (Tanita Inc. Japonya) ile ölçülerek kayıt altına alınmıştır.

3.2.2 Deney düzeneği ve kuvvet uygulama pozisyonu ilişkisi

Benzer çalışmalarda izometrik tutuş kuvvetlerinin ölüm yöntemi bir tartişma konusu olmuştur. Bu konu Balas ve ark. (2014) tarafından tartişılmış ve o tarihe kadar yapılan farklı kuvvet ölüm yöntemleri arasında bir geçerli kıılma çalışması yapılmıştır (26). Bu çalışmada omuz eklemi ve dirsek pozisyonu fleksiyon açıları 90-90, 130-50 ve 180-0 derece kombinasyonlarında karşılaştırılmış ve 130-50 ve 180-0 eklem açıklıklarında en yüksek kuvvetlere ulaşıldığı belirtilmiştir (şekil 3.4). Çalışmada parmak kuvveti için izometrik tutuşta en yüksek değerin 180-0 pozisyonunda izlendiği belirtilmiştir.



şekil 3.4. Balas ve Ark. (2014) görseldeki 1e, 1f ve 1g pozisyonlarını test etmiş ve en çok korelasyonu 1f ve 1g pozisyonunda izlediklerini belirtmiştir (26).

Ek olarak, bu tez için planlanan çalışmaya benzer şekilde, Gb ve ark. (2021) parmak bazında kuvvetleri ölçtükleri bir sistem geliştirmiş ve çalışmada 180-0 pozisyonu ile veri toplamışlardır (şekil 3.5) (27). Karşılaştırılabilecek veri çıktıları olan bu çalışmada, Balas ve ark. (26) nerdiği 0-180 pozisyonu tercih edilmiştir.



şekil 3.5. Gb ve ark. (27) çalışmasında kullandıkları kuvvet ölüm sistemi ve deney pozisyonu.

Bu tez çalışması planlanırken tecrübeli bir tırmanış sporcusu ile yapılan denemelerde en başta 180-0 pozisyonu tercih edilmiştir. Yapılan n çalışmada, bu pozisyonun rahat olmadığı, deney ve tekrar sayısının, yorgunluk ve yaralanmaya yol açabileceği düşünülerek, pozisyon 180-0 ve 130-50 pozisyonları arasında, omuz ekleminin daha rahat bırakıldığı ve hem omuz hem dirsekte hafif bir fleksiyon olan pozisyonda deneylerin sürdürülmesine karar verilmiştir.

Katılımcıların deney süresince gövde, kol ve el postürünün olabildiğince sabit tutulması için, test koşullarına uygun ve rahat hissettikleri deney pozisyonları

belirlendikten sonra bu pozisyonlar kayıt altına alınmıştır. Kayıt altına alınan bilgi, orta parmak DİE eklemi hizasına kadar olan yükseklik ölçümüdür (oturak seviyesi + ek tabla + uzanma). Ayarlanabilir 3 seviye (40, 45, 50 cm) oturak ve çeşitli tahta yükseklikler ile oturma yükseklikleri ayarlanmıştır. Kullanılan oturma elemanlarının tutunma pozisyonuna etkisi katılımcı bazında takip edilmiş ve pozisyonlar arası geçişlerde gövde, omuz, kol postürünün standart olması sağlanmıştır. Bu veriler katılımcı formunda kaydedilmiştir. Böylece farklı ayarlanmış düzeneklerde, postür değişiminin sadece el parmaklarını etkilemesi, gövde ve kol pozisyonunun deneye etkisinin minimum olması gözletilmiştir (Şekil 3.6). Ek olarak, katılımcıların kendini tek kolla çekme ve/veya üst gövdenin içe kapanma hareketi yapmasının önüne geçmek için ayarlanabilir yükseklikli bacak dayaması aksama entegre edilmiştir.

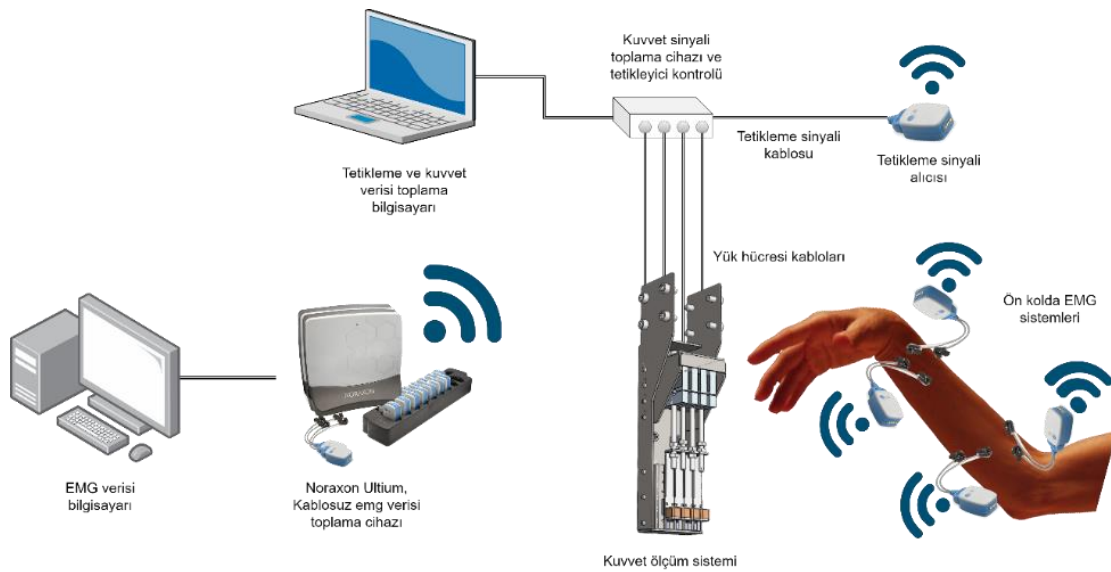


Şekil 3.6. Test pozisyonu ve pozisyonlar arası geçişlerde gövde, omuz, kol postürünün ayarlanması için kullanılan ayarlı oturak ve ek tahta tablalar ve üst bacak dayaması (sağda).

3.2.3 EMG ve kuvvet verisi toplama sistemi

Çalışmada temel amaç, değiştirilebilir yükseklikte tutma alanlarında parmak bazında kuvvetlerin EMG sistemi ile eş zamanlı şekilde ölçülmesidir. Mevcut böyle bir ürün olmadığı için, daha sonra başka çalışmalarda da kullanılabilecek parmaklardan ayrı ayrı kuvvet ölçülebilecek bir sistem geliştirilmesi bu çalışmanın alt amaçlarından birisi olmuştur.

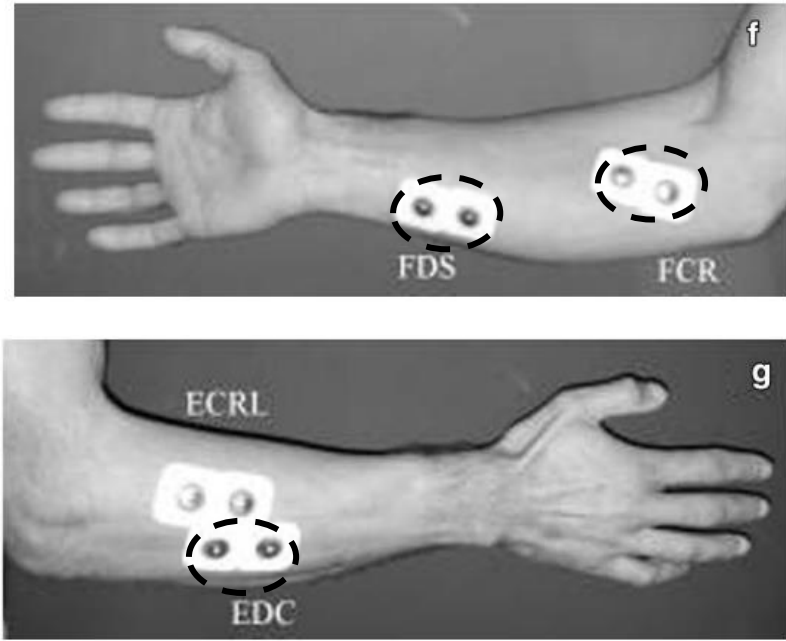
Bu çalışmanın ilk aşamasında, ihtiyaç duyulan sistem tasarlanmış, imal edilmiş ve test edilmiştir. Sistemde veriler, sinyal hattı dışında birbirinden izole EMG ve kuvvet verisi okuma sistemleri ile kayıt altına alınmıştır. Ayrı iki bilgisayarda toplanan sinyaller, daha sonra sinyal hattı üzerinden okunan zaman damgası kullanılarak eşzamanlı hale getirilmiştir (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Veri toplama sistemi şeması.

Testler sırasında parmak ekstansör ve fleksör kaslarının etkinliği, Noraxon ULTIUM (Noraxon Inc., Scottsdale, AZ, USA) çok kanallı yüzey elektromiyografi sistemi ile değerlendirilmiştir. Sistem 5 kanallı olarak kullanılmıştır. Kanallardan birisi 5 V tetikleyici sinyali okuyacak şekilde ayarlanmıştır. Bu kanaldaki sinyal, kuvvet verisi ile senkronizasyon için kullanılmıştır. Sinyallerin okunması ve kaydedilmesi için MR3 yazılımı (Noraxon Inc., Scottsdale, AZ, USA) kullanılmıştır.

Çalışmada yer alan tutuşlarda aktif olarak çalışan eklemlere göre EMG ölçümü planlanmıştır. DIP ekleminde fleksiyonu FDP, PIP ekleminde FDS+FDP tendonu sağlamaktadır. Dört parmakta MCP, PIP ve PIP'te ekstansiyonu ED tendonu sağlamaktadır. El bileğinde FCR tendonu fleksiyonu sağlarken, aynı doğrultuda geçen FDP ve FDS de fleksiyona katkı sağlamaktadır (3). EMG elektrotlarının yerleştirileceği yerler belirlenirken, Vigouroux ve ark. (2015)'nin önerdiği noktalardan faydalanılmıştır (30) (Şekil 3.8). FCR kasının ölçüldüğü noktada alt seviyede FDS'de geçtiği için yanıltıcı olmaması adına çalışmada bu veriler FG (fleksör grup) olarak adlandırılmıştır. FDP kası ölçüm noktasının belirlenmesi için ulnar kemiğinin dirseğe yakın olan tarafında yüzeye yaklaştığı alanda denemeler yapılmış ve belirlenmiştir (Şekil 3.9). Reilly (2003) FDP ölçümlerine yönelik çalışmasında her parmağa göre ayrı konumlandırılmış ve test edilmiş elektrot yerleşimini önermiştir çünkü 4 tendon aynı kasa bağlanmasına rağmen, her parmak için ayrı bir bölgenin kasıldığı daha önce ortaya konmuştur. Öyle ki 4 parmağa yönelik ölçüm noktaları arası mesafe, Radius kemiğinden ulnaya doğru yaklaşık 1.3 cm'lik ayrı yerleşimler gerektirmektedir (31). Çalışmada ise bunun sonuçlara etkisi, FG elektrotlarının radial tarafa yakın olması ve kullanılan elektrotların boyutları gözetilerek, ulnar tarafa yakın yerleşim tercih edilmiştir. Bu durumda daha çok serçe parmakta FDP kasılma verisinin izleneceği varsayılabilir.

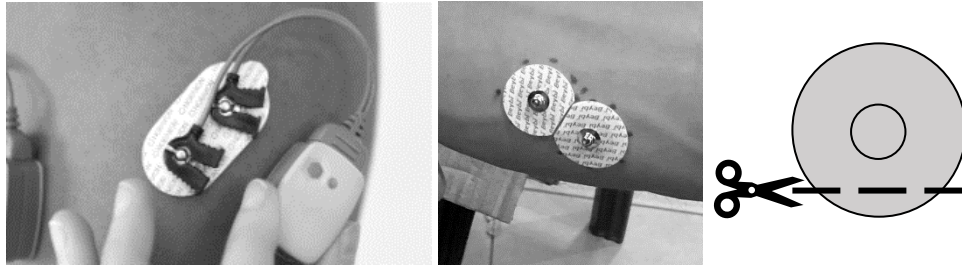


Şekil 3.8. FDS, FG (FCR ve parmak fleksörleri) ve ED ölçüm noktaları (30).



Şekil 3.9. FDP ölçüm noktası.

EMG sisteminin elektrotları için Beybi marka, pediyatrik tip 25.4 mm \varnothing , Ag/Cl tipi, yapışkanlı tarafı cilde uygulanan ve kalıntı bırakmayan, iletken çitçitli elektrotlar kullanılmıştır. Noraxon Ultium sisteminin elektrotlarına boyut olarak uyum göstermesi için her sensör bir kenarından 5 mm mesafeden kesilip, kesili taraflar birbirlerine yanaşık şekilde ilgili kas doğrultusunda uygulanmıştır (Şekil 3.10). Böylelikle Noraxon tarafından da önerildiği şekilde elektrot merkezleri arası mesafenin 2 cm olması sağlanmıştır.



Şekil 3.10. Noraxon Ultium elektrodu (solda) ve *Beybi* marka pediyatrik elektrot uygulaması(ortada), elektrot kesim hizası (sağda).

Mevcut literatürde, kuvvet ölçümünü mümkün kılacak bir sistem bulunmadığı için tasarlanıp üretilmesi gerekmiştir.

Kuvvet ölçüm sistemin üç temel gereksinimi vardır:

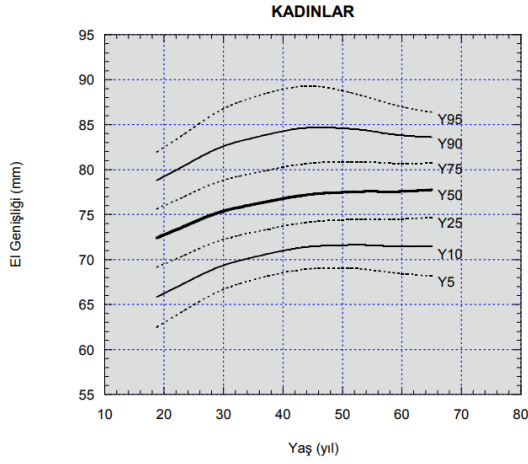
1. İşaret, orta, yüzük ve serçe parmak tutunma kuvvetlerini ayrı ayrı ölçebilmek.
2. Farklı tutunma yüksekliklerinde bu ölçümleri mümkün kılmak.
3. Boyutsal olarak el ve parmak antropometrisine uygun olmak.

Kuvvetleri ölçmek için yük hücresi olarak adlandırılan sensörler tercih edilmiştir. Yük hücresi, üzerine uygulanan bir kuvveti ölçülebilir bir sinyale dönüştüren cihazdır. Yük hücrelerinin üzerine uygulanan kuvvetle orantılı bir sinyal üretmesi beklenir. Üç temel çeşit yük hücresi vardır, hidrolik, pnömatik ve gerinim ölçer (*strain gauge*) yük hücreleri. Bu çalışmada yaygın olarak kullanılan gerinim ölçer tipi yük hücreleri seçilmiştir.

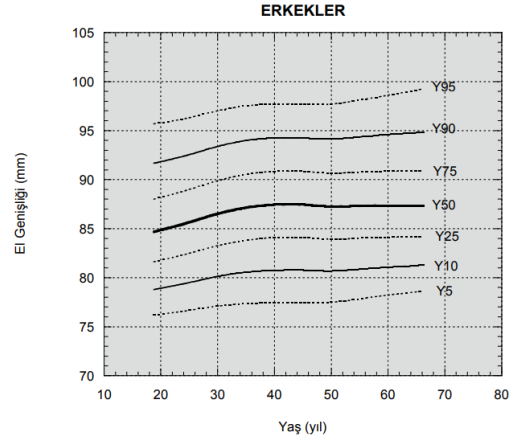
Bu tip yük hücrelerinin çalışma prensibi, malzemenin yük altında elastik deformasyona maruz kalmasına dayanır. Bu deformasyonun gerçekleştiği katı yüzeyin alanına folyo tipi bir direnç yolu (gerinim ölçer) malzeme yapıştırılır. Uygulanan kuvvetlerin malzemeyi esnetmesi ile bu parça üzerindeki yolların boyu ve ilişkili olarak elektriksel direnci değişir.

Kullanılacak yük hücresi için şu gereksinimler belirlenmiştir.

1. Mevcut piyasa standartları çerçevesinde güvenilir bir ölçüm sağladığı bilinmelidir ve ölçüm raporu olmalıdır.
2. Boyutsal olarak sistemin tasarımını mümkün kılmalıdır. Yan yana konumlandırılacak 4 yük hücresinin parmakların doğrusal hizalarını mümkün olan en küçük el için koruması gerekmektedir. Bunun için Güleç E. (20, 21) çalışmasında en dar en genişliği referans alınarak toplumun %5'lik diliminde erkeklerde yaklaşık 76 mm kadınlarda yaklaşık 67 mm el genişliği minimum ölçü olarak hedeflenmiştir (23). Bu ölçüler değerlendirilirken parmakların yan yana uç falankslarda genişliğinin daha az olacağı öngörülmüş fakat bunun üstüne doğrudan bir akademik çalışma bulunamamıştır (Şekil 3.11).
3. Düzenek bu ve sonrasında yapılabilecek başka çalışmalara izin verecek bir ölçüm aralığına sahip olmalıdır.



Grafik 41- Kadın Bireylerin El Genişliği Yüzdeler Eğrileri



Grafik 42- Erkek Bireylerin El Genişliği Yüzdeler Eğrileri

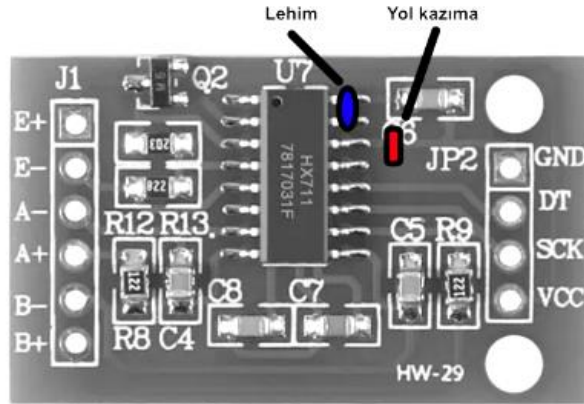
Şekil 3.11. Kurulan sistemin genel populasyonda kapsanmaya çalışılan %90 el genişliği grafiği (23).

Bu kriterlere uygun şekilde, çalışmada ESİT marka S tipi “STCS-100kg” yük hücresi seçilmiştir. Sensör piyasada güvenilir bulunan, ve dar alan kaplayan bir yük hücresi modülüdür (Şekil 3.12) (24).



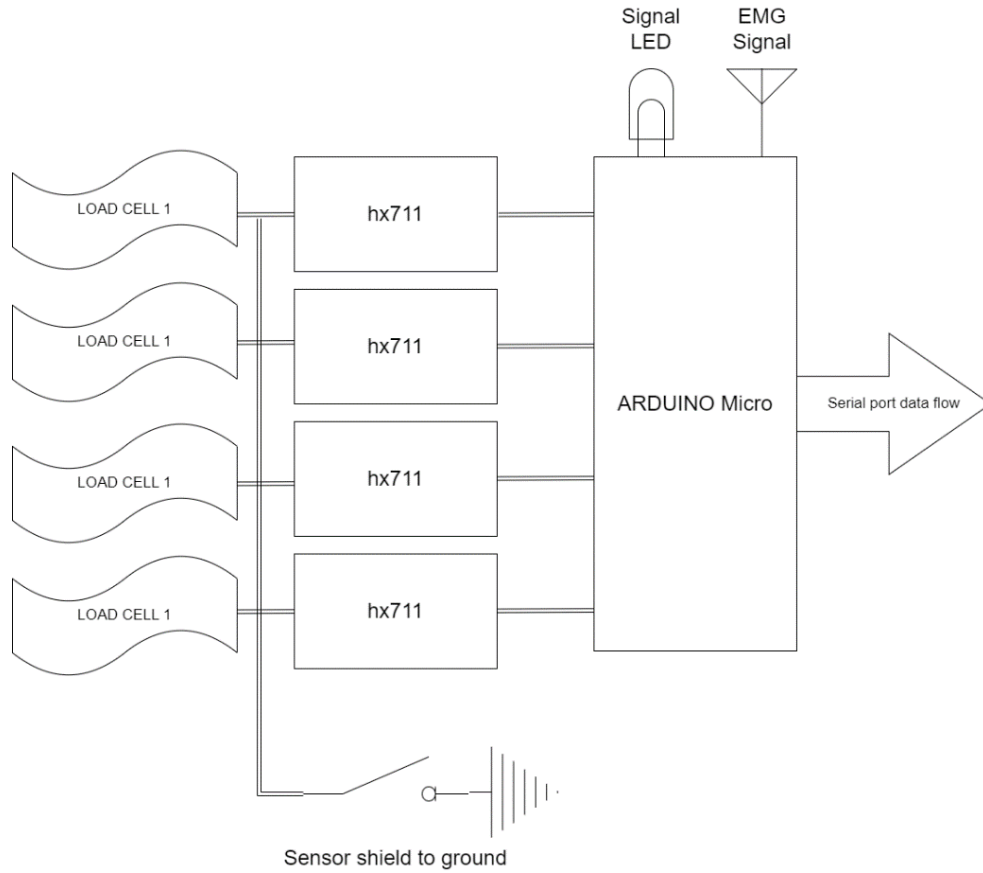
Şekil 3.12. 17 mm maksimum genişliğe sahip ve 50-200 kg kuvvet ölçüm opsiyonlarına sahip S tipi ESİT STCS yük hücresi (22).

Kuvvet ölçümünde, elektronik sinyaller ile yük hücrelerinden veri toplamak için geliştirilmiş 24 bit çözünürlüklü (0-16,7 bin seviye hassasiyeti) analog-dijital konvertör (ADC) HX711 elektronik bütünleşmiş sistemi kullanılmıştır. Sistemde 10 Hz. olan veri toplama hızını, 80 Hz. düzeyine çıkarmak amacıyla teknik dokümanlar üzerindeki yönergelere uyarak gösterilen lehimleme ve yol kazıma işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Hazır olarak temin edilen HX711 devre kartı ve üzerinde yapılan modifikasyon.

Her yük hücresi için bir adet HX711 modülü kullanılmıştır. Modülün hazır breakout kart üzerinden kullanılması kablolaj dışında devre kartı tasarımını kolaylaştırmış ve bozulma durumunda modülerliği sağlamıştır. ADC modüllerinden gelen verileri çekmek için kontrolcü kartı olarak ATMEEL tabanlı Orjinal Arduino Micro modeli tercih edilmiştir. Arduino Micro kontrol kartından ayrıca EMG tetikleyici sinyal amacıyla 5V digital output ve referans GND bağlantısı alınmıştır ve gösterge amacıyla şasi tipi 3 mm yeşil renk led kullanılmıştır. Sistem olabilecek elektronik gürültülere karşı korunması amacıyla açılır kapanır bir topraklama hattı amacıyla referans GND hattına bağlanmıştır (Şekil 3.14).

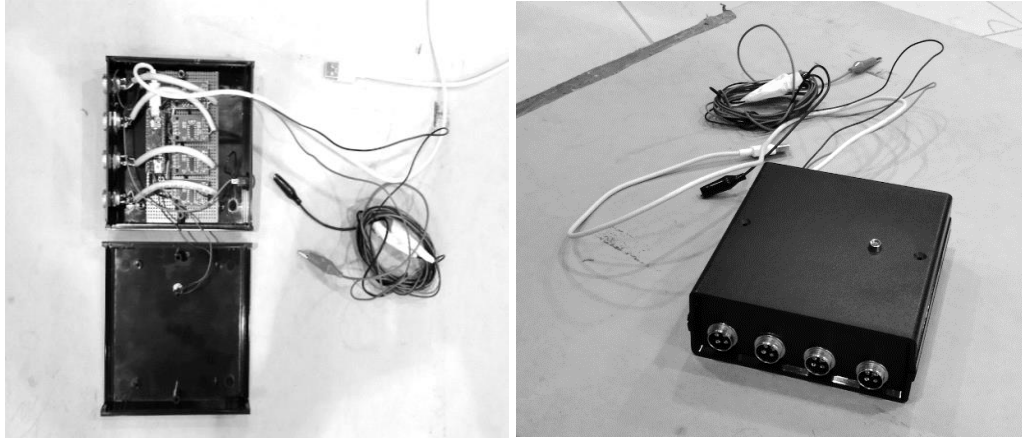


Şekil 3.14. Elektronik altyapı şeması, ana elemanlar 4 adet yük hücresi ve HX711 modülü, kablo topraklama bağlantısı, Arduino Micro geliştirme kartı, 1 adet LED ve EMG sinyal çıkışı).

Parçalar delikli pertinaks üzerinde dişi headerler kullanılarak birleştirilmiş ve plastik bir kutuya sığacak şekilde monte edilerek 125 x 140 x 50 mm ölçülerinde plastik bir mahfaza içerisinde koruma altına alınmıştır. Güvenilir bir bağlantı amacıyla, yük hücresi sensörleri için şasi tipi 4 kanal mike konnektörler kutuya bağlanmış olup, kablo tipi karşılıkları da sensör kablolarına bağlanmıştır. Arduino Micro geliştirme kartı bilgisayara muhtelif bir USB tipi kablo ile bağlanmıştır (Şekil 3.15).

Sistemin HX711 modülünün veri toplama hızı 80hz olmakla beraber, arada uygulanan işlemler sebebi ile hızının test edilmesi gerekmiştir. Arduino üzerinde bir *millis()* fonksiyonu kullanılarak veri iletim hızı yaklaşık 71 Hz (14 milisaniye) olarak ölçülmüştür. Bu ölçüme göre yazılan MATLAB kodunun, aradaki ek işlemler sebebiyle

5.00 sn olması gereken veri toplama süresini 5.95 saniyeye çıkardığı tutarlı olarak test edilmiş olup veriler bu durum dikkate alınarak eş zamanlı hale getirilmiştir. Süre testi sistemin bütününde, MATLAB yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



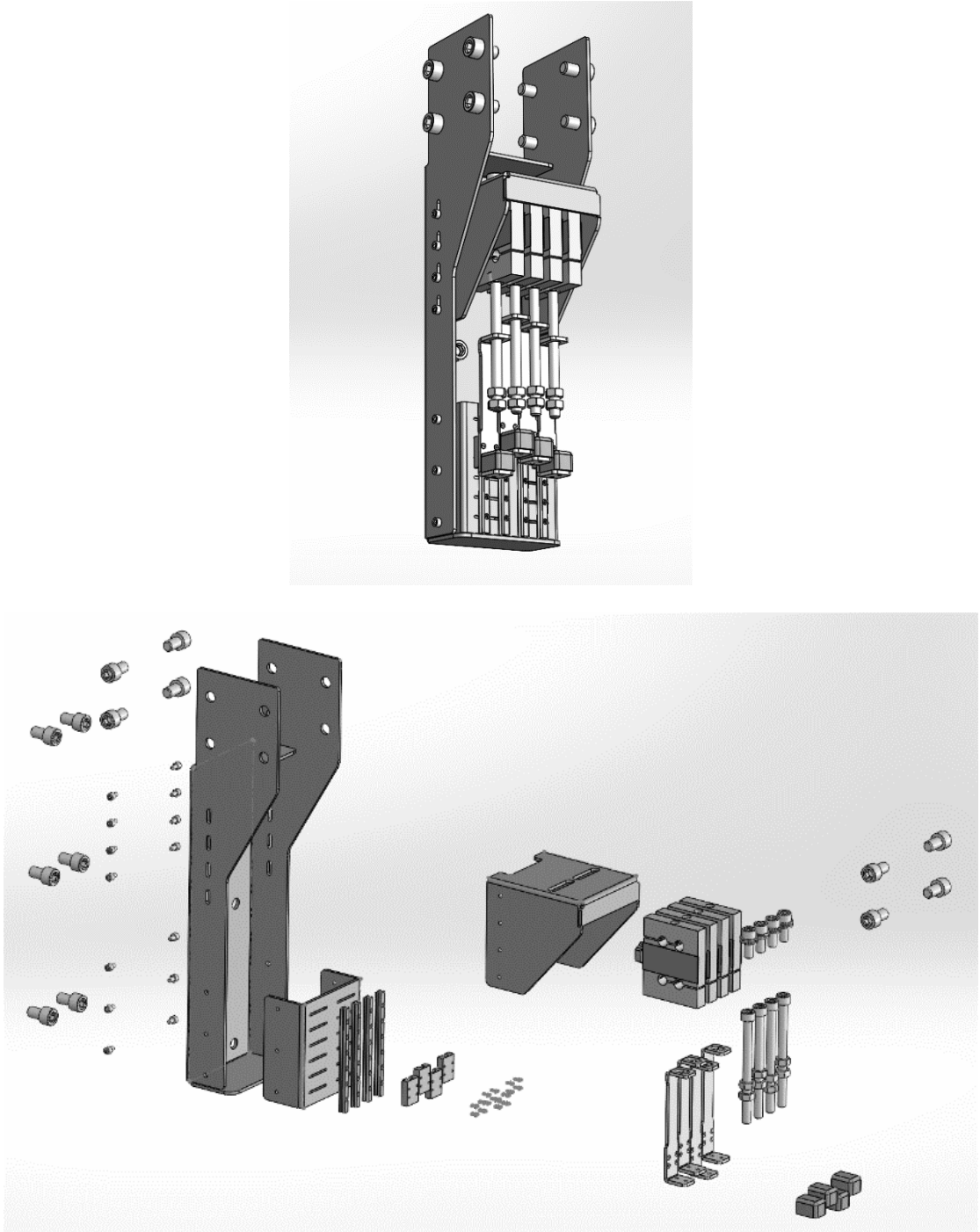
Şekil 3.15. Kutu içerisinde yerleştirilmiş elektronik kontrolcü ve kapalı kutu görünümü.

Mekanik tasarımda parmak kuvvetlerini düzeyde lineer olarak ölçebilecek sistem yük hücrelerinin boyutsal özellikleri referans alınarak oluşturulmuştur. Bunlarla beraber ölçüm sisteminin el ergonomisine uygun geliştirilmesi ön planda tutulmuştur. Antropometrik boyutlara referans olarak, Güleç E.'nin belirttiği el genişliği ve el parmak boyu verileri seçilmiştir (21). Maruz kalınacak kuvvetlerin doğrusallığını sağlamak amacıyla, belirlenen boyut referansına yakın ölçülerde doğrusal bir yataklama sistemi tercih edilmiştir. Bunun için bulunabilen, sensörler ile aynı genişliğe sahip, 17 mm PBC marka MR7 model araba ve ona uygun MR07R-3600 tipi, polimer malzemeli yağsız lineer ray tercih edilmiştir (Şekil 3.16).

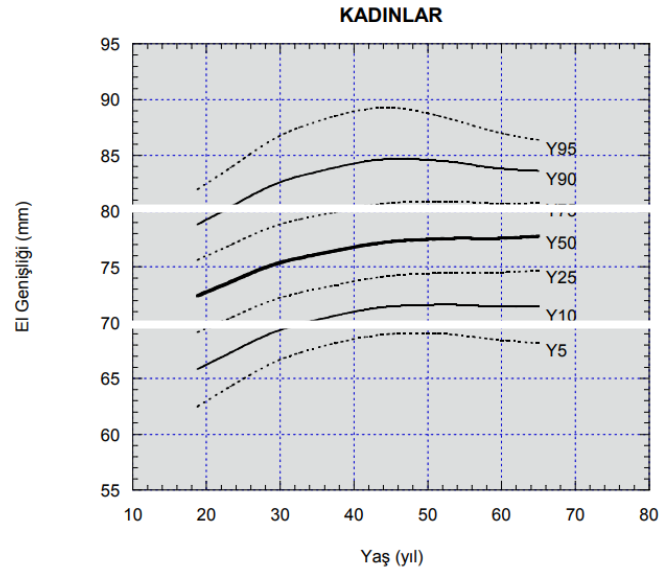


Şekil 3.16. Kullanılan doğrusal yataklama sistemi MR7 (en solda).

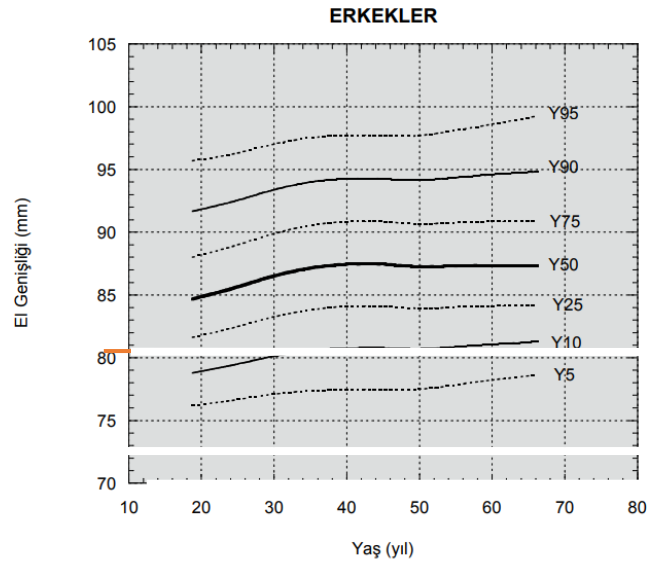
Seçilen komponentlerin boyutsal olarak 4 parmak bir arada ölçüm almaya uygun olduğu değerlendirildikten sonra, farklı el boyutlarına uygun olabilecek şekilde geniş aralıklar verilerek sistem çizilmiştir (Şekil 3.17). Sistemde antropometrik ölçümlere göre belirlenmiş olan minimum 62 mm (%5 kadın popülasyonu) hedefinin üstünde sistem tasarlanabilmiştir ve minimum güvenli çalışma genişliği 71 mm olarak belirlenmiştir (Şekil 3.19). Bu değer erkek bireylerin el genişliğinde yaklaşık %5 kadınlarda %80'lik dilime denk gelmektedir. Maksimum genişlik 81 mm'ye kadar çıkabilmekte bu da erkeklerde %30 kadınlarda %80'lik dilime denk gelmektedir. Çalışmaya katılan grup genel olarak bu aralık içerisinde ve 71 mm genişlik opsiyonunda tutuşta rahat hissetmişlerdir.



Şekil 3.17. Ölçüm sistemi mekanik tasarımı.

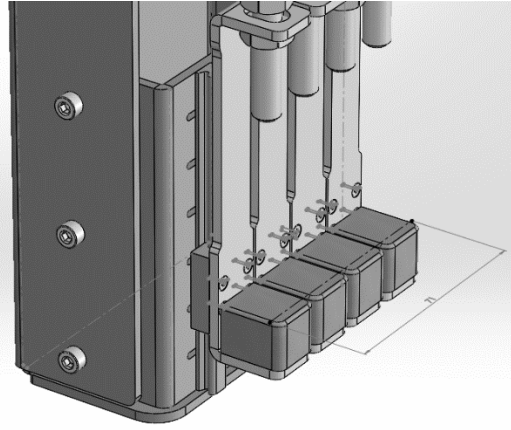


Grafik 41- Kadın Bireylerin El Genişliği Yüzdeler Eğrileri



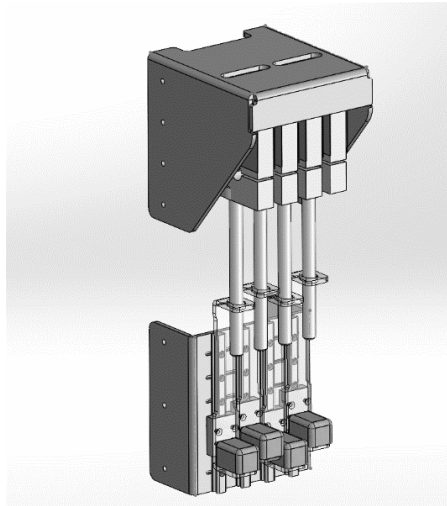
Grafik 42- Erkek Bireylerin El Genişliği Yüzdeler Eğrileri

Şekil 3.18. Bulunan malzemelerle sistemin uyum göstermesinin beklendiği el genişliği alanı. İhtiyaç olan alanın bu değerlerin çok daha aşağısında olması gerektiği öngörülmüştür.



Şekil 3.19. Tutunma alanı genişliği test boyunca 71 mm tutulmuştur.

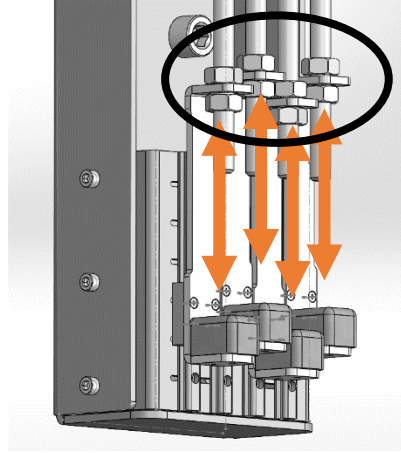
Sistemde tutma alanları, taşıyıcı araba üzerindeki metal plakaya monte edilmiştir. Aynı lineer doğrultuda konumlanan S tipi yük hücreleri, M8 DIN 912 cıvatalar üzerinden kuvvetleri ölçmüştür. Sistemde el genişliğine uygun şekilde adaptasyon için lateral slotlar eklenmiştir ve lineer arabalar ile yük hücrelerinin konumlandırılması planlanmıştır.



Şekil 3.20. Lineer sistemin lateralde hareket kabiliyeti slotlar üzerinde montaj ile sağlanmıştır.

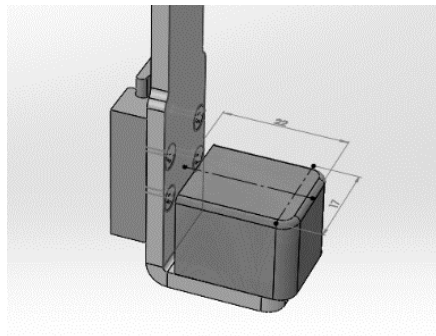
Ahşap tutma alanlarının yüksekliğinin ayarlanabilmesi için cıvatalar üzerinde M8 DIN 912 somunlar kullanılmıştır (Şekil 3.21). Böylece M8 diş üzerinde cıvataların her bir

turunda 1.25 mm yükseklik değişimi sağlamıştır. Cıvataların düz yüzeylerinden birisi tur sayısını sayabilmek için işaretlenmiştir.



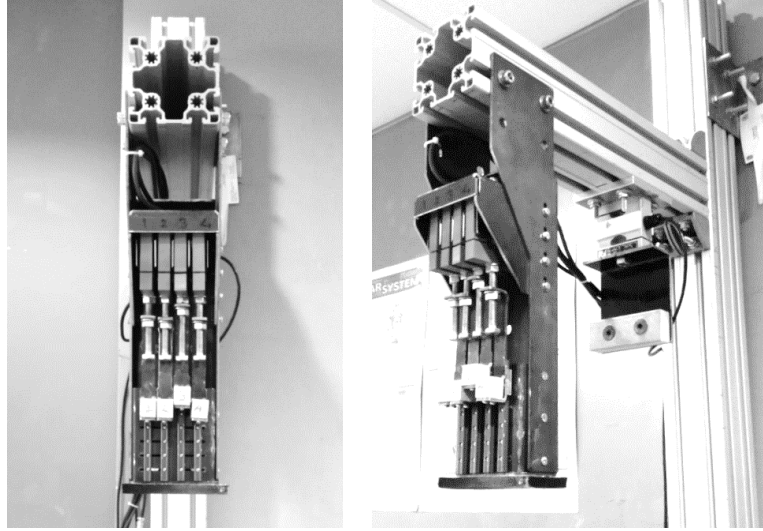
Şekil 3.21. Cıvatalar çevrilerek sistemde tutma alanı yüksekliği ayarlanması.

Benzer akademik araştırmalarda ahşap tutunma alanları tercih edilmiştir. Bu çalışmada da aynı yöntem uygulanmış ve 4 adet 20x17x20 mm (uzunluk, genişlik, yükseklik) ahşap parça, 20x20 mm kare profil gürgen çubuklardan kesilip kenarları düzeltilmiştir. Tutunma kenarında yaklaşık 1 mm radyuslar oluşturulmuştur. Metal plakaya montajda 2 mm mesafe bırakılarak tutma derinliğinin 22 mm olması sağlanmıştır (Şekil 3.22).

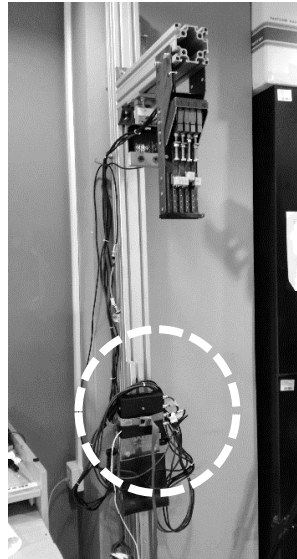


Şekil 3.22. Ahşap blokların boyutu.

Sistem, 90 mm kanal 10 sigma profil üzerinde taşınacak şekilde kurgulanmış olup (Şekil 3.23), elektronik kontrol kutusu, üzerindeki ışığı katılımcının görebileceği bir konumda sabitlenmiştir (Şekil 3.24).



Şekil 3.23. Mekanik sistemin kurulu görüntüsü.



Şekil 3.24. Sistemin boydan görüntüsü ve direk üzerinde LED ışığı görünecek şekilde konumlandırılmış kontrol kutusu (kırmızı halka içerisinde).

Ölçüm sistemi gömülü yazılımı ve veri toplama yazılımı olarak iki kontrol altyapısı kullanılmıştır.

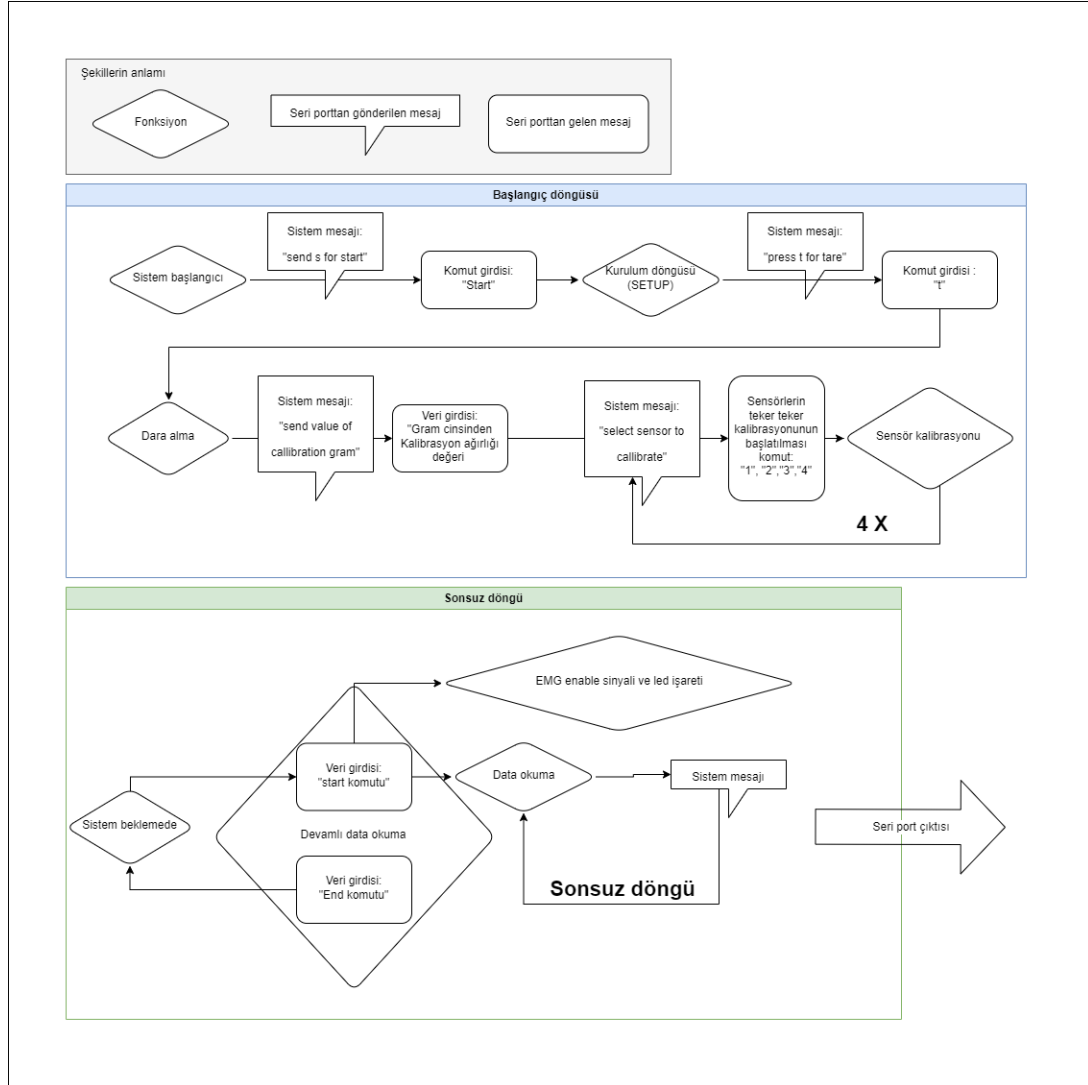
Arduino üzerindeki gömülü yazılım için standart bir HX711 kütüphanesi kullanılmış olup, deney prosedürü akışına uygun şekilde komut tabanlı bir kontrol sağlanmıştır. Sıralı komutlar ile sistem başlatma, data alma, kalibrasyon ağırlığını girme ve teker teker sensörlere kalibrasyon ağırlığı asılarak sistem ölçümlere hazır hale getirilmiştir.

Senkron problemlerinin önüne geçmek için EMG tetikleme kontrolü bu yazılıma dahil edilmiştir. Seri porttan okunacak başlangıç sinyalinin alınması ile LED sinyalinin 500 mili sn aralıklarla 2 kez yanıp sönmeye katılımcıyı hazırlaması ve 3. yanışta veri toplama, kuvvet verilerini gönderme ve EMG referans sinyali tetiklemesi planlanmıştır. Durdurma sinyalinin gelmesiyle son veri iletilmiş, EMG ve LED gösterge sinyali kesilmiş ve sistem bir sonraki ölçüm için bekleme moduna geçmiş olur.

Kuvvet verilerini toplamak için MATLAB vR2021a programı ve ona uygun bir kod kullanılmıştır. Hazırlanan koda temel amaçlar şu maddelerle belirlenmiştir:

1. Başlangıç sinyaline veri toplama sinyalinin gönderilmesi ile aynı anda kuvvet ölçüm düzeneğinin başlatılması
2. Ona bağlı EMG sinyal sistemine aynı anda referans sinyali iletilmesi
3. Gelen "string" tipi verilerin ayıklanıp numerik olarak tabloya oturtulması
4. Kod içerisinde isim değişikliği ile her verinin özgün bir isim ve zaman damgası ile sabit diskte kaydedilmesi
5. Sistemin beklemeye geçmesi için durma komutunun gönderilmesi

6. Her veri toplama sonucunda grafiksel olarak verilerin genel görüntüsünün sunulması.



Şekil 3.25. Gömülü yazılım akış şeması.

Kodlamada tüm kayıtların ayrı dosyalar halinde kaydedilmesi ve verilerin kaybolmaması için bir zaman damgası, çıktı dosyasının ismine işlenmiştir. Toplanan verilerin isimlendirmesinde kod içerisindeki isim kısmının her deney kısmında yeniden değiştirilmesi ve kontrolün sağlanması gözetilmiştir. Dosya ayıklamayı kolaylaştırmak için isimlendirme yapısı şu şekildedir.

Dosya ismi = "Katılımcı + "___" + "Tarih" + "Deney adı" + "Tekrar sayısı"

"Deney adı" için, sağdaki açıklamadaki büyük harfler ve numaralar gözetilerek şu kodlama sistemi kullanılmıştır:

| | |
|----------------|--|
| <i>ATEY-1</i> | <i>Açık Tutuş, Eş Yükseklik, 1. test</i> |
| <i>KTEY-3</i> | <i>Kapalı Tutuş, Eş Yükseklik, 3. test</i> |
| <i>ATAY-2</i> | <i>Açık Tutuş, Ayarlı Yükseklik, 2. test</i> |
| <i>KTAY-3</i> | <i>Kapalı Tutuş, Ayarlı Yükseklik, 3. test</i> |
| <i>KTAYA-3</i> | <i>Kapalı Tutuş, Adaptif Ayarlı yükseklik, 3. test</i> |

Verilerin çıktısı kgF (kilogram kuvvet) cinsinde verilmiştir. Kuvvet verileri *.csv formatında deneye özel isim ile kaydedilmiştir.

EMG verileri Noraxon ULTIUM sistemi için özel geliştirilmiş MR yazılımı kullanılarak 2000 Hz ile toplanmıştır ve aynı prosedüre uygun şekilde isimlendirilip kaydedilmiştir ve deney verileri *.xlsx formatında dışarı aktarılmıştır.

Gömülü yazılım üzerinden kalibre edilen sistemin güvenilirliği için, doğru ölçüm alabilmek amacıyla bir kısım test faaliyeti tekrarlı olarak gerçekleştirilmiştir. Bu faaliyetler sırasında beklenti, satın alınan sensörler ile verilen ölçüm raporları ve genel teknik bilgiler referans alınarak şekillenmiştir. Ancak, mekanik yapı teoride sadece lineer ölçüme izin verse de imalat koşulları ve kullanılan yataklama malzemesinde toleransların ve sürtünmenin de etkisiyle, kabul edilebilir hata seviyesi deneme sonuçlarına göre belirlenmiştir. Sistemdeki parça sayısı arttıkça hata miktarının artacağı öngörülmüştür.

ESIT STCS tipi sensörler için web sitesinde belirtilen "combined" (toplam) ölçüm hatası $\% \leq \pm 0.05 \leq \pm 0.02$ olarak gözükmektedir. Temin edilen 4 sensörün teknik ölçüm raporunda yaklaşık toplam hata %0.015 ve lineerlik hatası %0.10 olarak belirtilmiştir. Bu

raporların ışığında sensörlerden alacağımız verilerden ziyade, sistemin toplamında ortaya çıkacak hatalara odaklanmamız gerekli olmuştur.

İmalatı istenen ürünlerde üretim standardı olarak “DIN 7168 ORTA SERİ” belirtilmiştir. Bu eski standarda göre imalatı istenen parçalarda beklenen boyutsal hata 0.1 mm ve bükümlerde beklenen açısal hata 0-20' olarak gözükmemektedir. Parça tasarımlarında ve teknik çizimlerinde kritik ölçüler ve mesafeler işaretlenerek imalatçıyla paylaşılmıştır. Ayrıca ek montaj kolaylığı açısından kritik olan parçaların tasarımında çap delik yerine slot tercih edilerek doğrusallık hatalarının önüne geçilmeye çalışılmıştır. Üretimde ayrıca montaj için 0.5 mm toleranslar verilmiştir. Sensörlerin kuvvet eksenini ve doğrusal kuvvet uygulanan hattın aynı düzlemde olmasına yönelik tasarım yapılmıştır.

Mevcut imalatçının istenen ölçülerde çalışması ve toleransları tutturmadaki yetersizliği sebebiyle imalat birkaç kez sekteye uğramıştır. Ölçümlerde izlenen hata miktarı kimi parçalarda 1.5 mm'nin üzerinde olmakla beraber, simetri hataları da göze çarpmıştır. Sipariş edilen farklı seri parçalardan çalışabilirliği gözlenen bir kombinasyon toleransı fazla olan montaj alanlarının desteği ile sağlanabilmiştir. Slot montaj alanları, sensör ve tutamak lineerliğini ayarlamak için kullanılmış, civataların sagittal düzlemdeki kenarları aşındırılarak sürtünmelerin önüne geçilmiştir.

3.2.4 Sistemin Geçerli Kılınması

Denemeler sırasında şekilde gösterilen Monark bisiklet ergometresi için kalibre edilmiş standart 1 kg ağırlıklar kullanılmış olup, kullanımdan önce ticari bir hassas tartıda kütleleri tek tek ölçülmüş ve 995-1010 gr arası değerler görülmüştür. Ağırlıkları asmak için kullanılan kanca ve karabina takımı tekrarlı şekilde 324 gr olarak ölçülmüştür. Dara alma işlemi için kullanılan siyah renk “Kettler” marka 6 parça ağırlığın toplamı ise teker teker ve toplamda 14410 gram olarak ölçülmüştür (Şekil 3.26).

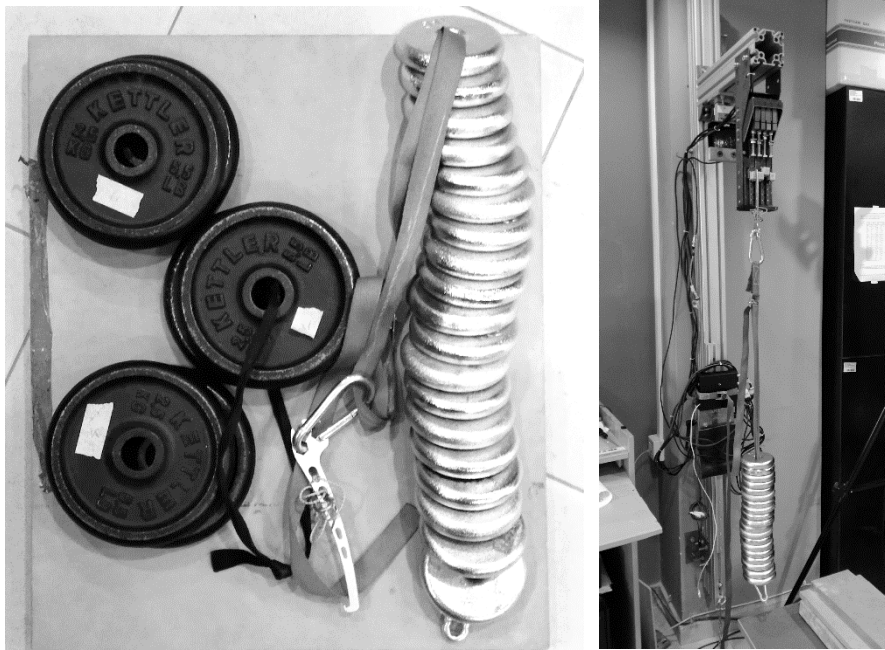
Bu durumda sistemin boş halinde “0” ayarı yapılmıştır ve kalibrasyon ağırlığı

$$\text{Kanca (324 gr) + siyah ağırlıklar (14410 gr) = 14734 gr}$$

...olarak belirlenmiştir.

Deney süresince toplamı 15324 gr olan ağırlıklı aparat sistemi ile kalibrasyon sağlanmıştır.

$$\text{Kanca ve kolon (324 gr) + 15 adet 1000 gr beyaz ağırlık (15000) = 15324 gr}$$



Şekil 3.26. Kalibrasyon kütleleri ve asma kancası.

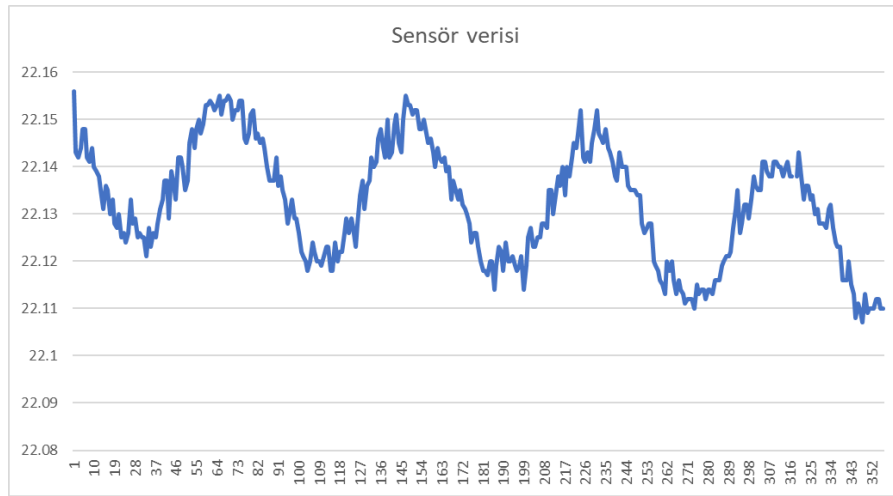
Tekrarlı olarak pek çok ölçüm yapılmıştır, problemler tespit edilerek giderilmiştir. Aşağıda bu ölçümlerden 3'ünde izlenen hatalar, çözülme yöntemleri ve çalışmaya başlama kararı öncesi son ölçüm raporu verilmiştir.

Tablo 3.2'de gösterilen yapılan ilk sınırlı kontrollü denemede sistemde lineerlik problemi izlenmiştir (Şekil 3.27). Ayrıca prosedür hatası sebebi ile veri kaybı yaşanmıştır. Burada temel problemin sensörlerin mekanik olarak hizalanması ve ölçüm yapılırken ağırlığın sallanma problemi olarak tespit edilmiştir. Ayrıca arada yanlış isimlendirme ile kaydedilen veriler, bir dosya ismi kodlama metodu geliştirmesini gerekli kılmıştır.

Tablo 3.3'te gösterilen çalışmada ölçümün görsel olarak daha iyi olmasına rağmen sensörler arası farkın belli kademeler de %10a yaklaşması yeni bir mekanik problemin keşfedilmesini sağlamıştır (Şekil 3.28). Yapılan denemelerde ağırlığın direk asılmayıp, asılma sonrası arabaların titreştirilerek ve hafif oynatılarak dikey hizalamasının iyileştirilmesi önerilmiştir.

Tablo 3.2. Ölçüm 1, ham verisi ve lineerlik problemi

| | f1 | f2 | f3 | f4 |
|--------------------|----------|----------|----------|---------------|
| 0 gr | -0.00177 | -0.00729 | 0.024571 | -0.01275 |
| Askı | 5.230569 | 5.50881 | 4.658824 | 5.318669 |
| Askı + 34 | 10.79951 | 11.05786 | 9.255997 | Geçersiz veri |
| Askı + 3456 | 13.99807 | 16.72443 | 17.01226 | 16.82601 |

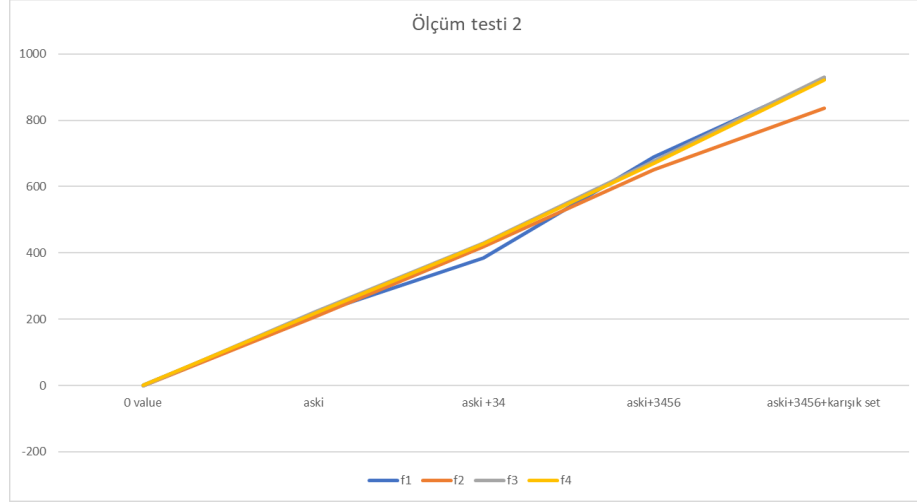


Şekil 3.27. Tek sensörde sallanan ağırlığın bıraktığı düzenli azalma eğilimi.

Tablo 3.3. Ölçüm 2, ham verisi

| Test ağırlığı (gr) | f1 | f2 | f3 | f4 |
|--------------------|----------|----------|----------|----------|
| 0 gr | 0.414393 | -0.64172 | -0.10034 | 0.231434 |
| Askı | 213.7348 | 206.6755 | 221.022 | 215.9458 |

| | | | | |
|-----------------------------------|----------|----------|----------|----------|
| Askı + 34 gr | 383.6969 | 419.7142 | 429.3393 | 427.0944 |
| Askı + 3456 gr | 689.0662 | 651.7296 | 676.8079 | 669.722 |
| Askı + 3456 gr+karışık set | 923.7165 | 836.2789 | 929.7796 | 922.6494 |



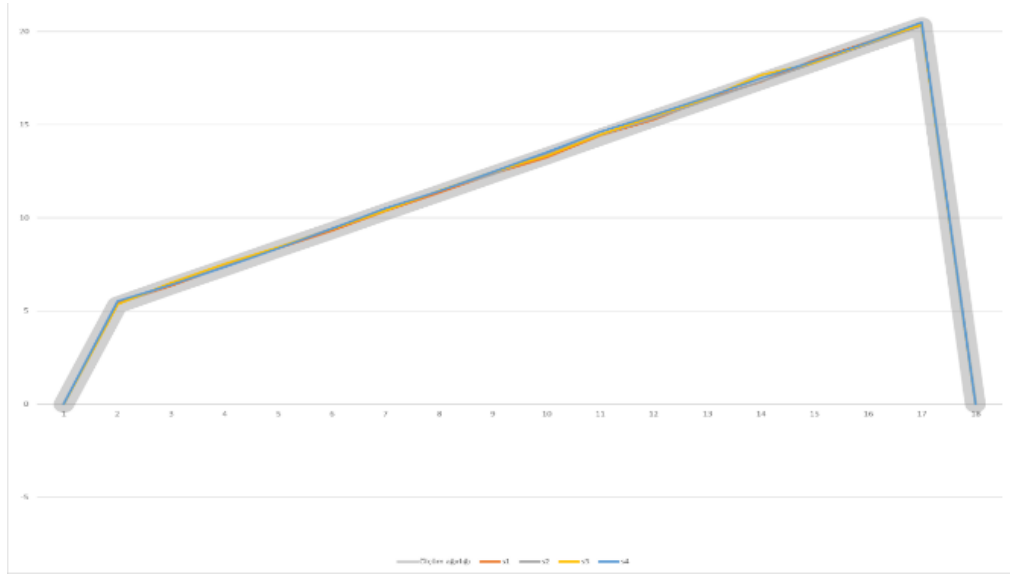
Şekil 3.28. Ölçüm 2 lineerlik verisi.

Son testlerde daha hassas ölçümler alabilmek için kalibre ağırlıklara geçilmiştir. Sistemde “kanca” + “5 kg” üzerine aşama aşama 1’er kg ağırlık eklenerek ölçüm yapılmıştır. Test sonunda ise gene boş sistemin ölçümlerinde değişiklik durumu gözlenmiştir. Sistemin doğranabildiği denemelerde ağırlıklar sistematik olarak asılmıştır. Her ağırlık asılırken asıldığı ip titreştirilmiş ve mekanik parçalar parmakla çeşitli taraflara oynatılarak oturtulmuştur. Ölçüm öncesi ağırlıkların sallanması giderilip ölçüm başlamadan 10 sn boyunca sallanmanın minimize edilmesi beklenmiştir. Uygun bulunan bu prosedür, katılımcının direk kuvvet vermeden önce parmaklarını oynatarak, kuvvet uygulanan düzeneğin mekanik olarak uygun yerleşime gelmesi gerekliliğini ortaya çıkarmıştır ve bu aşama test prosedürüne eklenmiştir.

Ölçüm 3’ü referans olarak, testlerin güvenilirliği için şu kararlar alınmıştır ve uygulanmıştır (Şekil 3.29):

1. Sistem her aktive edildiğinde 0 ve ~15 kg ile kalibre edilmiştir.

2. Sistemin her aktive edilmesi sonrası tekrarlı şekilde tüm sensörler 0 ve 15 kg ağırlıklar ile test edilip veriler kaydedilmiştir. Farkın 0.2 kgF'den fazla olması durumlarında kalibrasyon işlemi baştan yapılmıştır. Kaydedilen verilerden daha sonra katsayısı hesaplanmıştır ve son veriye uygulanmıştır.
3. Testler sırasında katılımcının her seferinde parmaklarını tanımlı alana oturarak yerleştirdiğinden, diğer alanlara taşmadığından emin olunmuştur, gözlenmiştir.
4. Sistem kapatılmadığı durumda bir önceki kalibrasyon ayarı ile geçerli kabul edilmiştir (aynı gün yapılan tüm testler).



| Ölçüm ağırlığı | S1 hata payı | S2 hata payı | S3 hata payı | S4 hata payı |
|--------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| 0 | 0.001997199 | 0.000980392 | 0.012747899 | 0.00502521 |
| 5.324 | 0.100201614 | 0.055481793 | 0.037308123 | 0.20697479 |
| 6.324 | 0.018809524 | 0.071680672 | 0.18312605 | 0.084109244 |
| 7.324 | 0.077946779 | 0.07822409 | 0.197467787 | 0.037305322 |
| 8.324 | 0.039711485 | 0.072453782 | 0.101593838 | 0.035882353 |
| 9.324 | 0.026960784 | 0.104521008 | 0.070170868 | 0.094196078 |
| 10.324 | 0.034932773 | 0.097403361 | 0.054442577 | 0.180148459 |
| 11.324 | 0.023341737 | 0.131084034 | 0.130184874 | 0.118627451 |
| 12.324 | 0.03705042 | 0.002495798 | 0.146341737 | 0.148028011 |
| 13.324 | 0.093014226 | 0.09912605 | 0.007176471 | 0.183893557 |
| 14.324 | 0.103414566 | 0.125361345 | 0.133985994 | 0.295913165 |
| 15.324 | 0.07027451 | 0.005532213 | 0.118459384 | 0.191843137 |
| 16.324 | 0.077823529 | 0.00137535 | 0.104543417 | 0.165403361 |
| 17.324 | 0.016159664 | 0.013002801 | 0.344932773 | 0.17519888 |
| 18.324 | 0.149408964 | 0.022977591 | 0.017605042 | 0.093008403 |
| 19.324 | 0.122644258 | 0.003151261 | 0.089661064 | 0.11254902 |
| 20.324 | 0.082781513 | 0.012610644 | 0.056705882 | 0.183663866 |
| 0 | 0.002680672 | 0.037134454 | 0.002442577 | 0.009630252 |
| Ortalama hata payı | 0.059953012 | 0.051922035 | 0.100494242 | 0.128966698 |

Şekil 3.29. Grafikte lineerlik ve tutarlı ölçüm izlenmiş olup(üstte) tablodaki veriler incelenerek geliştirilen sisteme özgü kgF cinsinde hata payı incelenmiştir(alta).

Tablo 3.4. Sistem validasyonunda raporlanan ağırlık ölçümleri

| | Ölçüm ağırlığı (kg) | Sensör 1 (kgF) | Sensör 2 (kgF) | Sensör 3 (kgF) | Sensör 4 (kgF) |
|---------|------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| ölçüm1 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | -0.01 | -0.01 |
| ölçüm2 | 5.32 | 5.42 | 5.38 | 5.36 | 5.53 |
| ölçüm3 | 6.32 | 6.34 | 6.40 | 6.51 | 6.41 |
| ölçüm4 | 7.32 | 7.40 | 7.40 | 7.52 | 7.36 |
| ölçüm5 | 8.32 | 8.36 | 8.40 | 8.43 | 8.36 |
| ölçüm6 | 9.32 | 9.30 | 9.43 | 9.39 | 9.42 |
| ölçüm7 | 10.32 | 10.36 | 10.42 | 10.38 | 10.50 |
| ölçüm8 | 11.32 | 11.35 | 11.46 | 11.45 | 11.44 |
| ölçüm9 | 12.32 | 12.36 | 12.33 | 12.47 | 12.47 |
| ölçüm10 | 13.32 | 13.23 | 13.42 | 13.33 | 13.51 |
| ölçüm11 | 14.32 | 14.43 | 14.45 | 14.46 | 14.62 |
| ölçüm12 | 15.32 | 15.25 | 15.32 | 15.44 | 15.52 |
| ölçüm13 | 16.32 | 16.40 | 16.32 | 16.43 | 16.49 |
| ölçüm14 | 17.32 | 17.31 | 17.31 | 17.67 | 17.50 |
| ölçüm15 | 18.32 | 18.47 | 18.30 | 18.34 | 18.42 |

3.3 Veri Toplama ve Test Protokolü

Bu çalışmayı gerçekleştirmek için Hacettepe Üniversitesi, Girişimsel Olmayan Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuruda bulunulmuş ve çalışma izni alınmıştır.

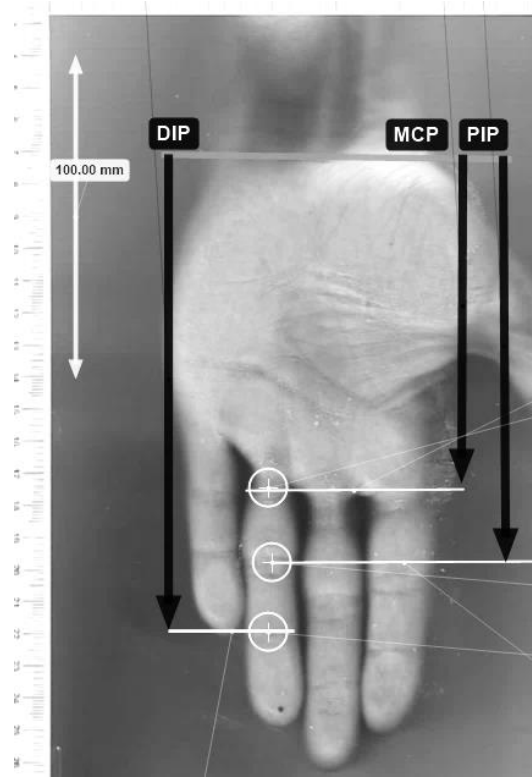
Çalışma günlük olarak planlanmıştır. Her gün çalışma öncesinde aktive edilen kuvvet toplama sistemi, hassas tartıda toplamı "15324" gr olan ağırlık ve asma parçaları ile kalibre edilmiştir ve tekrarlı ölçümler ile validasyonda zaman zaman gözlemlenen sapmaları bulmak için aynı ağırlıkla bir seri veri toplanmıştır ve ortalama verisi doğru ölçüm için çarpan olarak kabul edilmiştir. Tüm veriler analiz sonrasında 0.98-1.02 arasındaki kalibrasyon çarpanı ile çarpılmıştır. 15324 gr kalibre ağırlığın ölçümünün 0.3 kgF değerinden saptığı durumlarda sistem kalibrasyonu tekrarlanmıştır ve kalibrasyon çarpanı tekrar hesaplanmıştır.

Önceden bilgilendirilen ve çalışmaya kabul edilen sporcular, Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Biyomekanik Laboratuvarı'na çağırılmıştır. Katılımcılara EK 1'de sunulan gönüllü onam formu üzerinden çalışma hakkında bilgi verilmiştir. Antropometrik ölçüleri ve spora yönelik verileri formdan ayrı kağıtlarda kayıt altına alınmış ve bilgilendirme formu imzalatılmıştır.

Çalışma sırasında, pandemi önlemleri kapsamında mekân havalandırılmış ve deney alanında 2 araştırmacı ve katılımcı dışında kimsenin olmamasına dikkat edilmiştir. EMG ekipmanlarının kullanılacağı alanlarda alkol bazlı dezenfektan ile temizlik yapılmış ve kuvvet ölçüm düzeneği fırçalanarak düzenli olarak hazırlanmıştır. Genel önlem olarak maske önerilmiş fakat katılımcılara zorunlu tutulmamıştır.

Katılımcıların parmak boyutları el bileği eklem çizgisinden itibaren kaydedilmiştir. PIP, DIP ve MCP eklemlerinin ölçümleri düz avuç içerisindeki deri kıvrımları ortalanarak ölçülmüştür. Bu amaçla şekildeki görsel form sağ ve sol el opsiyonları ile kullanılmış ve her katılımcının baskın tarafından avuç içi tarafında kıvrımlar üzerinden ölçüm alınmıştır (Ek-2 ve Şekil 3.30). DIP eklemlerinin mesafesi "Açık tutuş ayarlı yükseklik" (ATAY) ve PIP ekleminin mesafesi "Kapalı tutuş ayarlı yükseklik" (KTAY) ölçümleri yapmak üzere seçilmiştir. Orta parmağın DIP pozisyonu "Açık tutuş eş yükseklik" (ATEY) için seçilmiş olup, PIP pozisyonu "Kapalı tutuş eş yükseklik" (KTEY) için seçilmiştir. "Kapalı tutuş ayarlı yükseklik adaptasyonu" (KTAYA) deneyinde PIP mesafelerinde sadece serçe parmak serbest bırakılmış ve konforlu bulunan konuma çekilmiştir.

Verilerin toplanması sonrasında bütün katılımcıların en az 20 dakika ısınma çalışması yapması teşvik edilmiştir. Katılımcıların hepsi kendi rutin ve aksesuarları ile ısınma çalışmalarını gerçekleştirmeyi tercih etmişlerdir.



Şekil 3.30. Solak bir katılımcının elinde 3. parmak üzerinden alınıp tabloya işlenen bilgiler el bilek eklemi deri kıvrımından itibaren 3. parmağın MCP, PIP ve DIP deri kıvrımı konumu.

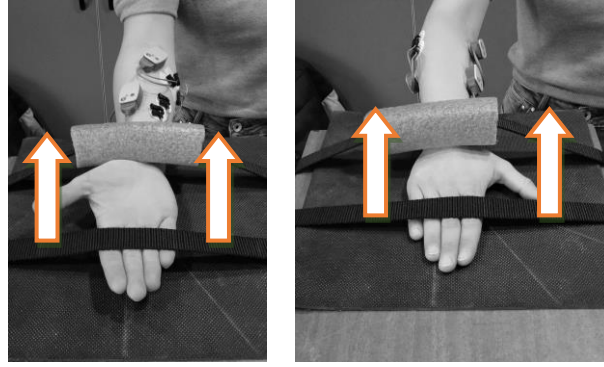
Deneyde postür ve ön kol pozisyonunu belirlemek için literatürde yapılmış çalışmalar incelenmiştir. Bölüm 3.2.2’de açıklandığı haliyle rahatlatılmış 0-180 pozisyonunda deney planlanmıştır (Şekil 3.31). Omuz eklemi, dirsek, el bileği ve parmakların düşeyde doğrusalığı arkada bulunan taşıyıcı profil gözle takip edilerek sağlanmıştır. Deneyler arası geçişlerde oturak yüksekliği ayarı ve alta konulan farklı tablalar ile tutuş yüksekliği gövde ve kola göre sabit tutulmuştur (Şekil 3.6).



Şekil 3.31. Deney süresince sürdürülen gövde ve kol pozisyonu.

Kas kasılma verisinin değerlendirilmesi için önkolda parmaklarla bağlantılı olan ana kas grupları tercih edilmiştir. Ölçüm yapılmak üzere seçilen kaslar FDP, FDS, ED ve FG kaslarıdır. Bölüm 3.2.3'te detayları anlatıldığı şekilde yüzey EMG elektrotları yerleştirilmiştir. Her elektrot yerleşiminden sonra ilgili kastan gelen sinyaller uygun kasılmalar yaptırılarak yazılımda gözlenmiş ve alınan sinyallerin uygun olmadığı durumlarda elektrot yerleşimi baştan yapılmıştır.

Çalışma iki gün şeklinde yapılacağı için ortaya çıkabilecek ölçüm problemlerini azaltmak adına önerilen şekilde, MİK (maksimum istemli kasılma) verisi toplanmıştır ve testler sırasında kaydedilen EMG verileri her günün MİK verisine göre normalize edilmiştir (28). MİK kasılmalarını ölçmek için 4 farklı pozisyonda üçer kez maksimum kasılma verisi toplanmıştır. Bunun için ön kolun ayarlanabilir kayışlar ile sabitlenebildiği bir tablada, belirtilen sırada izometrik kasılma kuvvetleri toplanmış, sistem test edilmiş ve normalize etmek için veri elde edilmiştir (Şekil 3.3.3). EMG elektrotlarının yerleşim yerinden kaynaklı problemleri azaltmak için ilk gün sonunda elektrotların yapıştırıldığı alanlar kalem ile işaretlenmiş ve ikinci gün aynı alanda uygulama yapılması sağlanmıştır (Şekil 3.3.4)



Şekil 3.32. Maksimal kasılma ölçümleri FDS (solda) ve ED (Sağda) örneği.



Şekil 3.33. Kolda işaretleme çalışması.

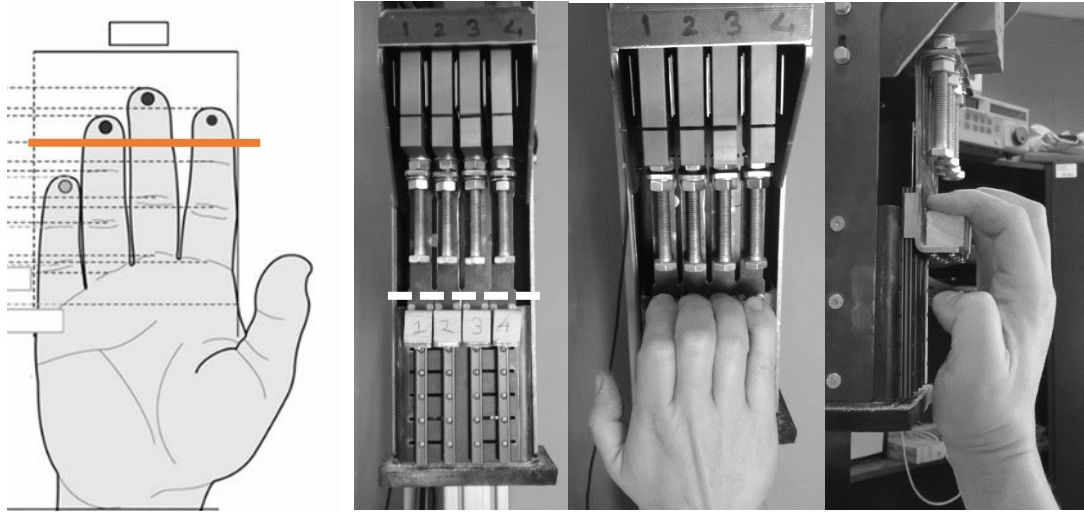
EMG verisi okumak için seçilmiş olan 4 kanal okuyucu, katılımcının baskın olan tarafında ön kolda 4 alanda uygulanmıştır. Kablosuz veri toplama ünitesi çift taraflı bant kullanılarak deri üzerine sabitlenmiştir. Elektrotların ve kablosuz veri toplama ünitelerinin yerini sabitlemek ve testler sırasında oynamasını engellemek için üzerlerinden kendi üzerine yapışabilen koban bandaj uygulaması yapılmıştır (Resim 3.34).



Şekil 3.34. Ön kolda FG, FDS, FDP ve ED üzerinde EMG sensörü uygulaması.

Katılımcıların rasgele sıralı şekilde toplamda 5 farklı tutuşu MİK ölçümü alacak şekilde 6 saniyelik zaman aralığında x 3 sette gerçekleştirmesi beklenmiştir. Yorgunluk etkisini ortadan kaldırmak için testler arasında 5-6 dk dinlenme süresi verilmiştir. Her deney sonrası izlenen toplam kuvvet, artış trendine devam ettiği sürece 5. denemeye kadar veri toplanmıştır.

Tutuşlarda eş yükseklik tanımı, düz bir tutunma alanı için tanımlanmıştır. ATEY tutuş pozisyonu, tüm parmak eklemleri hafif fleksiyonda gerçekleştirir (Şekil 3.35). KTEY tutuş pozisyonunda yarı kapalı tutuş gerçekleştirilmiştir. İşaret, orta ve yüzük parmaklarında PIP ekleminin fleksiyonda olması ve DIP ekleminde hiper ekstansiyonda olması beklenmiştir. Serçe parmakta açık tutuş pozisyonuna yakın şekilde, DIP fleksiyonda ve PIP ekstansiyonda olması beklenmiştir (Şekil 3.36). ATEY tutuşunda uzanma yüksekliği en yüksekte iken, KTEY’de yükseklik, katılımcının orta parmağına göre MCP-PIP çizgileri arasındaki mesafeye göre konumlandırılmıştır.

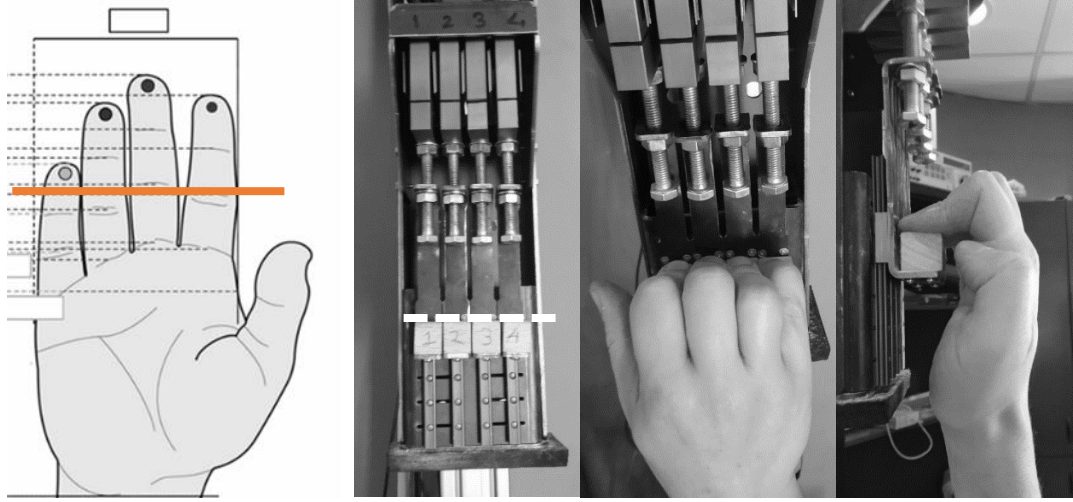


Şekil 3.35. ATEY pozisyonu parmak yüksekliği ayarı ve tutuş pozisyonu (2. Parmak DIP mesafesi).

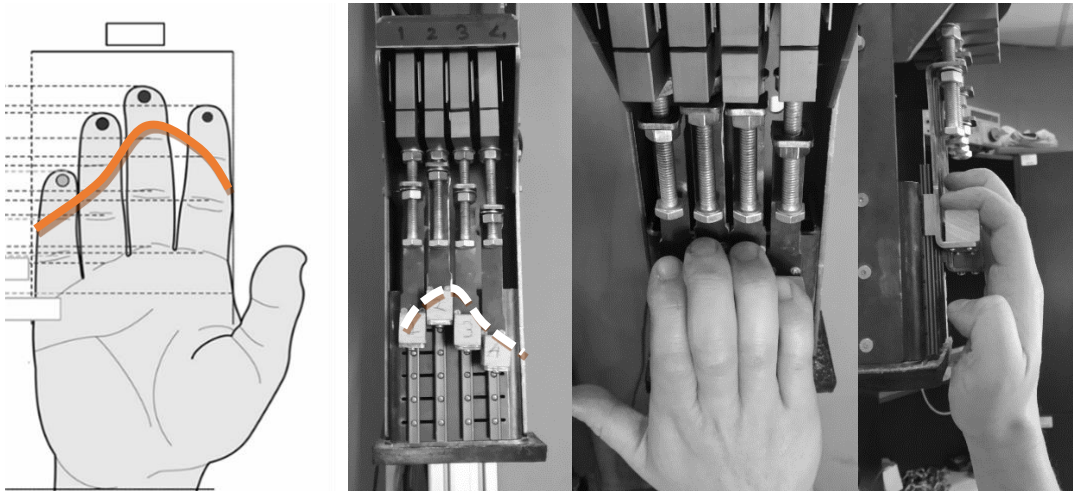
Ayarlı tutuş yüksekliklerinde ise parmakların bu tutuşlarda parmak eklemlerinin yakın açılı durumda olması hedeflenmiştir. Bunun için DIP eklemi mesafeleri her parmağa göre ayrı konumlandırılarak ATAY ve PIP eklemi mesafesi baz alınarak KTAY tutuşları gerçekleştirilmiştir.

Son olarak, KTAY pozisyonunda serçe parmağın alışılmışın dışında kullanımı, ön testlerde katılımcılardan alınan geri bildirimlerdeki rahatsızlık hissi ve ürettiği düşük kuvvetler sebebiyle KTAYA pozisyonu önerilmiş, bu tutuşta sadece serçe parmak, katılımcının tercihinine göre daha rahat bir pozisyona yükseltilerek, diğerlerine göre daha fazla ekstansiyon pozisyonunda tutuş gerçekleştirilmiştir. Tercih edilen tutuş yüksekliği kayıt altına alınmıştır.

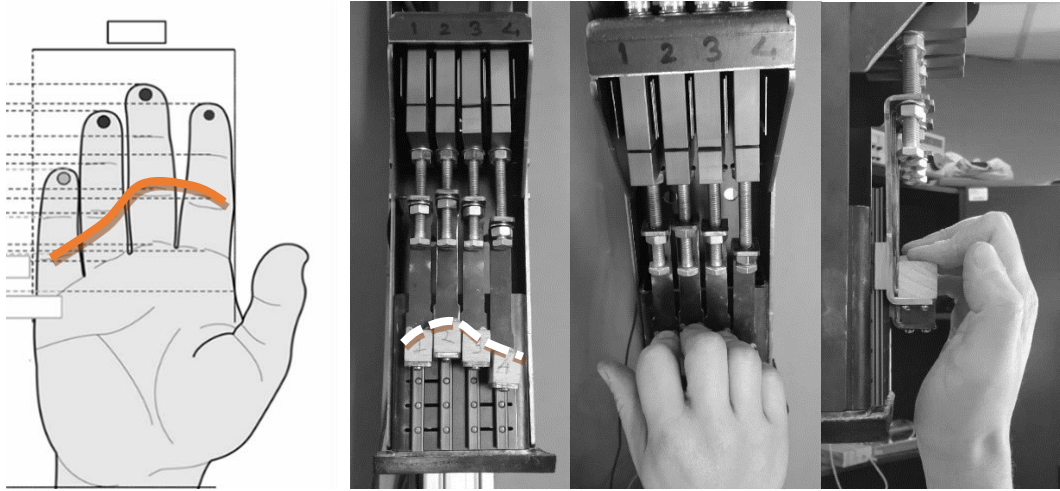
Her katılımcıda belirtilen pozisyonların sırası rasgele belirlenmiştir. Katılımcıların düzeneğe alışması için tercihlerin sırası modifiye edilmiştir. Yorgunluk olduğu durumda deney sonlandırılmıştır.



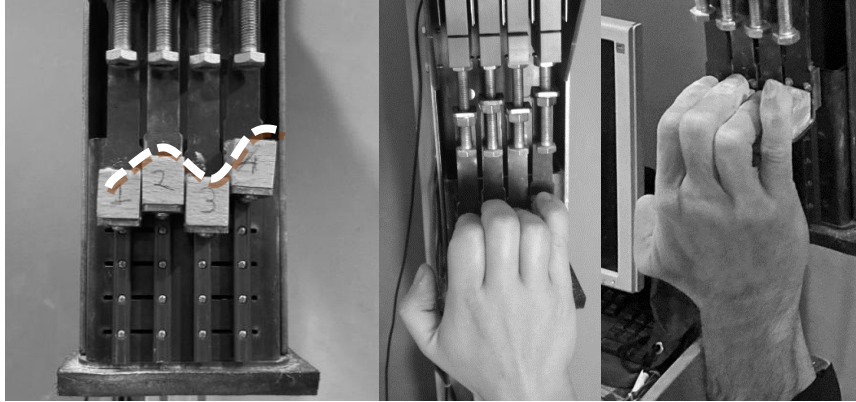
Şekil 3.36. KTEY pozisyonu parmak yüksekliği ayarı ve tutuş pozisyonu (2. parmak PIP mesafesi).



Şekil 3.37. ATAY pozisyonu parmak yüksekliği ayarı ve tutuş pozisyonu (tüm parmaklar DIP mesafesi).



Şekil 3.38. KTAY pozisyonu parmak yüksekliği ayarı ve tutuş pozisyonu (tüm parmaklar PIP mesafesi).



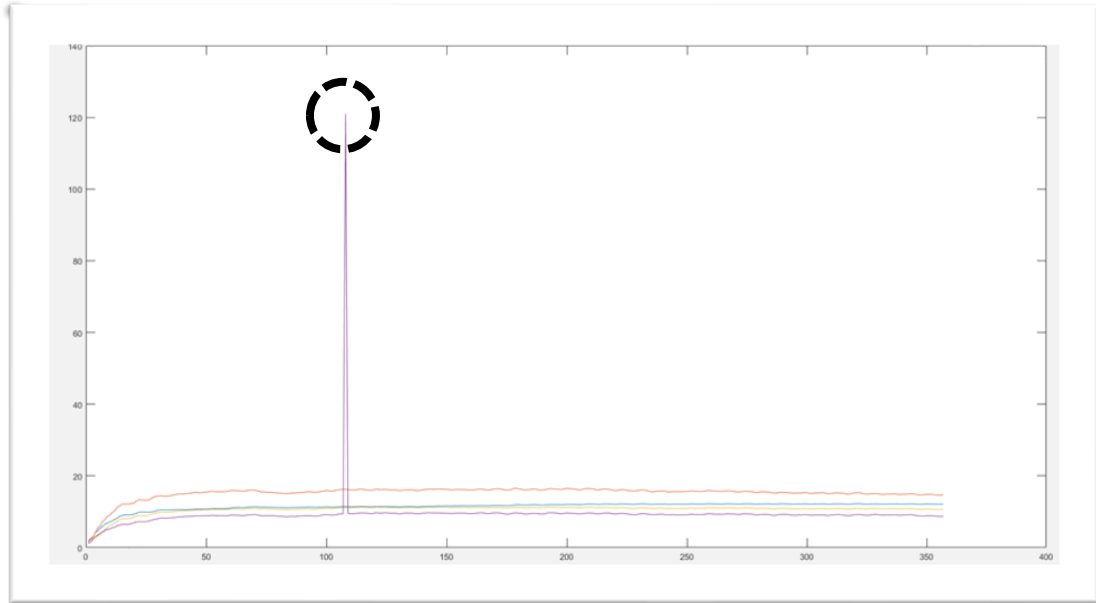
Şekil 3.39. KTAYA pozisyonu parmak yüksekliği ayarı ve tutuş pozisyonu (konforlu serçe parmak pozisyonu).

3.4 Veri analizi

3.4.1 Verilerin filtrelenmesi

Verilerin seçilmesi ve ayıklanması işlerinde Excel ve MATLAB vR2021a yazılımları kullanılmıştır. Numerik matris olarak aktarılan veriler, EK4' te verilen veri filtreleme kodları ile zaman damgasına göre eş zamanlanmış, elenmiş ve filtrelenmiştir.

Kullanılan HX 711 ADC kartının 80 Hz çalışma durumuna özel şekilde veride şekildeki gibi anlık parazitler, bir önceki ve sonraki verinin ortalaması alınarak düzenlenmiştir.



Şekil 3.40. Kuvvet verisinde ölçülen örnek parazit verisi.

Kuvvet verilerinin tümü, aynı tarih ve zaman aralığı ile eşleşen 0.98-1.02 arasındaki katsayılarla çarpılmıştır.

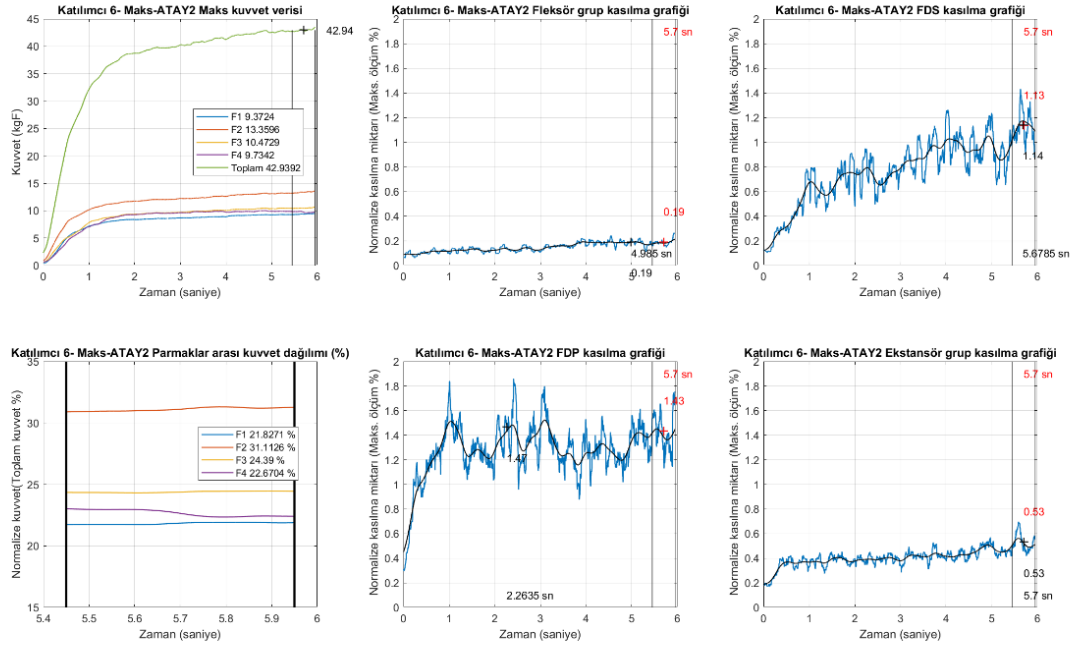
Kuvvet verilerinde zaman damgasına göre ham veri üzerinden 2. derece 6 hz gecikmesiz Butterworth sayısal filtre uygulanmış ve EMG verisi ile uyumlu olması için 2000 Hz zaman damgasına denk gelecek şekilde lineer interpolasyon uygulanarak genişletilmiştir. Karşılaştırmalar için kuvvet verisi üzerinden 500 ms'lik bir kayan pencere

geçirilmiş ve bu pencere içerisinde en yüksek ortalama değere sahip olan pencere maksimal kuvvet ölçümü olan alan seçilmiştir.

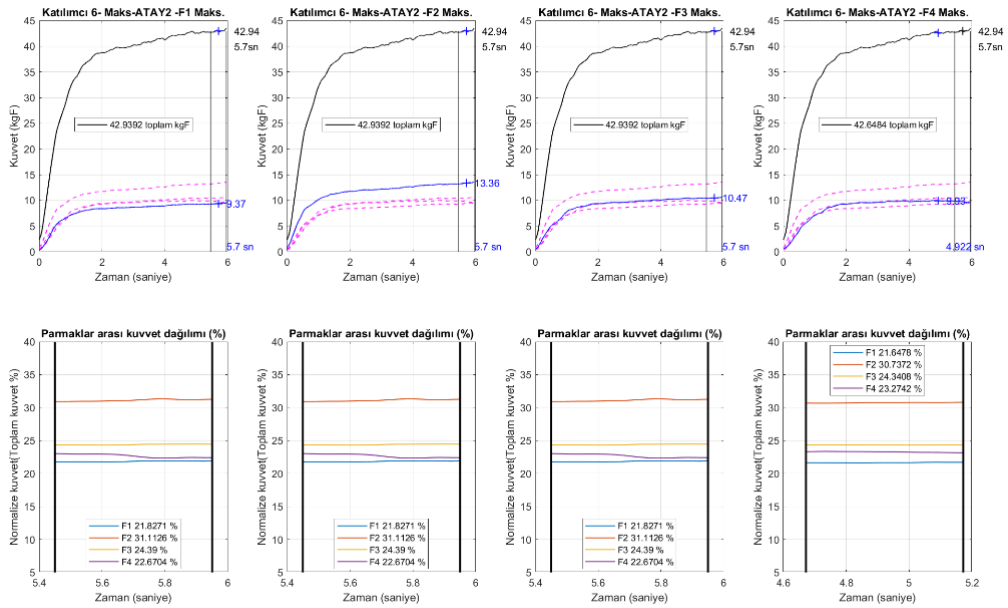
EMG verilerinde Noraxon sisteminin yayınlarında önerildiği şekilde çalışma yapılmıştır. Temel gürültü filtrelerini uygulayan yazılımın çıktısında belirtilen işlemlere uygun olarak sırası ile tam doğrultma (rectify, mutlak değer alımı) işlemi yapılmış ve EMG verileri üzerinden 100 ms'lik RMS geçirilerek çizgisel kılıf uygulanmıştır (28). Kullanılacak veri aralığı zaman damgasına göre kuvvetin maksimum seçildiği 2000 Hz veri sıklığına göre 500 mili saniyelik aralık olarak belirlenmiştir.

Şekil 3.41'de tüm verilerin dökümünün nasıl yapıldığı açıklanmıştır. Temel olarak sol üstteki kuvvet verisinde, maksimum ortalama ölçülen pencere siyah çizgiler arasına alınmış ve tüm sensörlerdeki kuvvet verisi değeri o an için listelenmiştir. Aynı pencerenin odaklanmış hali bir alttaki grafikte her sensörün yüzdelerik değeri olarak çizilmiştir. Sağdaki EMG verilerinde de gene pencereye denk gelen alandaki normalize ölçüm kırmızı ile işaretlenip zaman damgası ile verilmiştir. EMG verisinin pencere dışındaki maksimum ölçümü de siyah işaret ile belirtilip verilmiştir.

Şekil 3.42'de sensörlerin 0.5 saniyelik maksimum kuvvet ölçümü alanı dışındaki maksimalleri teker teker ölçülmüş ve aynı alanda diğer sensörlerin yüzdelerik paylaşımı her parmak için ayrı ayrı zaman damgası ile verilmiştir. Örnekte parmakların maksimum kuvvete ulaştığı siyah renk artılar, deney maksimal ölçümüne yakın zaman aralığında gözükmetedir.



Şekil 3.41. Örnek grafikte, deneyde 6 numaralı katılımcı ile 5.7'inci saniyede 42.94 kgF total kuvvet ölçülmüş olup, 0,5 saniye içerisindeki parmakların ürettiği kuvvetler, bu kuvvetlerin total kuvvete oranı ve denk gelen EMG sinyalleri gösterilmiştir.



Şekil 3.42. Aynı deneyde parmakların maksimum kuvvet ölçülen alanlarda analizi.

3.4.2 İstatistik

Tüm istatistiksel analizler, IBM SPSS Statistics (versiyon 23, IBM Corporation, Armonk, NY, ABD) yazılım paketi kullanılarak yapılmıştır. Verilerin normalliği Shapiro-Wilk testi ile kontrol edilmiş ve küresellik koşulu için Mauchly testi kullanılmıştır. Tutuş pozisyonlarının maksimal toplam parmak kuvvetine ve parmaklar arası kuvvet dağılımlarına etkilerini incelemek için tekrarlı ölçümlerde ANOVA kullanılmıştır. Anlamlı bir etki görüldüğünde bu etkileri değerlendirmek için Bonferroni post-hoc testleri yapılmıştır. Küresellik varsayımının sağlanmadığı durumlarda Greenhouse and Geisser düzeltmesinden elde edilen sonuçlar değerlendirilip raporlanmıştır. İstatistik analizler hem testlerde ölçülen kgF kuvvet değerleri hem de bu değerlerin katılımcıların vücut kütlesine göre normalize edildiği veriler üzerinden yapılmıştır. Tüm istatistik testlerde anlamlılık düzeyi $p \leq 0,05$ olarak belirlenmiştir.

4. BULGULAR

4.1 Kuvvet Ölçüm Verileri

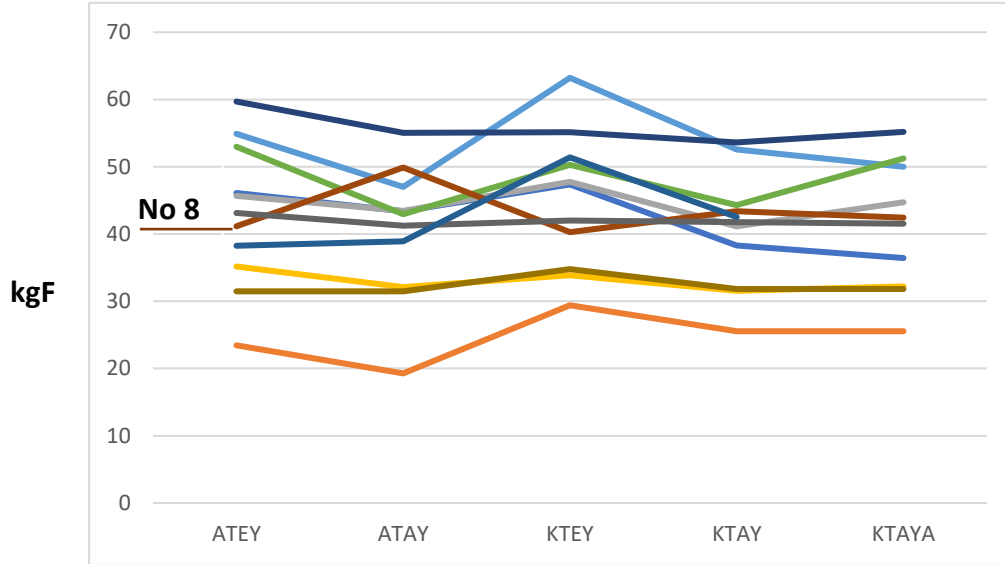
Katılımcıların deney süresince ürettikleri maksimal kuvvetler vücut ağırlıklarına oranlanmıştır. 5 numaralı katılımcı tek kolla kendi vücut ağırlığını çekebildiğini belirtmiştir. Kişinin kendisini çekmesini önlemek ve postürünü korumak için başlık 3.2.2'de açıklanan üst bacak üstünden dayama tercih edilmiştir. Kendini çekebildiğini belirtmese de postürü bozulduğu gözlemlenen katılımcı 1 ve katılımcı 6'da da aynı bacak dayama aksamı tercih edilmiştir.

KTEY testinde en fazla %94 vücut ağırlığı oranına ulaşmıştır. 2 numaralı katılımcı KTAYA pozisyonunu KTAY ile aynı tercih etmiştir, KTAYA denemeleri rahatsız hissettirmiştir (en küçük elli katılımcı). 11 numaralı katılımcı ile KTAYA çalışması gerçekleştirilememiştir. Daha sonra deneyi gerçekleştirmesi aradan çok zaman geçtiği için uygun bulunmamıştır fakat diğer deneyleri çalışmaya dahil edilmiştir.

Katılımcıların 5 farklı pozisyonda tutamak üzerine uyguladıkları toplam kuvvetler Tablo 4.1’de kgF olarak Şekil 4.1’de grafik olarak sunulmuştur. Tutuş pozisyonları arasında en yüksek toplam maksimal kuvvet değeri 45.04 ± 9.63 kgF ile KTEY pozisyonunda görülmüştür. Tutuş pozisyonlarının (ATEY, ATAY, KTEY, KTAY ve KTAYA) üretilen toplam parmak kuvveti üzerine etkileri istatistik olarak tekrarlı ölçümlerde tek yönlü ANOVA ile incelenmiştir. Tüm veriler Shapiro-Wilk testine göre normal dağılım göstermekte ($D(11) = 0.987, 0.946, 0.976, 0.949$ ve 0.971 $p > 0.05$) ve küresellik varsayımını karşılamaktadır ($\chi^2(9) = 13.000, p > 0.05$). İstatistik sonuçları tutuş pozisyonları arasında anlamlı bir fark ($F(4, 40) = 3.721, p = 0.011$) gösterse de Bonferoni yöntemi kullanılarak yapılan ikili karşılaştırmalarda KTEY-KTAY pozisyonları arasında görülen $p = 0.055$ değeri haricinde tüm karşılaştırmalarda $p > 0.3$ olduğu görülmüş ve tutuş pozisyonları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Tablo 4.1. Maksimal kgF tablosu.

| Katılımcı no | ATEY | ATAY | KTEY | KTAY | KTAYA |
|-----------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| 1 | 46.08 | 43.39 | 47.36 | 38.30 | 36.42 |
| 2 | 23.43 | 19.27 | 29.40 | 25.53 | 25.53 |
| 3 | 45.68 | 43.45 | 47.75 | 41.13 | 44.71 |
| 4 | 35.16 | 32.10 | 33.87 | 31.55 | 32.22 |
| 5 | 54.89 | 47.00 | 63.22 | 52.57 | 50.01 |
| 6 | 52.97 | 42.94 | 50.26 | 44.27 | 51.25 |
| 7 | 59.69 | 55.02 | 55.14 | 53.61 | 55.16 |
| 8 | 41.16 | 49.88 | 40.27 | 43.36 | 42.44 |
| 9 | 43.12 | 41.23 | 42.00 | 41.74 | 41.53 |
| 10 | 31.47 | 31.47 | 34.77 | 31.81 | 31.80 |
| 11 | 38.25 | 38.91 | 51.39 | 42.50 | |
| ortalama | 42.90 | 40.42 | 45.04 | 40.58 | 41.30 |
| Standart sapma | 10.67 | 9.85 | 10.10 | 8.55 | 9.10 |



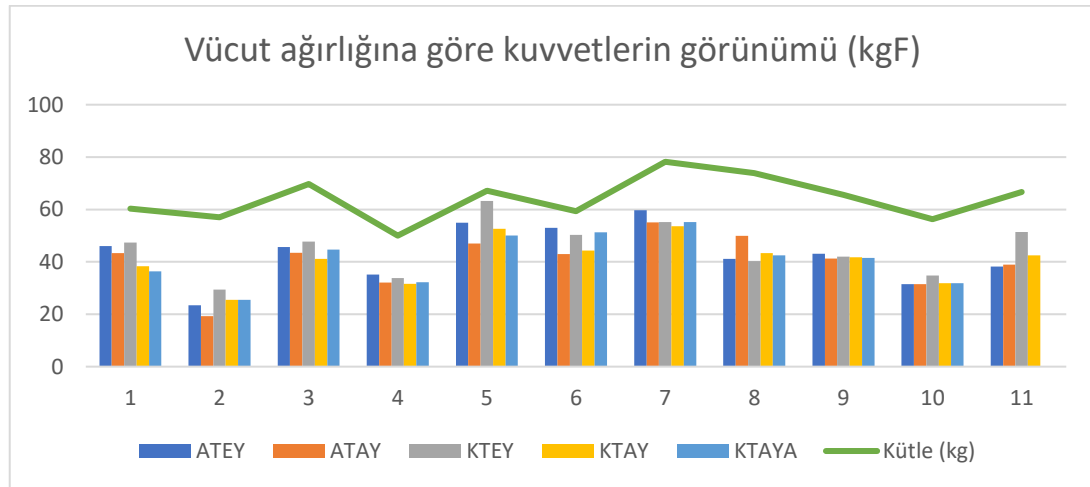
Şekil 4.1. Maksimal kuvvet grafiği (kgF) (her çizgi bir katılımcıyı temsil etmektedir.) Kahverengi çizgi ile gösterilen katılımcı 8’de genel w şeklinin tersi bir ölçüm gözlenmiştir.

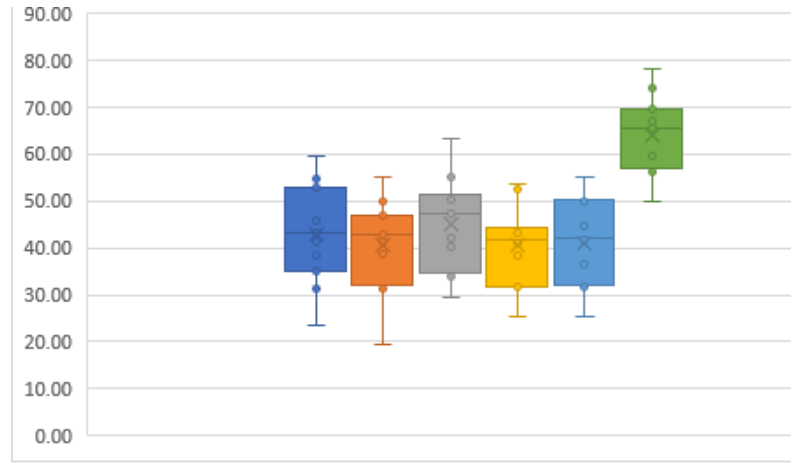
Katılımcıların kütlelerine göre normalize edilmiş toplam maksimal kuvvet değerleri Tablo 4.2’de sayısal veriler olarak ve Şekil 4.2 ve 4.3’te iki farklı grafik olarak sunulmuştur. Katılımcıların ürettikleri maksimal kuvvet verileri vücut kütlelerine oranlandığında KTEY pozisyonunda ortalama normalize maksimal parmak kuvveti değeri %70 olarak bulunmuştur. Bu değeri, %67 ile ATEY, %64 ile KTAYA %63 ile KTAY ve %62 ile ATAY pozisyonları takip etmiştir. Katılımcıların genelinde en yüksek toplam kuvvetlerde KTEY > ATEY > KTAYA sıralaması gözlenmiş olup KTAY ve ATAY ölçümlerinin sırası kendi aralarında değişkenlik göstermiştir (KTEY > ATEY > KTAYA > KTAY = ATAY).

Sadece katılımcı 8’de ATAY > KTAY > KTAYA > ATEY > KTEY ölçülmüştür ve diğer katılımcıların tersinde bir eğilim gözlemlenmiştir. 8 numaralı katılımcının verilerinin tutarlılığı, orijinal verilerin zaman damgası kontrol edilmiş ve genel grafik görünümünde bir problem izlenmemiştir. Kişi ile iletişime geçilmiş, orta parmaktaki eski bir sakatlık sonucu, kişinin özellikle orta parmağa daha çok yük bindiren kapalı tutuştan kaçındığı anlaşılmıştır.

Tablo 4.2. Yüzdelerik toplam kuvvetler.

| | ATEY % | ATAY % | KTEY % | KTAY % | KTAYA % | ORTALAMA |
|-----------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| Katılımcı 1 | 76.42 | 71.96 | 78.54 | 63.52 | 60.40 | 70.17 |
| Katılımcı 2 | 41.11 | 33.81 | 51.58 | 44.79 | 44.79 | 43.21 |
| Katılımcı 3 | 65.54 | 62.34 | 68.51 | 59.01 | 64.15 | 63.91 |
| Katılımcı 4 | 70.32 | 64.20 | 67.74 | 63.10 | 64.44 | 65.96 |
| Katılımcı 5 | 81.80 | 70.04 | 94.22 | 78.35 | 74.53 | 79.79 |
| Katılımcı 6 | 89.18 | 72.29 | 84.61 | 74.53 | 86.28 | 81.38 |
| Katılımcı 7 | 76.33 | 70.36 | 70.51 | 68.55 | 70.54 | 71.26 |
| Katılımcı 8 | 55.70 | 67.50 | 54.49 | 58.67 | 57.43 | 58.76 |
| Katılımcı 9 | 65.73 | 62.85 | 64.02 | 63.63 | 63.31 | 63.91 |
| Katılımcı 10 | 55.90 | 55.90 | 61.76 | 56.50 | 56.48 | 57.31 |
| Katılımcı 11 | 57.35 | 58.34 | 77.05 | 63.72 | — | 64.11 |
| Ortalama: | 66.85 | 62.69 | 70.28 | 63.12 | 64.23 | |
| Standart sapma | 19,08 | 16,89 | 19,10 | 16,06 | 17,62 | 19,08 |

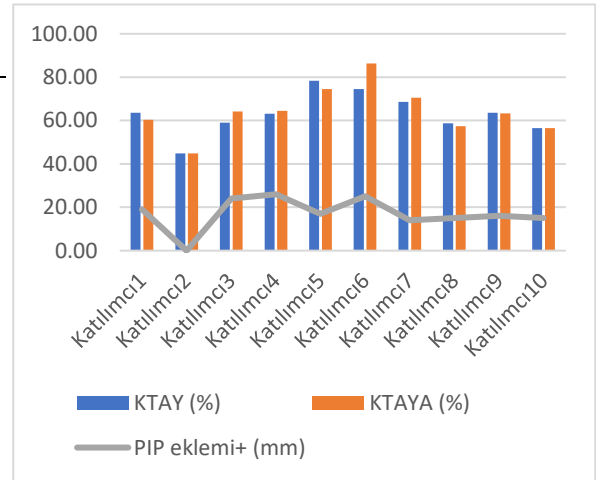
**Şekil 4.2.** Vücut ağırlığına göre uygulanan total kuvvetlerin genel görünümü (her 5'li sütun bir katılımcının deneyleri genelini temsil etmektedir).



Şekil 4.3. Deneylerde maksimal toplam kuvvet ve vücut kütlesi dağılımı(kgF) (sırasıyla ATEY, ATAY, KTEY, KTAY, KTAYA ve vücut kütlesi).

KTAYA testinde, Şekil 4.4'te ve tabloda belirtildiği haliyle serçe parmak yüksekliği artırılmıştır. Katılımcıların 9'u bu tutuşu rahat bulmakla beraber sadece dördü daha fazla kuvvet üretebilmiştir. EMG verileri de incelendiğinde ise FDP kasılması ile kuvvet değişimi arasında net bir ilişki izlenmemiştir.

| | KTAY (%) | KTAYA (%) | PIP eklemi+ (mm) | FDP kasılma verisi değişimi (KTAYA/KTAY) |
|-------------|----------|-----------|------------------|--|
| Katılımcı1 | 63.52 | 60.40 | 19 | 1.51 |
| Katılımcı2 | 44.79 | 44.79 | 0 | 1.00 |
| Katılımcı3 | 59.01 | 64.15 | 24 | 1.03 |
| Katılımcı4 | 63.10 | 64.44 | 26 | 0.90 |
| Katılımcı5 | 78.35 | 74.53 | 17 | 1.16 |
| Katılımcı6 | 74.53 | 86.28 | 25 | 1.34 |
| Katılımcı7 | 68.55 | 70.54 | 14 | 0.70 |
| Katılımcı8 | 58.67 | 57.43 | 15 | 0.78 |
| Katılımcı9 | 63.63 | 63.31 | 16 | 0.99 |
| Katılımcı10 | 56.50 | 56.48 | 15 | 1.04 |

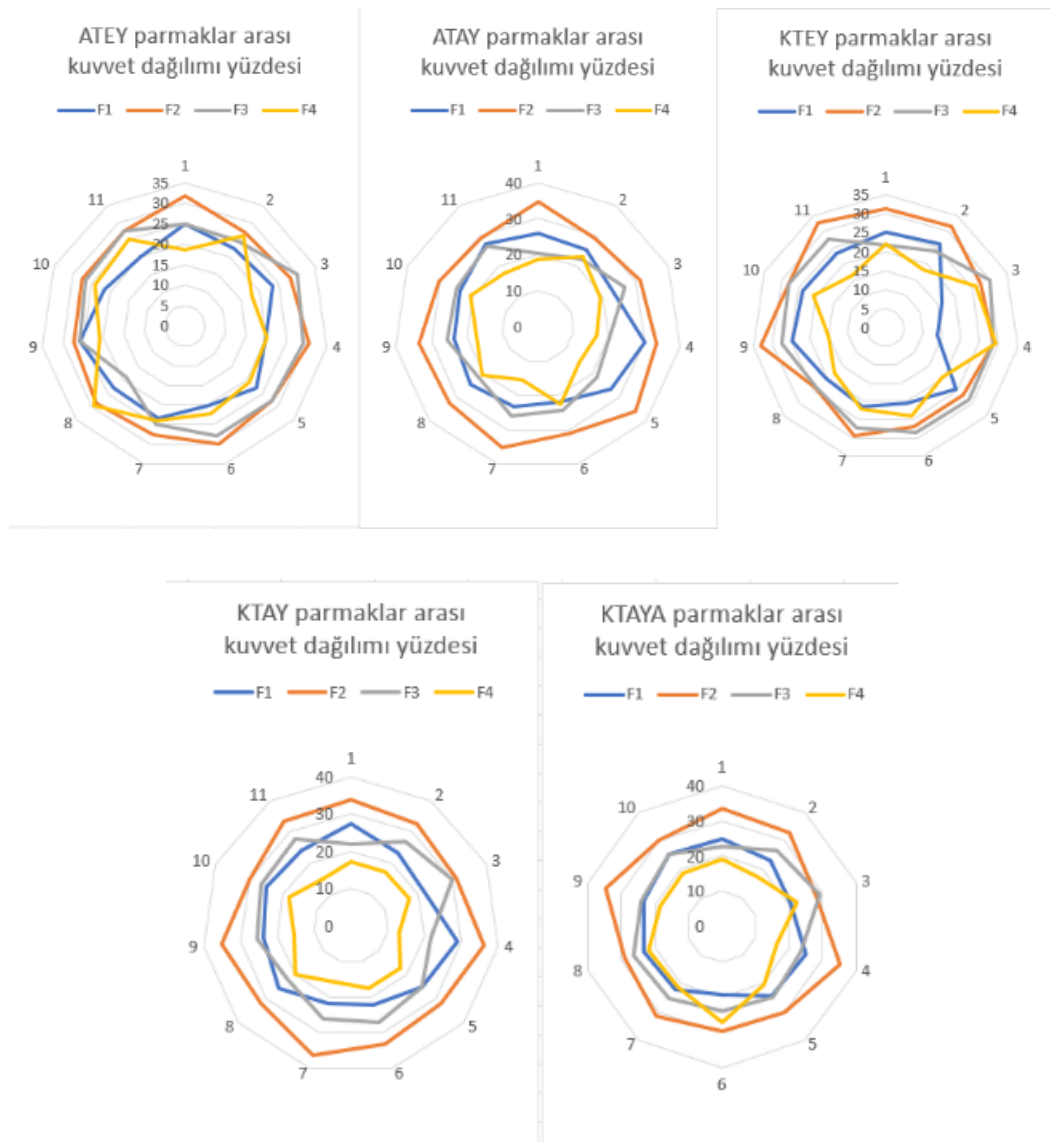


Şekil 4.4. KTAY ve KTAYA arasında Serçe parmak yüksekliği değişim miktarı ile normalize kuvvet değişimi.

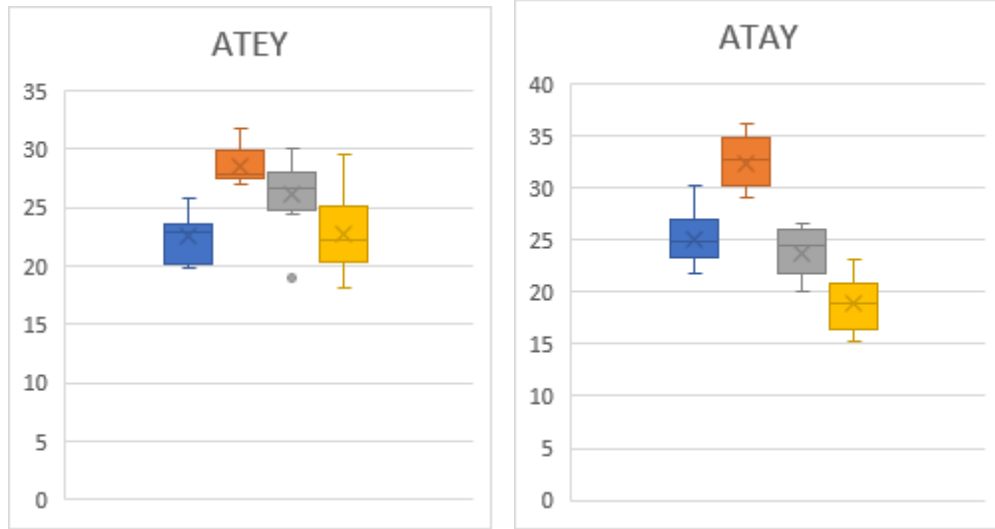
Kuvvetlerin parmaklar arası paylaşımı incelendiğinde ise ATEY ve KTEY tutuşlarında en dengeli olduğu, ayarlı tutuşlar ATAY KTAY ve KTAYA'da paylaşımın dengesizleştiği izlenmiştir. Bu tutuşlarda yük en çok orta parmağa kaymıştır.

Ortalamada en yüksek parmak yükü paylaşımı %33.25 ile orta parmakta KTAY pozisyonunda görünürken, en düşük olanı da gene aynı pozisyonda %16.78 ile serçe parmaktadır (Şekil 4.6). Buna paralel olarak orta parmağa düşen en fazla yük ve serçe parmağa düşen en az yük ortalaması bu deneyde karşılanırken, KTAY, ATAY ile beraber toplam kuvvette en düşük sıralamadır.

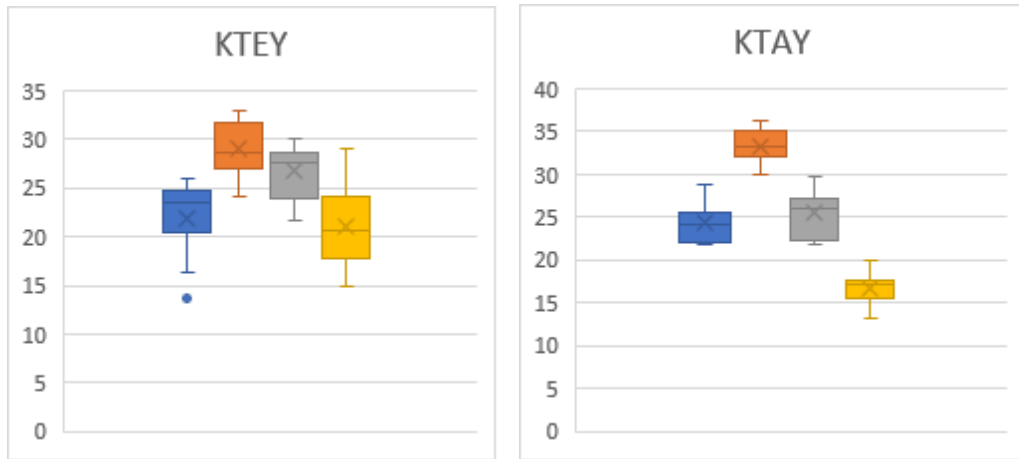
Öte yandan KTEY ve ATEY'de %22-21 aralığında serçe parmak katılımı görülürken, orta parmak %28-29 oranla yük paylaşımına katılmaktadır ve bu deneylerde maksimum toplam kuvvetlere ulaşılmıştır.



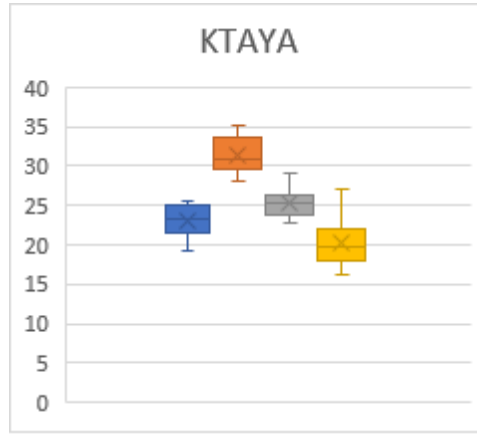
Şekil 4.5. Kişiler arası parmaklarda kuvvet dağılımı grafikleri (%).



Şekil 4.6. ATEY ve ATAY tutuşlarında parmaklar arası yüzdelik kuvvet paylaşımı (Soldan sağa 1. Parmak, 2. Parmak, 3. Parmak ve 4. Parmak).



Şekil 4.7. KTEY ve KTAY tutuşlarında parmaklar arası yüzdelik kuvvet paylaşımı (Soldan sağa 1. Parmak, 2. Parmak, 3. Parmak ve 4. Parmak).



Şekil 4.8. KTAYA tutuşunda parmaklar arası yüzdelik kuvvet paylaşımı(Soldan sağa 1. Parmak, 2. Parmak, 3. Parmak ve 4. Parmak).

Deneyler arasında kuvvet paylaşım dengelerine bakılınca çalışma öncesinde öngörülenden farklı sonuçlarla karşılaşılmıştır. Tablo 4.3'te parmakların kgF ölçümleri ve Tablo 4.4'te vücut ağırlığına göre normalize yük paylaşımına bakıldığında katılımcıların çoğu ve genel ortalama en fazla yük ölçülen parmağın KTAY pozisyonunda orta parmak olduğu görülmektedir. KTAY pozisyonunda en yüksek kuvvetlere ulaşılmamasına rağmen orta parmağa en çok yükün düşmesi, eş seviyesiz tutamaklarda daha dengeli tutunma kuvvetleri üretildiği varsayımına oldukça ters düşmektedir.

Sonuç olarak KTAY ve ATAY tutuşlarında en yüksek toplam kuvvetlere ulaşılamasa da en dengesiz kuvvet paylaşımının bu eşseviyesiz tutuşlarda olduğu gözlenmiş ve kapalı tutuşlara geçildikçe kuvvet paylaşımının ilk iki parmağa kaymaya başladığı anlaşılmıştır.

Tablo 4.3 üzerinde gösterildiği üzere geçişler arasında deneyler arası en yüksek kuvvet artışı ve normalize en yüksek kuvvet ölçümü orta parmakta ve KTAY pozisyonunda görülmüştür. Katılımcı 8 ile yapılan deney sonrası görüşmelerde, eskiden olmuş ve iyileşmiş olan orta parmak yaralanmasının, farklı profilde sonuçlar oluşturmasına sebep olabilmeye olabileceği değerlendirilmiştir. Öte yandan, temkinli gerçekleştirilen orta parmak yüklenmesinin, ayarlı tutuşta en fazla artışı göstermiş olması ve deney

sonrasında katılımcının artmış şiddetli ağrılarını bildirmesi, ayarlı tutuşların ilk bakışta daha çok orta parmak yüklenmesine yol açabileceğine işaret edebilir.

Tablo 4.3. Parmaklar arası kuvvetlerin dağılımları (kgF).

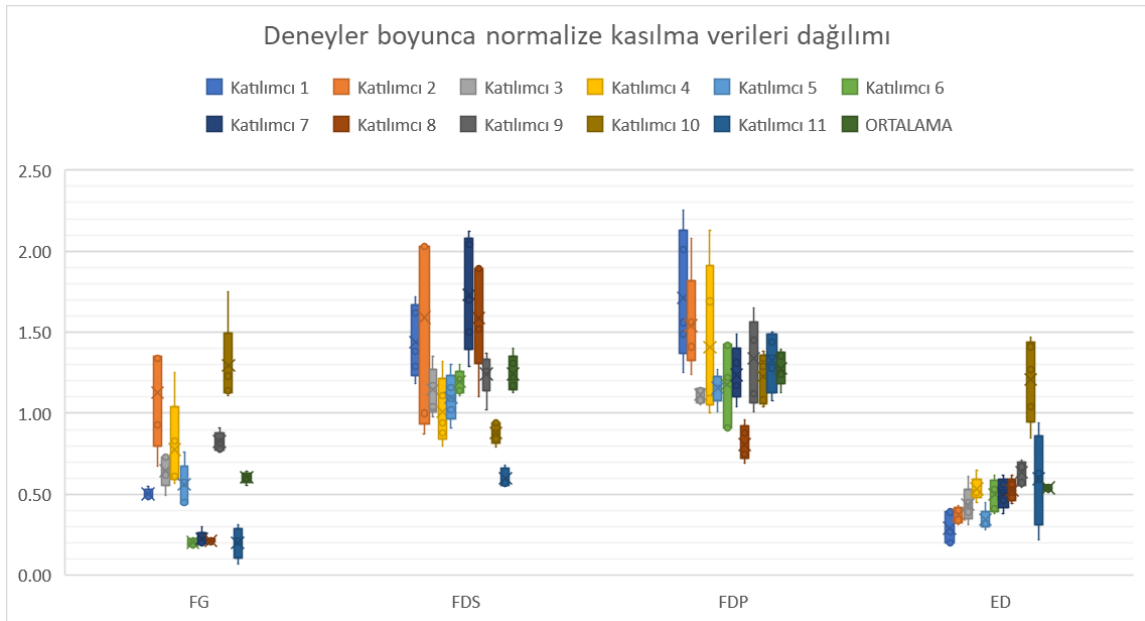
| no | ATEY | | | | ATAY | | | | KTEY | | | | KTAY | | | | KTAYA | | | |
|--------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------|-------|-------|-------|-------|
| | F1 | F2 | F3 | F4 | F1 | F2 | F3 | F4 | F1 | F2 | F3 | F4 | F1 | F2 | F3 | F4 | F1 | F2 | F3 | F4 |
| Katılımcı 1 | 11.49 | 14.66 | 11.44 | 8.50 | 11.29 | 15.11 | 8.81 | 8.18 | 11.90 | 14.79 | 10.30 | 10.38 | 10.52 | 13.04 | 8.41 | 6.55 | 9.08 | 12.18 | 8.26 | 6.90 |
| Katılımcı 2 | 5.22 | 6.33 | 5.72 | 6.16 | 4.86 | 5.65 | 4.31 | 4.44 | 7.66 | 9.33 | 7.04 | 5.37 | 5.94 | 8.34 | 6.85 | 4.40 | 5.94 | 8.34 | 6.85 | 4.40 |
| Katılımcı 3 | 10.80 | 12.93 | 13.72 | 8.24 | 10.00 | 13.58 | 11.54 | 8.33 | 7.80 | 13.16 | 14.31 | 12.48 | 9.00 | 12.74 | 12.26 | 7.14 | 9.14 | 12.54 | 13.02 | 10.00 |
| Katılımcı 4 | 6.96 | 10.79 | 10.25 | 7.14 | 9.67 | 10.70 | 6.44 | 5.29 | 4.61 | 9.70 | 9.70 | 9.85 | 9.09 | 11.38 | 6.89 | 4.18 | 8.04 | 11.36 | 7.57 | 5.24 |
| Katılımcı 5 | 12.76 | 15.31 | 15.33 | 11.48 | 12.63 | 16.95 | 10.27 | 7.16 | 15.59 | 16.99 | 18.23 | 12.42 | 13.31 | 16.84 | 13.22 | 9.20 | 12.06 | 15.16 | 12.50 | 10.29 |
| Katılımcı 6 | 10.67 | 15.85 | 14.72 | 11.73 | 9.37 | 13.36 | 10.47 | 9.73 | 10.27 | 13.57 | 14.28 | 12.13 | 9.76 | 14.66 | 12.06 | 7.79 | 9.84 | 15.32 | 12.21 | 13.88 |
| Katılımcı 7 | 14.07 | 16.42 | 14.81 | 14.38 | 12.85 | 19.32 | 14.35 | 8.50 | 11.78 | 16.24 | 14.98 | 12.15 | 11.73 | 19.40 | 14.00 | 8.49 | 12.15 | 17.32 | 14.04 | 11.65 |
| Katılımcı 8 | 9.41 | 11.80 | 7.80 | 12.14 | 12.38 | 16.31 | 10.88 | 10.31 | 8.23 | 9.70 | 9.65 | 7.19 | 11.12 | 13.92 | 9.65 | 8.67 | 9.78 | 12.20 | 11.15 | 9.30 |
| Katılımcı 9 | 11.11 | 11.83 | 11.14 | 9.05 | 9.70 | 13.84 | 10.51 | 7.17 | 10.36 | 13.81 | 11.57 | 6.26 | 9.91 | 14.65 | 10.67 | 6.51 | 9.67 | 14.31 | 9.93 | 7.61 |
| Katılımcı 10 | 6.80 | 8.66 | 8.40 | 7.61 | 7.54 | 9.50 | 7.89 | 6.53 | 8.23 | 9.70 | 9.65 | 7.17 | 7.95 | 9.54 | 8.47 | 5.84 | 8.09 | 9.67 | 8.11 | 5.93 |
| Katılımcı 11 | 7.64 | 10.49 | 10.52 | 9.59 | 10.54 | 11.31 | 10.25 | 6.80 | 12.04 | 16.81 | 14.12 | 8.42 | 10.29 | 14.24 | 11.72 | 6.25 | | | | |
| ORTALAMA | 9.72 | 12.28 | 11.26 | 9.64 | 10.08 | 13.24 | 9.61 | 7.49 | 9.86 | 13.07 | 12.17 | 9.44 | 9.87 | 13.52 | 10.38 | 6.82 | 9.38 | 12.84 | 10.36 | 8.52 |

Tablo 4.4. Parmaklar arası kuvvet paylaşımı normalize (% /vücut kütlesi) ölçümü.

| | ATEY | | | | ATAY | | | | KTEY | | | | KTAY | | | | KTAYA | | | |
|---------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | F1 | F2 | F3 | F4 | F1 | F2 | F3 | F4 | F1 | F2 | F3 | F4 | F1 | F2 | F3 | F4 | F1 | F2 | F3 | F4 |
| Katılımcı 1 | 24.93 | 31.81 | 24.83 | 18.45 | 26.02 | 34.82 | 20.30 | 18.85 | 25.13 | 31.23 | 21.75 | 21.92 | 27.47 | 34.05 | 21.96 | 17.10 | 24.93 | 33.44 | 22.68 | 18.95 |
| Katılımcı 2 | 22.28 | 27.02 | 24.41 | 26.29 | 25.22 | 29.32 | 22.37 | 23.04 | 26.05 | 31.73 | 23.95 | 18.27 | 23.27 | 32.67 | 26.83 | 17.23 | 23.27 | 32.67 | 26.83 | 17.23 |
| Katılımcı 3 | 23.64 | 28.31 | 30.04 | 18.04 | 23.01 | 31.25 | 26.56 | 19.17 | 16.34 | 27.56 | 29.97 | 26.14 | 21.88 | 30.97 | 29.81 | 17.36 | 20.44 | 28.05 | 29.12 | 22.37 |
| Katılımcı 4 | 19.80 | 30.69 | 29.15 | 20.31 | 30.12 | 33.33 | 20.06 | 16.48 | 13.61 | 28.64 | 28.64 | 29.08 | 28.81 | 36.07 | 21.84 | 13.25 | 24.95 | 35.26 | 23.49 | 16.26 |
| Katılımcı 5 | 23.25 | 27.89 | 27.93 | 20.91 | 26.87 | 36.06 | 21.85 | 15.23 | 24.66 | 26.87 | 28.84 | 19.65 | 25.32 | 32.03 | 25.15 | 17.50 | 24.12 | 30.31 | 25.00 | 20.58 |
| Katılımcı 6 | 20.14 | 29.92 | 27.79 | 22.14 | 21.82 | 31.11 | 24.38 | 22.66 | 20.43 | 27.00 | 28.41 | 24.13 | 22.05 | 33.11 | 27.24 | 17.60 | 19.20 | 29.89 | 23.82 | 27.08 |
| Katılımcı 7 | 23.57 | 27.51 | 24.81 | 24.09 | 23.36 | 35.11 | 26.08 | 15.45 | 21.36 | 29.45 | 27.17 | 22.03 | 21.88 | 36.19 | 26.11 | 15.84 | 22.03 | 31.40 | 25.45 | 21.12 |
| Katılımcı 8 | 22.86 | 28.67 | 18.95 | 29.49 | 24.82 | 32.70 | 21.81 | 20.67 | 20.44 | 24.09 | 23.96 | 17.85 | 25.65 | 32.10 | 22.26 | 20.00 | 23.04 | 28.75 | 26.27 | 21.91 |
| Katılımcı 9 | 25.77 | 27.44 | 25.83 | 20.99 | 23.53 | 33.57 | 25.49 | 17.39 | 24.67 | 32.88 | 27.55 | 14.90 | 23.74 | 35.10 | 25.56 | 15.60 | 23.28 | 34.46 | 23.91 | 18.32 |
| Katılımcı 10 | 21.61 | 27.52 | 26.69 | 24.18 | 23.96 | 30.19 | 25.07 | 20.75 | 23.67 | 27.90 | 27.75 | 20.62 | 24.99 | 29.99 | 26.63 | 18.36 | 25.44 | 30.41 | 25.50 | 18.65 |
| Katılımcı 11 | 19.97 | 27.42 | 27.50 | 25.07 | 27.09 | 29.07 | 26.34 | 17.48 | 23.43 | 32.71 | 27.48 | 16.38 | 24.21 | 33.51 | 27.58 | 14.71 | | | | |
| ORTALAMA | 22.53 | 28.56 | 26.18 | 22.72 | 25.07 | 32.41 | 23.67 | 18.83 | 21.80 | 29.10 | 26.86 | 21.00 | 24.48 | 33.25 | 25.54 | 16.78 | 23.07 | 31.46 | 25.21 | 20.25 |

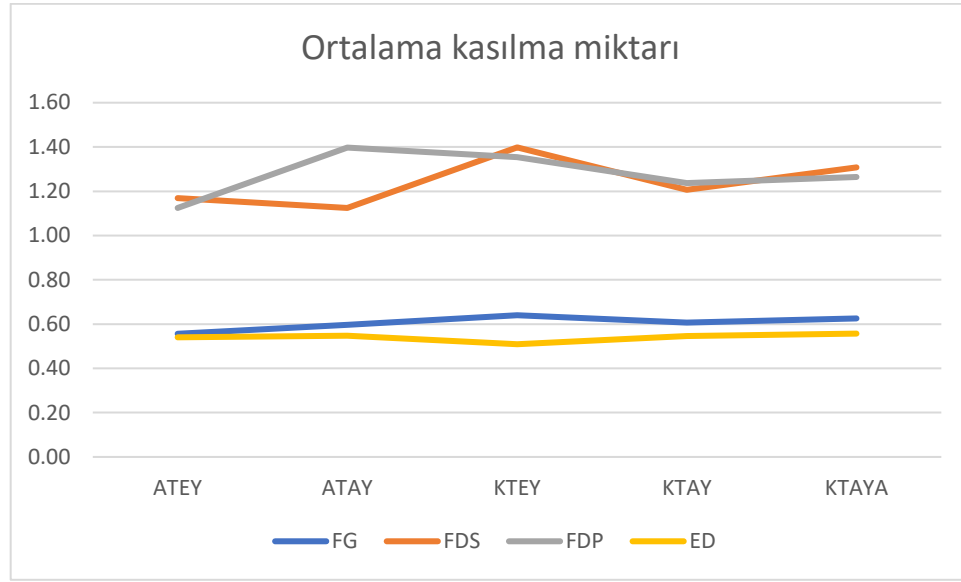
4.2 EMG Ölçüm Verileri

EMG verilerinin ölçüm aralığı incelendiğinde, katılımcılar arası net farklılıklar gözlenmiştir. Örneğin 2 numaralı katılımcıda FG, FDS, FDP kasılmaları deneyler arasında büyük farklılık gösterirken ED kasılma grafiği pek değişim göstermemiştir. Farklı bir şekilde 11 numaralı katılımcıda ED kasılma grafiği deney sayısı az olmasına rağmen en fazla değişkenlik gösteren ölçüm olmuştur, 10 numaralı katılımcıda da benzeri izlenirken, diğer katılımcılarda da en az değişim gösteren ve genel ortalamada düşük aktivite izlenen kas ED olmuştur.



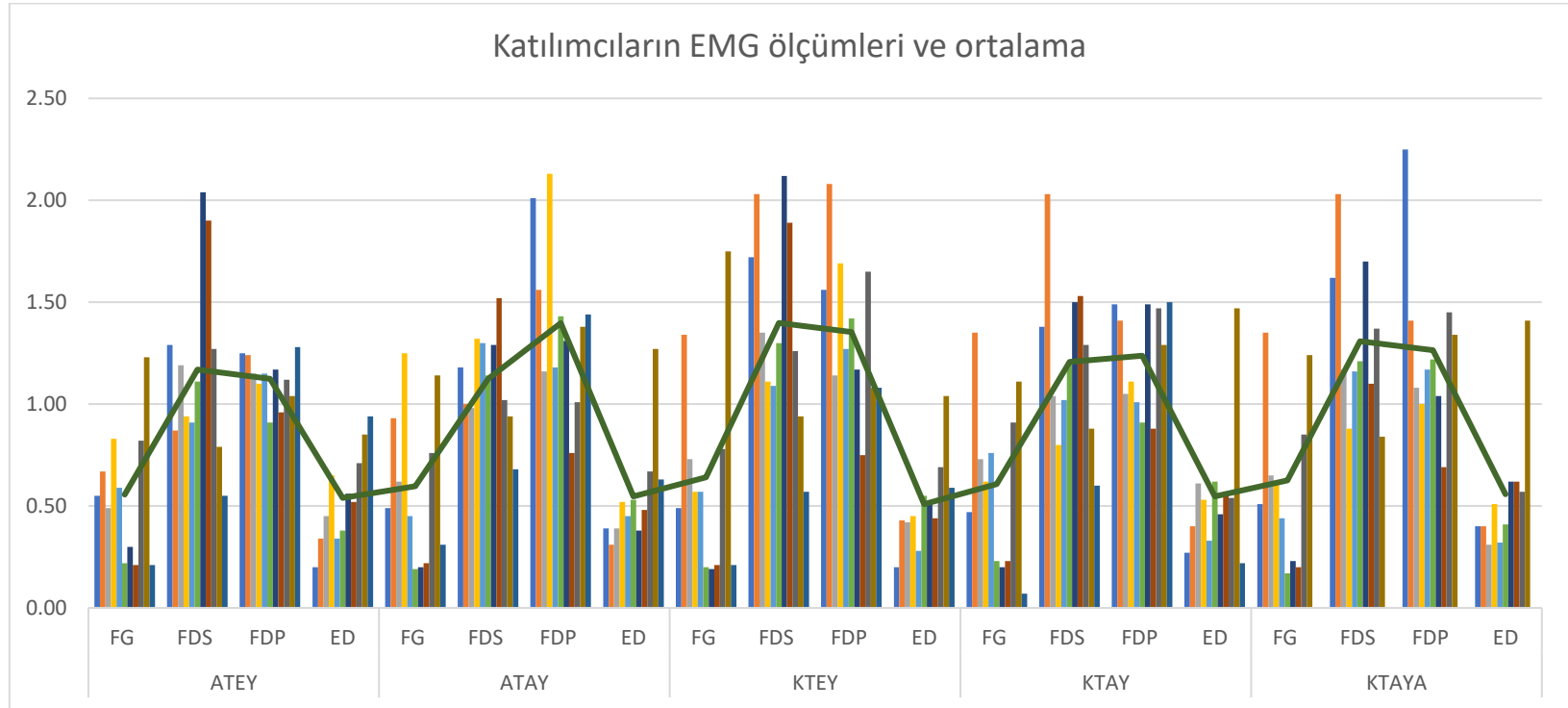
Şekil 4.9. Katılımcıların deneyler boyunca normalize kasılma ölçümleri.

Katılımcıların üretilen kuvvet ve EMG verilerine paralel şekilde bakıldığında tüm tutuşlarda FG, için en fazla kasılmanın ortalama KTAYA =KTEY'de görüldüğü en az kasılmanın ise ATEY'de görüldüğü anlaşılmaktadır. FDS için en çok KTEY'de en az ATAY'da, FDP için en fazla ATAY en az ATEY ve ED için ATEY=ATAY=KTAY=KTAYA ve en az KTEY olduğu görülmüştür. ED dışındaki kaslarda en az aktivasyon açık tutuşlarda görülmüştür. En çok değişim FDS ve FDP'de görülmüştür.



Şekil 4.10. Deneyleer arasında kasılmaların ortalama değışimi.

Deneyleer arasındaki değışimlerin ortalaması incelendiğinde ise FG ve ED kasılmalarında net bir değışim izlenmezken sadece KTEY tutuşunda FG yükselip, ED kasılma miktarı azalmıştır. KTEY tutuşunda yüksek kuvvet üretilirken FDS kasılması en yüksek seviyeye çıkmış, ATAY tutuşunda ise FDP'nin en yüksek olduğu görülmüştür. KTAY ve KTAYA tutuşunda yüksek kuvvet izlenmezken KTEY'den sonra en fazla kasılmanın bu tutuş pozisyonlarında görülmüştür.



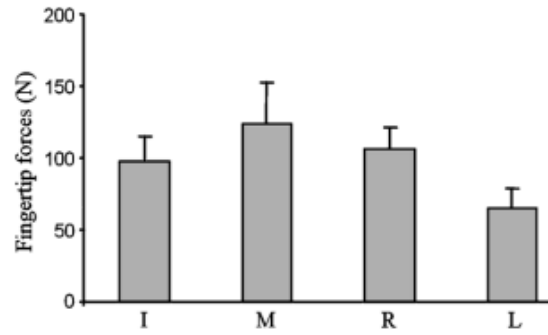
Şekil 4.11. EMG ölçümlerinin dağılımı.

5. TARTIŞMA

KTEY ve ATEY pozisyonlarının parmak kuvvet antrenmanlarında en çok çalışılan tutuş olduğu için en yüksek ölçümü vermesi beklenebilir bir sonuç olarak değerlendirilmiştir. Diğer yandan ATAY tutuşunun çalışma öncesinde en yüksek kuvveti üretme ihtimali üzerinde durulmuş fakat belirgin bir artış gözlenmemiştir. Diğer yandan KTAYA ortalaması, düşük olan KTAY ile benzerlik göstermesine rağmen 4 katılımcıda kayda değer bir farka ulaşmıştır. Tutuşu daha rahat bulmalarına rağmen 6 katılımcı için KTAYA kuvvet ölçümü KTAY'dan düşük veya eşit kalmıştır.

8 numaralı katılımcının ATAY ve KTAY pozisyonlarında daha yüksek kuvvet üretmesi kişiye özel durumlar olabilir mi sorusunu akla getirmiştir. Fakat, bu durum üzerine katılımcı ile sonradan yapılan konuşmada, uzun zaman önce orta parmakta meydana gelen bir sakatlık sonucu tırmanıcının genel olarak kapalı tutuşlardan kaçındığı anlaşılmıştır. Aktif sakatlık olmamasına rağmen bu durum alışkanlıkların deney sonuçlarını nasıl etkileyebileceğine dair bir fikir vermektedir.

Parmak bazında ölçülen kuvvetlerden ATEY ve KTEY ölçümlerindeki dağılımlar daha önce yapılmış benzer çalışmalardan kısmen farklılık göstermiştir. Vigouroux ve ark. (18), tutuşta parmaklar arası yük paylaşımını KTEY için $F2 > F3 > F1 > F4$ olarak göstermişlerdir ve yapılan deneylerin sonucu ile paraleldir. Vigouroux ve ark. (18) çalışmasında 90-90 kol postürü ve dirsek altında dayama tercih edilmiştir. Dirsek altında kullanılan destek tablası omuz- kol hattı boyunca üretilip parmaklara aktarılan toplam kuvveti değiştirmekte ve daha izole bir şekilde parmak fleksorlerinin kuvvet üretme kapasitelerinin ölçülmesini sağlamaktadır. Diğer yandan, el bileğinde hafif deviasyon hareketini tetikleyebileceği ve parmakların fleksiyon açılarını değiştirebileceği de düşünülmektedir. Bu farklılıklara rağmen sonuçların benzerlik göstermesi tercih edilen pozisyonun sadece toplam kuvvete etkisi olduğu, parmaklar arası kuvvet paylaşımına etkisinin sınırlı olduğu sonucuna işaret edebilir.



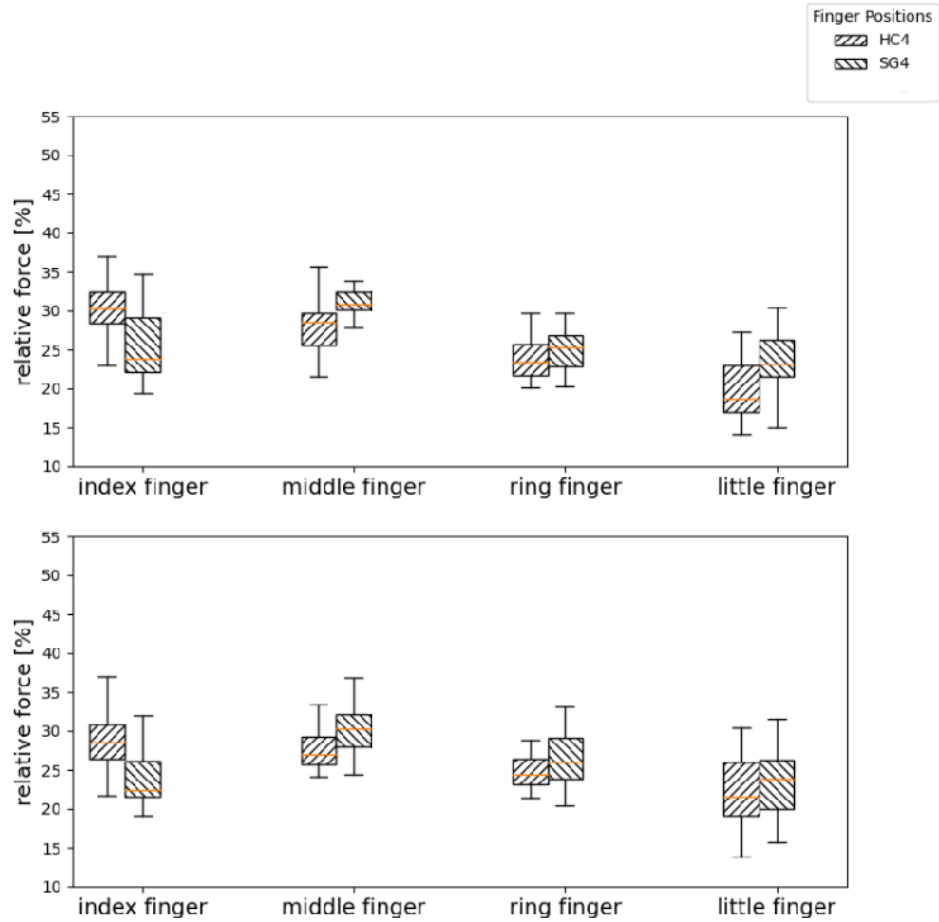
Şekil 5.1. Vigouroux ve ark. (18) parmaklara göre bulunan KTEY ortalama kuvvet verileri (soldan sağa sırayla 1.-4. Parmak).



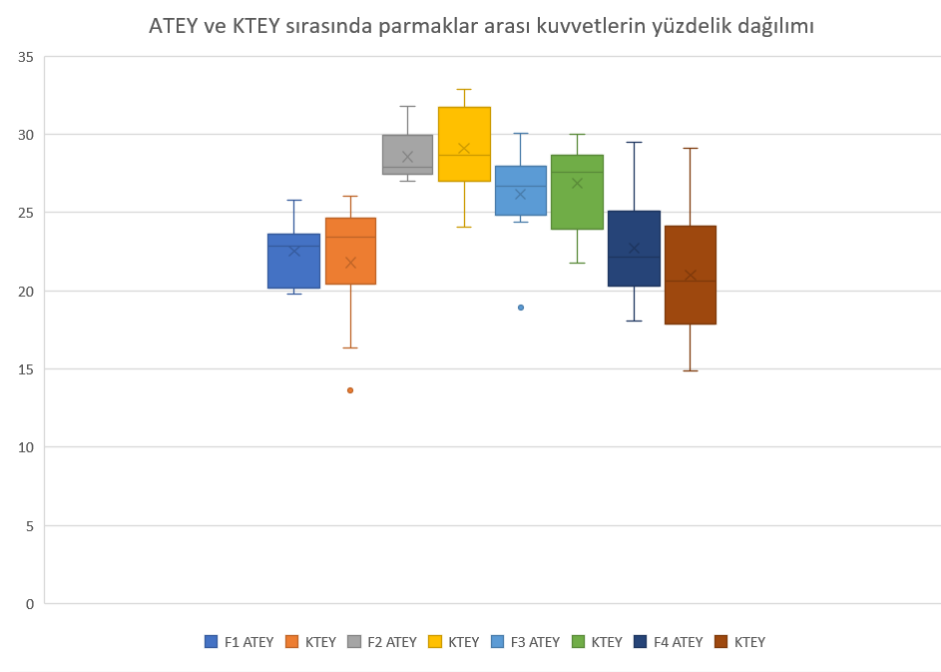
Şekil 5.2. KTEY deneylerinin anlık maksimale ulaşıldığı durumda parmaklar arası ortalama kuvvet dağılımı paylaşım yüzdesi (soldan sağa sırayla 1.-4. Parmak).

Benzer bir çalışmada S. Göb ve ark. (2021) parmak bazında kuvvetleri incelerken, yarı kapalı tutuşta (KTEY) $F1 > F2 > F3 > F4$, 4 parmak açık tutuşta (ATEY) $F2 > F1 > F3 \geq F4$ ilişkisini bulmuşlardır (27). Çalışmada önerilen postür ve yöntem, tez çalışması ile benzerdir. Yapılan çalışmada ATEY’de benzer sonuçlar görülmüştür. KTEY pozisyonunda öne sürülen $F1$ kuvvetinin diğer $F3$ ve $F4$ ’ten yüksekliği yapılan çalışmada da görülmüştür fakat $F2$ ’den daha fazla olması mevcut deney sonuçlarının ortalamasına ters düşmektedir. Aynı zamanda S. Göb ve ark. (2021) aynı çalışmada katılımcıların tırmanış

derecesi arttıkça işaret parmağı ve orta parmağa kalan yükün arttığına dikkat çekmişlerdir.

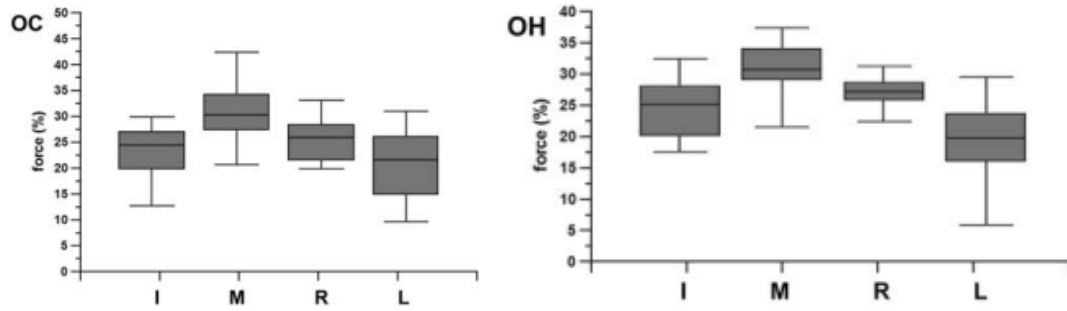


Şekil 5.3. S. Göb ve ark. (2021) 'den uyarlanmıştır (27). Şekilde 4 parmak yarı kapalı tutuş (KTEY, HC4) ve 4 parmak açık tutuş (ATEY, SG4) pozisyonlarında üretilen kuvvetlerin parmaklar arası yüzdeler dağılımları sol(üstte) ve sağ(alta) el parmakları için ayrı ayrı incelemişlerdir.



Şekil 5.4. ATEY ve KTEY için bulunan kuvvet dağılımı yüzdesi (Soldan sağa sırayla ATEY-KTEY, 1.-4. Parmak).

Fuss ve Niegl (2012) hem ATEY hem KTEY’de yaklaşık $F2 > F3 = F1 > F4$ bulmuşlardır (29). Fakat çalışma bir tırmanış rotasında belli bir pozisyonda yapılmıştır, F1 ve F3 kuvvetlerinin bu çalışmanın deney sonuçlarında katılımcılar arası değişkenlik göstermesi, sonuçların benzer olduğunu düşündürebilir (Şekil 5.5). Öte yandan, farklı vücut pozisyonlarında aynı şekilde tutulmuş tutamaklarda belki sadece toplam kuvvetin değişeceği, parmaklar arası kuvvet dağılımının benzer olduğu varsayımı burada da yapılabilir.



Şekil 5.5. S. Fuss ve Niegl (2012) Parmaklar arası kuvvet paylaşımı KTEY ve ATEY grafikleri. (Soldan sağa sırayla KTEY-ATEY, 1.-4. Parmak) (29).

Parmakları ikili grup olarak incelediğimizde ise ortalama F1 + F2 yüzdesini ATEY’de ve KTEY’de %51 görürken, ATAY’da ve KTAY’da yaklaşık %57, KTAYA’da %54 olarak görmekteyiz. Bu durumda parmakların genelinde fleksiyon arttıkça izometrik tutuşta, yükün çoğunu ilk ikili grup paylaşmaktadır sonucuna varabiliriz. İşaret ve orta parmak kapalı tutuşlara daha adapte iken, yüzük ve serçe parmağın açık tutuşlarda daha fazla kuvvet paylaşması, parmak biyomekaniğinde farklı şekilli tutuşlara yönelik adaptasyonları incelemeye yönelik bir araştırmanın konusu olabilir.

Sonuçlarda en dikkat çekici kısım, KTAY ve ATAY pozisyonlarında, öngörülen ve antrenörler tarafından iddia edilen durumlara ters izlenen sonuçlardır. Bu durum yaygın antrenman çalışmalarında sporcuların Şekil 5.6’daki gibi yer çekimine karşı yönde kuvvet uygulayarak çalışmalarını sebep olabilir. Yapılan deneyde ise Balas ve ark. (26) önerdiği, tırmanış sporunda daha çok gözlemlenen tutuş şekli değerlendirilmiştir.

Yerçekimine karşı olan tutuşlarda üretilen kuvvetler, nicel olarak değil algısal olarak deneyin sonuçlarına terstir. Bu durum hem pozisyon hem de algılanan zorlukla ilişkili olabilir. Öte yandan, tek noktası sabit bir noktaya kuvvet uygulamak, el bileğinde ideal bir deviasyon açısına ulaşılmasına destek olabilir ve üretilen kuvvetlerin toplamı ve parmaklar arasındaki paylaşımı buna göre değişebilir.



Şekil 5.6 Soldan-sağa sırasıyla, deney için değerlendirilen pozisyonlar, seçilen pozisyon ve antrenörlerin yaygın bir şekilde tercih ettiği pozisyon.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışma öncesinde, tüm parmak eklemlerinin ekstansiyonda olduğu fakat son boğumda DIP ekleminin fleksiyonda olduğu ideal bir tutuş pozisyonunda tepe maksimal kuvvete erişilebileceği düşünülmüştür. Bunun için DIP mesafesinde tutma alanları sağlanarak testler yapılmıştır. Ne var ki test sonuçları en yüksek kuvvetlerin, tırmanıcıların antrenmanlarında da en çok çalıştığı ATEY ve KTEY eş yüksekli pozisyonlarda üretildiği görülmüştür.

Değişken yükseklikli tutamak alanları fikrinin, daha yüksek kuvvetler üretimine katkı sağlayabileceği varsayımı yanlış gözükmeyle beraber, daha konforlu bir tutuş olduğu belirtilmesine rağmen KTAYA pozisyonunda KTAY pozisyonundan daha fazla kuvveti çoğu katılımcı sağlayamamıştır. Ne var ki, ortalamaya bakıldığında bu eşiği geçebilen katılımcılar genel ortalamayı yükseltmekte ve KTAYA > KTAY durumuna işaret emektedir. Serçe parmağın ekstansiyonda durduğu bu pozisyonda daha fazla yük taşıma kapasitesi olduğu incelemeye değer olabilir.

EMG verilerine bakıldığında durum daha farklı gözükmektedir. Ayarlanmış yükseklikli tutuşlarda, bilinen tutuşlara göre daha fazla kuvvet üretilememesine rağmen EMG kasılma miktarlarının ortalamaları eş yükseklik tutuşlarına yakındır (Şekil 3.4.2). Özellikle, FDS tendonunda kasılmanın ATAY pozisyonunda en yüksek olması, bu pozisyonda sadece DIP ekleminin fleksiyonda kalması ile açıklanabilir. Öte yandan ortalamada KTEY'den sonra en fazla kas aktivasyonu KTAYA 'da görülmüştür. Bu veriler ayarlı tutuşlarda eklemlere ve makaralara daha fazla yüklenmeden aynı kas aktivasyonunun sağlanabileceğini gösterebilir. Bu durumda, değişken yükseklikli ekipmanlarla antrenmanlarda, normalde karşılaşılan yükler hedeflenmesine gerek olmadan yapılacak daha verimli programların oluşturulması mümkün olabilir. Bunun daha iyi anlaşılması için kas ve makara bağlantılarını da içeren mekanik parmak modeli oluşturularak yapılacak bir çalışma faydalı olacaktır.

Çalışmada elde edilen sonuçların yaygın antrenman alışkanlıkları ve nöral öğrenme becerileri ile ilişkili olabileceği değerlendirilmelidir. Bu durum 8 numaralı katılımcının kendini korumaya yönelik alışkanlıkları ile örneklendirilebilir.

Bu tip tutuş şekillerinde nöral uyumun anlaşılması için, Şekil 6.1'deki gibi kişiye özel bir antrenman ekipmanı ile bir antrenman programı oluşturulması ve benzer deneyin program öncesi ve sonrasında tekrarlanmasını içeren bir araştırma faydalı olacaktır.

Bu tez çalışmasının bir amacı da parmakların kuvvetlerini farklı pozisyonlarda ölçebilmeyi sağlayan güvenilir bir sistem tasarımı önermek, geliştirmek ve test etmektir.



Şekil 6.1. Parmak eklem pozisyonlarına göre özel imal edilmiş izometrik tutunma antrenmanı enstrümanı.

Yapılan validasyon çalışmasında toplanan veriler ele alındığında sistemin bütününe değerlendirilmesi gerek olmuştur. İmal ettirilen parçalarda, daha yeni olan “ISO 2768” standardının teknik çizimlerde kullanılmasının daha uygun olduğu sonradan fark edilmiştir. Ne var ki üreticiden gelen mekanik parça çıktıları, herhangi bir standardın, her üretici tarafından tutturulmasının çok mümkün olmayabileceğini göstermektedir. İlerde yapılacak benzer bir çalışmada bu standartlara uyan profesyonel bir imalatçı ile çalışılması ve mekanik tasarım konusunda tecrübeli bir kaynaktan destek alınması problemleri azaltacaktır.

Genel olarak talaşlı imalat ile imal edilmiş bir sistemin daha doğru ölçülerde imal ettirilebileceği öngörülebilir. Plaka büküm olarak planlanan imalatlarda büküm toleranslarının başarısı, çalışan işçinin hassasiyeti ile daha fazla ilişkilidir.

Ek olarak yapılan deneylerde anlaşılmıştır ki genel tırmanıcı kitlesi için el genişliği parametresi ile parmaklar arası aksel mesafenin farklılığı deney düzeneğini kritik şekilde etkilediği durumlar olmuştur. Sistemde önerilen 17 mm parmak genişliği bu çalışmada genel olarak problem teşkil etmemiştir. Fakat büyük elli katılımcıların parmaklarının oturma alanları dikkatli bir şekilde izlenmelidir.

Genişlik ayarının yapılmayacağı bir düzende polimer bazlı ince yağsız yataklama sistemleri daha ekonomik ve kasmaların olmadığı bir çalışma düzeneğini mümkün kılabilir. Bu durumda hassasiyet daha çok artabilir.

7. KAYNAKLAR

1. Künzell, S., Balas, J., España-Romero, V., Giles, D., & Legreneur, P. (2021). Editorial: Research in Sport Climbing. In *Frontiers in Psychology* (Vol. 12). Frontiers Media S.A. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2021.752617>
2. International Federation of Sport Climbing, Annual Report 2021 [internet]. 2022 (Erişim Tarihi 10 Eylül 2023) Erişim adresi: https://reports.ifsc-climbing.org/2021/static/_content/IFSC-Annual-Report-2021_Digital.pdf
3. Freivalds, A. (2014). *Biomechanics of the Upper Limbs: Mechanics, modeling, and musculoskeletal injuries*. 2nd ed. Florida: CRC Press.
4. Hanna, J. B., Granatosky, M. C., Rana, P., & Schmitt, D. (2017). The evolution of vertical climbing in primates: Evidence from reaction forces. *Journal of Experimental Biology*, 220(17), 3039–3052. <https://doi.org/10.1242/jeb.157628>
5. Kraft, T. S., Venkataraman, V. v., & Dominy, N. J. (2014). A natural history of human tree climbing. *Journal of Human Evolution*, 71, 105–118. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2014.02.002>
6. Kidd, T.W., Hazelriggs, J. (2009): *Rock climbing outdoor adventures*. Champaign, IL: Human Kinetics
7. Kuelthau, W., *The Hardest Sport Climbs in the World*. [internet]. 2019 [Erişim Tarihi 3 Haziran 2023] Erişim adresi: <https://www.99boulders.com/hardest-sport-climbs>
8. Hörst, E.J. (2008). *Training for climbing : the definitive guide to improving your performance*. 2nd ed. Guilford: Falconguides
9. Schweizer, A. (2008). Biomechanics of the interaction of finger flexor tendons and pulleys in rock climbing. *Sports Technology*, 1(6), 249–256. <https://doi.org/10.1080/19346182.2008.9648482>
10. Amca, A.M. (2014). *Kaya Tırmanışında Tutamak Yapılarına Göre Tutuş Zorluk Derecelerinin Modellenmesi*. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi.
11. Quaine, F., Vigouroux, L., & Martin, L. (2003). Effect of simulated rock climbing finger postures on force sharing among the fingers. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 385–388. doi:10.1016/s0268-0033(03)00045-7
12. Hörst, E. J. (2012). *How to Climb 5.12 (3rd ed.)*. Falconguides
13. Neuhofer, A., Hennig, F. F., Schöffl, I., & Schöffl, V. (2011). Injury risk evaluation in sport climbing. *International Journal of Sports Medicine*, 32(10), 794–800. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1279723>
14. Aras, D. (2015). *Kaya Tırmanışı Sporunda Yaralanma Risk ve Çeşitleri Üzerine bir Derleme*, Ankara Üniv Spor Bil Fak, 2015, 13 (1), 41-55
15. King, E. A., & Lien, J. R. (2017). Flexor Tendon Pulley Injuries in Rock Climbers. *Hand Clinics*, 33(1), 141–148. doi:10.1016/j.hcl.2016.08.006

16. Bärtschi, N., Scheibler, A., & Schweizer, A. (2019). Symptomatic epiphyseal sprains and stress fractures of the finger phalanges in adolescent sport climbers. *Hand Surgery and Rehabilitation*. doi:10.1016/j.hansur.2019.05.003
17. Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., & Moutet, F. (2006). Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques. *Journal of Biomechanics*, 39(14), 2583–2592. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.08.027
18. Vigouroux, L., Quaine, F., Paclet, F., Colloud, F., & Moutet, F. (2008). Middle and ring fingers are more exposed to pulley rupture than index and little during sport-climbing: A biomechanical explanation. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 562–570. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.12.009
19. 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
20. Quaine, F., Vigouroux, L., Paclet, F., & Colloud, F. (2010). The Thumb During the Crimp Grip. *International Journal of Sports Medicine*, 32(01), 49–53. doi:10.1055/s-0030-1267230
21. Zatsiorsky, V. M., Li, Z.-M., & Latash, M. L. (2000). Enslaving effects in multi-finger force production. *Experimental Brain Research*, 131(2), 187–195. doi:10.1007/s002219900261
22. E. Güleç, G. Akın, M. Sağır, B. Koca Özer, T. Gültekin , Y. Bektaş (2009) Anadolu insanının antropometrik boyutları. *Ankara Üniversitesi Dil ve Tarih-Coğrafya Fakültesi Dergisi* 49, 2 (2009) 187-201
23. Güleç, E., Akın, G., Sağır, M., Koca Özer, B., Gültekin, T., & Bektaş, Y. (2009). Anadolu insanının antropometrik boyutları: 2005 yılı türkiye antropometri anketi genel sonuçları. In *Ankara Üniversitesi Dil ve Tarih-Coğrafya Fakültesi Dergisi* (Vol. 49).
24. (N.A.), ESİT STCS 100 kg [İnternet]. 2023 (Erişim Tarihi 10 Eylül 2023) Erişim adresi: https://www.esit.com.tr/tr/yuk_hucreleri_load_cells/stcs_yuk_hucresi/urun/5
25. Baláš, J., Panáčková, M., Kodejška, J., Cochrane, D. J., & Martin, A. J. (2014). The role of arm position during finger flexor strength measurement in sport climbers. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 14(2), 345–354. <https://doi.org/10.1080/24748668.2014.11868726>
26. Baláš, J., Mrskoč, J., Panáčková, M., & Draper, N. (2014). Sport-specific finger flexor strength assessment using electronic scales in sport climbers. *Sports Technology*, 7(3–4), 151–158. <https://doi.org/10.1080/19346182.2015.1012082>
27. Göb, S., Matros, P., Schöberl, M., Götz, T. I., & Göb, S. (2021). Effect of the grip position on maximal fingertip force during a rock climbing gripping exercise Effect of the grip position on maximal fingertip force.
28. Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. www.noraxon.com
29. Fuss, F. K., & Niegl, G. (2012). Finger load distribution in different types of climbing grips. *Sports Technology*, 5(3–4), 151–155. <https://doi.org/10.1080/19346182.2012.755540>
30. Vigouroux, L., Goislard de Monsabert, B., & Berton, E. (2015). Estimation of hand and wrist muscle capacities in rock climbers. *European Journal of Applied Physiology*, 115(5), 947–957.

<https://doi.org/10.1007/s00421-014-3076-6>

31. Reilly, K. T., & Schieber, M. H. (2003). Incomplete functional subdivision of the human multitendoned finger muscle flexor digitorum profundus: An electromyographic study. *Journal of Neurophysiology*, 90(4), 2560–2570. <https://doi.org/10.1152/jn.00287.2003>

8. EKLER

8.1 EK-1- Katılımcı onam ve veri toplama formu

Kısım 1 - ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

“Tırmanış sporunda açık ve kapalı tutuşta, parmak boğumlarının doğal durumlarına göre pozisyonlanmış tutamakların etkisinin biyomekanik incelemesi” başlıklı bu araştırma Yüksek Lisans öğrencisi Caner ÇİFTÇİ’nin, Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA’nın danışmanlığında yürüttüğü yüksek lisans tez çalışmasıdır. Bu çalışmayı gerçekleştirebilmek için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’ndan gerekli izinler alınmıştır.

Bu çalışmada tırmanış sporunda açık ve kapalı tutuşta parmak ucu konumu ve parmak eklem açılarının biyomekanik değerlendirilmesi yapılacaktır. Çalışmaya katılımınızın uygunluğunu değerlendirmek için tırmanış geçmişiniz, aktif tırmanma ve mevcut sakatlık durumunuz değerlendirilecektir. Sonrasında baskın olan tarafta omuzdan el parmak ucuna kadar olan bölgeyi kapsayacak şekilde çeşitli vücut ölçüleriniz, el parmak ölçüleriniz, boy, yaş, kilo, cinsiyet bilgileriniz alınacaktır.

İlk aşamada ekte belirtilen tabloya uygun şekilde ısınma ve açma germe çalışmaları gerçekleştirilecektir.

Siz hazır olduktan sonra, test sırasında kaslarınızın kasılma miktarını öğrenmek amacıyla elektromiyografi adını verdiğimiz ölçümün yapılabilmesi için toplamda 4 ayrı kasınıza allerjenik olmayan bantlar kullanılarak yüzey EMG sensörleri yerleştirilecektir. Bu sensörler, deri üzerinden kasların aktivasyonunu ölçecek olup kesinlikle derinize ve sağlığınıza zarar vermeyecektir.

Test düzeneği araştırmacılar tarafından hazırlandıktan sonra üst kol bölgesinden kolunuz yere paralel şekilde ve siz oturur vaziyetteyken sabitlenecektir. Tarif edilecek şekilde

parmaklarınız ile kuvvet miktarını algılayan düzeneğe en güçlü şekilde tutunmanız beklenecektir

Çalışma boyunca gerekli dinlenmelerle beraber, aynı çeşit tutuş üç kez tekrar edilecektir. Çalışma sırasında kolunuz ve el bölgesinde belli işaretçiler yerleştirilecek ve görüntü kaydı alınacak daha sonra kayıtlarda işaretlerin özellikleri Yukarıda bahsedilen ölçümler kapalı bir alanda 1-2 saat sürecektir. Bu veriler daha sonra MATLAB isimli yazılım ile bilgisayar ortamında geliştirilecek kodlar kullanılarak analiz edilecektir. Arzu ederseniz tüm veriler daha sonra sizlerle paylaşılacaktır. İstedığınız zaman çalışmaya katılımdan çekilebileceğiniz gibi herhangi bir olumsuzlukta testleri de durdurabilirsiniz.

Katılımcının Beyanı

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

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

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

Bunun yanı sıra deneylerde kaydedilen görüntülerin ve elde edilen verilerin de sosyal medyada paylaşılmasına,

izin veriyorum / vermiyorum .

Çalışmada gerçekleştirilecek deneylerde kendime ait çeşitli antropometrik ölçüm verilerinin alınacağını, bu veriler değerlendirilerek hazırlanacak düzende kolumun sabitleneceğini, düzende üzerinde el parmaklarımla maksimum kuvvet uygulayarak tutuş testleri gerçekleştirileceğini, test sırasında bağlanacak elektrotlar ile kolumdaki kasların aktivitesinin ölçüleceğini, testler sırasında kayıt alınacağını biliyorum.

Çalışmanın aşamalarında belirlenen şartları sağlayamamam halinde çalışmadan çıkarılabileceğimi biliyorum. Herhangi bir olumsuzlukta veya istediğim herhangi bir anda testi durdurabileceğimi biliyorum. Aynı şekilde refakatçim ve görüşme tanığımın testi durdurabileceğini biliyorum. Bu bana hiçbir sorumluluk yüklemeyecektir. Çalışma

başladıktan sonra istediğim herhangi bir zaman gönüllü katılımdan çekilebileceğimi, çalışma devam ederken veya sona erdikten sonra Dr. Öğr. Ü. Arif Mithat AMCA'ya, Caner ÇİFTÇİ'ye numaralı telefonlardan ulaşım çalışmamla ilgili bilgi alabileceğimi biliyorum.

Bu formu imzalayarak aşağıdakileri kabul ettiğimi beyan ederim.

1. Araştırmanın amacı bana açıklandı.
2. Bu çalışmaya katılımım tamamen gönüllüdür
3. Sorduğum sorular yeterli düzeyde yanıtlandı.
4. Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Araştırmanın amacını ve bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde "katılımcı" olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.
5. İmzalı bu form kağıdının imzalı 2 kopya olarak doldurulduğunu biliyorum, bir kopyasının araştırmacının himayesinde olacağını biliyorum. Diğer imzalı kopyayı teslim aldım.

Katılımcı

Görüşme Tanığı

Adı, soyadı:

Adı, soyadı:

Adres:

Adres:

Tel.

Tel.

İmza

İmza

Katılımcı ile görüşen araştırmacı

Adı soyadı, unvanı: Caner ÇİFTÇİ

Adres:

Tel :

İmza:

KATILIMCI NO: _____

Tarih: ____/____/____

Saat:

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

| KATILIMCI BİLGİLERİ | |
|----------------------------|--|
| Doğum Tarihi: | |
| Cinsiyet: | |

| YARALANMA, ANTRENMAN ve HASTALIK GEÇMİŞİ | | |
|---|-----------------|--------|
| Mevcut yaralanmanız bulunuyor mu? | EVET | HAYIR |
| Son 3 ayda üst ekstremitede yaralanma yaşadınız mı? | EVET | HAYIR |
| Son 1 hafta içerisinde solunum yollarını etkileyen SarsNCov2 şüphesi oluşturabilecek bir rahatsızlık geçirdiniz mi? | EVET | HAYIR |
| En son ne zaman tırmanış gerçekleştirdiniz? | (zaman ve süre) | zorluk |
| Bugün iyi performans göstereceğinizi düşünüyor musunuz? | EVET | HAYIR |

TIRMANIŞ DENEYİMİ

| KATILIMCI DETAYLARI | | | | |
|--|-----------------------|-----------|-----------|-----------|
| <i>Katılımcı</i> <i>No:</i> | | | | |
| TIRMANIŞ DENEYİMİ | | | | |
| <i>Ne kadar zamandır tırmanış sporuyla ilgileniyorsunuz?</i> | <i>(yıl & ay)</i> | | | |
| <i>Genellikle haftada kaç seans tırmanıyorsunuz?</i> | <i>(seans sayısı)</i> | | | |
| TIRMANIŞ YETİSİ | | | | |
| <i>(OS= on-sight; RP= red-point)</i> | Outdoor | | Indoor | |
| <i>Son 3 aydaki derece (3 başarılı tırmanış)</i> | <i>OS</i> | <i>RP</i> | <i>OS</i> | <i>RP</i> |

| | | | | | |
|--|---------------|--------------|---------------|---------------------|-----------|
| <i>Son 3 aydaki en yüksek derece</i> | | <i>OS</i> | <i>RP</i> | <i>OS</i> | <i>RP</i> |
| <i>Son 12 aydaki derece (3 başarılı tırmanış)</i> | | <i>OS</i> | <i>RP</i> | <i>OS</i> | <i>RP</i> |
| <i>Son 12 aydaki en yüksek derece</i> | | <i>OS</i> | <i>RP</i> | <i>OS</i> | <i>RP</i> |
| <i>Tüm zamanlar derece (3 başarılı tırmanış)</i> | | <i>OS</i> | <i>RP</i> | <i>OS</i> | <i>RP</i> |
| <i>Tüm zamanlar en yüksek derece</i> | <i>Tarih:</i> | <i>OS</i> | <i>RP</i> | <i>OS</i> | <i>RP</i> |
| <i>Yarışmalara katıldıysanız son yarışmadaki dereceniz</i> | | <i>Yerel</i> | <i>Ulusal</i> | <i>Uluslararası</i> | |

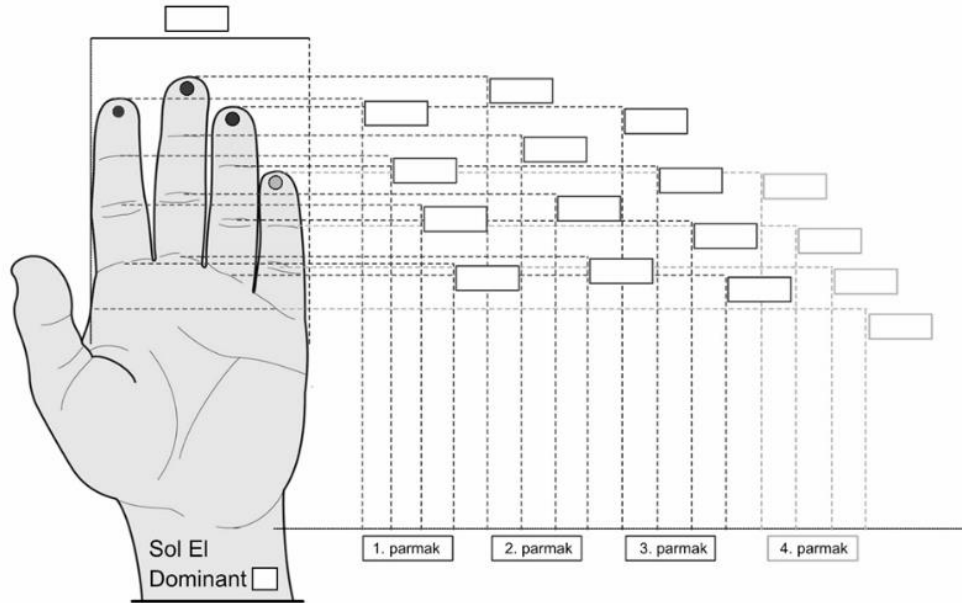
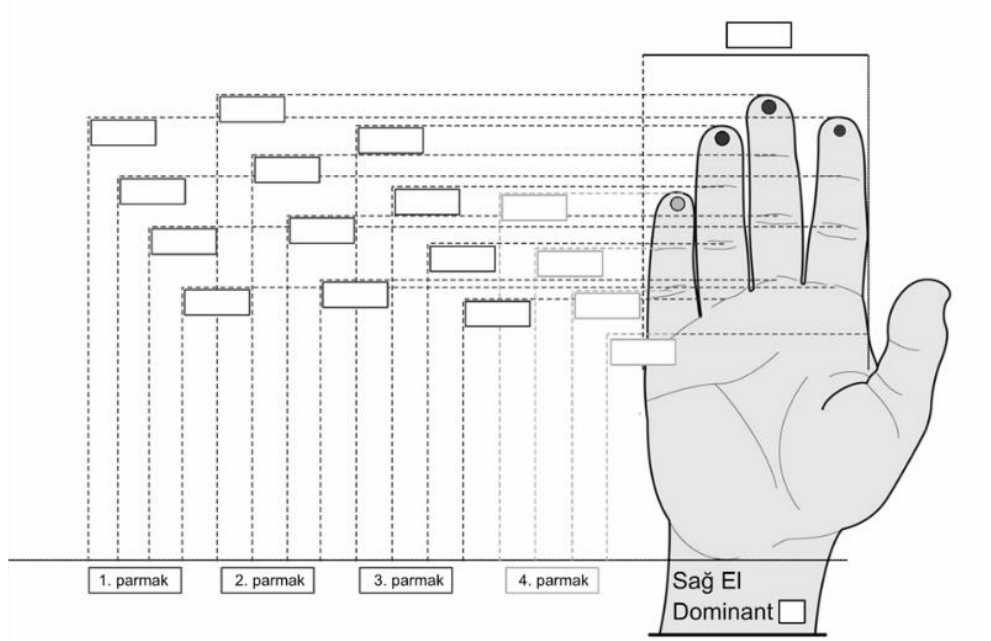
ANTROPOMETRİK VERİLER

(Bu kısım araştırmacı tarafından yapılacak ölçümler sonrasında doldurulacaktır.)

| BOY VE DENEY DÜZENEĞİNE YÖNELİK ANTROPOMETRİK BİLGİLER | | |
|--|------------|------------|
| Vücut Kütlesi (Kg) | | |
| Boy (cm) | | |
| Kol Açıklığı (cm) | | |
| Oturur pozisyonda uzanma Boyu (cm) | | |
| Kol Uzunluğu (cm) | Sol | Sağ |
| TEST BİLGİSİ | | |

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

Çalışma yapılacak olan el parmaklarının antropometrik ölçümleri



DENEY SÜRECİ

| Bilgilendirme ve veri toplama süreci | Tarih | |
|---|--------------|---------------|
| İşlem | Saat | Notlar |
| <i>Katılımcının Kabulü</i> | | |
| <i><u>Bilgilendirme yapılması ve onam formunun doldurulması</u></i> | | |
| <i>Katılımcı bilgilerinin alınması</i> | | |
| <i>Antropometrik verilerin toplanması</i> | | |
| <i>Katılımcı destekçisinin durumu ve bilgilendirilmesi</i> | | |
| Bilgilendirme ve veri toplama süreci | Tarih | |

| İşlem | | Saat | Notlar |
|---|--------------|------|--------|
| Hastalık temizlik önlemlerinin alınması | | | |
| Havalandırma | Evet / Hayır | | |
| Maske | Evet / Hayır | | |
| Ortam temizliğinin sağlanması | Evet / Hayır | | |
| Sistemin başlatılması ve ayarların yapılması | | | |
| Sistem yüksekliğinin ayarlanması | | | |
| Parmak seviyelerinin eş | | | |

| | | | |
|--|--------------|---------------|--|
| yükseklikli hale getirilmesi | | | |
| Kalibrasyonun yapılması | | | |
| Validasyonun yapılması | | | |
| Katılımcı Hazırlığı ve ısınma | Tarih | | |
| Kendi ısınma süreci | | | |
| 100 tekrar parma | | | |
| | | | |
| İşlem | Saat | Notlar | |
| Katılımcı kendi ısınma sürecini tercih ederse | | | |

| | | |
|---|--------------|---------------|
| Saw draws sol ve sağ x 10, 3 set | | |
| Shoulder turns ¼ sol ve sağ x10, 3 set | | |
| Elbow turns ¼ sol ve sağ x10, 3 set | | |
| Scap pulls 3 saniye x 10 3 set | | |
| Finger hangs 3 saniye x 10 3 set | | |
| Deney | Tarih | |
| İşlem | Saat | Notlar |
| 1. Açık tutuş eş seviye , 5sn maksimal kuvvet | | |
| 2 dakika dinlenme | | |

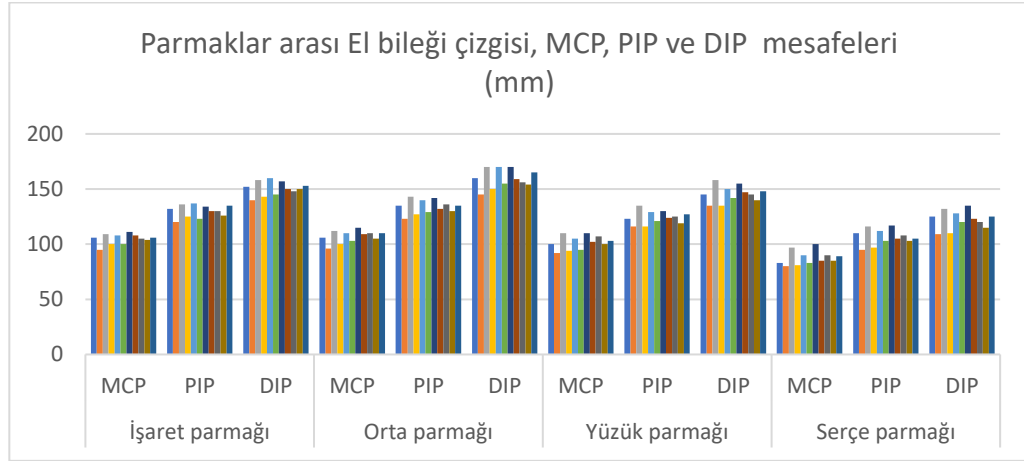
| | | |
|--|--|--|
| 2. Açık tutuş eş seviye , 5sn maksimal kuvvet | | |
| 2 dakika dinlenme | | |
| 3. Açık tutuş eş seviye , 5sn maksimal kuvvet | | |
| 2 dakika dinlenme Açık tutuş eş seviye , 5sn maksimal kuvvet | | |
| 1. Kapalı tutuş eş seviye, 5sn maksimal | | |
| 2 dakika dinlenme | | |
| 2. Kapalı tutuş eş seviye, 5sn maksimal | | |
| 2 dakika dinlenme | | |

| | | |
|---|--|--|
| 3. Kapalı tutuş eş seviye, 5sn maksimal | | |
| Sistemin uygun parmak yüksekliklerine getirilmesi ve validasyonu. | | |
| 1. Açık tutuş ayarlanmış seviye, 5sn maksimal kuvvet | | |
| 2 dakika dinlenme | | |
| 2. Açık tutuş ayarlanmış seviye, 5sn kuvvet | | |
| 2 dakika dinlenme | | |
| 3. Açık tutuş ayarlanmış seviye, 5sn kuvvet | | |

| | | |
|---|--|--|
| Sistemin uygun parmak yüksekliklerine getirilmesi ve validasyonu. | | |
| 1. Kapalı tutuş ayarlanmış seviye, 5sn maksimal | | |
| 2 dakika dinlenme | | |
| 2. Kapalı tutuş ayarlanmış seviye, 5sn maksimal | | |
| 2 dakika dinlenme | | |
| 3. Kapalı tutuş ayarlanmış seviye, 5sn maksimal | | |
| Sistemin kapalı tutuş için katılımcının konforlu bulduğu parmak yükseklerinin ayarlanması | | |

| | | |
|--|--|--|
| 1. Kapalı tutuş özel ayarlanmış seviye, 5sn maksimal | | |
| 2 dakika dinlenme | | |
| 2. Kapalı tutuş özel ayarlanmış seviye, 5sn maksimal | | |
| 2 dakika dinlenme | | |
| 3. Kapalı tutuş özel ayarlanmış seviye, 5sn maksimal | | |

8.2 Ek-2- Parmak Ölçüm Verileri



Şekil 8.1. Parmak ölçümlerinin katılımcılar arasında dağılımı.

Tablo 8.1. Parmak boyları ölçüm verileri.

| | İşaret parmağı (mm) | | | Orta parmak (mm) | | | Yüzük parmağı (mm) | | | Serçe parmak (mm) | | |
|-------------|---------------------|-----|-----|------------------|-----|-----|--------------------|-----|-----|-------------------|-----|-----|
| | MCP | PIP | DIP | MCP | PIP | DIP | MCP | PIP | DIP | MCP | PIP | DIP |
| Katılımcı1 | 106 | 132 | 152 | 106 | 135 | 160 | 100 | 123 | 145 | 83 | 110 | 125 |
| Katılımcı2 | 95 | 120 | 140 | 96 | 123 | 145 | 92 | 116 | 135 | 80 | 95 | 109 |
| Katılımcı3 | 109 | 136 | 158 | 112 | 143 | 170 | 110 | 135 | 158 | 97 | 116 | 132 |
| Katılımcı4 | 100 | 125 | 143 | 100 | 127 | 150 | 94 | 116 | 135 | 81 | 97 | 110 |
| Katılımcı5 | 108 | 137 | 160 | 110 | 140 | 170 | 105 | 129 | 150 | 90 | 112 | 128 |
| Katılımcı6 | 100 | 123 | 145 | 103 | 129 | 155 | 95 | 121 | 142 | 83 | 103 | 120 |
| Katılımcı7 | 111 | 134 | 157 | 115 | 142 | 170 | 110 | 130 | 155 | 100 | 117 | 135 |
| Katılımcı8 | 108 | 130 | 150 | 109 | 132 | 159 | 102 | 124 | 147 | 85 | 105 | 123 |
| Katılımcı9 | 105 | 130 | 148 | 110 | 136 | 156 | 107 | 125 | 145 | 90 | 108 | 120 |
| Katılımcı10 | 104 | 126 | 150 | 105 | 130 | 154 | 100 | 119 | 140 | 85 | 103 | 115 |
| Katılımcı11 | 106 | 135 | 153 | 110 | 135 | 165 | 103 | 127 | 148 | 89 | 105 | 125 |

8.3 EK-3- Etik kurul onayı



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

Sayı : 16969557-1245

Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 15 HAZİRAN 2021 SALI
Toplantı No : 2021/12
Proje No : GO 21/293 (Değerlendirme Tarihi: 02.03.2021)
Karar No : 2021/12-09

Üniversitemiz Spor Bilimleri Fakültesi öğretim üyelerinden Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA'nın sorumlu araştırmacı olduğu, Caner ÇİFTÇİ'nin yüksek lisans tezi olan, GO 21/293 kayıt numaralı, "*Tırmanış Sporunda Açık ve Kapalı Tutuşta, Parmak Boğumlarının Doğal Durumlarına Göre Pozisyonlanmış Tutamakların Etkisinin Biyomekanik İncelemesi*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 16 Haziran 2021-16 Haziran 2022 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan uygun bulunmuştur. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

- | | | |
|------------------------------|--------|-----------------------------------|
| 1. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN | aşkan) | 7. Doç. Dr. Nüket Paksoy ERBAYDAR |
| 2. Prof. Dr. G. Burça AYDIN, | (Üye) | 8. Doç. Dr. Betül Çelebi SALTIK |
| 3. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK | (Üye) | 9. Doç. Dr. Hande Güney DENİZ |
| 4. Prof. Dr. Ayşe Kin İŞLER | (Üye) | 10. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR, |
| 5. Doç. Dr. H. Tuna Çak ESEN | (Üye) | 11. Av. Serap MORALIOĞLU |
| 6. Doç. Dr. Can Ebru KURT | (Üye) | |

8.4 EK-4- Tez çalışması orjinallik raporu



Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Caner Çiftçi
 Ödev başlığı: Tez Kontrol
 Gönderi Başlığı: TIRMANIŞ SPORUNDA AÇIK VE KAPALI TUTUŞTA, PARMAK BO...
 Dosya adı: E_POZ_SYONLANMI_TUTAMAKLARIN_ETK_S_N_N_B_YOMEKA...
 Dosya boyutu: 5.26M
 Sayfa sayısı: 77
 Kelime sayısı: 9,808
 Karakter sayısı: 59,450
 Gönderim Tarihi: 24-Kas-2023 12:48ÖS (UTC+0300)
 Gönderim Numarası: 2237350676



TIRMANIŞ SPORUNDA AÇIK VE KAPALI TUTUŞTA, PARMAK BOĞUMLARININ DOĞAL DURUMLARINA GÖRE POZİSYONLANMIŞ TUTAMAKLARIN ETKİSİNİN BİYOMEKANİK İNCELEMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

| | | | |
|-------------------|---------------------|------------|------------------|
| % 1 | % 1 | % 0 | % |
| BENZERLİK ENDEKSİ | İNTERNET KAYNAKLARI | YAYINLAR | ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ |

BİRİNCİL KAYNAKLAR

| | | |
|----------|--|-------------|
| 1 | openaccess.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı | <% 1 |
| 2 | www.combinatorics.org İnternet Kaynağı | <% 1 |
| 3 | academic.oup.com İnternet Kaynağı | <% 1 |
| 4 | acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı | <% 1 |
| 5 | earsiv.odu.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı | <% 1 |
| 6 | Ye Yang, Yu Qin Pan, Qi Lu, Min Wang, Wei Liu, Wei Bao, Su Fang Wu. "Ergonomic hands-on performance on Gynecological laparoendoscopic single-site (LESS) surgery", Research Square Platform LLC, 2023 Yayın | <% 1 |

egitimaski.com

9. ÖZGEÇMİŞ

Caner Çiftçi