

**T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI İŞ KOŞULLARINDA KULLANILAN  
TORNAVİDALARIN FİZYOLOJİK MALİYET,  
“KOL KASLARININ DAHA AZ YORULMASI”  
AÇISINDAN İNCELENMESİ**

**BESİM TÜRKER ÖZALP**

**DOKTORA TEZİ  
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**BURSA 2005**

**T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI İŞ KOŞULLARINDA KULLANILAN  
TORNAVİDALARIN FİZYOLOJİK MALİYET,  
“KOL KASLARININ DAHA AZ YORULMASI”  
AÇISINDAN İNCELENMESİ**

**BESİM TÜRKER ÖZALP**

**DOKTORA TEZİ  
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

Bu tez 26/12/2005 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof.Dr.-Ing. Fatih C. BABALIK  
(Tez Danışmanı)

Prof.Dr. Cemal ÇAKIR

Yrd.Doç.Dr. Mehmet AKANSEL

Prof.Dr. Merih YURTKURAN

Prof.Dr. Alpaslan FIĞLALI

## ÖZET

Pek çok işyerinde, el aletleri işin önemli elemanlarıdır. Düzgün tasarlanmayan el aletleri ile çalışmalar, gereksiz fizyolojik sarfiyata veya uzun süreli birikmiş travma rahatsızlıklarına (CTD), örneğin tendonlarda, tendon kılıflarında, el, bilek ve kol sinirlerinde ilerlemiş hasara neden olabilmektedir. Söz konusu zararlı etkiler, iş yerinde elverişsiz el aletlerinin kullanılmasıyla ilişkili düşük performansın ve artan devamsızlığın sebebi olabilir. El aletlerinin saplarının şekli, kalınlığı, uzunluğu, hacmi, yüzeyinin pürüzlülüğü ve yapıldığı maddenin cinsi de, işlemsel performansı ve fizyolojik zorlanmayı etkilemektedir. Ergonomik açıdan el aletlerinin saplarının değerlendirilme teknikleri; üretim verimi, maksimum dönme momenti ile lokal kas zorlanmasının fizyolojik ölçümleri ve sözü edilen farklı sapları olan el aletlerini kullananların kişisel değerlendirmelerinden oluşmaktadır. Bu çalışmanın amacı, farklı sapları olan tornavidalar kullanıldığında, “cıvata sıkma” ve “cıvata gevşetme” prosesi esnasında maksimum dönme momenti ile omuz-kol-el sisteminin kas kuvvetlerinin nasıl etkilendiğini araştırmaktır. 12 erkek, gönüllü, ücretsiz denek, 10 farklı saplı tornavidanın kullanıldığı tornavida test serilerinde yer aldı. Her deney, denek tarafından, kuru elle, yağlı elle ve sanayi eldiveni giyilmiş koşullarda üç kez tekrar edildi. “Cıvata sıkma” ve “cıvata gevşetme” için maksimum dönme momentleri tayin edildi. Sapın, hacim ve yüzey pürüzlülüğü ile ilişkili olarak cıvata sıkma ve cıvata gevşetme ile bağlantılı maksimum dönme değerleri arasında anlamlı ve esaslı farklar saptandı. Balmumu gibi kaygan yüzeyli saplar daha az uygun sonuçlar ürettiler. Buna karşın poliüretanla kaplı tornavidalar kuru ve eldivenli elle çalışmada en iyi sonuçları verirken, pürüzlü yüzeye sahip tornavida ile oval kesitli, eksensel yönde yivli tornavida ise yağlı elle çalışmada belirgin bir üstünlük gösterdiler. Kişisel değerlendirmeler de bu sonuçları desteklemektedirler. Vidalama işinde görev alan üst ekstremiteye ait 5 kol kasının performansının fizyolojik maliyetleri (sEA), bilgisayar destekli- 5 kanallı kayıt cihazı vasıtasıyla elektromiyografik aktiviteleri (EA) kaydedilerek eş zamanlı olarak hesap edildi. Cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işine katılan kasların fizyolojik maliyetlerinin değerleri, aynı biyolojik harcamalar söz konusu olduğunda bile tornavida sapının avuç içinde kaymasına bağlı olarak az veya çok kavranması gibi işlemsel performansı sergilemekteki farklılıklar nedeniyle, direkt karşılaştırmada çok farklı olabilmektedirler.

**ANAHTAR SÖZCÜKLER:**Tornavidalar, Çok-Kanallı Elektromiyografi, Fizyolojik Maliyet.

**ABSTRACT**

In many work places, hand tools are important elements of work. Working with improperly designed hand tools often or for longer periods of time can cause unnecessary physiological cost or long term cumulative trauma disorders, (CTD) i.e. progressive damage to the tendons, tendon sheaths and nerves of the hand, wrist, elbow and arms. These harmful effects can be the reason of reduced performance and increased absenteeism at work, connected with working unhandy tools. Shape, thickness, length, volume, surface quality and material of the handles of tools also influence both operational performance and physiological strain. The techniques for evaluating tool handles from an ergonomic point of view, consists of yield of production, maximum torque measurement, physiological measures of localized muscle strain and subjective assessments of people using the hand tools with different handles. The focus of this study was to investigate how maximum torque and muscle forces of the shoulder-arm-hand system were affected by screwing in and screwing out by different handles of the screwdrivers used. A group of 12, voluntary, unpaid, male subjects participated in a series of screwdriver tests with 10 varied handles. Each experiment repeated three times by a subject with dry hand, oily hand and with a hand wearing industrial glove. Maximum torques for screwing in and screwing out was determined. Significant and essential differences between maximum torque values produced by screwing in and screwing out were found, related to the handle volume and surface quality. Handles with wax-like surfaces produced less convenient results. But handles covered with polyurethane produced best results with dry hand and with hand wearing industrial glove while a handle with rough surface and a handle with oval cross-section with longitudinal grooves showed superiority with oily hand. Subjective assessments also supported these results. Physiological cost of performance (sEA) was simultaneously calculated by registration of electromyographic activities (EA) by means of computer based-5 channel recording device from 5 muscles of upper extremity which were expected to be involved in screwing tasks. The values of physiological cost of screwing in-screwing out musculature, on direct comparison sometimes differ considerably despite equal biological effort invested, due to fairly large differences in operational data such as “loose or tight” gripping as result of the slipping of the handle in the palm.

**KEYWORDS:** Screwdrivers, Multi – Channel Electromyography, Physiological Cost.



## İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	<b>i</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>iii</b>
<b>SİMGELER DİZİNİ</b> .....	<b>xii</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>xiv</b>
<b>ÇİZELGELER DİZİNİ</b> .....	<b>xxv</b>
<b>1- GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2- ELEKTROMİYOGRAFİ KAVRAMI VE DAYANDIĞI FİZYOLOJİK KRİTERLER</b> .....	<b>5</b>
2.1. Elektromiyografinin Fizyolojik Temeli .....	5
2.1.1. Kasların Genel Fonksiyonları ve Elektromiyografi .....	5
2.1.2. Uyarılabilen Membranların Fizyolojisi .....	6
2.1.2.1. Membranın Yapısı ve Özellikleri .....	6
2.1.2.2. Kaslarda İyon Konsantrasyonları .....	8
2.1.2.3. Membran Potansiyelleri .....	10
2.1.2.4. Aksiyon Potansiyelinin Başlaması .....	15
2.1.2.5. Aksiyon Potansiyelinin Kas Lifi Boyunca Yayılması.....	15
2.1.3. Kas Fizyolojisinin Temel İlkeleri .....	20
2.1.3.1. Kas Tipleri .....	21
2.1.3.2. İskelet Kasının Yapısı.....	22
2.1.3.3. Kalın Filamentler – Miyozin Filamentleri.....	23
2.1.3.4. İnce Filamentler – Aktin Filamentleri .....	25
2.1.3.5. Kayan-Filament Mekanizması .....	27
2.1.3.6. Kontraksiyonda Troponin, Tropomiyozin ve Kalsiyumun Rolü .....	31
2.1.3.7. Eksitasyon-Kontraksiyon Çifti, Uyarılma-Kasılma Çifti .....	32
2.1.3.8. Tek Lif Kontraksiyonunun Mekanizması.....	34
2.1.3.9. Uyarılma ve Kasılmanın Özeti .....	35
2.1.3.10. Kontraksiyon Sarsısı.....	37
2.1.3.11. Frekans-Gerilim İlişkisi.....	39

2.1.3.12. Multiple Lif Sumasyonu.....	39
2.1.3.13. Frekans Sumasyonu ve Tetanizasyon.....	40
2.1.3.14. Uzunluk-Gerim İlişkisi.....	41
2.1.3.15. Yük-Hız İlişkisi .....	44
2.1.4. İskelet Kası Enerji Metabolizması.....	45
2.1.5. Kasların Vücuttaki Rolü .....	47
2.1.5.1. Kaslarda Agonizm ve Antagonizm .....	47
2.1.5.2. Kas ve Kemiklerin Kaldıraç Etkisi.....	48
2.2. Mesleki Elektromiyografinin Temelleri .....	54
2.2.1. Giriş .....	54
2.2.2. Elektromiyografi Tekniğinin Fizyolojik Temelleri .....	55
2.2.3. Kayıt yöntemi .....	55
2.2.4. Elektromiyografinin Kullanımı ve Sınırlandırmalar .....	56
2.2.5. Kas Aktivitesinin Varlığı.....	57
2.2.6. Elektromiyogramların kaydedilmesi .....	58
2.2.7. Kas Kuvvetinin Derece Derece Değişmesi .....	60
2.2.8. İskelet Kası Tonusu .....	64
2.2.9. EMG Ölçümlerinin Değerlendirilmesi.....	64
2.2.10. Yarı-Kantitatif Yöntemler .....	64
2.2.10.1. Ham Sinyallerin Büyüklüğü.....	64
2.2.10.2. Sıfır Geçiş Yeri.....	66
2.2.10.3. EMG Sarsı Frekansı ve Büyüklük.....	67
2.2.11. Kantitatif EMG.....	68
2.2.11.1. Voltaj Ölçümü .....	72
2.2.11.2. Rektifasyon, Ortalama, Zarf Oluşturma .....	73
2.2.11.3. İntegrasyon .....	73
2.2.11.4. Ortalama Karekök .....	74
2.2.11.5. Normalizasyon.....	74
2.3. Ergonomide EMG Etkinlik Alan Çalışmalarının Genel Kavramı .....	76
2.3.1. Etkinlik Alan Çalışmalarında Elektromiyografinin Uygulanması .....	76
2.3.2. Kas Zorlanmasının Tayini .....	77
2.3.3. Kas Yorgunluğunun Saptanması .....	78

2.3.3.1.	Yorgunluğun Tanımı .....	79
2.3.3.2.	Yorgunluğun Olası Alanları .....	80
2.3.3.3.	Literatürde Kas Yorgunluğunun Saptanması İle İlgili Çalışmalar .....	82
2.3.3.4.	EMG'de Yorgunluğa Bağlı Değişmeler .....	87
2.3.3.5.	Zaman Sürecinde EMG Değişimleri .....	88
2.3.3.6.	Frekans İlgili Alanında EMG Değişmeleri .....	91
2.3.3.7.	Kas Yorgunluğu ve Kasın Dayanma Süreci .....	94
2.3.3.8.	Sürekli Performans Sınırı, SPS .....	94
2.4.	Üst Ekstremitte Kaslarının Elektromiyografisi ve Ergonomik Uygulamalar .....	95
2.4.1.	Gerilme Ölçümlerinde Ergonomik Yöntemlerin Görev ve Amaçları .....	95
2.4.2.	Üst Ekstremitenin Statik Kas İşinin BilgiSayar-Destekli Elektromiyografik Değerlendirilmesi .....	96
2.4.3.	MVC'den Maksimum Değerleri Ayırmak için Gerçek Değerlerle İlişkilendirerek EA Verisinin Standartlaştırılması –Bireyler Arası ve Kaslar Arası Kıyaslama ve Gerçek Zorlanma Değerlerinin Hesaplanmasında Önkoşul .....	98
2.5.	Elle–Tutulan Aletlerle Bağlantılı Fizyolojik Zorlanmanın Ölçümünde Elektromiyografik Yöntemlerin Kullanılması ile İlişkili Bilgi Sayar-Destekli Sistem .....	100
2.5.1.	El Aletlerinin Verimliliğini Tayin Etmek İçin Yapılan Araştırmalar. Bahçe aletleri: ağaç budama makası – çalı makası – kürek – yaprak tırmığı – bahçe tırmığı- bahçe çapası .....	103
2.5.1.1.	Keski ve Kerpeten .....	104
2.5.1.2.	Çalı Kırpma makinesi .....	104
2.5.1.3.	Duvarcı Malası .....	105
2.5.1.4.	Endüstriyel Spray Yağlı Boya Tabancaları .....	105
2.5.1.5.	Klavye .....	107
2.5.1.6.	Yemek Pişirme ile İlgili Spatula .....	108
2.5.1.7.	Kürek .....	109

2.5.2. Maksimum Dönme Momenti Ölçümü ve Elektromiyografi Tekniği ile Tornavidaların Kalitesinin Ergonomik Açısından Değerlendirilmeleri ile İlgili Günümüze Kadar Yapılan Araştırmalar .....	109
2.6. Tez Konusunun Seçilmesi .....	111
<b>3- MATERYAL VE YÖNTEM .....</b>	<b>113</b>
3.1. Denekler ve Prosedür .....	113
3.2. Elektromiyografik Kayıtlar Aracılığı ile İzlenen Kaslar .....	113
3.3. Deneylede Kullanılan Tornavidalar .....	118
3.4. Deneyle Düzeneyi .....	118
3.4.1. PAR-PORT/F Taşınır Çok-Kanallı Ölçüm Cihazı ve Özellikleri .....	125
3.4.1.1. PAR-PORT/F Taşınır Çok-Kanallı Ölçüm Cihazının Hafızası .....	125
3.4.1.2. PAR-PORT/F'in Hafıza Aküsü .....	126
3.4.1.3. PAR-PORT/F'in Kullanım Elemanları .....	126
3.4.1.4. EMG Ölçümü .....	127
3.4.1.5. PAR-PORT/F'in Programlanması .....	127
3.4.1.6. PAR-PORT/F'deki Verilerin Silinmesi .....	128
3.4.1.7. PAR-PORT/F Verilerinin PC Ekranında Görüntülenmesi .....	128
3.4.1.8. Ölçüm Verilerinin PAR-PORT/F ' den PC'ye Aktarılması .....	128
3.4.2. Ölçüm Verilerinden Standartlaştırılmış Elektromiyografik Aktivitenin Hesap Edilmesi .....	129
3.5. Deneylelerin Yapılışı .....	132
3.5.1. Deneklerle Ön Hazırlık .....	132
3.5.2. Elektrotlar .....	132
3.5.3. Tornavidaların Kullanılış Sırası .....	133
3.5.4. Tornavidaların Kuru-Sanayile Eldivenli-Yağlı Elle Kullanılışı .....	133
<b>4- DENEYLE SONUÇLARI .....</b>	<b>134</b>
4.1. Maksimum Dönme Momenti Ölçüm Sonuçları .....	134
4.2. Kas Zorlanmalarına ait Elektromiyografik Ölçüm Sonuçları .....	134

4.2.1. EA <sub>maks.</sub> Değerlerinin Saptanması .....	134
4.2.2. Dinlenme Aktivitesinin Ölçümü.....	141
4.2.3. Fizyolojik Maliyetin Tayin Edilmesi.....	141
4.2.4. Fizyolojik Maliyet sonuçları.....	142
4.3. Kişisel Değerlendirme (Anket) Sonuçları.....	154
4.3.1. Tornavida Sapı ile İlgili Sorular .....	154
4.3.2. Deneklerin Tornavidayı Her Kullanıştan Sonra Alt Boyun Bölgesi, Omuz, Sırt, Bel Omuru ve Üst Ekstremitte Bölgesinde Hissettikleri Gerilmenin Şiddeti ile İlgili Anket Sonuçları.....	154
<b>5- TARTIŞMA .....</b>	<b>165</b>
5.1. Maksimum Dönme Momenti Ölçüm Sonuçları.....	165
5.1.1. Kuru Elle Yapılan Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme Esnasındaki Maks. Dönme Momentlerinin Karşılaştırılması.....	165
5.1.2. Sanayi Eldiven Giyilmiş Olarak Yapılan Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme Esnasındaki Maksimum Dönme Momentlerinin Karşılaştırılması.....	167
5.1.3. Yağlı Elle Yapılan Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme Esnasındaki Maks. Dönme Momentlerinin Karşılaştırılması.....	170
5.1.4. Kuru Elin Yağlı Elle Maks. Dönme Momenti Açısından Karşılaştırılması.....	171
5.1.5. Sanayi Eldivenli Elin, Yağlı Elle Maks. Dönme Momenti Açısından Karşılaştırılması .....	174
5.1.6. Sanayi Eldivenli Elin, Kuru Elle Maks. Dönme Momenti Açısından Karşılaştırılması .....	175
5.1.7. Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Yapılan Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme Esnasındaki Maks. Dönme Momentlerinin Karşılaştırılması.....	178
5.2. 12 Deneğin, 10 Farklı Saplı Tornavida ile Kuru- Sanayi Eldivenli ve Yağlı Elle Gerçekleştirdikleri Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme İşlemi Esnasındaki 12 Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerleri ile İlgili Sonuçların Tartışılması.....	183

5.2.1. Kuru Elle 2. no.lu Tornavidayı Kullanan 10.no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerine, Çevirme Yönünün Etkisi .....	184
5.2.2. Kuru Elle 5 no.lu Tornavidayı Kullanan 10.no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerine, Çevirme Yönünün Etkisi .....	184
5.2.3. Kuru Elle 8 no.lu Tornavidayı Kullanan 10.no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerine, Çevirme Yönünün Etkisi .....	185
5.2.4. Sanayi Eldivenli Elle 2 no.lu Tornavidayı Kullanan 10.no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerine, Çevirme Yönünün Etkisi.....	186
5.2.5. Sanayi Eldivenli Elle 5 no.lu Tornavidayı Kullanan 10.no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerine, Çevirme Yönünün Etkisi.....	187
5.2.6. Sanayi Eldivenli Elle 8 no.lu Tornavidayı Kullanan 10.no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerine, Çevirme Yönünün Etkisi.....	188
5.2.7. Yağlı Elle 2 no.lu Tornavidayı Kullanan 10.no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerine, Çevirme Yönünün Etkisi .....	189
5.2.8. Yağlı Elle 5 no.lu Tornavidayı Kullanan 10.no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerine, Çevirme Yönünün Etkisi .....	190
5.2.9. Yağlı Elle 8 no.lu Tornavidayı Kullanan 10.no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerine, Çevirme Yönünün Etkisi .....	192
5.2.10.Kuru Elle 10 Farklı Saplı Tornavidayı Kullanan 12 Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerinin Ortalamasına Çevirme Yönünün Etkisi.....	194
5.2.11.Sanayi Eldivenli Elle 10 Farklı Saplı Tornavidayı Kullanan 12 Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerinin Ortalamasına Çevirme Yönünün Etkisi.....	198
5.2.12.Yağlı Elle, 10 Farklı Saplı Tornavidayı Kullanan 12 Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerinin Ortalamasına Çevirme Yönünün Etkisi.....	202
5.2.13.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle, 10 Farklı Saplı Tornavidayı Kullanan 12 Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Değerlerinin	

Ortalamasına Çevirme Yönünün Etkisi.....	206
5.2.13.1 Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkmanın m.Deltoideus p.clavicularis'in Ortalama Fizyolojik Değerine Etkisi.....	206
5.2.13.2. Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Gevşetmenin m.Deltoideus p.clavicularis'in Ortalama Fizyolojik Değerine Etkisi.....	206
5.2.13.3. Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkmanın m.Biceps Brachii'nin Ortalama Fizyolojik Değerine Etkisi.....	206
5.2.13.4. Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Gevşetmenin m.Biceps Brachii'nin Ortalama Fizyolojik Değerine Etkisi.....	207
5.2.13.5. Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkmanın m.Flexor Digitorum'un Ortalama Fizyolojik Değerine Etkisi.....	207
5.2.13.6. Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Gevşetmenin m.Flexor Digitorum'un Ortalama Fizyolojik Değerine Etkisi.....	207
5.2.13.7. Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkmanın m.Brachioradialis'in Ortalama Fizyolojik Değerine Etkisi.....	210
5.2.13.8. Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Gevşetmenin m.Brachioradialis'in Ortalama Fizyolojik Değerine Etkisi.....	210
5.2.13.9. Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkmanın m.Extensor Digitorum'un Ortalama Fizyolojik Değerine Etkisi.....	210
5.2.13.10.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Gevşetmenin m.Extensor Digitorum'un Ortalama Fizyolojik Değerine Etkisi.....	211
5.3. Kişisel Değerlendirme (Anket) Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	215

5.3.1. Deneklerin Tornavida Sapını Değerlendirme Sonuçları .....	215
5.3.1.1. Tornavida Sapının Kavranması İle İlgili Anket Sonuçları....	215
5.3.1.2. Tornavida Sapının Boylamsal Taslağı ile İlgili Anket Sonuçları.....	215
5.3.1.3. Tornavida Sapının Kesit Alanı ile İlgili Anket Sonuçları .....	216
5.3.1.4. Tornavida Sapının Döndürme Momentinin Tedarik Edilmesi İçin Şeklin Uygunluğu ile İlgili Anket Sonuçları.....	216
5.3.1.5. Tornavida Sapının Parmak Yuvalarının Şekli ile İlgili Anket Sonuçları.....	216
5.3.1.6. Tornavida Sapında Kavramanın Şekli ile İlgili Anket Sonuçları.....	219
5.3.1.7. Tornavida Sapının Malzemesi ile İlgili Anket Sonuçları.....	219
5.3.1.8. Kayma Olmadan Kuru Elle, Yüksek Dönme Momentinin Sağlanması için Tornavida Sapının Malzeme Yüzeyinin Uygunluğu ile İlgili Anket Sonuçları .....	219
5.3.1.9. Tornavida Sapının Kayma Olmadan Sanayi Eldivenli Ellerle, Yüksek Dönme Momentinin Sağlanması İçin Sap malzemesinin Uygunluğu ile İlgili Anket Sonuçları.....	222
5.3.1.10. Tornavida Sapının Kayma Olmadan Yağlı Ellerle, Yüksek Dönme Momentinin Sağlanması İçin Sap Malzemesi Yüzeyinin Uygunluğu ile İlgili Anket Sonuçları.....	222
5.3.1.11. Tornavida Sapının Basınç Noktasının Oluşumundaki Risk ile İlgili Anket Sonuçları.....	222
5.3.1.12. Tornavida Sapının Genel Olarak Yüzey Malzemesinin Tasarımı ile İlgili Anket Sonuçları.....	222
5.3.1.13. Tornavida Sapının Proses Kalitesi ile İlgili Anket Sonuçları.....	223
5.3.1.14. Genel Olarak Tornavida Sapının Tasarımı ile İlgili Anket Sonuçları.....	223



5.3.1.15. Tornavida Sapının Çap Büyüklüğü ile İlgili Anket Sonuçları.....	223
5.3.1.16. Tornavida Sapının Uzunluğu ile İlgili Anket Sonuçları.....	226
5.3.1.17. Tornavida Sapının Yapıldığı Malzemenin Sertliği ile İlgili Anket Sonuçları .....	227
5.3.2. Deneklerin Tornavidayı Her Kullanıştan Sonra Alt Boyun Bölgesi, Omuz, Sırt, Bel Omuru ve Üst Ekstremitte Bölgesinde Hissettikleri Gerilmenin Şiddeti ile İlgili Anket Sonuçları.....	227
5.3.2.1. Tor 1 ile İlgili Anket Sonuçları .....	231
5.3.2.2. Tor 2 ile İlgili Anket Sonuçları .....	232
5.3.2.3. Tor 3 ile İlgili Anket Sonuçları .....	234
5.3.2.4. Tor 4 ile İlgili Anket Sonuçları .....	234
5.3.2.5. Tor 5 ile İlgili Anket Sonuçları .....	237
5.3.2.6. Tor 6 ile İlgili Anket Sonuçları .....	240
5.3.2.7. Tor 7 ile İlgili Anket Sonuçları .....	240
5.3.2.8. Tor 8 ile İlgili Anket Sonuçları .....	241
5.3.2.9. Tor 9 ile İlgili Anket Sonuçları .....	246
5.3.2.10. Tor 10 ile İlgili Anket Sonuçları .....	246
5.4. Deneysel Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi .....	249
5.4.1. Kuru-Sımai Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetmedeki Maksimum Dönme Momenti Verilerinin Kruskel-Wallis Testi ile İkili Çalışma Koşullarının ise Mann-Whitney U Testi ile Değerlendirilmesi .....	250
5.5. Sonuçlar .....	252
<b>6- BİR SONRAKİ ÇALIŞMA İÇİN ÖNERİLER.....</b>	<b>257</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>258</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>272</b>
<b>TEŞEKKÜR.....</b>	<b>287</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>288</b>

## SİMGELER DİZİNİ

A	Aktin
A <sup>-</sup>	Anyon
ACh	Asetilkolin Enzimi
AD	Anlamlı Değil
ADP	Adenosin Difosfat
AEMG	Ortalama EMG
AP	Aksiyon Potansiyeli
APDF	Amplitud Probabilite Dağılım Fonksiyonu
ATP	Adenosin Trifosfat
ATPaz	Adenosin Trifosfat Enzimi
Ca <sup>++</sup>	Kalsiyum Katyonu
Cl <sup>-</sup>	Klorür Anyonu
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
CNS	Central Nervous System - (Merkezi Sinir Sistemi)
CV	Varyasyon katsayısı
EA	Elektriksel Aktivite
EMG	Elektromiyografi
EPP	Son plak Potansiyeli
F <sub>con</sub>	Konsantrasyon kuvveti
FTG	Yorgunluk Parametresi
FTT	Fourier Transform Tekniği
I <sub>o</sub>	Optimum Uzunluk
IEMG	İntegre EMG
IMF	Başlangıç Median Frekans
K <sup>+</sup>	Potasyum Katyonu
LE EMG	Lineer Zarf EMG
M	Miyozin
MAP	Kas Lifi Aktivasyon Potansiyeli
MF	Median Frekans
MPF	Median Power Frekans

MU	Motor Birim
MUAP	Motor Birim Aktivasyon Potansiyeli
MVC	Maksimum İstençli Kasılma
Na <sup>+</sup>	Sodyum Katyonu
P <sub>i</sub>	Fosfat İyonu
P S	Power Spektrum
PVC	Polivinilklorür
RMS	Ortalama Karekök
SPS	Sürekli Performans Sınırı
SR	Sarkoplazmik Retikulum

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Hücre membranının şematik sunumu. (Luttmann, 1996) .....	7
Şekil 2.2. Bir kasın hücre içi ve hücre dışı akışkanında en çok bulunan iyonların konsantrasyonları. (Woodbury, 1965) ve transmembran potansiyel ölçülmesinin şematik sunumu.....	9
Şekil 2.3. Transmembran denge potansiyelinin oluşumu: Konsantrasyon gradyanı $F_{con}$ ile iyonlar üzerinde oluşturulan kuvvetin elektromotiv kuvvet $F_{el}$ dengelenmesi. (Luttmann, 1996) .....	11
Şekil 2.4. Aksiyon potansiyellerinin elektriksel uyarı ile tetiklenmesi.....	13
Şekil 2.5. Yüzey elektrotları kullanarak aksiyon potansiyel kaydının prensibi. ....	15
Şekil 2.6. ( a) Tek bir motor nöron ve onun inerve ettiği kas liflerinden oluşan tek bir motor ünite. b) Bir kastaki iki motor ünite ve iç içe karışmış lifleri. (Vander, 2001) .....	18
Şekil 2.7. Nöromuskular bağlantı. Motor nöron akson sonlanmaları, kas lifi yüzeyinde eldiven parmağı şeklinde gömülüdür. (Vander, 2001).....	19
Şekil 2.8. Kas lifi zarında aksiyon potansiyelinin yol açan nöromuskular bağlantıda ortaya çıkan olaylar. (Vander, 2001).....	19
Şekil 2.9. Tendonlarla kemiğe tutunan bir kasın silindirik kas liflerinin bir organizasyonu. (Vander, 2001).....	20
Şekil 2.10. Çizgili bant özelliğini oluşturan iskelet kası lif filamentlerinin düzenlenişi. (Vander, 2001).....	24
Şekil 2.11. (a) Kalın filament ve çapraz köprüler. (b) Miyozin molekülünün yapısı. (Vander, 2001).....	24
Şekil 2.12. a) Tropomiyozin molekülüne bağlı troponin molekülü. b) İnce filamentteki iki tropomiyozin zinciri, aktin üzerindeki çapraz köprü bağlanma yerlerini bloke eder. (Vander, 2001) .....	25
Şekil 2.13. Tek bir sarkomerde kalın ve ince filamentlerin düzenlenmesi. (Vander, 2001) .....	26
Şekil 2.14. Tek bir miyofibrilde örtülme bölgesindeki kalın ve ince filamentlerin hegzagonal düzeni. (Huxley, 1968) .....	27
Şekil 2.15. Miyofibril kısalması sonucu kalın ve ince filament dizisindeki değişiklikler. (Vander, 2001) .....	28

Şekil 2.16. Bir çapraz köprü siklusunun dört evresi sırasında oluşan kimyasal ve mekanik değişiklikler. (Vander, 2001) .....	29
Şekil 2.17. İskelet kas lifinde kontraksiyon ve gevşeme sırasında sarkoplazmik redikulumdan kalsiyum salınması ve alınışı. (Vander, 2001).....	33
Şekil 2.18. Tek bir aksiyon potansiyelini takiben bir iskelet kası lifinin izometrik sarsısı.....	38
Şekil 2.19. Farklı yüklerle izotonik sarsılar. Yük arttıkça kısalma mesafesi, kısalmanın hızı ve kısalmanın süresi azalır, lakin periyot yükü birlikte artar. ....	38
Şekil 2.20. S2 ve S3 uyarıları arasındaki sürenin kısaltılması ile oluşan izometrik kontraksiyonların sumasyonu. ....	42
Şekil 2.21. Saniyede 10 uyarı ile (tam olmayan tetanus) ve saniyede 100 uyarı ile (tam tetanus) oluşan izometrik kasılmaların tek bir sarsı ile karşılaştırılması. ....	42
Şekil 2.22. İzometrik tetanus geriminde kas lifi uzunluğu ile değişimler. Gölge bant kaslar kemiklere tutunurken vücutta fizyolojik olarak görülen uzunluk değişikliklerini gösterir. ....	43
Şekil 2.23. Yükün fonksiyonu olarak iskelet kası lifinin kısalma ve uzama hızı. ....	44
Şekil 2.24. Kas kasılması sırasında ATP yapımının üç kaynağı: (1) keatin fosfat, (2) oksidatif fosforilasyon ve (3) glikoliz. ....	46
Şekil 2.25. Biceps kasının genel görüntüsü.....	49
Şekil 2.26. m.biceps ve m. Triceps kaslarının antagonistik düzenlenmesi. ....	50
Şekil 2.27. Kolun kaldıraç etkisi. ....	50
Şekil 2.28. Boyun alt bölgesi, göğüs, sağ kol ve sağ ön kol kasları. Yandan görünüş. ....	53
Şekil 2.29 Extracellular elektrotlar kullanılarak yapılan potansiyel ölçümlerinde bifazik aksiyon potansiyel oluşumunun birbirini izleyen aşamaları (Laurig, 1977) .....	61
Şekil 2.30. Elektromiyogramların, farklı motor birimlerin neden olduğu bifazik aksiyon potansiyellerin üst üste konmasıyla oluşumu (Laurig, 1977).....	61
Şekil 2.31. Kas lifinin farklı ateşleme hızları için kas lifi sarsılarının sumasyonu (Vander, 2001) .....	62

- Şekil 2.32 Farklı ağırlıkların elde tutulması esnasında m. Biceps brachii'nin elektromiyogramı ve elektriksel aktivitesi (Luttman ark., 1992 a)..... 63
- Şekil 2.33. Ham EMG sinyalleri, integre EMG ve kas gerilimi arasındaki ilişki. (A) İnsanın kesilen m. biceps brachii'nin yerine plastik uzvundan değişen efor derecelerinde İntegre EMG, isometrik gerilim ve elektriksel sarsı (direkt EMG). (B) normal deneğe anterior tibial kasından elde olunan isometrik gerilim, direkt EMG ve integre EMG. (Kumar ve Mital 1996) ..... 69
- Şekil 2.34. Kas uzunluğunun ham ve integre EMG üzerine gerim ile bağlantılı olan etkisi. Yukarıda kas çok kısa. Aşağıda kas dinlenme uzunluğunun ötesinde gerilmiş. Gerilmiş kasta EMG azalmaktadır. Her iki halde de maksimum efor bulunmaktadır. (Kumar ve Mital, 1996)..... 70
- Şekil 2.35. Farklı elektronik yöntemlerle saptanmış sinyallerin rektifiye lineer zarfı ile ham sinyaller arasındaki ilişki. (a) Elektromiyogram ve 2 mfd pozisyonundaki filtre ile integratör izi. (b) Aşırı boşalım zaman sabiti nedeni ile eğride istenmeyen azalmayı gösteren elektromiyogram ve integratör izi. (c) 2 mfd pozisyonunda ki integratörün sabit amplitud 100 csn-1 sinyal atılımlarına yanıtı. (Kumar ve Mital, 1996)..... 74
- Şekil 2.36. Farklı işlem tekniklerinin karşılaştırılması. Dört veri küçültme tekniği (a) sabit-kuvvet izometrik kasılmada biceps brachii'den tel elektrotlar kullanılarak elde olunan ham EMG sinyalleri. (b) İntegre edilmiş rektifiye sinyali. (c) Ortalama rektifiye sinyali. (d) Ortalama karekök sinyali.(e) Düzeltilmiş rektifiye sinyali. Son olguda, sinyal; rektifiye EMG sinyalini zaman sabiti 25 msn olan RC filtresinden geçirerek elde olunmuştur. Zaman bazı; her bir grafik için 0.5 msn dir.(Basmajian ve De Luca, 1985). ..... 75
- Şekil 2.37. Ürolojik operasyonlarda direkt ve monitör endoskopi kullanan cerrahların farklı kaslarının elektromiyogramlarının orijinal kayıtlarından bölümler (Luttman ark., 1992 b)..... 78
- Şekil 2.38. Sürdürülen MVC ile yorgunluk protokolünün şematik temsili (üst panel) ve %45 MVC tekrarlanan kontraksiyonlar (alt panel). MVC kuvvetinden değerlendirilen yorgunluk her iki protokolün

başlangıcında oluşurken tekrarlanan maksimum-altı kontraksiyonlar esnasında 10. dakikaya kadar azalmış performans görülmemektedir.....	81
Şekil 2.39. Yorgunluk çalışmalarında sık kullanılan çeşitli yöntemlerin kas kuvveti veya power output oluşumu ile ilişkili prosesler hakkında nasıl enformasyon ürettiğini gösterir şema. EMG: elektromiyografi; LFF: düşük frekans yorgunluğu; TI: sarsı interpolasyonu; MVC: maksimum istemli kontraksiyon (Vollestad,1997).....	83
Şekil 2.40. Süpermarket check-out'unda scanning esnasında Ortalama Elektriksel Aktivite ve tüm çalışma günü boyunca kasada scan edilen madde sayısı (Luttmann ark., 1992 a).....	85
Şekil 2.41. Elektriksel Aktivitedeki artış ile tahammül zamanı arasındaki bağıntı (Kumar ve Mital,1996). ....	86
Şekil 2.42. Elektriksel Aktivitedeki artış ile tahammül süresi arasındaki bağıntı (regresyon fonksiyonu ve güvenilirlik sınırları. Şekil 2.41'den alınmıştır.) (Luttmann ark., 1992 a).....	87
Şekil 2.43. 5 kg'lık bir yükün mümkün olduğu sürece elde tutulması esnasında m. biceps brachii'nin Elektromiyogramı ve Elektriksel Aktivitesi. (Luttmann ark., 1992 a).....	88
Şekil 2.44. m. Erector spinae'nin ileri bükülmüş pozisyonda sürdürülen kontraksiyonun başlangıcında ve sonunda EMG spektrumu. (Jäger ark., 1984) .....	92
Şekil 2.45. Aksiyon Potansiyel iletim hızının zaman eğrisi ve bifazik aksiyon potansiyelinin spektrumuna etkisi. Açıklık getirmek için tipik değişimler büyütülerek sunulmaktadır. ....	93
Şekil 2.46. m.biceps brachii'nin yaklaşık 1 sn. içinde tek bir patlaması ile bağlantılı kaba miyoelektrik sinyal. Rektifiye ve düzgünleştirilmiş sinyal (elektromiyografik aktivite bir patlamalık atılımın zarfını temsil eder ve dinamometre ile ölçülebilen kuvvet ile ilişkilidir).....	97
Şekil 2.47. Elektromiyografik aktivitenin standartlaştırılmasının gösterilmesi (Strasser, 1996) .....	99
Şekil 3.1. Deneylede kullanılan 10 farklı tornavidanın sapları.....	119

Şekil 3.2. Deneyleerde kullanılan 10 farklı tornavidanın saplarının boyutları (mm) ile saplarının imal edildikleri malzeme cinsi .....	120
Şekil 3.3. Deney düzeneği.....	121
Şekil 3.4. Cıvata sıkma, gevşetme cihazının genel görünümü.....	122
Şekil 3.5. Tork anahtarları için tasarlanan transducere monte edilen cıvata adaptörü ve teknik resmi .....	122
Şekil 3.6. (a) Strain Gage'leri içeren Transducer (b) Transducerin masa üzerinde aparat vasıtası ile sabitlenmesi.....	123
Şekil 3.7. BLM torkmetre cihazı.....	124
Şekil 3.8. (a) Demir masa (b) Ahşap palet.....	124
Şekil 3.9. (a) PAR-PORT/F taşınır çok kanallı ölçüm cihazı ve aküsü (b) Cihazın ön yüzü.....	126
Şekil 3.10. Ag/AgCl elektrodları.....	131
Şekil 3.11. Kalp Atış frekansı elektrotları bağlantı yerleşimi .....	131
Şekil 3.12. Sanayi eldiven ve kullanılışı .....	133
Şekil 3.13. Tornavida sapının yağlanması .....	133
Şekil 4.1. Kuru elle yapılan cıvata sıkma esnasındaki maksimum dönme momentleri .....	138
Şekil 4.2. Kuru elle yapılan cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentleri .....	138
Şekil 4.3. Sanayi eldivenli elle yapılan cıvata sıkma esnasındaki maksimum dönme momentleri .....	139
Şekil 4.4. Sanayi eldivenli elle yapılan cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentleri .....	139
Şekil 4.5. Yağlı elle yapılan cıvata sıkma esnasındaki maksimum dönme momentleri .....	140
Şekil 4.6. Yağlı elle yapılan cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentleri .....	140
Şekil 4.7. m. deltoideus p. clavicularis kasının $EA_{maks}$ ve $EA_0$ değerlerinin grafiksel saptanması.....	142



Şekil 4.8. m. biceps brachii kasının $EA_{maks}$ ve $EA_0$ değerlerinin grafiksel saptanması.....	143
Şekil 4.9. m. flexor digitorum kasının $EA_{maks}$ ve $EA_0$ değerlerinin grafiksel saptanması.....	143
Şekil 4.10 m. brachioradialis kasının $EA_{maks}$ ve $EA_0$ değerlerinin grafiksel saptanması.....	144
Şekil 4.11. m. extensor digitorum kasının $EA_{maks}$ ve $EA_0$ değerlerinin grafiksel saptanması.....	144
Şekil 4.12 Kuru elle cıvata sıkmada Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri.....	145
Şekil 4.13. Kuru elle cıvata gevşetmede Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri.....	145
Şekil 4.14. Kuru elle cıvata sıkmada Tor 5'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri.....	146
Şekil 4.15. Kuru elle cıvata gevşetmede Tor 5'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri.....	146
Şekil 4.16. Kuru elle cıvata sıkmada Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri.....	147
Şekil 4.17. Kuru elle cıvata gevşetmede Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri.....	147
Şekil 4.18. Sanayi eldivenli elle cıvata sıkmada Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri.....	148
Şekil 4.19. Sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmede Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri.....	148
Şekil 4.20. Sanayi eldivenli elle cıvata sıkmada Tor 5'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri i.....	149
Şekil 4.21. Sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmede Tor 5'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik.....	149
Şekil 4.22. Sanayi eldivenli elle cıvata sıkmada Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri.....	150
Şekil 4.23. Sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmede Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri.....	150

Şekil 4.24. Yağlı elle cıvata sıkmada Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri .....	151
Şekil 4.25. Yağlı elle cıvata gevşetmede Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri .....	151
Şekil 4.26. Yağlı elle cıvata sıkmada Tor 5'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri .....	152
Şekil 4.27. Yağlı elle cıvata gevşetmede Tor 5'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri .....	152
Şekil 4.28. Yağlı elle cıvata sıkmada Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri .....	153
Şekil 4.29. Yağlı elle cıvata gevşetmede Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik değerleri .....	153
Şekil 5.1. Kuru elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin karşılaştırılması .....	166
Şekil 5.2. Kuru elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin birbirlerine karşı üstünlükleri.....	166
Şekil 5.3. Sanayi eldivenli elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin karşılaştırılması .....	169
Şekil 5.4. Sanayi eldivenli elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin birbirlerine karşı üstünlükleri.....	169
Şekil 5.5. Yağlı elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin karşılaştırılması .....	172
Şekil 5.6. Yağlı elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin birbirlerine karşı üstünlükleri.....	172
Şekil 5.7. Kuru elin yağlı ele göre cıvata sıkma esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü.....	173
Şekil 5.8. Kuru elin yağlı ele göre cıvata gevşetme esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü.....	173
Şekil 5.9. Eldivenli elin yağlı ele göre cıvata sıkma esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü.....	176

Şekil 5.10. Eldivenli elin yağlı ele göre cıvata gevşetme esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü.....	176
Şekil 5.11. Sanayi eldivenli elin kuru ele göre cıvata sıkma esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü.....	177
Şekil 5.12. Sanayi eldivenli elin kuru ele göre cıvata gevşetme esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü.....	177
Şekil 5.13. Kuru-Sanayi eldivenli-yağlı elle yapılan cıvata sıkma esnasındaki maksimum dönme momentlerinin karşılaştırılması.....	179
Şekil 5.14. Kuru-Sanayi eldivenli-yağlı elle yapılan cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin karşılaştırılması.....	179
Şekil 5.15. Sanayi eldivenli elin, kuru ve yağlı ele göre cıvata sıkma esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü.....	182
Şekil 5.16. Sanayi eldivenli elin, kuru ve yağlı ele göre cıvata gevşetme esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü.....	182
Şekil 5.17. Kuru elle çevirme yönünün m.deltoideus p. clavicularis'in sEA'sına etkisi.....	194
Şekil 5.18. Kuru elle çevirme yönünün m.biceps brachii'nin sEA'sına etkisi.....	195
Şekil 5.19. Kuru elle çevirme yönünün m.flexor digitorum'un sEA'sına etkisi.....	195
Şekil 5.20. Kuru elle çevirme yönünün m.brachioradialis'in sEA'sına etkisi.....	196
Şekil 5.21. Kuru elle çevirme yönünün m.extensor digitorum'un sEA'sına etkisi.....	196
Şekil 5.22. Sanayi eldivenli elle çevirme yönünün m.deltoideus p. clavicularis'in sEA'sına etkisi.....	199
Şekil 5.23. Sanayi eldivenli elle çevirme yönünün m.biceps brachii'nin sEA'sına etkisi.....	199
Şekil 5.24. Sanayi eldivenli elle çevirme yönünün m.flexor digitorum'un sEA'sına etkisi.....	200
Şekil 5.25. Sanayi eldivenli elle çevirme yönünün m.brachioradialis'in sEA'sına etkisi.....	200
Şekil 5.26. Sanayi eldivenli elle çevirme yönünün m.extensor digitorum'un sEA'sına etkisi.....	201
Şekil 5.27. Yağlı elle çevirme yönünün m.deltoideus p. clavicularis'in sEA'sına etkisi.....	203

Şekil 5.28. Yağlı elle çevirme yönünün m.biceps brachii'nin sEA'sına etkisi.....	204
Şekil 5.29. Yağlı elle çevirme yönünün m.flexor digitorum'un sEA'sına etkisi.....	204
Şekil 5.30. Yağlı elle çevirme yönünün m.brachioradialis'in sEA'sına etkisi.....	205
Şekil 5.31. Yağlı elle çevirme yönünün m.extensor digitorum'un sEA'sına etkisi.....	205
Şekil 5.32. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata sıkmanın m. deltoideus p. clavicularis'in sEA'sına etkisi.....	208
Şekil 5.33. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata gevşetmenin m. deltoideus p. clavicularis'in sEA'sına etkisi.....	208
Şekil 5.34. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata sıkmanın m. biceps brachii'nin sEA'sına etkisi.....	209
Şekil 5.35. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata gevşetmenin m. biceps brachii'nin sEA'sına etkisi.....	209
Şekil 5.36. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata sıkmanın m. flexor digitorum'un sEA'sına etkisi.....	212
Şekil 5.37. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata gevşetmenin m. flexor digitorum'un sEA'sına etkisi.....	212
Şekil 5.38. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata sıkmanın m. brachioradialis'in sEA'sına etkisi.....	213
Şekil 5.39. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata gevşetmenin m. brachioradialis'in sEA'sına etkisi.....	213
Şekil 5.40. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata sıkmanın m. extensor digitorum'un sEA'sına etkisi.....	214
Şekil 5.41. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata gevşetmenin m. extensor digitorum'un sEA'sına etkisi.....	214
Şekil 5.42. Tornavida sapının kavranması ile ilgili anket sonuçları.....	217
Şekil 5.43. Tornavida sapının boylamsal taslağı ile ilgili anket sonuçları.....	217
Şekil 5.44. Tornavida sapının kesit alanı ile ilgili anket sonuçları.....	218
Şekil 5.45. Tornavida sapının döndürme momentinin tedarik edilmesi için şeklinin uygunluğu ile ilgili anket sonuçları.....	218
Şekil 5.46. Tornavida sapının parmak yuvasının şekli ile ilgili anket sonuçları.....	220
Şekil 5.47. Tornavida sapında kavramanın şekli ile ilgili anket sonuçları.....	221
Şekil 5.48. Tornavida sapının malzemesi ile ilgili anket sonuçları.....	221

Şekil 5.49. Kayma olmadan kuru elle, yüksek dönme momentinin sağlanması için tornavida sapının malzeme yüzeyinin uygunluğu ile ilgili anket sonuçları .....	220
Şekil 5.50. Kayma olmadan sanayi eldivenli ellerle, yüksek dönme momentinin sağlanması için tornavida sapının malzeme yüzeyinin uygunluğu ile ilgili anket sonuçları .....	224
Şekil 5.51. Kayma olmadan yağlı ellerle, yüksek dönme momentinin sağlanması için tornavida sapının malzeme yüzeyinin uygunluğu ile ilgili anket sonuçları .....	224
Şekil 5.52. Tornavida sapının basınç noktasının oluşumundaki riski ile ilgili anket sonuçları .....	225
Şekil 5.53. Tornavida sapının genel olarak yüzey malzemesinin tasarımı ile ilgili anket sonuçları .....	225
Şekil 5.54. Tornavida sapının proses kalitesi ile ilgili anket sonuçları .....	228
Şekil 5.55. Genel olarak tornavida sapının tasarımı ile ilgili anket sonuçları .....	228
Şekil 5.56. Tornavida sapının çap büyüklüğü ile ilgili anket sonuçları .....	229
Şekil 5.57. Tornavida sapının uzunluğu ile ilgili anket sonuçları .....	229
Şekil 5.58. Tornavida sapının yapıldığı malzemenin sertliği ile ilgili anket sonuçları .....	230
Şekil 5.59. Tor 1 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	233
Şekil 5.60. Tor 1 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları .....	233
Şekil 5.61. Tor 2 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	235
Şekil 5.62. Tor 2 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları .....	235
Şekil 5.63. Tor 3 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	236
Şekil 5.64. Tor 3 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları .....	236

Şekil 5.65. Tor 4 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	238
Şekil 5.66. Tor 4 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları .....	238
Şekil 5.67. Tor 5 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	239
Şekil 5.68. Tor 5 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları .....	239
Şekil 5.69. Tor 6 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	242
Şekil 5.70. Tor 6 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları .....	242
Şekil 5.71. Tor 7 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	243
Şekil 5.72. Tor 7 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları .....	243
Şekil 5.73. Tor 8 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	244
Şekil 5.74. Tor 8 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları .....	244
Şekil 5.75. Tor 9 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	245
Şekil 5.76. Tor 9 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	245
Şekil 5.77. Tor 10 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	248
Şekil 5.78. Tor 10 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları .....	248

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. İskelet Kası Kontraksiyonlarında ATP'nin İşlevleri.....	45
Çizelge 2.2. Üst Ekstremitte Kasları (Snell, 1997) .....	51
Çizelge 2.2. Üst Ekstremitte Kasları (Devam) .....	52
Çizelge 2.3. Terminoloji ve Tanımlar .....	81
Çizelge 3.1. Denekler hakkında genel bilgiler .....	114
Çizelge 3.2. Deneklerin el ölçüleri hakkında genel bilgiler .....	115
Çizelge 3.3. Deneklerin parmak ölçüleri hakkında genel bilgiler.....	115
Çizelge 3.4. Deneklerin parmak kemiklerinin ölçüleri hakkında genel bilgiler .....	116
Çizelge 3.5. Test Program Çizelgesi .....	117
Çizelge 3.6. Her denek için farklı olarak rasgele (randomize, gelişigüzel) hazırlanan tornavida sıralaması.....	132
Çizelge 4.1. Kuru elle cıvata sıkımda Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri .....	135
Çizelge 4.2. Kuru elle cıvata gevşetmede Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri .....	135
Çizelge 4.3. Sanayi eldivenli elle cıvata sıkımda Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri.....	136
Çizelge 4.4. Sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmede Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri .....	136
Çizelge 4.5. Yağlı elle cıvata sıkımda Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri .....	137
Çizelge 4.6. Yağlı elle cıvata gevşetmede Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri .....	137
Çizelge 4.7. 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen zorlanma hissetme sıklığı (% olarak).....	155
Çizelge 4.7. (Devam) 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen zorlanma hissetme sıklığı (% olarak).....	156
Çizelge 4.7. (Devam) 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen zorlanma hissetme sıklığı (% olarak).....	157

Çizelge 4.7. (Devam) 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen zorlanma hissetme sıklığı (% olarak).....	158
Çizelge 4.7. (Devam) 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen zorlanma hissetme sıklığı (% olarak).....	159
Çizelge 4.8. 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen hissettikleri zorlanmanın derecesi (1-4).....	160
Çizelge 4.8. (Devam) 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen hissettikleri zorlanmanın derecesi (1-4).....	161
Çizelge 4.8. (Devam) 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen hissettikleri zorlanmanın derecesi (1-4).....	162
Çizelge 4.8. (Devam) 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen hissettikleri zorlanmanın derecesi (1-4).....	163
Çizelge 4.8. (Devam) 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen hissettikleri zorlanmanın derecesi (1-4).....	164
Çizelge 5.1. Deneylerde kullanılan tornavidaların saplarının yapıldığı malzeme, geometrik özellikleri ve farklı çalışma koşullarında ortaya koydukları “maksimum dönme momentinin ortalama değerleri”.....	180
Çizelge 5.1. (Devam) Deneylerde kullanılan tornavidaların saplarının yapıldığı malzeme, geometrik özellikleri ve farklı çalışma koşullarında ortaya koydukları “maksimum dönme momentinin ortalama değerleri”.....	181
Çizelge 5.2. Kuru-eldivenli-yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki deneysel verilerin istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	251
Çizelge 5.3. 10 farklı Tornavidanın 12 denek tarafından farklı çalışma koşullarında kullanılması esnasında saptanan en yüksek ve en düşük tork değerleri ile kişisel anket sonuçlarına göre, çok iyi ve çok kötü seçilen dörder tornavida.....	254



## I. GİRİŞ

İnsanlar yaşam gereksinimlerini karşılayabilmek için ekonomik nedenlerle çalışmak zorundadırlar. Çalışma kavramı, insanların meslek yaşamı dahil günlük yaptığı tüm işleri kapsamaktadır. İnsanlar çalışma ortamında tüm yetenek ve kapasitelerini ortaya koyarak üretimin verimliliğini arttırmaya çaba harcarlar. Üretimin verimliliğini ve sonuçta insanın verimliliğini arttırabilmek için çalışma ortamı ile beraber zihinsel ve fiziksel iş yükü, bilgi akışı, diğer çalışanlarla olan sosyal ilişkileri ve dinlenme süreç ve sıklıkları göz önüne alınmalıdır.

İnsanın fiziksel iş kapasitesinin sınırlı olması nedeniyle insan ile kullandığı makineler ve çevresi arasındaki ilişki iyice incelenmelidir. İnsan ve çevresi arasındaki çoklu alışveriş fikri, insanı “insan-makine sistemleri” veya genel anlamda “sosyo-teknik sistemleri” terimlerini daha detaylı incelemeye sevk etmektedir. İnsanların zihinsel ve fiziksel yeteneklerini desteklemek amacıyla, onların anatomik ve fizyolojik yapısını, psikolojik durumunu, kondisyon ve konstitüsyonunu göz önünde tutmak gerekmektedir.

Teknolojinin hızlı gelişimi, işin doğasını hızla geliştirmeye devam ederken, işçiden beklentileri de değişime uğratmaktadır. Bununla beraber, mesleklerin çoğunda, görevi yerine getirebilmek için değişen ölçülerde algılanabilir, gözlenebilir hareket aktarımı çabalarına gereksinim vardır. Görevi yerine getirmekle bağlantılı eylem ortamı, psikolojiktan fiziksele ve de çevresel ortama değiştiğinden, sınırlandırmalar ve aralarındaki optimum ara kesit, güven, konfor ve verimlilik açısından kritik bir değere ulaşmaktadır. Ergonomi bir bilim dalı olup, çalışma koşullarındaki söz konusu mekanların her birinin karakteristikleri ile ilgilenir ve aralarındaki ahengi optimuma getirmek için çaba harcamaktadır.

İşte tüm sözü edilen sorunları dikkate alarak “İnsan-Makine-Çevre” ilişkilerini analiz ederek, çalışanların daha sağlıklı ve üretken bir şekilde çalışabilmelerini sağlayabilmek için insanoğlunun anatomik özelliklerini, fiziksel ve zihinsel yeteneklerini göz önünde bulundurmak gerekmektedir. İnsanın en belirgin anatomik özelliklerinden biri bazı bölgelerini aktif olarak kasıp gevşeterek konumunu değiştirebilmesi, kol ve bacaklarını hareket ettirerek karşı kuvvet uygulayabilmesi ve iş yapabilmesidir. İnsan iş yerinde kol ve bacaklarını hareket ettirerek; el ve ayaklarını kullanarak mekanik iş yaparken, negatif etken olan “ aşırı kas zorlanması ve kas

hasarları” kavramı ile karşılaşmaktadır. Aşırı kas zorlanması geniş anlamda, kas kuvvetinin kaybedilmesi veya kas aktivitesi sonucu, bir sonraki kas etkileşmesi için gerekli kuvveti üretmede miyozini kesen köprülerin yetersiz kalmasıdır. Kişi 1 atm basınçta ve 36.5 °C’lık vücut sıcaklığında çalışırken serbest enerji harcar ve ısı bu prosesin yan ürünü olarak ortaya çıkar. Hareket eden kol ve bacakların sarf ettiği enerji karaciğerde depolanmış olan glikojenin anaerobik bir şekilde yıkılarak 1 mol glikojenden oluşan 2 mol ATP tarafından sağlanır. Zorlanmaya neden olan ATP’in düşük seviyeleri; oksijen ve glikozun kas liflerinde azalmış olması sonucu ATP’yi yeterli hızda üretebilme kapasitesinde olmamaları nedeniyle gerçekleşebilir. Glikojenin anaerobik olarak yıkılması ile oluşan ürün **Laktik Asit** olup, o da aerobik olarak “CO<sub>2</sub>+H<sub>2</sub>O” şeklinde uzaklaştırılmaktadır. Kan, mekanik iş gören kaslarda glikojenin yıkımı ile oluşan laktik asiti oksitleyecek yeterli oksijeni sağlayamazsa, kaslarda biriken **laktik asit** ve diğer metabolik atık ürünleri de **fizyolojik zorlanmaya** neden olmaktadır. Fizyolojik zorlanma; bitkinlik duygusuna neden olur ve kas aktivitesini durdurur. Böylece fizyolojik kas zorlanmasında, kişi kaslarına karşı kuvvet uygulayamaz. Bir de “psikolojik yorgunluk” kavramı vardır ki, psikolojik kas yorgunluğunda, kişi kendini yorgun hissettiğinden, kaslarına karşı kuvvet uygulamasını bizzat kendisi yapmaz.

İş yerlerinde, fizyolojik zorlanmanın minimuma indirilmesi için kaslara yeterli kan akışının sağlanacağı bir ortam yaratacak çalışma koşulları sağlanmalı ve sürdürülebilirliktir. İş-mola döngüsünün sürdürülmesine önem verilmelidir.

Fizyolojik kas zorlanmasının saptanabilmesi için ise kasın fizyolojik yapısının iyi bilinmesi ve kas fizyolojik zorlanmasının teknik bir yöntemle gözlenebilir olması gerekmektedir.

Direkt uyarılan bir kas bağlı olduğu yerlere kuvvet uygular, bu kuvvet kasta oluşan **gerilime** eşittir. Fizyolojik zorlanmayı tanımlayabilmek için iskelet kaslarının özellikle kol ve bacak kaslarının elektriksel aktivitelerinin gözlenmesi gerekmektedir. İskelet kaslarının kasılmasını incelemek üzere pek çok deneysel yöntem geliştirilmiştir. Mesleki alan çalışmalarında (tıp ve ergonomi gibi) kas zorlanmasının saptanmasında **Elektromiyografi (EMG)** tekniği önemli bir rol oynamaktadır. Elektromiyografi tekniği, kasta elektro -mekanik bağlantı kurma olayına dayanmaktadır. **Miyografi** terimi **kasın grafiği** anlamına gelmektedir. İskelet kaslarının elektriksel aktivitelerinin gözlenmesi ve kaydedilmesi yöntemine **Elektromiyografi (EMG)** denilmektedir.

Sürekli veya tekrarlanan kas kontraksiyonlarında Yüzey Elektromiyografinin amplitud'undaki değişimler veya frekans spektrumundaki daha düşük frekanslara kayma değişimleri genelde fizyolojik kas zorlanmasının belirtisi olarak yorumlanmaktadır. Laboratuvar koşullarında test edilen kas tarafından oluşturulan kuvveti kontrol etmek mümkündür. Böyle durumlarda kuvvet bilinen bir seviyede sabit tutulabilir, buna karşı gelen EMG değişimi, kasın fizyolojik zorlanması ile ilişkilendirilebilir:

Pek çok iş yerinde el aletleri için önemli gereçlerini oluştururlar. Kişinin eline uygun tasarlanmayan el aletleri, onu kullananlarda zararlı etkiler yaratan iş koşulları oluştururlar. El aletleri sık sık veya uzun süreli kullanıldıklarında 'Uzun-Süreli Birikmiş Travma Rahatsızlıklarına (CTDs) (Cumulative Trauma Disorders) örneğin tendonlarda ilerlemiş hasarlara, tendon kılıfında, el, bilek, dirsek, kol ve omuz kaslarında gerilme hasarlarına neden olurlar. Söz konusu travma rahatsızlıkları ile iskelet kası şikayetleri, uygun olmayan iş tasarımı ve kullanışsız el aletleri nedeniyle oluşabilmektedir. İş yerinde performansın azalması ve kas hasarları nedeniyle işçinin işine gelememesi gibi üretimi aksatan durumlar, ancak basit el aletlerinin tasarımına ergonomik yaklaşım ile önlenbilir. Bu nedenle araştırmalarda; ürün ergonomistlerinin yaklaşımları ile iş aletlerinin tasarımı açısından el-kol sisteminin anatomik ve fizyolojik karakteristiklerinin göz önüne alınması "insana uygun olan = ele uygun dur" eşitliğine dayanan mutlak, zorunlu bir prensiptir. Büyük ve küçük ölçekli iş yerlerinde tornavidalar elle tutulan iş aletleri olarak çok kullanılmaktadır; her alet çantasında bulunurlar ve elinden her iş gelen kişilerde bir kaç farklı boyutta tornavida büyük olasılıkla vardır. Fakat tornavida sapları nadiren elin anatomisine uygun şekil ve boyutlara sahiptirler. Tornavida saplarının şekli, kalınlığı, uzunluğu, hacmi, ağırlığı, yüzeyinin düz veya pürüzlü olması ve sapın yapıldığı maddenin cinsi (tahta, selüloz asetat, kauçuk gibi) hem işleme ilgili performansı ve hem de fizyolojik zorlanmayı etkilemektedir. Bu nedenle vidalama işi sona erdikten sonra tornavida kullanan pek çok işçi, kas ağrısı ile karşılaşmakta ve avuç içleri ile parmakları tahriş olmaktadır. El aletlerini ergonomik açıdan değerlendirmekte kullanılan yöntemler: üretim verimi, maksimum dönme momenti ölçümü, lokal kas zorlanmasının fizyolojik ölçümü ile çalışanların söz konusu el aletlerini kişisel değerlendirmeleridir. Bu çalışmada, tornavida kullananlarda görülen lokal kas zorlanmasının derecesini saptamak üzere,

farklı sapları olan (ağırlık, şekil, büyüklük, kesit alanı, yüzey pürüzlülüğü ve sap üretiminde kullanılan madde cinsi farklı) ve şehrimizde ticari olarak mevcut on adet tornavida tasarımının (hepsi Philips cross-slot; PH2 uçlu ve 12.5 cm. uzunluğunda) cıvata sıkma ve cıvata gevşetme prosesindeki risk faktörleri kantitatif olarak karşılaştırıldı. Bu amaçla seçilen normalde sağ elini kullanan on bir ve sol elini kullanan bir erkek denekle (Literatürde genel olarak 10-12 denek kullanılmıştır (Strasser,1991, 1996; Kluth 2004)) tornavida kullanımındaki maksimum dönme momenti, ile üst ekstremite'den (omuz-kol-önkol-bilek kaslarından) seçilen, kavrama, cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemine katılan beş kasın elektromiyografik aktivitesi saptandı ve deneklerin sapları farklı tornavidalar ile oluşturdukları maksimum dönme momenti değerleri ile Standartlaştırılmış Elektriksel Aktivite değerlerinin, mevcut tornavida saplarından en uygun olanı seçmeye yeterli olup olmadıkları araştırıldı. Her tornavidanın cıvata sıkma ve cıvata gevşetme prosesinde kullanılmasından sonra deneklerden, tornavida sapı ile ilgili hazırlanan 17 anket sorusunu cevaplandırmaları istendi. Ayrıca her tornavidanın cıvata sıkma ve cıvata gevşetme prosesinde kullanılmasından sonra deneklerin boyun, omuz, kol, el ve parmaklarında hissedebilecekleri baskı ve ağırlar ile ilgili 27 soru içeren bir ikinci anket formu da hazırlandı. Her iki anketle ilgili anket sonuçları, tornavida sapının değerlendirilmesinde kullanıldılar.

Deneylere FIAT-Powertrain Fabrikasında, fabrikaya ait BLM torkmetre cihazı kullanılarak “Maksimum Dönme Momenti”nin ölçümüyle başlandı. Laboratuar koşullarında test edilen kas tarafından oluşturulan “Maksimum İstemli Kasılma” esnasında oluşan  $EA_{maks}$  ile söz konusu kaslara ait dinlenme aktivitesi,  $EA_0$ 'da saptandı. Böylece, cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasında üst ekstremite kaslarından kavrama ile cıvata sıkma ve gevşetme prosesine katılan 5 kasın zorlanmaları, Almanya'dan ithal edilen PAR-PORT/F, 5-kanallı elektromiyografi cihazı ile ölçüldü. Kasın fizyolojik maliyeti, “sEA değerleri”; maksimum istemli kontraksiyon anındaki sarfiyatın altında veya üzerinde, fakat belli bir yüzdesi olarak gerçekleştiler. sEA ile EA,  $EA_{maks}$  ve  $EA_0$  arasındaki aritmetiksel bağıntı kullanılarak (Strasser, 1991) fizyolojik maliyetler hesap edildi. Denekler anket formlarını deneylerden önce ve sonra doldurarak tornavida saplarının ergonomik değerlendirilmelerine katkıda bulundular.

## 2. ELEKTROMİYOGRAFİ KAVRAMI VE DAYANDIĞI FİZYOLOJİK KRİTERLER

### 2.1. ELEKTROMİYOGRAFİNİN FİZYOLOJİK TEMELİ

#### 2.1.1. Kasların Genel Fonksiyonları ve Elektromiyografi

Canlılar, kas aktivasyonları sonucunda hareket ederler. Organizmalar vücut bölümlerinin koordine hareketleri sonucu, uzayda yerlerini değiştirebilir ve çevrelerine de güç uygularlar. Harekete ek olarak, kasların aktivasyonu, vücut içindeki taşıma prosesleri için de gereklidir; örneğin kardiyovasküler ve gastro-intertinal sistemlerde akışkanın konveksiyonu veya solunum sisteminde gazların taşınması gibi.

Kasın kasılması ve kuvvet oluşumu kasın iç yapısında yer alan çeşitli ipliğe benzer moleküllerin veya filamentlerin pozisyonlarındaki göreceli değişimlerine bağlıdır. Filamentlerin söz konusu kayma hareketleri aksiyon potansiyeli olarak bilinen elektriksel olayı başlatmaktadır. Aksiyon potansiyeli, kas hücresinin içi ile onu çevreleyen alan arasında var olan membranın potansiyelindeki değişme sonucu oluşmaktadır. Kas membranı üzerinde aksiyon potansiyellerinin yayılması dalgalara benzetilebilir. Kastaki elektriksel aktivite ile ilgili bilgi, verilen noktadaki dalganın diğerlerine nazaran yüksekliği ve de dalgaların yoğunluğu ile temsil edilebilir. Grafikselleştirilmiş veya resim olarak kas aksiyon potansiyellerinin şekil düzeninin kaydedilmesine **elektromiyografi**, kayıttın kendisine de **elektromiyogram (EMG)** adı verilmektedir. **Miyogram** terimi **Kasın Grafiği** anlamında kullanılmaktadır (Kumar, 1975). Özetle, **elektromiyografi** kas kasılması ile ilgili elektriksel fenomenin kaydedilmesidir. Elektriksel aksiyon potansiyeli ile elektromiyogram arasında ki yakın potansiyel ilişki bir elde ve mekanik kas kasılması diğer elde olmak üzere, EMG, kas aktivitesinin araştırılmasında yeterli bir parametreyi temsil etmektedir. Kas kasılmasının zaman süreci, kasılma kuvveti ve birkaç kasın aktivitesinin koordinasyonu ile ilgili ifadeler, amplitud ve EMG'nin frekans spektrumundan ve söz konusu değerlerin zaman aralığındaki değişimlerinden hesaplanabilirler. Ergonomide, elektromiyogramlardan kas zorlanmasının seviyesi ve kas zorlanmasının oluşumu ile ilgili sonuçlar çıkarılabilir. İlâveten, zorlanmayı azaltma amacıyla, iş tasarımıyla ilgili yol gösterici sonuçlar elde olunabilir.

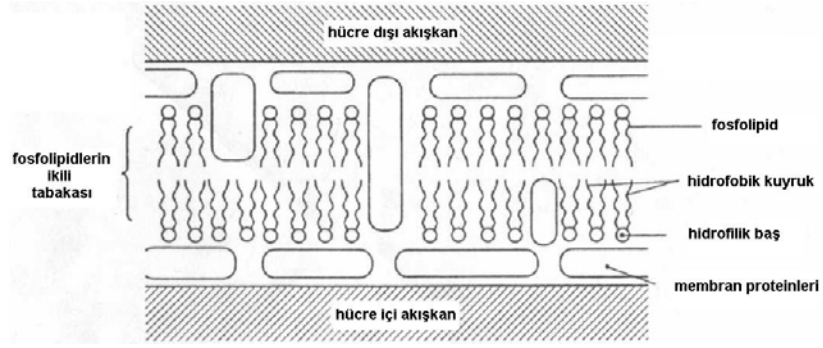
EMG'nin karakteristik özelliklerini kavrayabilmek için kasların yapısını ve fonksiyonları ile bileşenlerini tanımlayabilmek ve aynı zamanda elektriksel uyarma ile kas tarafından mekanik kuvvet oluşturulması arasındaki ilişkiyi anlayabilmek için kas hücrelerinde oluşan elektriksel fenomenin tartışılması gerekmektedir.

### **2.1.2. Uyarılabilen Membranların Fizyolojisi**

İnsan vücudundaki tüm hücreler, hücre içi (intracelluler) ve hücre dışı (ekstracellular) alanı birbirinden ayıran **hücre membranı** ile çevrelenmiştir. Hücre membranının yapısı ve fonksiyonu temelde tüm hücreler için aynıdır. Membran, hücre içi ve hücre dışı alanlarda yer alan çeşitli karma akışkanların birbiriyle karışmasını önleyen diffüzyon engelini (bariyer) temsil eder. Membran, maddelerin ve bilginin her iki kompartımana karşılıklı özel geçişini sağlayan bir yapıya da sahiptir (Kumar ve Mital, 1996)

#### **2.1.2.1. Membranın Yapısı ve Özellikleri**

Hücre membranının yapısı basitçe Şekil 2.1'de gösterilmektedir. Membran fosfolipitlerin ikili tabakasını içermektedir. Bu tabakanın her iki yüzü de proteinlerle kaplıdır. İlâveten, proteinler lipid ikili tabakasının içine yerleşmiş olup, onu kısmen veya tamamen geçersiz kılmaktadırlar. Hücre membranının ikili tabaka yapısı ile lipid moleküllerinin özellikleri, hücre içi ve hücre dışı kompartımanlar arası geçişi sınırlandırmaları açısından önemlidir. Lipid molekülleri yapı olarak uzunlamasına ve asimetriklerdir. Bu durum, yapıda polar bir baş ile apolar bir kuyruğun bulunmasına neden olmaktadır (Kumar ve Mital, 1996). Polar başlar hidrofilik olup, suda çözünürken, apolar kuyruklar hidrofobik olup suda çözünmezler. İkili tabaka içerisinde lipid molekülleri hidrofobik kuyrukları membranın ortasında birbiriyle karşılıklı gelecek şekilde yerleşirken, hidrofilik başları hücre içi ve hücre dışı alanlarda mevcut sulu çözeltilere yerleşmiş bulunmaktadır. İçteki lipid tabakasındaki kuyrukların hidrofobik özellikleri, su, suda çözünen moleküller ve iyonlar için membranın hemen hemen süper bir bariyer oluşturmasına neden olmaktadır.



Şekil 2.1. Hücre membranının şematik sunumu. (Kumar ve Mital, 1996)

Membran proteinleri, iki kompartıman arasındaki değiş-tokuşta çok önemli bir rol oynamaktadırlar. Proteinler, fonksiyonları açısından transport proteinleri ve reseptör proteinleri olarak iki sınıfta toplanmaktadır. Transport proteinleri maddelerin membran üzerinden bir kompartımandan diğerine geçişini sağlarken, reseptör proteinleri de belli bazı moleküllerle (örn.hormonlar) özel olarak birleşerek membrandan bilgi akışına hizmet etmektedirler. Her bir transport proteini, yalnız bir veya az sayıda özel maddenin geçişini sağlamaktadır. Transport proteinleri: taşıyıcı proteinler, membran pompaları veya membran kanalları gibi kendi özel karakteristikleri ile ilgili adlandırılırlar.

Hücre içi ve hücre dışı alanlarda yer alan akışkanlar her iki kompartımandaki iyon konsantrasyonları açısından farklı bir yapı göstermektedirler. İyonların eşit olmayan dağılımı **membran potansiyeli** olarak tanımlanan elektriksel potansiyel farkına neden olmaktadır. Vücut hücrelerinin çoğunda membran potansiyelinin büyüklüğü  $-60$  ile  $-90$  mV arasında değişmektedir. Negatif işaret, hücre içinin, hücre dışı alanla karşılaştırıldığında negatif olduğunu göstermektedir. Organların çoğunun hücreleri çoğunlukla sabit olan membran potansiyelini içerirler. Membranı çevreleyen akışkanlardaki iyonların bileşimlerindeki değişimler sonucunda küçük varyasyonlar oluşabilmektedir. Lakin tamamıyla farklı davranış gösteren uyarılabilen membranlar, sinir ve kas hücrelerinde bulunmaktadır. Kas hücrelerinin membran potansiyelleri, hücre içi ve hücre dışı alanlar arasında başlangıç dinlenme potansiyeli olarak yaklaşık  $-60$  ile  $-90$  mV olup, milisaniyenin kesrinde yaklaşık olarak  $+20$  ile  $+50$  mV'a kadar değişebilmektedir. Transmembran potansiyelindeki bu hızlı değişime, **aksiyon potansiyeli**, denilmektedir.

Aksiyon potansiyelinin süresi birkaç milisaniyedir. (Kalp kası haricinde; zira kalp kasında birkaç yüz milisaniyedir.) Aksiyon potansiyelleri hızlı bilgi transferinden sorumludurlar. Aksiyon potansiyelleri, aynı zamanda kaslarda kas kasılmasını tetikleme görevini üstlenirler.

Elektromiyografi'den elde olunan elektrik sinyalleri kasın aksiyon potansiyelleri ile direkt ilişkilidirler. Kas aktivasyonu esnasında oluşan elektrik olaylarını tanımlayabilmek için gerekli membran potansiyelini tayin eden fizyolojik proseslerin açıklaması aşağıda sunulmaktadır.

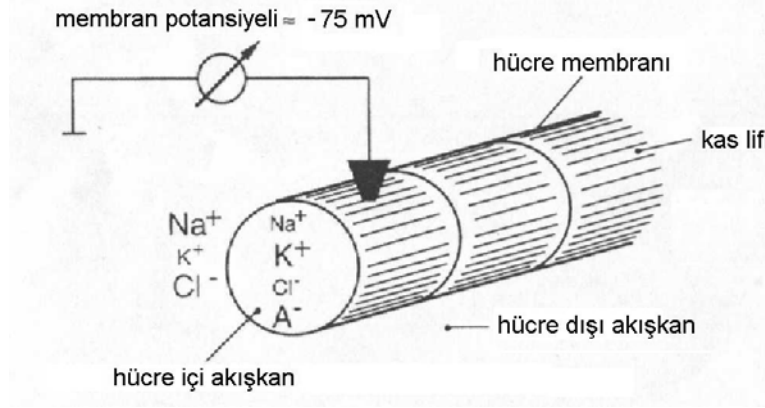
### 2.1.2.2.Kaslarda İyon Konsantrasyonları

Şekil 2.2'nin üst bölümünde kas lifinin bir bölümü gösterilmektedir. Kas lifi hücre membranı ile çevrelenmekte ve membran hücre içi akışkanı, hücre dışı akışkandan ayırmaktadır. Bir elektrot ile bir voltaj göstericisinden oluşan ölçme sistemi transmembran potansiyelini yaklaşık  $-75$  mV olarak göstermektedir. Şekil 2.2'nin üst bölümündeki semboller iyonların büyüklük açısından farklılıklarını gösterdikleri gibi hücre içi ve hücre dışı fazlarda eşit olmayan dağılımları olduğunu da vurgulamaktadırlar. Şekil 2.2'nin alt kısmındaki tablo iyonların konsantrasyonları hakkında kantitatif bilgi sunmaktadır. Hücre içi akışkanda potasyum katyonlarının ( $K^+$ ) ve protein anyonlarının ( $A^-$ ) konsantrasyonları yüksek iken, hücre dışı akışkan da sodyum katyonları ( $Na^+$ ) ve klorür anyonları ( $Cl^-$ ) açısından zengindir (kalsiyum, magnezyum, bikarbonat ve fosfat gibi iyonların membran potansiyeli üzerindeki etkileri çok azdır). İyonların (iç:dış) konsantrasyon oranları şekil 2.2'nin sağ kolonunda verilmektedir. Oran ( $Cl^-$ ) için 1:30 ve  $K^+$  için 40:1dir. Negatif yüklü protein iyonları sadece hücre içinde bulunmaktadır. Hücre dışı alandaki konsantrasyonları ihmal edilebilir.

Potasyum ve sodyum iyonlarının eşit olmayan dağılımı, membran transport proteinlerinin aktif transporta yatkın olmalarından ileri gelmektedir. "Aktif" terimi iyonların **konsantrasyon gradyanının** aksi yönünde mebrandan taşınmaları nedeniyle kullanılmaktadır. Bu durumda  $Na^+$  iyonları hücre içinden hücre dışı ortama taşınmaktadır. Aksine  $K^+$  un taşınması dıştan içe doğru olmaktadır. Her iki örnekte de iyonlar, düşük konsantrasyonlu ortamdan yüksek konsantrasyonlu ortama taşınmaktadır. Aktif transport



esnasında metabolik enerji tüketilmektedir. “Yokuş yukarı” yönü ile bu tür mekanizma “**iyon pompası**” olarak adlandırılmaktadır.



iyonlar	intracellular konsantrasyon (mmol/l)	interstitial konsantrasyon (mmol/l)	İç:dış oranı
Na <sup>+</sup>	12	145	1:12
K <sup>+</sup>	155	4	40:1
Cl <sup>-</sup>	4	120	1:30
A <sup>-</sup>	155	--	--

Şekil 2.2. Bir kasın hücre içi ve hücre dışı akışkanında en çok bulunan iyonların konsantrasyonları. (Woodbury, 1965) ve transmembran potansiyel ölçülmesinin şematik sunumu.

Katyonların düzensiz dağılımı Na<sup>+</sup> ve K<sup>+</sup> un aktif taşınması nedeniyle, anyonların düzensiz dağılımı da protein anyonlarının büyüklükleri nedeniyle hücre duvarında geçemeyip, hücre içinde sıkışıp kalmalarından ileri gelmektedir. Sonuçta, elektronötrallik nedeniyle, diğer negatif yük taşıyıcıları ki özellikle Cl<sup>-</sup> anyonları gibi membrandan geçebilenler dış fazda birikirler. Cl<sup>-</sup> iyonlarının, dış fazda birikmesinin bir başka nedeni de transmembran potansiyelidir. Potansiyel gradyanının sonucu olarak Cl<sup>-</sup> iyonları (diğer membran-geçirgen iyonlar burada dikkate alınmamaktadır) dış ortama taşınmaktadır.

### 2.1.2.3.Membran Potansiyelleri

**Dinlenme Potansiyeli:**  $\text{Na}^+$  ve  $\text{K}^+$  konsantrasyon gradyanı membranın iki tarafı arasında, elektriksel potansiyel farkı yaratılmasına neden olmaktadır. Şekil 2.3’ de hücre içi ve hücre dışı alanları ayıran membran şematik olarak sunulmaktadır. Elektrik voltajının oluşumu öncelikle, tek bir tip iyonun,  $\text{K}^+$ , düzensiz dağılımı ile açıklanmaktadır. Gerçekte  $\text{K}^+$  konsantrasyonunun membranın içinde, dışındakinden daha yüksek olduğu varsayılmaktadır. Gerçek durumla uyumlu olarak membranda  $\text{K}^+$  geçişine müsaade eden iyon kanalları bulunmaktadır. Konsantrasyon gradyanı ile bağlantılı  $F_{\text{con}}$  kuvveti iyonlara dışarı doğrultuda uygulanır. Bu da  $\text{K}^+$  un hücrenin dışına doğru akışını sağlar. Bu durumda potasyum iyonları pozitif yükleri dış ortama taşıyarak membranın dış yüzünü elektropozitif yaparken; potasyum ile birlikte diffüzyona uğramayarak, geride kalan negatif anyonlar, membranın iç yüzünü elektronegatif yapar. Membranın dış yüzünün pozitif, iç yüzünün negatif olmasıyla ortaya çıkan bu yeni potansiyel farkı; pozitif yüklü potasyum iyonlarının, zıt yönde, dışarıdan içeriye doğru diffüzyonunda etkili olur. Potansiyel farkı içeri doğru yönlendirilmiş iyonları etkileyen  $F_{\text{el}}$  kuvvetini kullanmaktadır. Bu kuvvet, dışarı doğru yönlendirilmiş olan  $F_{\text{con}}$ ’na zıt bir etki yapmaktadır. Ayrıca, dışarıya doğru olan iyon akışı, bu suretle sınırlandırılmaktadır. Denge oluştuğunda, membranın iki tarafı arasındaki potansiyel farkı, bir iyonun membrandan bir yönde net difüzyonunu önleyecek düzeye geldiğinde, bu potansiyele “**Denge Potansiyeli**” veya “**Nernst Potansiyeli**” denir (Guyton,1996). Bu potansiyelin büyüklüğü, membranın iki tarafındaki iyonların konsantrasyonları ile tayin edilir. Bu oran büyükse iyonların bir yöne diffüzyon eğilimleri de büyüktür ve bu nedenle Nernst potansiyeli de, “ $V_m$ ”, büyük olur.

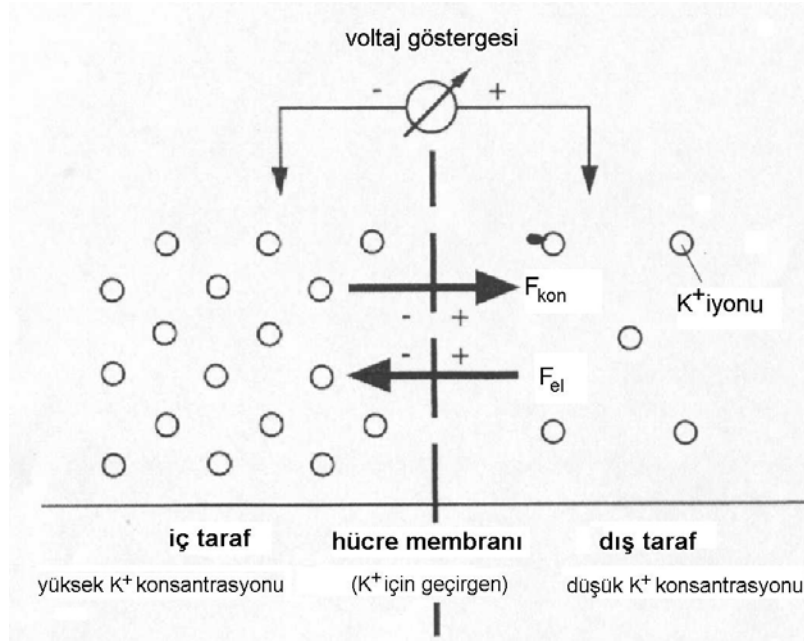
$$V_m = -\frac{R.T}{z.F} \cdot \ln \frac{c_i}{c_o} \quad (\text{Nernst denklemi}) \quad 2.1$$

Burada  $V_m$ = membran voltajı,  $R$ =ideal gaz sabitidir.  $T$ , mutlak sıcaklığı,  $z$  ise test edilen iyonların değeri,  $F$  de Faraday sabiti, ve  $c$  de testteki iyonların konsantrasyonudur ( $i = \text{iç}$ ,  $o = \text{dış}$ ).

Nernst denklemi, membran voltaj seviyesinin her bir iyonun membranın iç ve dış konsantrasyonlarına bağlı olduğunu göstermektedir.

Birkaç çeşit iyonun bulunması halinde-biyolojik hücrelerde olduğu gibi-membran potansiyeli Nernst denkleminden türetilen Goldman denkleminden tahmin edilebilir (Guyton, 1996 da site edilmiş).

$$V_m = -\frac{R.T}{F} \cdot \ln \frac{P_K \cdot [K^+]_i + P_{Na} \cdot [Na^+]_i + P_{Cl} \cdot [Cl^-]_o}{P_K \cdot [K^+]_o + P_{Na} \cdot [Na^+]_o + P_{Cl} \cdot [Cl^-]_i} \quad (\text{Goldman denklemi}) \quad 2.2$$



Şekil 2.3. Transmembran denge potansiyelinin oluşumu: Konsantrasyon gradyanı  $F_{kon}$  ile iyonlar üzerinde oluşturulan kuvvetin elektromotiv kuvvet  $F_{el}$  dengelenmesi. (Kumar ve Mital, 1996).

Burada P geçirgenliği, köşeli parantezde konsantrasyonu temsil etmektedir. Goldman denkleminin anlamı sodyum ve potasyum ve klorür iyonları merkezi sinir sisteminde sinir hücrelerinde olduğu gibi sinir ve kas liflerinde membran potansiyeli gelişimine katkıda bulunan çok önemli iyonlardır. Membrandan karşılıklı geçen bu iyonların her birinin konsantrasyon gradyanı membran potansiyeli voltajının hesaplanmasına yardım eder.

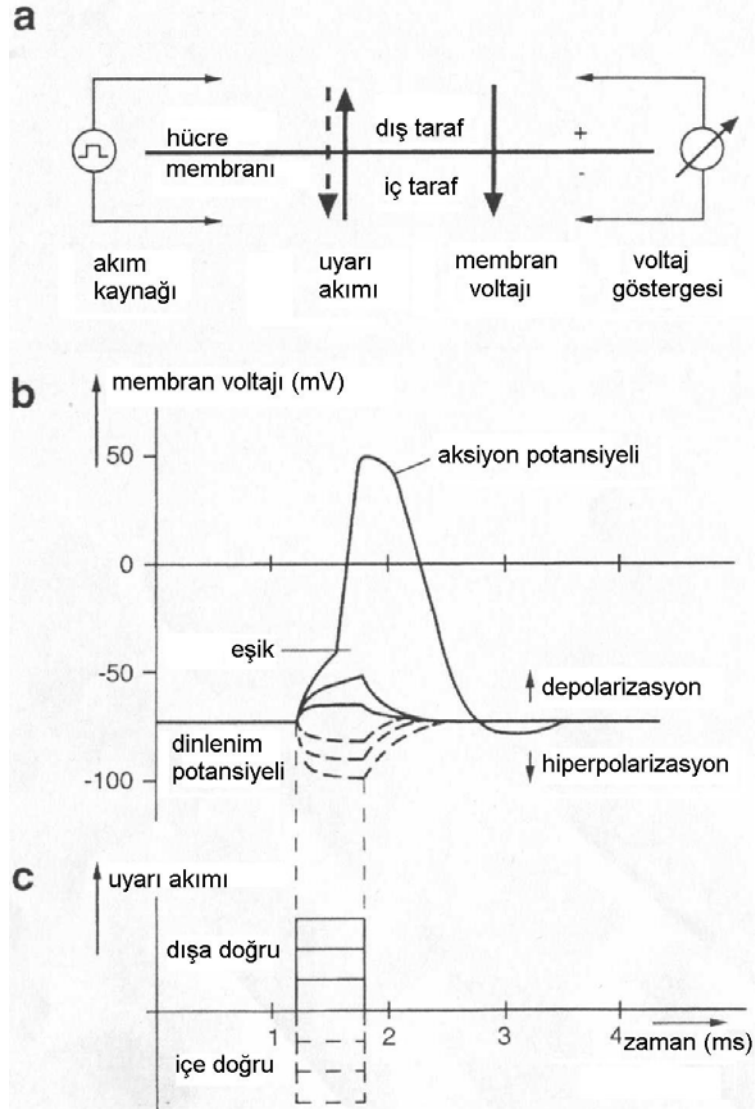
İkincil olarak voltajın hesaplanmasında her bir iyonun önemi o iyonla karşı membran geçirgenliği ile doğru orantılıdır. Böylece eğer membran, potasyum ve klorür iyonları için geçirgen değilse; sadece sodyum konsantrasyon gradyanı membran potansiyelini belirler ve sonuçta gelişen potansiyel sodyum için Nernst potansiyeline eşit olur. Aynı ilke membranın sadece iyonlardan birine seçici geçirgen olması halinde diğer iyonlar için de geçerlidir.

Üçüncül olarak, pozitif bir iyonun membranın içinden dışına doğru konsantrasyon gradyanı, membranın içinde elektronegatiflik yaratır. Çünkü pozitif iyonların konsantrasyonu membranın içinde dışına göre daha yüksek olduğunda, bu iyonların dışarıya doğru difüzyonu sırasında pozitif yükler dışarıya doğru taşınırken, difüze olmayan negatif anyonlar içeride bırakılmaktadır. Negatif bir iyon gradyanı varsa olay ters yönde gelişir yani dışarıdan içeriye doğru bir gradyana sahip klorür, hücre içinde negatiflik yaratır. Zira negatif yüklü klorür anyonları içeriye doğru difüze olurken, difüze olamayan pozitif yüklü iyonlar dışarıda kalır.

Dördüncül olarak, sodyum ve potasyum kanallarının geçirgenliği sinir impulslarının iletilmesi sırasında hızla değişirken, klorür kanallarının geçirgenliğinde büyük bir değişim olmaz. Bu nedenle sodyum ve potasyum geçirgenliğindeki değişiklikler sinirlerde sinyal iletilmesinde önemli rol oynamaktadır.

**Aksiyon Potansiyeli:** Şekil 2.4(a) aksiyon potansiyellerinin tetiklenmesini içeren proseslerin tanımı ile ilgili düzeneği şematik olarak sunmaktadır; şeklin sağ tarafında membranın iki tarafı arasındaki potansiyel farkını kaydedecek olan voltaj ölçüm cihazı gösterilmektedir. Membranı geçecek olan uyarı akımını sağlayacak uyarı ünitesi şeklin sol tarafında yer almaktadır. Akımın membrandan hem içeri doğru ve hem de dışarı doğru yönde geçebileceği varsayılmaktadır. İçeri doğru olan akım (şekil 2.4(a) da kesik çizgili okla gösterilmektedir) membranın iki tarafı arasında voltajın artmasına neden olmaktadır (hiperpolarizasyon). İçeri doğru olan akımlardaki uyarma esnasındaki membran potansiyelinin zaman eğrileri şekil 2.4 (b) de kesik çizgilerle gösterilmektedir. Uyarma periyodu esnasında erişilen membran voltajı akımın yoğunluğuna bağlıdır.

Uyarı akımının tersine çevrilmesi dışarı doğru akım oluşturur. (Şekil 2.4 (a) da devamlı ok çizgisi ve Şekil 2.4 (c) de devamlı çizgi) ve membranı kat eden voltajda



Şekil 2.4. Aksiyon potansiyellerinin elektriksel uyarı ile tetiklenmesi (Kumar ve Mittal, 1996).

düşmeye neden olur (depolarizasyon). Küçük depolarize akım membran voltajında küçük lokal tepkiye neden olur (Şekil 2.4 (b)). Eğer akım yoğunlaştırılırsa, depolarizasyon da artar. Eğer artarak, “Threshold = Eşik” denilen belli bir değeri aşarsa membran uyarılması başlar. Aktif tepki membrandan sağlanmaktadır. Sonuçta, transmembran potansiyel milisaniyenin kesrinde tersine çevrilir ve pozitif değer oluşur. Söz konusu aktif tepki **aksiyon potansiyeli** olarak bilinmektedir.

Böylece yarı geçirgen bir membranın iki tarafındaki iyonların konsantrasyonları arasındaki fark uygun koşullarda bir membran potansiyeli yaratmaktadır. Sinir ve kas liflerindeki uyarılabilen membranların aktif tepkisi sodyum ve potasyum kanallarının uyarıya karşı tepki olarak açılmasıdır. Söz konusu kanalların geçirgenliği membranın iki tarafı arasındaki potansiyel farkına bağlıdır. Eğer harici etkenlerin sonucu olarak (örn: uyarı akımı) membran voltajı, “eşik voltajına” düşürülürse ilk olarak sodyum kanalları açılır. Ardından sodyumla ilgili yüksek konsantrasyon değişimine paralel olarak sodyum iyonları membrandan içeri akar. Sonuçta, membranın iç ve dış yüzeyi arasındaki potansiyel farkı daha da azalır ve membranın sodyum için geçirgenliği daha da artar. Bu nedenle membran voltajı eşik potansiyeline eriştiğinde, sonuç olarak izleyen proses yeniden oluşturucu veya kendiliğinden devam ettirici bir özelliktedir. Membran tepkisi hepsi-veya-hiçbiri (all-or-none) prensibine göre işlemektedir. Uyarının normal yayılması için; aksiyon potansiyelinin uyarıma eşik değerine oranı daima “1”, den büyük olmalıdır. Buna, yayılma ile ilgili **güvenlik faktörü** denir.

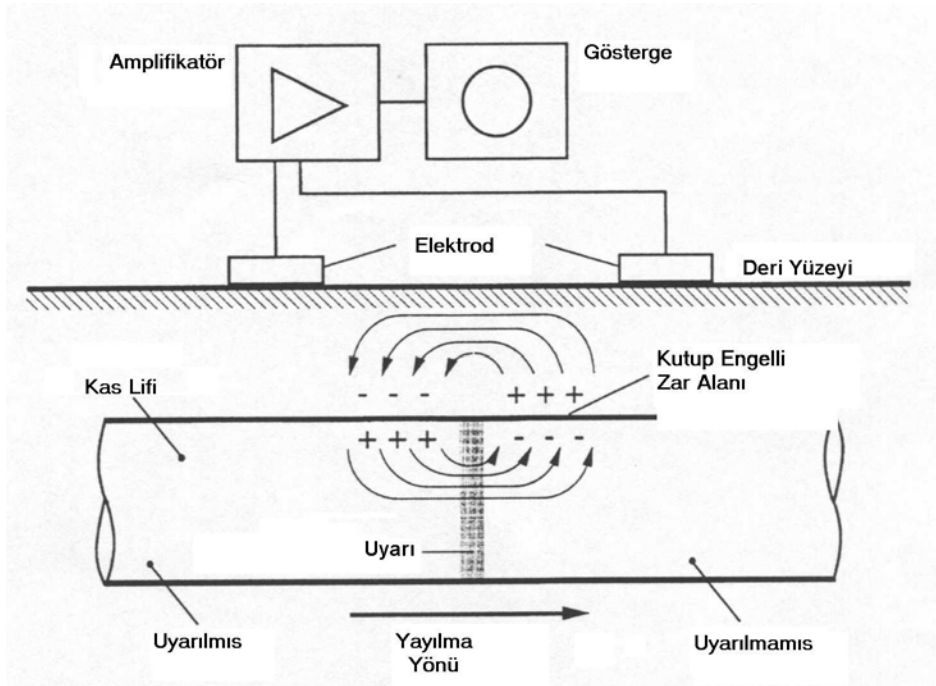
Aksiyon potansiyelinin tepe noktası Goldman denkleminden tahmin edilebilir. Bu tahminde  $P_K/P_{Na}$  oranının dinlenme durumundaki 1:0.03 değerinden yaklaşık 1:20 değerine değiştiği varsayılmaktadır. Söz konusu değerler Goldman denklemindeki yerlerine konulduğunda Şekil 2.2’den temin edilen iyon konsantrasyonları ile dinlenme durumunda potasyum iyonları ile tayin edilen membran potansiyelinin, sodyum iyonlarının uyarılmış durumuna bağlı olduğu açıkça görülmektedir. Tepe değeri yaklaşık +50 mV bulunmuştur.

Sodyum kanalları yaklaşık 1 ms kadar aktive olur. Membranın sodyum geçirgenliği çok arttıktan sonra, saniyenin on binde biri gibi kısa bir sürede sodyum kanalları kapanmaya başlar ve potasyum kanalları normaldeki durumuna göre daha da açılır. Potasyum iyonlarının dışa doğru hızlı difüzyonu membran potansiyelinde tepe noktasına erişildikten sonra normal negatif membran dinlenme potansiyelinin yeniden oluşmasını sağlar. Buna membranın, “repolarizasyonu” denilmektedir. Repolarizasyon prosesi aksiyon potansiyelinin etkisiyle potasyum kanallarının açılması gerçeği ile hızlanmaktadır. Sonuçta oluşan  $K^+$  akışı, membran potansiyelinin dinlenme potansiyeline dönüşümünü hızlandırmaktadır.

Aksiyon potansiyelinin oluşmasındaki iyon kanallarının önemi son 50 yıldır deneysel proseslerle araştırılmaktadır. 1940'lerde geliştirilen ilk model ile 1950'lilerde Hodgkin ve Huxley tarafından (Guyton,1996'da site edilmiş) ileri sürülen ve membranların belli iyonlar için geçirgenliğinin voltaja bağlı olduğu görüşü, bugün de geçerlidir. Neher ve Sakmann tarafından 1976'da ileri sürülen patch-clamp tekniği; (Guytan, 1996'da site edilmiş) tek iyon kanallarını geçen iyon akımının kaydedilmesini sağladığı için, kanalların özelliklerinin detaylı bir şekilde incelenmesini mümkün kılmaktadır.

#### 2.1.2.4.Aksiyon Potansiyelinin Başlaması

Lif membranına bir etki olmadıkça normal bir hücrede aksiyon potansiyeli gelişmez. Aksiyon potansiyeli kas liflerinde iki prosesin sonucunda oluşmaktadır: kas lifleri boyunca aksiyon potansiyelinin yayılması ve motor son-plaklarda uyarılmanın nöromuskular transmisyonu.



Şekil 2.5. Yüzeysel elektrotları kullanarak aksiyon potansiyel kaydının prensibi (Kumar ve Mitta, 1996).

#### 2.1.2.5.Aksiyon Potansiyelinin Kas Lifi Boyunca Yayılması

Aksiyon potansiyelinin uyarılmış kas lifi boyunca yayılımı Şekil 2.5'de temsil edilmektedir. Şematik olarak temsil edilen kas lifinin, sol tarafından uyarıldığı

varsayılmaktadır. Bu durumda, kas lifi membranının iç yüzeyi dış yüzeyine nazaran pozitifdir. Diyagramın sağ tarafında yer alan uyarılmamış alanda durum tersinedir. Şekil 2.5'den görüleceği gibi uyarılmış ve uyarılmamış alanlar arasındaki yük dağılımı nedeniyle potansiyel gradyanı oluşmaktadır. Dışa doğru olan akım; tanımlanan dar alanda membran polarizasyonuna neden olmaktadır. **Depolarizasyon, threshold-eşik potansiyeli'ne** erişmeye yeterli olunca, daha önce uyarılmamış alanda uyarılma başlar. Sonuçta bu alanda da aksiyon potansiyeli oluşur. Böylece uyarılma sağa kayar. Söz konusu yeni uyarılan alanda yeni başlayan aksiyon potansiyeli şimdi daha sağa doğru kayar ve membran boyunca yeni uyarılmış alanlar yaratır. Sonuçta kas lifinde bir noktada başlatılan uyarılma tüm kas lifine hızla yayılır.

Lif uzunluğu boyunca oluşan aksiyon potansiyelinin hızı (aksiyon potansiyelinin yayılma hızı) lifin çapıyla bağıntılıdır. Kalın liflerde, ince liflere nazaran daha büyüktür. İlave etkileyici faktör, kas lifi membranına komşu akışkanın bileşimidir. Dış alandaki akışkandaki  $K^+$  konsantrasyonu, aksiyon potansiyeli yayılma hızı için özellikle çok önemlidir. Kössler ve ark. (1990), dıştaki akışkanda  $K^+$  konsantrasyonunun artması ile yayılma hızının azaldığını gösterdiler. Ayrıca yayılma hızı kas zorlanması esnasında da azalmaktadır.

**Membran Uyarılması: Nöromuskular Bağlantı:** İskelet kas liflerini uyararak tüm aksonların sinir hücreleri **motor nöron** olarak tanımlanır ve hücre gövdeleri ya beyin sapında ya da medulla spinaliste yer alır. Motor nöron aksonları miyelinlidir ve vücutta en büyük çaplı aksonlardır. Böylece, minimal gecikmeyle, iskelet kas liflerine, merkezi sinir sisteminden iletilmesi istenen yüksek hızdaki aksiyon potansiyellerini iletebilirler.

Spinal kanalı terk eden her motor nöron, sayısı kasın tipine bağlı olmak üzere, birçok kas lifini inerve eder. Kas içindeki motor nöronunun aksonu her biri bir kas lifi ile bağlantı oluşturan bir çok dala ayrılır. Böylece bir motor nöron birçok kas lifini uyarır, ama her kas lifi sadece bir motor nöronla kontrol edilir. Bir motor nöron tarafından inerve edilen kas liflerinin tümüne **motor ünite** denir (Şekil 2.6(a)). Tek bir motor ünite içindeki kas liflerinin tümü bir kasta bulunur, tüm kas boyunca yayılırlar ve iç içe karışmış bulunurlar (şekil 2.6(b)). Bu iç içe geçme motor ünitelerin tamamen ayrı segmentler halinde hareket etmesi yerine bir birini destekleyecek şekilde kasılmasını sağlar. Böylece tek bir motor



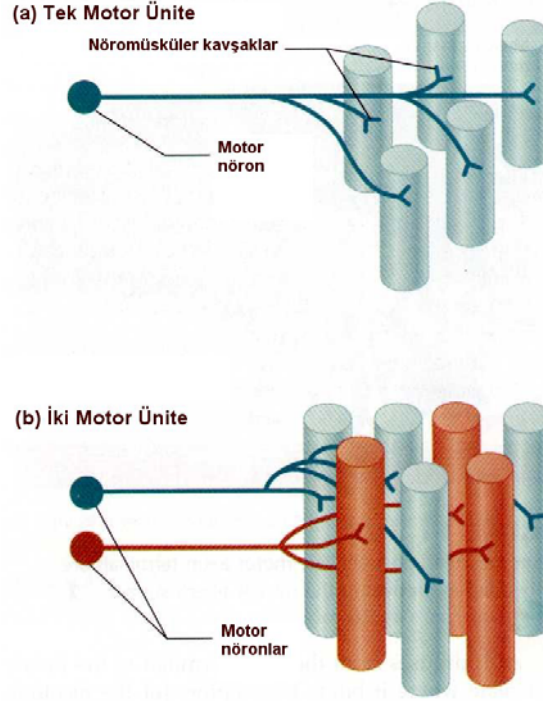
nöronda bir aksiyon potansiyeli oluştuğunda, o motor üniteadaki tüm kas lifleri kasılır. Genelde, kontrolünün hassas yapılması gereken ve hızlı reaksiyon veren küçük kaslarda, her bir motor üniteye birkaç kas lifi vardır. Diğer taraftan, büyük kaslarda bir motor üniteye birkaç yüz kas lifi bulunabilir. Vücuttaki tüm kaslar için ortalama bir sayı söylemek güç ise de her motor üniteye yaklaşık 100 kas lifi düştüğü tahmin edilmektedir.

Her motor üniteadaki kas lifleri bir kasta birbirine bağlı değildir, onun yerine 3-15 lif içeren mikro demetler halinde öbür motor ünitelerin üstüne binerler. Bu iç içe geçme, motor ünitelerin tamamen ayrı segmentler halinde hareket etmesi yerine birbirini destekleyecek şekilde kasılmasını sağlar.

Motor nöron aksonunu saran miyelin, kas lifi yakınında sona erer ve akson kas lifi yüzeyinde eldiven parmakları gibi gömülen çok sayıda kısa oluşumlara ayrılır. Aksonun uç kısmı altında bulunan kas lifi zar bölgesi spesifik özelliklere sahiptir ve motor **son plak** olarak tanımlanır. Motor son plakla akson terminali kavşağı nöromusküler bağlantı olarak bilinir (şekil 2.7).

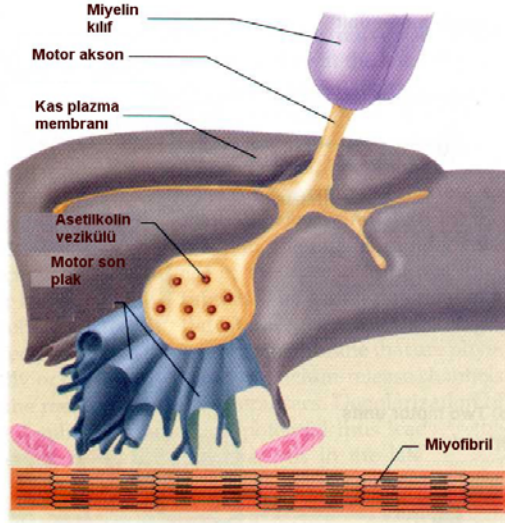
Motor nöronun akson uçları, membrana bağlı, kimyasal transmitter olan asetil kolin (ACh) içeren vaziküller içerir. Motor nöronda aksiyonda potansiyeli akson ucuna ulaştığında voltaja duyarlı kalsiyum kanalları açılarak sinirin plazma zarı depolarize olur ve böylece akson terminaline kalsiyum diffüze olur. Bu kalsiyum, akson ucu ve motor plağı ayıran ekstrasellüler aralığa vaziküllerden asetilkolinin serbest bırakılmasını sağlar.

Asetilkolin bu aralıkta diffüze olur ve motor son plaktaki reseptör bölgelere bağlanır. ACh'in bağlanması, son plak zarında iyon kanallarını açan reseptörü aktive eder. Hem sodyum ve hem de potasyum katyonu bu kanallardan geçebilirler. Hücre zarının iki tarafındaki elektro kimyasal farklar nedeniyle içeri giren sodyum, çıkan potasyum çoktur ve son plak potansiyeli (EPP) olarak bilinen, motor son plakta lokal depolarizasyon oluşur. Böylece, EPP sinapsdaki EPSP'ye (eksitator postsinaptik potansiyel) analogdur. Bir EPP'nin gücü EPSP'nin gücünden çok daha büyüktür. Çünkü oluşan çok miktardaki nörotransmitter geniş yüzeye yayılarak çok miktarda iyon kanallarının açılmasına neden olmaktadır.

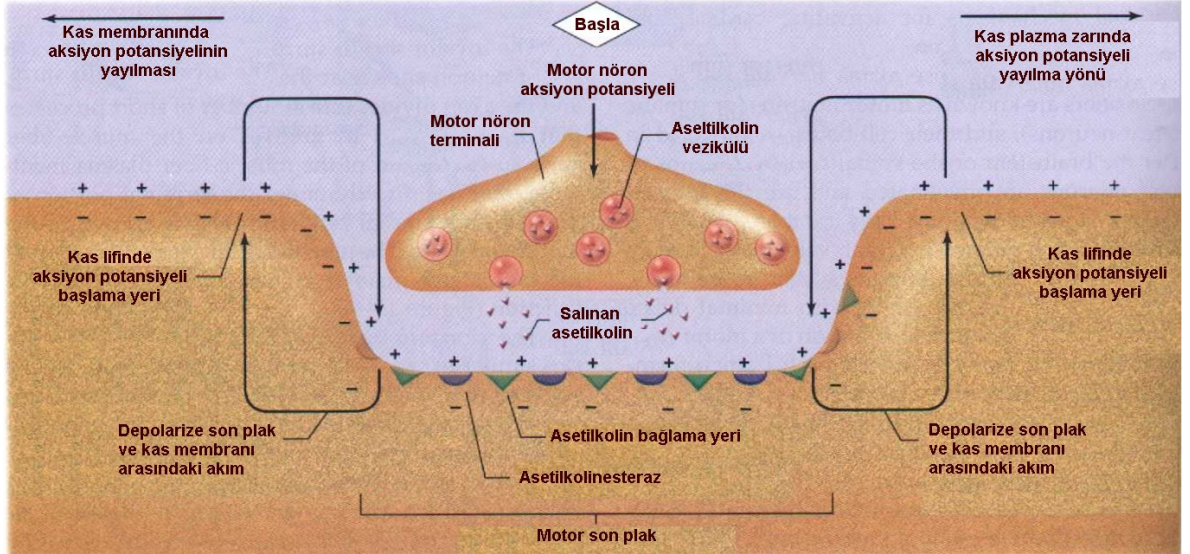


Şekil 2.6. ( a) Tek bir motor nöron ve onun inerve ettiği kas liflerinden oluşan tek bir motor ünite. b) Bir kastaki iki motor ünite ve iç içe karışmış lifleri. (Vander, 2001)

Bu nedenle, bir EPP normalde lokal yayılarak komşu membranı eşik potansiyeline depolarize etmeye yeterlidir ve böylece kas plazma membranında bir aksiyon potansiyeli başlar. Sonra bu aksiyon potansiyeli sinir lifi zarı boyunca yayılan aksiyon potansiyelinde olduğu gibi aynı mekanizmayla kas lifi yüzeyinde yayılır (Şekil 2.8). Çoğu nöromüsküler bağlantılar kas lifinin ortasında yer alır ve yeni oluşan kas aksiyon potansiyeli bu bölgeden lifin uçlarına doğru her yönde yayılır.



Şekil 2.7. Nöromuskular bağlantı. Motor nöron akson sonlanmaları, kas lifi yüzeyinde eldiven parmağı şeklinde gömülüdür. (Vander, 2001)

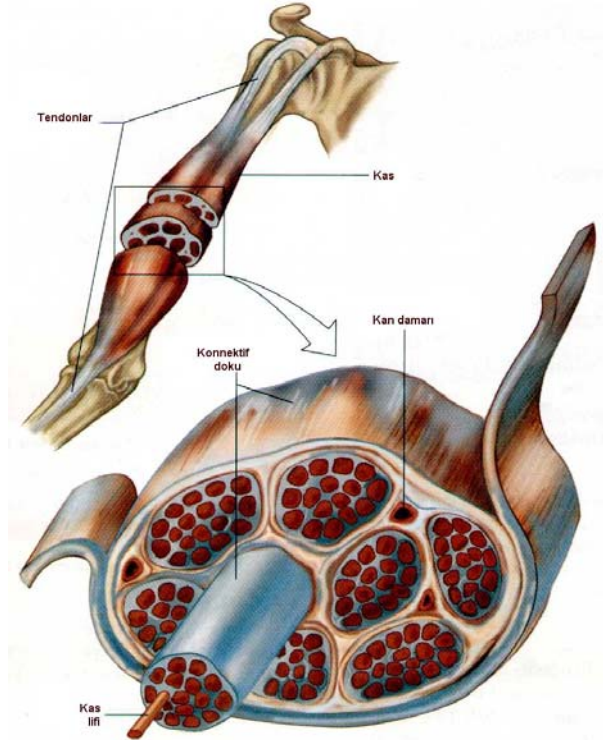


Şekil 2.8. Kas lifi zarında aksiyon potansiyelinin yol açan nöromuskular bağlantıda ortaya çıkan olaylar. (Vander, 2001),

Tek bir sinir aksiyon potansiyeli tarafından yaratılan bir EPP'nin gerçek gücü kasta aksiyon potansiyeli yaratmada eşiğe ulaşmak için yeterli olmaz. Tekrarlanan sinir

stimulasyonu ile sinir uçlarından salınan ACh miktarı azalır, zamanla daha küçük EPP'ler doğar. Lakin, bu küçük EPP'ler eşiğe ulaşmak için yeterli olur ve kasta bir aksiyon potansiyeli yaratır.

ACh'e ait reseptör yerlerinde ek olarak, kas lifi motor son plağı zar yüzeyinde **asetilkolin esteraz** enzimi bulunur. Bu enzim, ACh'i yıkar. Serbest ACh derişimi azaldıkça daha az ACh bağlanır ve terminal plaktaki iyon kanalları kapanır ve depolarize olan son plak dinlenme potansiyeline döner ve başka sinir aksiyon potansiyeli ile salınan yeni bir ACh patlamasına cevap verebilir.



Şekil 2.9. Tendonlarla kemiğe tutunan bir kasın silindirik kas liflerinin bir organizasyonu. (Vander, 2001)

### 2.1.3. Kas Fizyolojisinin Temel İlkeleri

İnsan vücudunda cinsiyete ve beden tiplerine göre değışmekle beraber, tüm vücut ağırlığının yaklaşık %35-45'ini iskelet kasları oluşturur. Yapılan tüm hareketler iskelet kaslarının kasılmaları sayesinde gerçekleşmektedir. Harekette iskelet pasif, kaslar ise aktif role sahiptir. Bir iskelet kası iki kısımdan ibarettir.

1. Çoğunlukla kas liflerinin oluşturduğu kasın karın kısmı.
2. Fibröz bağ dokusunun oluşturduğu tendonlar; tendonlar kası iskelete bağlayan yapılardır. (Şekil 2.9)

Bir kasın daha az hareketli olan ucunu kemiğe bağlayan tendona “**origin tendonu**” (başlangıç tendonu) denir. Origin tendonu genellikle kasın proksimal ucundadır. Bir kasın daha hareketli olan ucunu iskelete bağlayan tendona ise “**insertion tendonu**” (sonlanma tendonu) denir. Bazı kasların iki veya daha fazla origin tendonu bulunursa da insertion tendonu tektir (m.biceps brachii’de olduğu gibi). Bu durum kasın kasılmasının (kontraksiyonun) güçlü olmasına yol açar.

Hareket sisteminin aktif unsurları olan kaslar bir motor gibi potansiyel enerjiyi kinetik enerjiye çevirirler. Kuvvetin kaynağı olan potansiyel enerji besin maddeleri olarak aldığımız kan yoluyla kas hücrelerine gelen besinlerin oksidasyonu sonucu elde edilmektedir. Bir motor gibi potansiyel enerjiyi kinetik enerjiye çeviren kaslar bütün motorlarda olduğu gibi bir **kontakt’a** (uyarmaya) gereksinim duyarlar. Bu uyarma, kaslar için mekanik, kimyasal veya elektrik akımı şeklinde olabilir.

### 2.1.3.1.Kas Tipleri

Histolojik ve fonksiyonel farklılıklarına göre insan vücudunda üç değişik tip kas yer almaktadır: (1) **iskelet kası**, (2) **kalp kası** ve (3) **düz kas**.

İskelet kasları, tüm vücudun veya vücut segmentlerinin hareketlerinden sorumludurlar. İskelet kasının kontraksiyonu kasa motor nöronlarla gelen impulslarla başlatılır ve istemli kontrol altındadır.

Kalp kası kalpte bulunur. Kalp kasının kontraksiyonu, kanı dolaşım sistemine iter. Kalp kası otonom sinir sistemi ve hormonlarla regüle edilir; bazı kısımları kendiliğinden kontraksiyonlar oluşturabilir.

Düz kas kasları; mide, intestinal trakt, idrar kesesi, uterus, kan damarları ve akciğerlerde hava yolları dahil çeşitli içi boş organları ve tüpleri sarar.

Düz kas kontraksiyonu otonom sinir sistemi, hormonlar ve lokal kimyasal sinyallerle kontrol edilir.

### 2.1.3.2.İskelet Kasının Yapısı

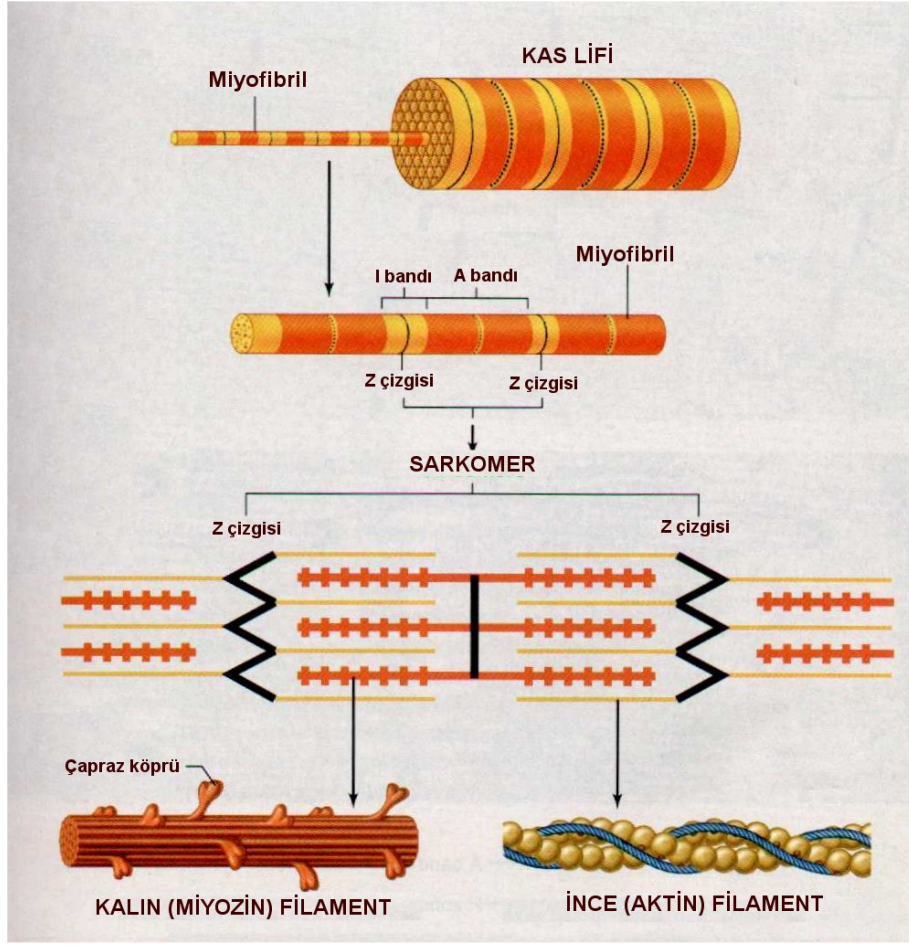
İskelet kasları, uzunlukları kasın tüm boyunu kaplayabilen 20-200 µm çapında ve uzunluğu 20 cm'yi bulan **kas liflerinin** yan yana gelmesi ile oluşur. **Kas** terimi konnektif dokuyla birbirine bağlı çok sayıda kas liflerini ifade eder (Şekil 2.9) ve genellikle kasın iki ucunda yer alan **tendon** olarak bilinen kollagen liflerin demetleriyle kemiğe bağlanır. Bazı tendonlar kastan uzaktaki kemiğe tutunabilmeleri için çok uzundur. Örneğin parmakları hareket ettiren kasların bir kısmı ön koldadır. Bu kaslar parmaklara uzun tendonlarla bağlıdır. Bir **kas lifi**, bir iskelet kas hücrecini temsil eder. Miyoblast olarak bilinen mononükleer hücrelerin gelişimi sırasında çok sayıda hücrenin kaynaşarak farklılaşmasıyla tek, silindirik, çok nükleuslu kas lifi oluşur. Kas lifleri, **sarkolemma** adı verilen bir zarla çevrilidir ve genellikle ortalarında bir yerinden bir sinir lifi ile bağlantılıdır. Bir kas lifi; hücre içi jelle benzer bir sıvı içine dalmış 1000-2000 dolayındaki, 1-2 µm çapındaki **miyofibrillerden** oluşur. **Sarkoplazmik retikulumun** borucuk (**tubulus**) ve **keseciklerden** oluşan bir kılıf miyofibrillerin etrafını çevirir (Şekil 2.10).

Miyofibriller Şekil 2.10'da şematik olarak gösterilen ve **miyofilament** adı verilen iki türdeki elemanların paketi şeklindedir. Her miyofibril, miyofibril boyunca tekrarlanan bir şekilde düzenlenmiş kalın ve ince filamentlerden oluşur. Bu tekrarlanan şeklin bir ünitesi **sarkomer** (sarco:kas ; mere:küçük) olarak bilinir. Bir miyofibrilde kalın görünümlü **miyozin** filamentlerinin sayısı 1500, ince görünümlü aktin filamentlerinin sayısı 3000 dolayındadır. Miyozin filamentleri hemen hemen tamamen kontraktıl protein olan miyozinden ibarettir. Kontraksiyonda önemli rol oynayan troponin ve tropomiyozin proteinleri dahil kontraktıl aktin proteini de ince filamentleri (kalın filamentlerin çapının hemen hemen yarısına sahip) oluşturur. Kalın filamentler, her sarkomerin orta yerinde bulunur, paralel düzenli geniş koyu bantları oluşturur ve **A bandı** (polarize ışığa an izotropiktirler) adını almaktadır (Şekil 2.10). A-bandının uzunluğu 1500 nm'dir. Her sarkomer biri bir uçta, öteki diğer uçta olmak üzere iki ince filament seti içerir. İnce filamentin bir ucu **Z çizgisi** olarak bilinen bağlayıcı proteinler ağına tutunur; öteki ucu ise kalın filamentlerin bir kısmını örter.

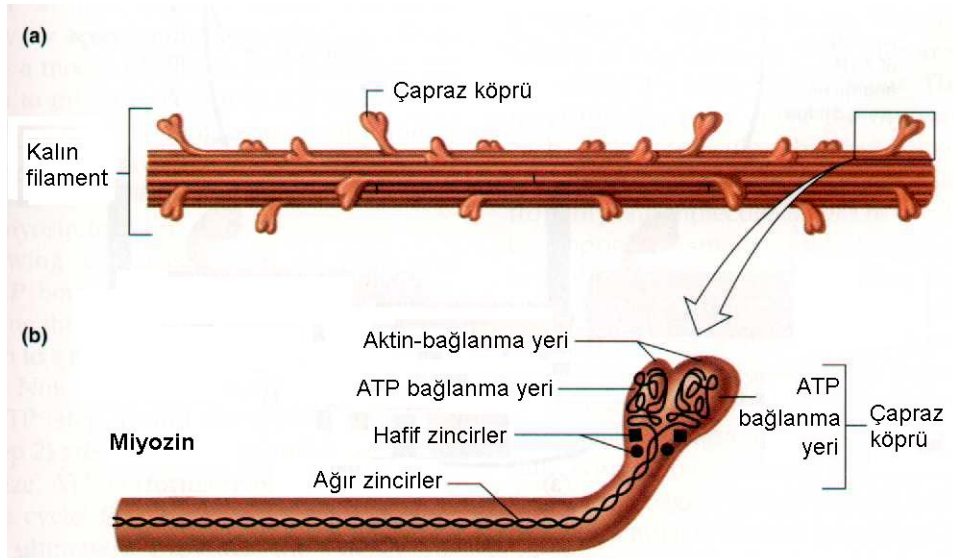
### 2.1.3.3.Kalın Filamentler – Miyozin Filamentleri

Kalın miyozin filamentleri 14 nm çapında ve 1.5 µm uzunluğundadır. Bir kalın filament yan yana uzanmış 200-400 dolayında miyozin molekülünden oluşur. Miyozin molekülü uzunluğu 140-150 nm, molekül ağırlığı 480 000 olan bir proteindir. Bir miyozin molekülü tripsin enzimi etkisinde hafif meromyozin (LMM) M.A=20.000 ve ağır meromyozin (HMM) M.A.=200.000 şeklinde iki parçaya; HMM'de papain enzimi etkisinde globular yapıdaki ve çubuk benzeri alt parçalarına ayrılır. İki ağır zincir bir çift sarmal oluşturmak üzere birbiri etrafına spiral olarak sarılır. Miyozin molekülünün bu sarmalına kuyruk adı verilir. Bu zincirlerden her birinin bir ucu kıvrılarak miyozin başı denen globüler polipeptid yapıyı meydana getirir. Dolayısıyla çift sarmal miyozin molekülünün bir ucunda yan yana uzanan iki serbest baş vardır; sarmalın devam eden kısmına kuyruk denir. İkisi bir başa ait olmak üzere, dört hafif zincirde miyozin başının kısımlarıdır. Bu hafif zincirler kas kasılması sırasında başın fonksiyonunu kontrol etmeye yardım eder. Moleküllerin LMM kesimleri, muhtemelen aralarındaki elektrostatik etkileşmelerle kümelenerek miyozin filamentlerinin gövdesini oluştururlar. Baş kesimleri ise ATP az enzimi ödevini görür ve aktin filamenti ile etkileşen çapraz köprüyü oluştururlar. Her çapraz köprünün menteşe denilen biri başın miyozin filamentlerinden ayrıldığı diğeri iki başın kolla birleştiği yer olmak üzere iki noktada bükülebilir olduğu düşünülmektedir. Bu menteşeli kollar başların hem miyozin filamentinin gövdesinden dışarı doğru uzaklaşmasını hem de gövdeye doğru yaklaştırılmasını sağlar. Her miyozin filamentinin toplam uzunluğu aynı olup tam ortasında 0.2 micrometrik bir mesafede çapraz köprü başları yoktur. Çünkü menteşeli kollar miyozin filamentinin ortasından iki ucuna doğru uzanır. Ayrıca miyozin filamenti kendi etrafında döner ve her çapraz köprü seti ve önceki setten 120 derece aksiyel olarak yer değiştirir. Böylece çapraz köprüler filamentin etrafında her yöne doğru uzanabilir.





Şekil 2.10. Çizgili bant özelliğini oluşturan iskelet kası lif filamentlerinin düzenlenişi. (Vander, 2001)



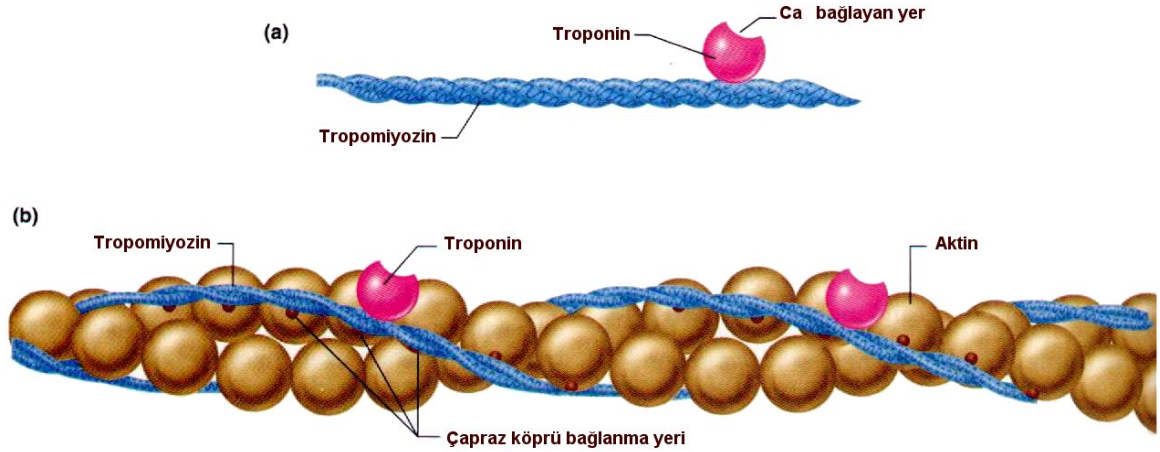
Şekil 2.11. (a) Kalın filament ve çapraz köprüler. (b) Miyozin molekülünün yapısı. (Vander, 2001)



### 2.1.3.4.İnce Filamentler – Aktin Filamentleri

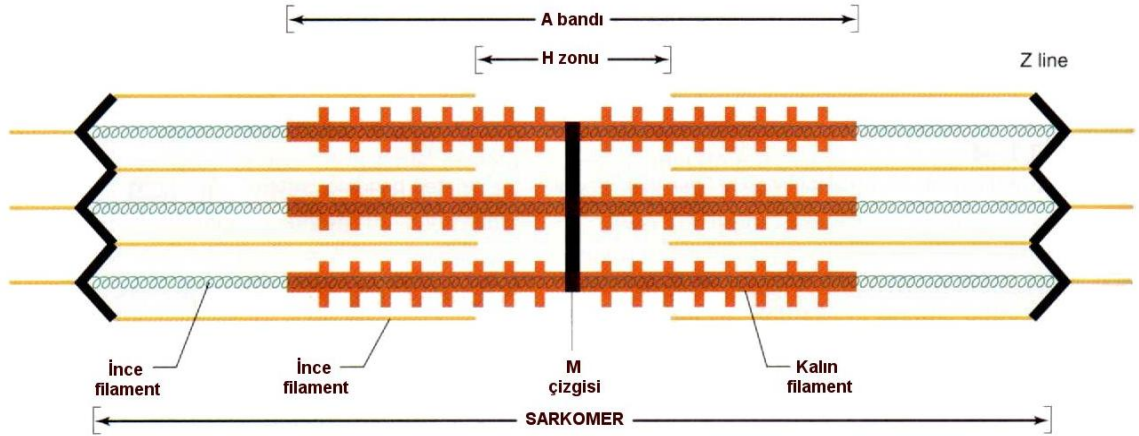
İnce aktin filamentleri kasın, uzunluğu  $\approx 1000$  nm olan **I bandını (polarize ışığa izotropiktirler)** oluştururlar (Şekil 2.10). Bu kısım gevşemiş halde A bandının içine 14 nm girmiştir. Aktin filamentleri kas proteinlerinin % 25'ini oluştururlar. Uzunlukları 1.5  $\mu\text{m}$ , kalınlıkları 5 nm kadar olan ince aktin filamentleri üç farklı bileşenden oluşur. Bileşenlerden biri, küresel aktindir. Suda çözünür ve M.A. 43000 dir.Küresel aktin polimerizasyona uğrayarak çift sarmal yapı oluşturur (şekil 2.10). Sarmal adımı 35.05 nm'dir.

İkinci bileşen yine çift sarmal yapıda olan **tropomiyozin** zinciridir. Tropomiyozin kas proteinlerinin % 10 unu oluşturur. M.A.  $\approx 70\ 000$  olup, aktin sarmalının üzerine (aynı sarmal adımıyla) sarılmıştır (şekil 2.12). Bu şekilde bir yapı sistemin rijitliğini artırır (Tüzün, 1993). Böylece aktin-tropomiyozin kompleksi yani ince kas iplikçikleri miyozinin içine girerken eğilip bükülmez. Üçüncü bileşen troponin molekül ağırlığı 79 000 olan globular bir proteindir ve üç alt bileşenden oluşmuştur. Bunlardan biri aktine, diğeri tropomiyozin'e, üçüncüsü ise  $\text{Ca}^{++}$  iyonlarına ilgi gösterir. Molekül ağırlığı 17 000 dir ve 4  $\text{Ca}^{++}$  bağlar (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. a) Tropomiyozin molekülüne bağlı troponin molekülü. b) İnce filamentteki iki tropomiyozin zinciri, aktin üzerindeki çapraz köprü bağlanma yerlerini bloke eder. (Vander, 2001)

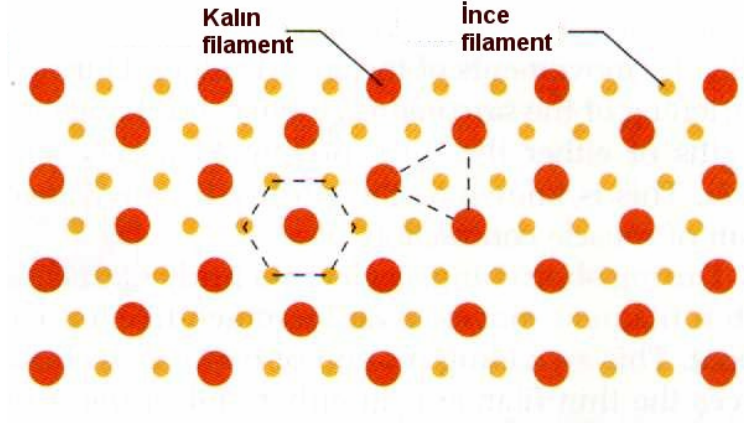
Bir sarkomerdeki A-bandı içinde, kasın uzatılması ile daha belirginleşen, aktin filamentlerinin bulunmadığı biraz aydınlık bölge **H-zonu** olarak adlandırılır ve her sarkomerdeki iki ince filament setinin uçları arasındaki alandır; böylece H-zonunun ortasında, dar koyu band M-çizgisi olarak bilinir (şekil 2.13) ve kalın filamentleri merkezi bölgede birbirine bağlayan proteinlerden oluşur. Ayrıca titin proteininden oluşan filamentler Z çizgisinden uzanır ve kalın filamentlerin ucuna tutunur. Her bir titin molekülünün molekül ağırlığı 3.000.000 dur. Bu nedenle vücuttaki en büyük protein moleküllerinden biridir. Ayrıca filamentöz olduğu için çok esnektir. Bu esnek titin molekülleri sarkomerde aktin ve miyozinden oluşmuş kasılma makinesi için çerçeve sağlar. Böylece ne kalın ve ne de ince filamentler Z çizgisine tutunur ve kalın filamentler M çizgisiyle birbirine ve titin filamentlerle Z çizgisine, bağlanır.



Şekil 2.13. Tek bir sarkomerde kalın ve ince filamentlerin düzenlenmesi. (Vander, 2001)

Birbirine komşu altı miyofibrilin A bantlarından yapılan enine kesit, ince ve kalın filamentlerin düzenli, hemen hemen kristalimsi yerleşimini göstermektedir (Şekil 2.14). Her kalın filament 6 ince filamentle hegzagonal olarak sarılır ve her ince filament üç kalın filamentin üçgenimsi yerleşimiyle çevrilmiştir. Filamentin örtüldüğü bölgede, ince filamentler kalınlara iki katı kadardır. Komşu kalın ve ince filamentler arasında, ince filamentlere doğru kalın filamentlerin yüzeyinden uzanan miyozin moleküllerinin bir parçası olan çapraz köprüler olarak bilinen uzantılarla köprü kurulur (şekil 2.11). Kas

kasılması sırasında bu çapraz köprüler ince filamentlerle temas kurar ve bunların üzerinde bir güç oluşturur. Çapraz köprüler, kas hücrelerindeki güç oluşturan yerlerdir. Kasılma sırasında I bantları daralır, sarkomer boyu kısalmır, A bantlarının genişlikleri ise değişmez (şekil 2.15).

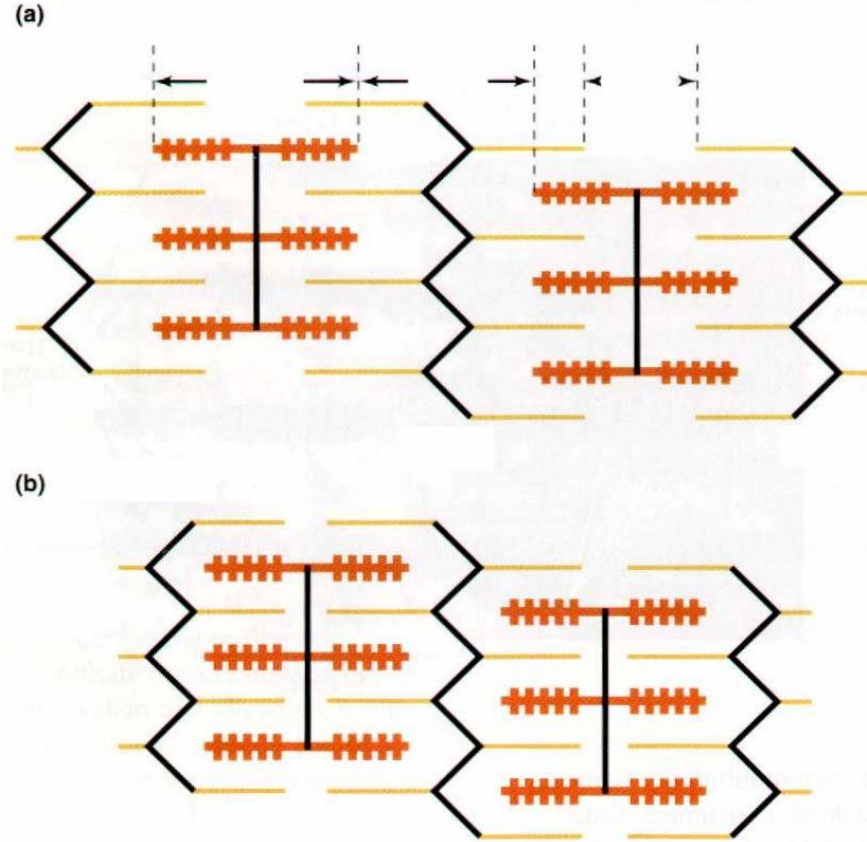


Şekil 2.14. Tek bir miyofibrilde örtülme bölgesindeki kalın ve ince filamentlerin hegzagonal düzeni. (Guyton, 1996)

### 2.1.3.5. Kayan-Filament Mekanizması

Kontraksiyon iskelet kası lifini kısaltırken ne kalın ve ne de ince filament boylarının değişmediği saptanınca H. Huxley 1962'de (Guyton, 1996) tarafından **Kayan-Filamentler Modeli** olarak adlandırılan bir teori geliştirilmiştir (şekil 2.15, şekil 2.16). Bu teoriye göre, kısılma sırasında ince filamentte tutunan çapraz köprü bir kayığın küreği gibi hareket eder. Bu hareket A bantının iki ucundaki ince filament bölgesini M çizgisine doğru yaklaştırır, böylece sarkomer kısalmır. Çapraz köprünün bir hareketi, ince filamentte kalın filamentte göre çok küçük bir hareket oluşturur. Güç oluşturan mekanizma aktif kalırken, çapraz köprüler bir çok kez hareket ederek, oldukça küçük kademelerden oluşan büyük hareketleri oluştururlar.

Kas lifinin güç oluşturma yeteneği ve hareketi, kalın filamentlerdeki miyozin ile ince filamentlerdeki aktin kontraktıl proteinleri arasındaki ilişki ve ATP tarafından sağlanan

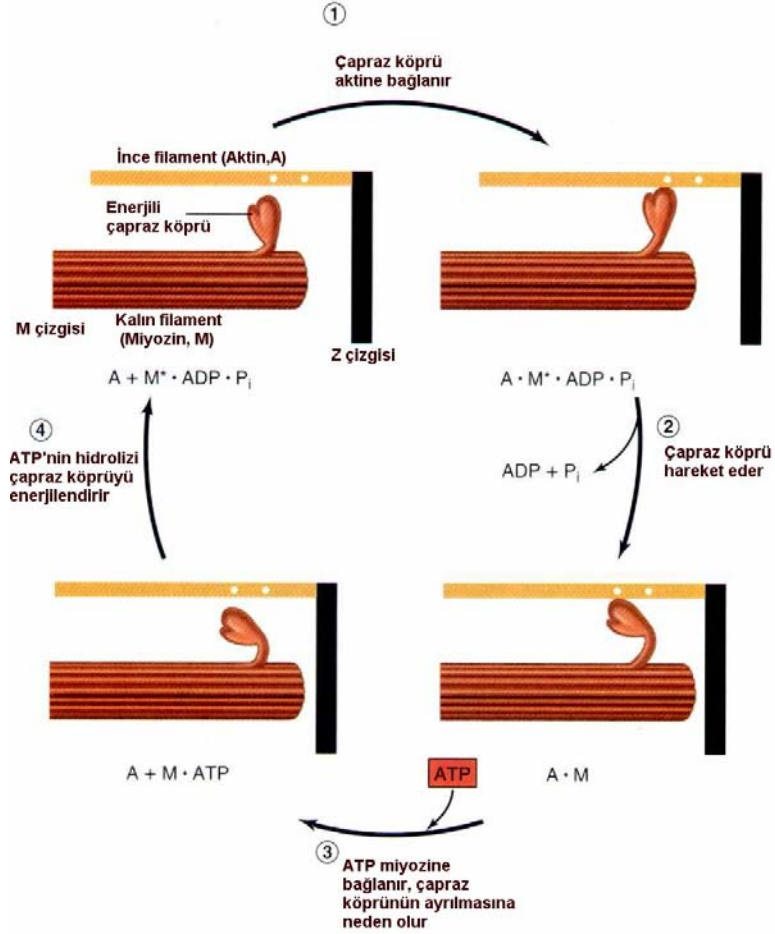


Şekil 2.15. Miyofibril kısalması sonucu kalın ve ince filament dizisindeki değişiklikler. (Vander, 2001)

enerjiye bağlıdır. Aktin daha önce bahsedildiği gibi iç içe geçmiş iki heliks zincirini oluşturmak üzere polimerize olan globüler bir proteindir (şekil 2.12). Miyozin uzun bir kuyruğa tutunan globüler bir başa sahiptir (şekil 2.11). Kuyruklar kalın filamentin ekseninde uzanır ve globüler başlar yanlara çıkarak çapraz köprüleri oluştururlar. Her globüler baş aktine bağlanan bir yer ve ATP’de depolanan kimyasal enerjiyi serbest kılan, ATP’yi ADP ve inorganik fosfata katalizleyen bir enzimatik yer –ATPaz- içerir.

Her kalın filamentin iki yarısındaki miyozin molekülleri ters yönlere yönelir, kuyruk uçları filamentin merkezine doğrudur (şekil 2.11). Bu düzenlemeden dolayı, her

kalın filamentin iki yarısındaki çapraz köprülerin güçlü vuruşları merkeze doğru yönelir, böylece sarkomerin iki ucunda tutunan ince filamentlerin hareketi kısalma sırasında merkez yönündedir (şekil 2.15).



Şekil 2.16. Bir çapraz köprü siklusunun dört evresi sırasında oluşan kimyasal ve mekanik değişiklikler. (Vander, 2001)

Bir çapraz köprünün ince filamentte bağlanması ve çapraz köprü siklusu denen olayın tekrarlanması sırasında oluşan olaylar serisi şunlardır.

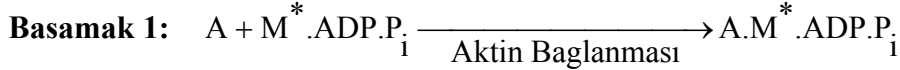
1. İnce filamentte çapraz köprünün tutunması.
2. İnce filamentin hareketini oluşturan çapraz köprünün hareketi.
3. İnce filamentten çapraz köprünün ayrılması.
4. İnce filamentin tekrar yeniden bağlanmak ve siklusu tekrarlamak için çapraz köprünün yeni bir pozisyona hareketi.

Her çapraz köprü öteki çapraz köprülerin hareketinden bağımsız çalışır ve böylece çapraz köprülerin sadece yaklaşık % 50'si, kontraksiyonun bir anında, ince filamentlere tutunur ve hareket oluşur. Çapraz köprü siklusunun dört basamağı sırasında oluşan kimyasal ve fiziksel olaylar Şekil 2.16'da gösterilmektedir.

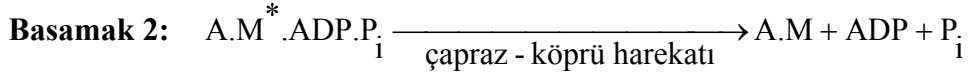
Önceki siklusun sonunda (4. adım) kasılma öncesi çapraz köprü başları ATP ile birleşmiştir. Miyozin başının ATP az etkisi ile ATP parçalanır, parçalanma ürünleri ADP ve  $P_i$  başa bağlı kalır.



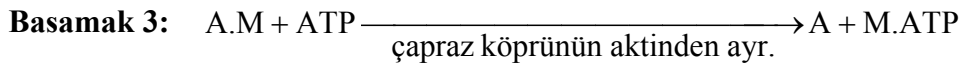
Miyozin başı aktine dik doğrultuda yönelmiştir (Şekil 2.16) ama bağlı değildir. Yeni bir çapraz köprü siklusu enerjili miyozin çapraz köprüsü, ince filamentteki (basamak 1) aktine (A) bağlanması ile başlar.



Bu enerjili miyozinin aktine bağlanması, miyozinde depolanan enerjinin deşarjını tetikler ve bağlı köprü hareket eder ve ADP ile  $P_i$  serbestler.



Enerji ATP hidroliziyle depolanmakta ve aktine bağlanma ile serbestlenmektedir. Çapraz köprü hareketi sırasında miyozin aktine çok sıkı bağlanır ve bu bağ çapraz köprünün yeni bir aktin molekülüne tekrar bağlanması ve siklusun tekrarlanması için kırılmalıdır. ATP'nin miyozine bağlanması aktin ve miyozin arasındaki (3.basamak) bağın kırılmasından sorumludur.



ATP tarafından aktin ve miyozinin ayrılması, protein aktivitesinin allosterik regülasyonuna bir örnektir. Miyozinde bir bölgede ATP'nin bağlanması, miyozinin bir diğer bölgesinde miyozinin aktin bağlama afinitesini azaltır. Böylece ATP miyozinin aktine bağlanmasını kontrol eden modülatör bir molekül gibi hareket eder. ATP bu basamakta parçalanmaz.

Aktin ve miyozinin ayrılmasının akabinde ATP bağlı miyozin kurulur (basamak 4). Böylece aktin filamentinde yeni bir yere tutunabilen ve lif aktif kaldığı sürece siklusu tekrarlayabilen miyozinin enerjili şekli yeniden oluşur.

Özetle, ATP köprü siklusunda iki farklı rol yapar; (1) ATP'nin hidrolizinden serbest kalan enerji çapraz köprü hareketi için enerji sağlar, (2) ATP'nin miyozine bağlanması (hidroliz değil, siklus sırasında aktin ve miyozin arasında oluşan bağı kırar ki, bu siklusun yenilenmesini sağlar. ATP'nin hidroliziyle (4. basamak) enerjinin serbest kalması ve çapraz köprünün hareketi (2. basamak) aynı anda oluşan olaylar değildir. Kasların sürekli kontraktıl aktivite durumunda olmamasının nedeni, dinlenmede kas lifinde çapraz köprülerin aktine bağlanmamasıdır.

#### **2.1.3.6.Kontraksiyonda Troponin, Tropomiyozin ve Kalsiyumun Rolü**

Dinlenme anında, kas lifinde çapraz köprüler aktine bağlı değildir. İki reseptör protein **troponin** ve **tropomiyozine** bağlıdır. Tropomiyozin, yaklaşık yedi aktin molekül boyuna eşit uzunlukta, iki kıvrılabilen polipeptidin oluşturduğu çubuk şeklinde bir moleküldür. Tropomiyozin molekülünün iki zinciri, aktin çift heliks iki zinciri boyunca bir uçtan bir uca uzanır, burada aktindeki miyozin başının bağlanma yerini kısmen örter; böylece çapraz köprülerin aktinle temasını önler. Her tropomiyozin molekülü, hem tropomiyozin hem de aktine bağlı olan küçük globüler bir protein olan troponinle, bu blokaj pozisyonunda tutulur. Bir troponin molekülü her bir tropomiyozin molekülüne bağlanır ve bu bir molekül tropomiyozinle temasta yedi aktin molekülündeki bağlanma yerini düzenler.

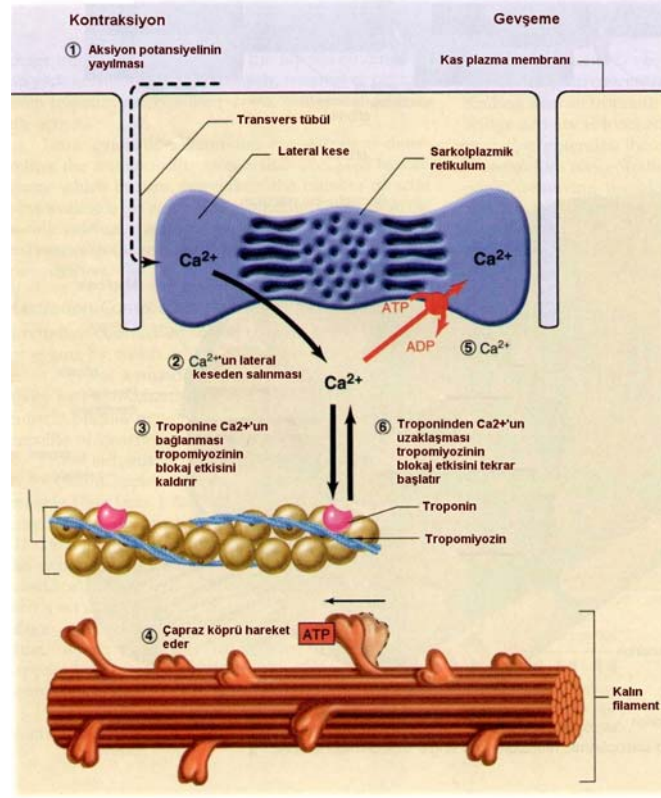
Kasılmanın tetiklenmesi için, çapraz köprülerin aktine bağlanması ve tropomiyozin moleküllerinin aktini bloke eden durumundan uzaklaştırılması gerekir. Kalsiyum troponin üzerindeki spesifik bağlanma yerlerine, bağlandığında tropomiyozin üzerinde, troponinin etkilerini aktin monomerinde miyozin bağlayan yeri kapatan troponinin şeklinde bir değişme yaratır. Tersine, tropomiyozinden kalsiyumun uzaklaşması kontraktıl aktiviteyi sağlayan olayı geri çevirir. Böylece, sitoplazma kalsiyum iyon derişimi, kalsiyumla bağlanan troponin yerlerinin sayısını belirler ve bu da aktine bağlanan çapraz köprülerin sayısını ve ince filamentlerde oluşan kuvveti tayin eder.

### 2.1.3.7.Eksitasyon-Kontraksiyon Çifti , Uyarılma-Kasılma Çifti

**Eksitasyon-kontraksiyon çifti**, kas lifinin zarında bir aksiyon potansiyelinin, çapraz köprü aktivitesine yol açtığına oluşan elektriksel fenomen (eksitasyon) ile mekanik fenomen (kontraksiyon) olayları arasındaki bağıntıyı ifade etmektedir. İskelet kası membranı aksiyon potansiyelleri yaratabilen ve yayabilen eksitabl bir membrandır. İskelet kası lifinde aksiyon potansiyeli 1-2 msn sürer ve mekanik aktivite başlamadan önce tamamlanır (İletim hızı 3-5 m/sn kadardır (Pehlivan,1989)). Aksiyon potansiyelini takip eden mekanik aktivite aksiyon potansiyelinden itibaren 100 msn ya da daha uzun sürebilir. Sonraki elektriksel aktivite, doğrudan kontraktıl proteinlere etki etmez, fakat sitoplazma da kalsiyum konsantrasyonunu artırır. Söz konusu proses Şekil 2.17 de gösterilen kas lifinin uzunlamasına alınan kesiti üzerinde açıklanmaktadır. Şekil, transvers tubülüs (t-tüpleri) adı verilen uzantıların, kas lifi boyunca muntazam aralıklarla yerleştirildiklerini ve Z çizgisine kadar uzandıklarını göstermektedir. Her bir lifin çevresiyle yakın network oluşturan alanlar, kas uzunluğu boyunca iki transvers tübül arasında yer almaktadır. Söz konusu, uzunlamasına olan tüplerin oluşturduğu network'e **sarkoplazmik retikulum** adı verilmektedir. Sarkoplazmik retikulumun membranı  $Ca^{+2}$  iyonlarının aktif olarak tüplerin iç kısmına taşınmasını sağlayabilmektedir. Sarkoplazmik retikulum, dinlenmekte olan bir kastaki  $Ca^{+2}$  konsantrasyonunun  $10^{-7}$  mol / lt nin altında olmasını sağlamaktadır. Bu kadar düşük  $Ca^{+2}$  konsantrasyonunda, kalsiyum bağlayıcı yerlerin (TC) (troponinde) çok azı dolar ve  $Ca^{+2}$  iyonları troponine bağlanamaz, ve aktin-miyosin interaksyonu önlenmiş olur. Gevşemiş formda .olan kastaki,  $Ca^{+2}$  iyonları uzunlamasına tüplerin iç kısmında depolanır. Kontraksiyonu tetiklemek için, kalsiyum tüplerden salınmalıdır. Bu da ancak aksiyon potansiyelinden etkilenmektedir.Aksiyon potansiyelini takiben, sitoplazmadaki kalsiyum konsantrasyonunda da hızlı bir artış olur. Aksiyon potansiyelini takiben artan kalsiyum kaynağı kas lifindeki **sarkoplazmaik retikulumdur**. Sarkoplazmik retikulumun sonlanma bölgeleri (terminal sisterna) veya (lateral keseler) ile t-tüpleri arasındaki yakın bağlantı Şekil 2.17 de sergilenmektedir.

Lateral keseler, membran eksitasyonunu takiben salıverilen kalsiyumu depolarlar (Şekil 2.17).





Şekil 2.17. İskelet kas lifinde kontraksiyon ve gevşeme sırasında sarkoplazmik redikulumdan kalsiyum salınması ve alınışı. (Vander, 2001)

Ayrı bir tübüler yapı olan transvers tübül (T tübülü), hücre zarı devamı olan ve sisternalar bölgesinden (Lateral keseler) geçen her A-I bağlantısı düzeyinde kas lifinde enine uzanır. T tübülün lümeni (boşluk), kas lifini çevreleyen ekstrasellular ortama bağlıdır. T tübül zarı, hücre zarı gibi aksiyon potansiyelini iletir. Lif zarında oluşan aksiyon potansiyeli zarın yüzeyinde ve T tübül yoluyla da kas lifinin içine iletilir. T tübüldeki aksiyon potansiyeli sarkoplazmik retikuluma geçtikçe, lateral keselerdeki kalsiyum kanallarının açılmasını tetikler ve kalsiyum sitozole difüze olur. T tübül zarındaki elektriksel olayın, sarkoplazmik retikulum zarındaki kalsiyum kanallarının açılmasını ateşleme mekanizması, kas fizyolojisinde cevaplanmamış bir soru olarak kalmıştır (Vander, 2001).  $Ca^{+2}$  iyonları, konsantrasyon gradyanı nedeniyle troponin kompleksinin bağlantı bölgesine difüze olurlar ve orada aktin-miyosin interaksiyonunu tetiklerler.

Sarkoplazmik retikulumdan serbest kalan ilk kalsiyum, onları açan kalsiyum kanallarını kapatmak için bağlanabilir ve sitoplazmik kalsiyum derişiminde pozitif feedback hızlı yükselme yaratır. Sitoplazmik kalsiyum derişimi yüksek düzeylere çıkınca, kalsiyum, kalsiyum kanallarında düşük afinite yerlerine bağlanır ve söz konusu kanalların kapanmasına neden olur ve kalsiyum salınmasını durdurur.

Kalsiyum troponinden uzaklaştığında, kontraksiyon sona erer ve bu sitoplazmadaki kalsiyum konsantrasyonunun düşmesiyle sağlanır. Lateral keselerin zarları, sitoplazmadan retikulum lümenine kalsiyum iyonlarını pompalayan primer aktif transport proteinlerini (Ca-ATPaz) içerir. Kalsiyum hızla aksiyon potansiyelinin ulaşılmasıyla retikulumdan salınır, ama salınan kalsiyumun retikuluma geri pompalanması çok daha uzun zaman alır. Bu nedenle, sitoplazmada kalsiyum derişimi yüksek kalır ve kontraksiyon her aksiyon potansiyelinden sonra biraz devam eder.

Sarkoplazmik retikulumda depolanan kalsiyum iyonlarının salınması sonucu kontraksiyon oluşur, kalsiyumun geri pompalanmasıyla kontraksiyon sona erer. Sonuçta, kas tekrar dinlenme durumuna geçer ve gevşeme olur. Kalsiyum pompasına enerji sağlamak için ATP gereklidir ve bu, ATP'nin kas kontraksiyonunda üçüncü önemli rolüdür.

Kas fizyolojisinde kullanılan kontraksiyon terimi kısılmayı yeterince ifade etmez; daha ziyade, bir kas lifinde güç oluşturan yerlerdeki yani çapraz köprülerdeki olayı ifade eder. Kısalmamanın olması için filamentlerde yaratılan kuvvet kısılmaya karşı olan kuvvetten daha büyük olmalıdır. Kontraksiyonu takiben kuvvet oluşumunu başlatan mekanizmalar sona erer ve gerilimin düşmesi kas lifinin **relaksasyonunu** yaratır.

#### **2.1.3.8. Tek Lif Kontraksiyonunun Mekanizması**

Kontrakte olan kas tarafından bir objeye uygulanan güç, kas **gerilimi** olarak bilinir ve objenin ağırlığıyla kasa uygulanan güç **yüktür**. Kas gerilimi ve yük zıt güçlerdir. Kontraksiyonun, lifde kısılmaya yol açıp açmaması, gerilim ve yükün rölatif büyüklüklerine bağlıdır. Kas liflerinin kısılması ve dolayısıyla bir yükün hareket ettirilmesi için kas gerilimi yükten biraz daha fazla olmalıdır. Kastaki yükün sabit kaldığı, fakat kas

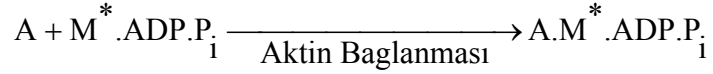
boyunun kısaldığı şartlarda ortaya çıkan kontraksiyonlara **izotonik** (sabit gerilim) **kontraksiyon** denir. Kas bir yükü hareket ettirdiğinde izotonik kontraksiyon yapar. Kontraksiyonun diğer tipi **uzama kontraksiyonudur**. Bir kastaki yük çapraz köprülerle yaratılan gerilimden daha büyük olduğunda ortaya çıkar. Bu durumda yük, çapraz köprüler tarafından yaratılan karşı kuvvete rağmen kası daha büyük bir uzunluğa iter. Bu tip uzama kontraksiyonları, kas kontraksiyonu ile taşınan bir obje indirilirken, ayaktaki pozisyondan oturmaya geçerken ya da merdiven basamaklarını inerken ortaya çıkar. Dış güçlerin yokluğunda bir lif sadece uyarıldığı zaman kısalmaktadır, asla uzamayacaktır. Kısalma ve uzama olmadan kasta gerilim oluşturan kasılmaya da **izometrik** (sabit boy) **kontraksiyon** denir. Kas sabit bir pozisyonda yükü desteklediğinde, bir yükü hareket ettirmeye çalışıldığında bu tip kontraksiyonlar ortaya çıkar. Kontraksiyonların bu üç tipi (izotonik, uzama ve izometrik) vücutta kas aktivitesinin doğal sonucudur.

Her bir kontraksiyon tipinde, çapraz köprüler şekil 2.16'da gösterilen çapraz köprü siklusunun dört adımını tekrarlar. İzotonik kontraksiyonun 2. basamağı sırasında, aktine bağlı çapraz köprüler açılmal pozisyonlarını alırlar ve sarkomerlerin kısalmasına neden olurlar. İzometrik kontraksiyonda ise bağlı durumdaki çapraz köprüler, kas lifi üzerindeki yük nedeniyle ince filamentleri hareket ettiremez; fakat ince filamentler üzerine bir güç uygularlar, bu da izometrik gerilimdir. Bir uzama kontraksiyonu sırasında 2. basamaktaki çapraz köprüler, aktine bağlı durumdayken, yük tarafında z çizgilerine doğru çekilirler. 1., 3. ve 4. basamaklardaki olaylar, üç tip kontraksiyonun tümünde de aynıdır. Böylece her bir kontraksiyon tipi sırasında, kontraktıl proteinlerdeki kimyasal değişiklikler aynıdır. Kısılmanın ve uzamanın sonucu, kastaki yükün büyüklüğü ile belirlenmektedir.

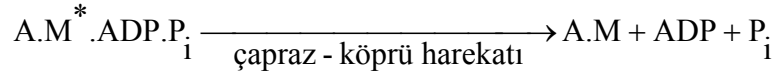
### 2.1.3.9.Uyarılma ve Kasılmanın Özeti

1. Motor sinir aksonunda aksiyon potansiyeli başlar ve motor nöron boyunca- kas lifindeki sonlanmasına kadar yayılır.
2. Aksiyon potansiyeli nöromüsküler bağlantıda akson uçlarından ACh'ini serbest hale geçirir.
3. ACh akson terminalinden kas lifindeki motor son plağa diffüze olur.
4. ACh motor son plakta reseptöre bağlanır:  $Na^+$  ve  $K^+$  kanalları açılır.

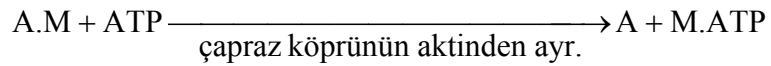
5. Motor son plakta kas lifine giren  $\text{Na}^+$ , kas lifinden çıkan  $\text{K}^+$  dan daha fazladır; zar polarize olur, son (end) plak potansiyeli (EPP) doğar.
6. Lokal akımlar komşu zarı eşik potansiyeline polarize eder, yaratılan aksiyon potansiyeli kas lifi zarında ve transvers tübül boyunca lif içine yayılır.
7. Transvers tübüllerdeki aksiyon potansiyeli sarkoplazmik retikulumun lateral keselerinden  $\text{Ca}^{+2}$  boşalmasını sağlar.
8.  $\text{Ca}^{+2}$  ince filamentlerdeki troponine bağlanır; tropomiyozinin neden olduğu bloklayıcı durumu kaldırır ve böylece aktindeki çapraz köprü bağlayıcı yerler açığa çıkar.
9. Kalın filamentlerdeki enerjili miyozin çapraz köprüler, aktine bağlanır:



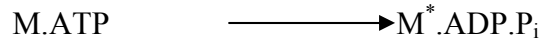
10. Çapraz köprü bağı miyozinde depolanan enerjinin serbestlenmesini sağlar. Her çapraz köprünün açılma hareketi sağlanır.



11. ATP miyozine bağlanır, aktin ve miyozin arasındaki bağ kopar ve böylece çapraz köprüler aktinden ayrılır.



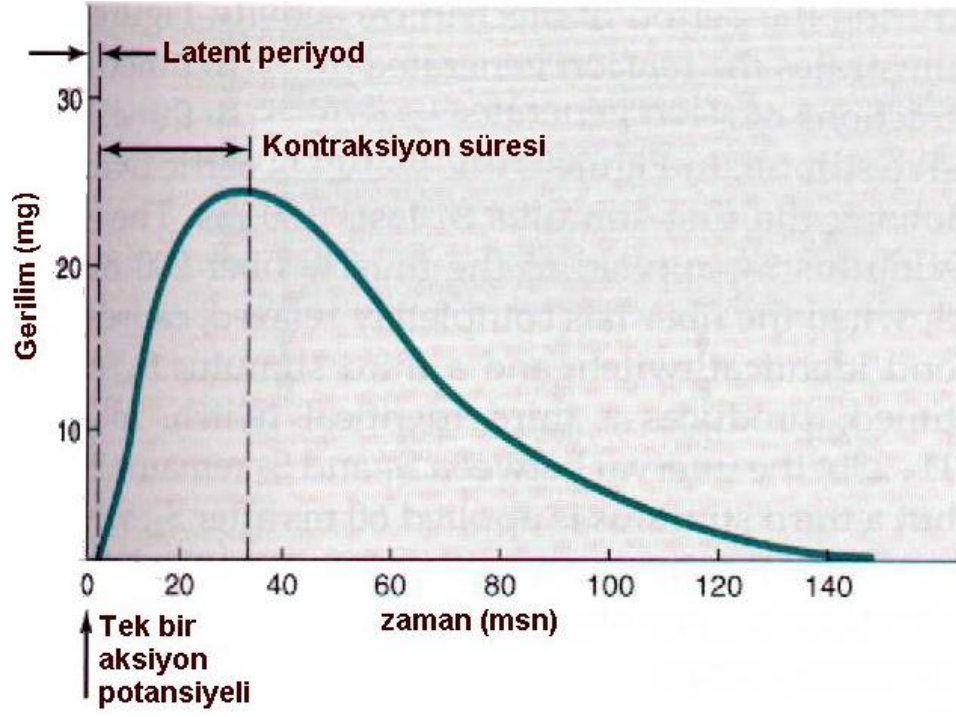
12. Miyozine bağlı ATP, miyozin çapraz köprüsüne enerji taşıyacak şekilde ayrışır.



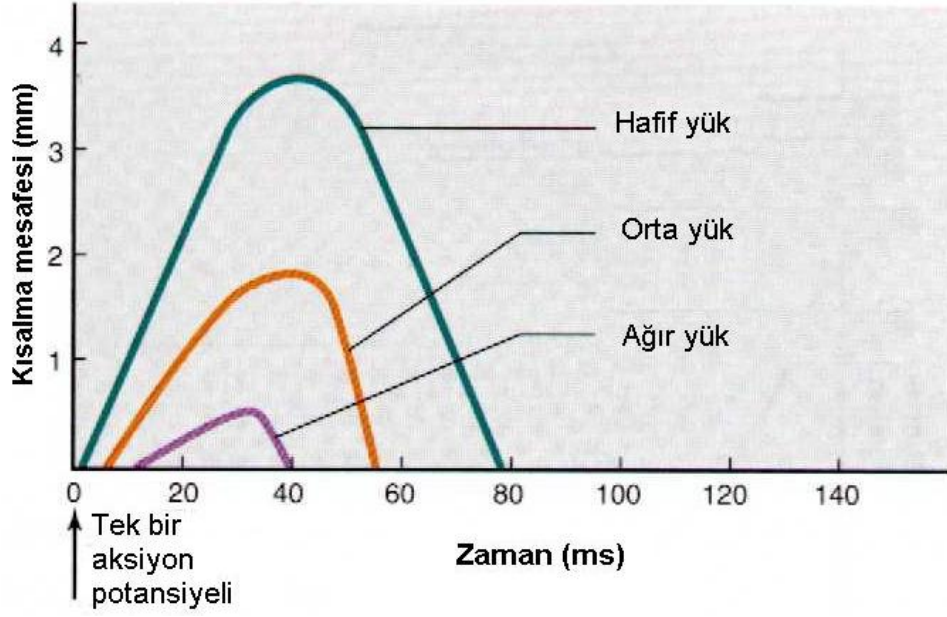
13. Çapraz köprülerde 9-12 basamakları tekrarlanır, ince filamentler kalın filamentler arasına geçer. Çapraz köprü hareketinin siklusu  $\text{Ca}^{+2}$  troponine bağlı kaldığı sürece devam eder.
14. Sitolik  $\text{Ca}^{+2}$ ,  $\text{Ca}^{+2}$ 'nin Ca-ATPaz ile sarkoplazmik retikuluma aktif taşınmasıyla azalır.
15. Troponinden  $\text{Ca}^{+2}$  'nin ayrılması tropomiyozinin aktini blokajını sağlar, çapraz köprü siklusu sona erer, kas lifi gevşer.

### 2.1.3.10.Kontraksiyon Sarsısı

Bir aksiyon potansiyeline karşı kas lifinin mekanik cevabı **Sarsı** olarak bilinmektedir. Kasın kasılmasını sağlamak için kasa yeterli yoğunlukta elektriksel uyarı yapılmalıdır. Tek özet başlangıç uyarı, kasın hızlı sarsılmasına neden olmaktadır. Bu prosese **Kasılma Sarsısı** denilmektedir. İzometrik kasılma sarsısının miyogramı şekil 2.18'de sunulmaktadır. Çapraz köprüler eksitasyonu takiben güç geliştirmeye başlar; fakat kas gerilimi lifteki yükü aşana kadar kısıalma başlamaz. Şekil 2.18'den görüldüğü gibi kas uyarıldıktan ancak saniyenin kesri kadar bir süre sonunda kasılmaya başlamaktadır. Daha sonra kas gerilimini arttırmakta (veya kısalmakta) ve maksimum noktaya ulaştıktan sonra yavaşça kademeli dinlenme-gevşeme sürecine dönmektedir. Kasılma sarsısı'nın söz konusu üç fazı sırasıyla Latent Periyot, Kasılma Süreci (kontraksiyon süreci) ve Gevşeme Süreci (relaksasyon süreci) dir. Tüm sarsı, genelde saniyenin onda biri kadar kısa bir sürede gerçekleşmektedir. Latent periyot aksiyon potansiyelini takiben, kas lifinde gerim artmaya başlamadan önce yer alan birkaç milisaniyelik bir intervaldir. Latent periyot da, uyarma nedeni ile başlayan itici kuvvet (impuls) sarkolemma boyunca T tüplerinden SR'a geç eder. SR'da  $Ca^{++}$  iyonlarını sarkoplasmaya tetikler. Kalsiyum troponine bağlanınca miyofilamentin kayması başlar ve kasılma gözlenir. Bir kaç milisaniyeden sonra miyofilament kayması yavaşlayıp kaybolurken, gevşeme başlar. Latent periyodun sonunda gerim gelişiminin başlangıcından pik (zirve) gerime kadar olan interval kontraksiyon sürecidir. Tüm kas lifinde kontraksiyon süresi aynı değildir. Bazı hızlı lifler 10 msn kadar kısa kontraksiyon süresine sahip iken, daha yavaş liflerde 100 msn ya da daha uzun olabilir. İzotonik sarsının özellikleri kaldırılan yükün büyüklüğüne bağlıdır. (Şekil 2.19) de görüldüğü gibi daha ağır yüklerde latent periyod daha uzundur. Yük ağırlaştıkça gerimin yükü aşması için belirli bir değere yükselme süreci daha uzar. Fakat kısalma hızı (birim zamanda kısalma miktarı), sarsının süreci ve kısalma mesafesi azalır. Bir lifteki yük artırılırsa yük kasın kaldıramayacağı bir şekilde gelecektir; kısalma hızı ve mesafesi sıfır olacaktır ve kontraksiyon tamamen izometrik şekle dönüşecektir. Daha fazla yüklemelerde ise, maksimum çapraz gücüne rağmen, kas lifi uzayacaktır, yani uzama kontraksiyonu olacaktır.



Şekil 2.18. Tek bir aksiyon potansiyelini takiben bir iskelet kası lifinin izometrik sarsısı (Vander, 2001).



Şekil 2.19. Farklı yüklerle izotonik sarsılar. Yük arttıkça kısalma mesafesi, kısalmanın hızı ve kısalmanın süresi azalır, latent periyot yüklerle birlikte artar (Vander, 2001).

### 2.1.3.11.Frekans-Gerilim İlişkisi

İskelet kası lifinde tek bir aksiyon potansiyeli 1-2 msn sürerken, sarsı 100 msn sürebildiğinden, mekanik aktivite periyodu sırasında ikinci aksiyon potansiyelini başlatmak olasıdır. Şekil 2.19'da art arda üç stimulusa kas lifinin kontraksiyon cevabında yaratılan gerim gösterilmektedir.Şekil 2.19 A'da ilk stimulusu (S1) takip eden sarsı 150 msn sürmektedir. İkinci stimulus (S2), kas lifi tamamen gevşediğinde S1'den 200 msn sonra uygulandığında, ikinci bir benzer sarsıya neden olur ve aynı zaman aralığında üçüncü stimulus (S3) uygulanınca üçüncü bir benzeri kasılma olur. Şekil 2.19 B'de S1 ve S2 arasındaki interval 200 msn'dir, ama üçüncü stimulus S<sub>2</sub>'den sonuçlanan mekanik cevap düşmeye başladığında S<sub>2</sub>'den 60 msn sonra uygulanmıştır. S<sub>3</sub> uyararı, S<sub>2</sub> ile yaratılan gerimden daha büyük gerimde kontraktıl cevap oluşturur. Şekil 2.19 C'de S<sub>2</sub> ve S<sub>3</sub> arasındaki interval 10 msn'ye düşürülmüştür ve oluşan pik gerim halen daha büyüktür. S<sub>3</sub>'e verilen mekanik cevap S<sub>2</sub> ile yaratılan mekanik cevabın hafif bir devamıdır.

İkinci bir aksiyon potansiyeline kas lifinin artan mekanik cevabı **sumasyon** olarak bilinir. Sumasyon, tek tek sarsıların birleşerek kasılma şiddetini arttırması demektir.Sumasyon iki yolla meydana gelir: (1) Eşzamanlı kasılan motor ünitelerin sayısını arttırarak (multiple lif sumasyonu), (2) kasılma frekansını arttırarak (frekans sumasyonu); ki bu tetanizasyona neden olabilir.

### 2.1.3.12.Multiple Lif Sumasyonu

Merkezi sinir sistemi kas kasılması için zayıf bir sinyal gönderdiği zaman, önce sayıca az ve küçük kas liflerini içeren motor üniteler uyarılırlar.Sinyalin gücü arttıkça, giderek daha büyük motor üniteler uyarılmaya başlar. En büyük motor üniteler en küçüklere kıyasla 50 kat fazla kontraktıl güce sahiptir. **Boyut prensibi** denen bu özellik çok önemlidir. Çünkü kasılmaların basamak halinde oluşması, büyük güç gerektiğinde kas kuvvetinin dereceli olarak artmasını sağlar. Boyut prensibinin nedeni daha küçük motor ünitelerin küçük motor sinir lifleri tarafından yönetilmesi ve spinal kanaldaki küçük motonöronların uyarılabilirliklerinin büyük olanlardan fazla olmasıdır, dolayısıyla doğal olarak ilk önce onlar uyarılırlar.

### 2.1.3.13.Frekans Sumasyonu ve Tetanizasyon

Şekil 2.20’de frekans sumasyonu ve Şekil 2.21’de tetanizasyonun prensipleri gösterilmektedir. Şekil 2.21 de düşük frekanslı stimülasyonda bir biri ardınca oluşan S tek sarsıları gösterilmiştir. Daha sonra frekans artarken her yeni kasılmanın bir öncekinin üstüne bindiği bir noktaya ulaşılır. Sonuçta ikinci kasılma kısmen birinciye eklenir, toplam kasılma gücü frekansla birlikte giderek artar. Frekans belli bir kritik değere ulaştığında, ardıl kasılmalar o kadar hızlıdır ki, gerçekten birbiriyle kaynaşır ve şekilde görüldüğü gibi kasılma tamamen düzgün ve devamlı olur. Kontraksiyon aktivitesi kas zorlanması oluşuncaya kadar devam eder. Eğer kas lifi stimuluslar arasında tam gevşeme olmayacak şekilde frekansla tekrar tekrar uyarılırsa, böyle tekrarlı stimulusa karşı elde edilen kontraksiyon, **tetanus** olarak tanımlanır (Şekil 2.20c). Düşük frekanslı stimülasyonda, uyarılar arasında kas lifi kısmen gevşedikçe, gerim oscilasyonlar gösterebilir ve tam olmayan tetanus oluşur (Şekil 2.21). Kasılma gücü maksimuma ulaştıktan sonra frekansın daha fazla artması, kasılma gücünü arttırmaz. Aksiyon potansiyelleri arasında bile kas sarkoplazmasında yeterince kalsiyum bulunduğu için, kasılma hali aksiyon potansiyelleri arasında da devam eder.

Aksiyon potansiyellerinin frekansı artarken, elde edilen gerimin de düzeyi maksimum tetanik gerime ulaşana kadar artar. Bu noktadan sonra, stimulus frekansı daha fazla artsa da gerim artmaz. Bu maksimum tetanik gerim izometrik sarsı geriminden beş ile on kat daha büyüktür (Peiper, 1974). Farklı kas lifleri farklı kontraksiyon süresine sahip olduğundan, maksimum tetanik gerim yaratan stimulus frekansı da, liften life değişir.

Herhangi bir anda her bir sarkomer tarafından yaratılan gerilim, aktine bağlı çapraz köprülerin sayısına ve çapraz köprü siklusunun 2.basamağının oluşmasına bağlıdır. İskelet kas lifinde bir aksiyon potansiyeli troponini sature etmek için yeterince  $Ca^{++}$  salgılatır ve ince filamentlerdeki tüm miyozin bağlayıcı yerler hazır olur. Fakat enerjili çapraz köprülerin aktine bağlanması belirli bir sürede ortaya çıkar (çapraz köprü siklusunun 1. basamağı) ve çapraz köprüler tarafından seri elastik elemanların gerimi de zaman alır. Bu nedenlerle, bağlayıcı yerlerin tümü başlangıç için uygun hale gelse bilse, maksimum gerim kendiliğinden gelişmez. Ancak, kalsiyum sarkoplazmik retikulumu hemen geri



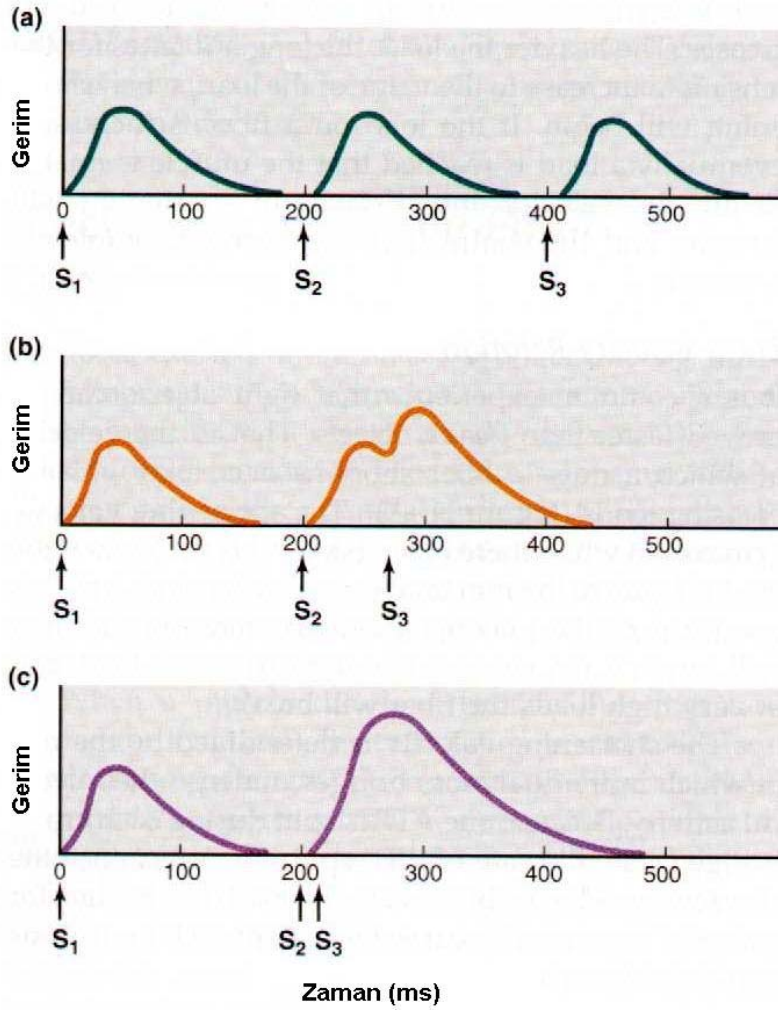
pompalanmaya başlar ve kalsiyum derişimi başlangıç yüksek düzeyinden düşmeye başlar, aktindeki miyozin bağlayan yerler çapraz köprü bağlanması için daha da uygun olmaz. Tek sarsı sırasında, yerlerin maksimum sayısı üstesinden gelmek için gecikme zamanı uygun uzunlukta kalmaz ve maksimum gerilim gelişir.

Tersine, tetanik kontraksiyonda, art arda olan aksiyon potansiyelleri bir önceki aksiyon potansiyeliyle sarkoplazmik retikulumdan salgılanan kalsiyumun tamamı retikuluma geri pompalanmadan geldiğinden kalsiyum salınmasına yol açar. Bu sitozol de kalsiyum kontraksiyonunun artmasına neden olur ve ince filamentlerdeki bağlayıcı yerlerin sayısında azalmayı önler. Bu koşullar altında, çapraz köprüler aktine bağlanırken ve gerilim maksimum düzeyine çıkarken bağlanma yerlerinin de maksimum sayısı korunabilir.

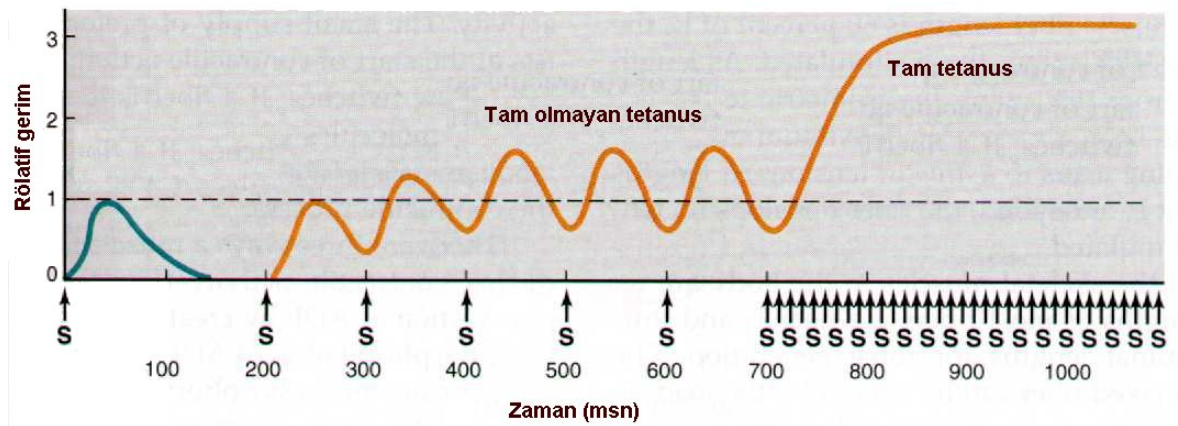
#### 2.1.3.14.Uzunluk-Gerilim İlişkisi

Kas lifiyle sağlanan gerilim miktarı ve lifin gerilimi sadece stimülasyon frekansı değişimiyle olmaz, aynı zamanda kontraksiyon öncesi lifin başlangıç uzunluğunun değişimiyle de olur. Kas lifi, değişik uzunluklarda gerilebilir ve her uzunlukta ölçülen kontraksiyonlar sırasında oluşan maksimum izometrik tetanik gerilimin çeşitli büyüklük ve uzunluğuna gerilebilir (Şekil 2.22). En büyük gerilimin oluştuğu lif uzunluğuna optimum uzunluk ( $I_0$ ) denir. Kas lifi uzunluğu  $I_0$ 'un % 60'ındayken, lif uyarıldığında gerilim oluşturmaz. İzometrik kasılmada da gerilim  $I_0$ 'da maksimuma çıkar ve daha büyük boylarda gerilim azalır. % 175'lik  $I_0$ 'da ya da daha fazla uzunluklarda da, lif stimüle olunca gerilim oluşmaz.

Vücutta, tüm iskelet kasları gevşediği zaman, birçok lifin boyu,  $I_0$ 'a yakındır ve dolayısıyla da güç oluşumu için optimum boya yakındır. Gevşeyen lifin boyu kastaki yükte veya öteki kasların kontraksiyonuyla değişebilir; fakat gevşemedeki boy değişimi kasların kemiklere tutunmasıyla sınırlanır. Nadiren, optimum boyun % 30 değişmesi aşılır, ekseriya daha azdır. Bu uzunlukların üstünde, gerilim geliştirme yeteneği,  $I_0$ 'da gelişebilen gerilimin yarısının altına asla düşmez (Şekil 2.22). Lif boyu ve lifin gerilim oluşturma yeteneği arasındaki ilişki **kayan filament mekanizması** terimiyle açıklanabilir. Gevşek kas lifi

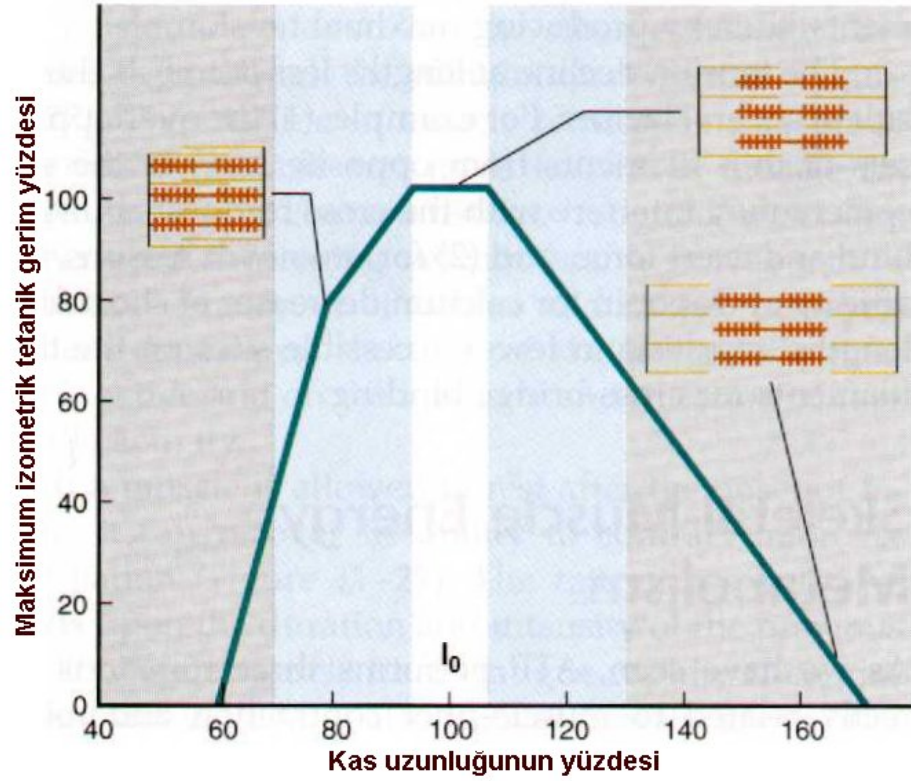


Şekil 2.20.  $S_2$  ve  $S_3$  uyarıları arasındaki sürenin kısaltılması ile oluşan izometrik kontraksiyonların sumasyonu (Vander, 2001).



Şekil 2.21. Saniyede 10 uyararla (tam olmayan tetanus) ve saniyede 100 uyararla (tam tetanus) oluşan izometrik kasılmaların tek bir sarsı ile karşılaştırılması (Vander, 2001).

gerilecek olursa, kalın filamentleri geçen ince filamentler çekilir, aralarındaki üst üste örtülme miktarı değişir. Lif,  $I_0$  boyunun 1.75'indeyken gerilecek olursa, filamentler örtüşmenin olmadığı noktadan uzağa çekilir. Bu noktada, çapraz köprü aktine bağlanamaz ve gerilim oluşmaz. 1,75  $I_0$  ile  $I_0$  arasında, daha fazla filament üst üste gelir ve uyarma ile oluşan gerilim, üst üste gelme bölgesindeki çapraz köprülerin sayısındaki artışa oranla artar. Filament etkileşmesi  $I_0$ 'da en yüksektir, bu boyda ince filamentlerle bağlanan maksimum çapraz köprü sayısına ulaşılır; böylece maksimum gerilim sağlanır.



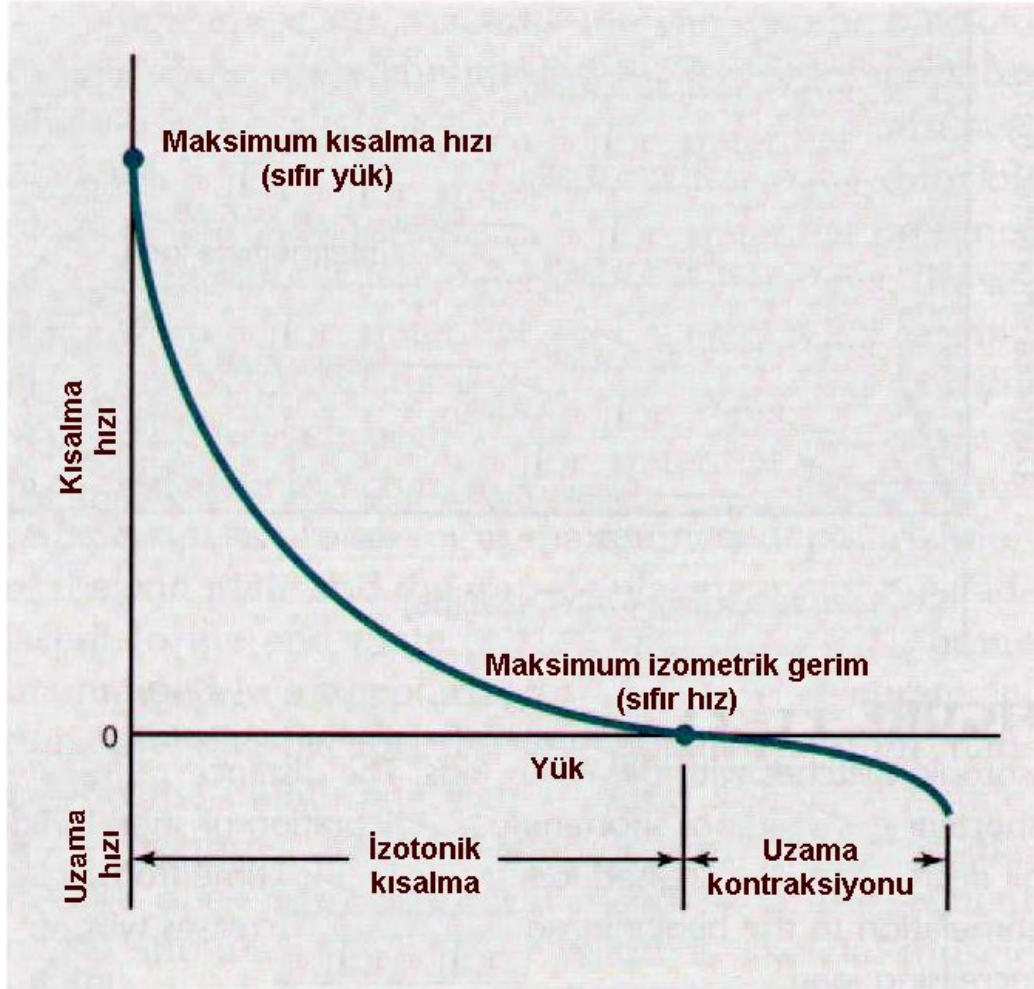
Şekil 2.22. İzometrik tetanus geriminde kas lifi uzunluğu ile değişimler. Gölge bant kaslar kemiklere tutunurken vücutta fizyolojik olarak görülen uzunluk değişikliklerini gösterir (Vander, 2001).

### 2.1.3.15. Yük-Hız İlişkisi

Genel olarak, hafif objelerin ağır objelerden daha hızlı hareket ettirilebildiğine inanılır. Maksimum tetanik stimülasyon altındayken kas lifi kısalmalarındaki hız artan yüklerle azalır (şekil 2.23). Maksimum kısalma hızına sıfır yükte ulaşılır ve yük maksimum

izometrik gerilime eşit olduğunda sıfırdır. Maksimum izometrik gerilimden daha büyük yüklerde lif, yükü artan hızda uzar ve fazla yüklerde lif kopar.

Kısalma hızı, tek tek çapraz köprülerin siklik aktivitelerindeki hızla belirlenir. Karmaşık nedenlerle çapraz köprüdeki yük artışı, köprü oluşumundaki 2.basamak olan çapraz köprü siklusundaki güç oluşturan adımın hızını azaltır. Çapraz köprü siklus hızı yavaşladıkça, kısalma hızı da yavaşlar.



Şekil 2.23. Yükün fonksiyonu olarak iskelet kası lifinin kısalma ve uzama hızı (Vander, 2001).

#### 2.1.4. İskelet Kası Enerji Metabolizması

Çizelge 2.1' de ATP'nin kas lifi kontraksiyonu ve relaksasyonu ile doğrudan ilişkili olduğu gösterilmektedir. Lif sürekli kasılırsa, ATP molekülleri yıkılma hızları kadar

çabuklukla metabolizma tarafından oluşturulmalıdır. Kontraktil aktivitenin başlamasında, bulunan az miktarda ATP, birkaç sarsıda tüketilir. Enerji kaynağı sadece ATP olsaydı, kas çapraz köprüleri, hızla kilitlenirdi.

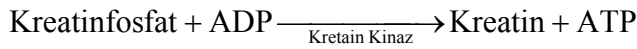
Çizelge 2.1. İskelet Kası Kontraksiyonlarında ATP'nin İşlevleri

1. Miyosin tarafından ATP'nin hidrolizi, kuvvet oluşumu ile ilgili enerji temin ederek çapraz köprüleri çalıştırır.
2. ATP'nin miyosine bağlanması aktine bağlanmış çapraz köprüleri aktinden ayırır ve köprülerin aktivite sikluslarının tekrarını sağlar.
3. ATP'nin Ca-ATPaz ile sarkoplazmik retikulumdaki hidrolizi $Ca^{+2}$ iyonlarının retikulum lateral keselerine aktif taşınması için enerji temin eder, Sitosolik $Ca^{+2}$ 'un Ca-ATPaz ile sarkoplazmik retikuluma aktif taşınmasıyla azalır ve kontraksiyonu sonlandırır, böylece kas lifinin relaksasyonunu sağlar.

Kontraktil aktivite sırasında, kas lifinin ATP oluşturması üç yoldan olmaktadır (Şekil 2.24).

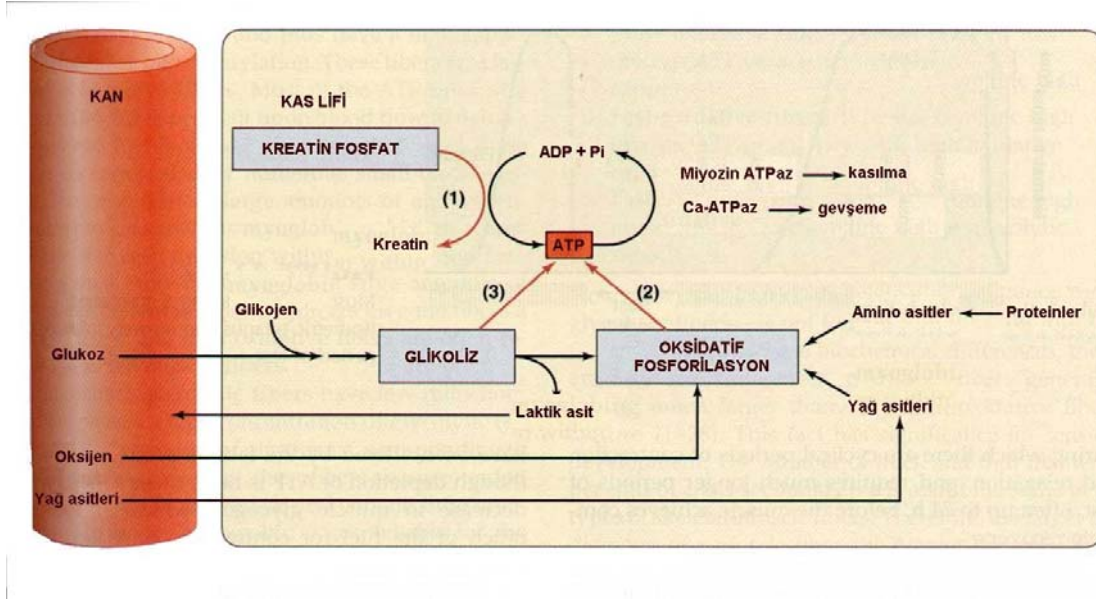
- 1-) Kreatin fosfat tarafından ADP'nin fosforilasyonu,
- 2-) Mitocondrilerde ADP'nin oksidatif fosforilasyonu ve
- 3-) Sitolozde glikolitik yolla ADP'nin substrat fosforilasyonu

Kontraktil aktivitenin başında kreatin fosfat ile ADP'in fosforilasyonu çok hızlı ATP oluşumunu sağlar. Kreatin ile fosfat arasındaki kimyasal bağ yıkıldığında, açığa çıkan enerji miktarı ATP'deki terminal fosfat bağı yıkıldığında serbest kalan enerji gibidir. Fosfat gurubuyla, bu enerji kreatin kinazın katalizlediği reversibl bir reaksiyonda ATP oluşturmak üzere ADP'ye taşınabilir.



Dinlenme durumunda kas lifinde, ATP derişimi, daima ADP'den daha fazladır ve kitle etkisiyle Kreatin fosfatın oluşumuna yol açar. Dinlenme de kas lifleri ATP'nin 5 katı kadar kreatin fosfat derişimine sahiptir. Kontraksiyonun başlangıcında, ATP yıkım hızı artarken, ATP derişimi düşmeye ve ADP artmaya başlar ve kitle etkisiyle kreatinfosfattan





Şekil 2.24. Kas kasılması sırasında ATP yapımının üç kaynağı: (1) kreatin fosfat, (2) oksidatif fosforilasyon ve (3) glikoliz (Vander, 2001).

ATP'ye enerji aktarımı o kadar hızlıdır ki kas lifindeki ATP derişimi başlangıç değerinden çok az değişir, oysa ki kreatinfosfat derişimi hızla düşer. Kontraktil aktivite birkaç saniyeden fazla sürecek olursa, kas sınırlı kreatin fosfat depoları dışında diğer kaynaklardan da ATP yapabilmelidir. Kontraktil aktivite başlangıcında kreatinfosfatın kullanımı, ATP yıkım hızını karşılayacak düzeylerde ATP yapımı için daha yavaş olan multi enzimli oksidatif fosforilasyon ve glüköz yolaklarına gerekli olan birkaç saniyeyi sağlar.

Orta derecede kas egzersizinde (ATP yıkım hızı orta) kas kontraksiyonunda, kullanılan ATP'nin çoğu fosforilasyonla yapılır. Egzersizin ilk 5-10 dakikasında kasın kendi glikojeni yakıt olarak tüketilir. Takip eden 30 dakika ve sonrasında, kastaki yakıtlardan glüköz ve asitleri kasın oksijen kullanımı ile eşdeğerde tüketilir. Bu dönemi takiben, glüköz kullanımı azılırken yağ asitleri giderek daha önemli olur.

Egzersiz düzeyi maksimum ATP yıkımı hızının % 70'ini aştığında, kas tarafından üretilen toplam ATP'nin önemli kısmı glikolizden gelir. Zira glikolitik ya da yeterli enzim ve substrat bulunduğundan hızlı ve bol olarak ATP yapılabilir ve ATP üretimi oksijen yokluğunda da yapılabilir.

Glikoliz için glüköz kan veya kas liflerinde glikojen depolarından sağlanır. Sonuçta kas glikojenin anaerobik yıkımla ATP yapımı yanında laktik asit üretiminde de artma olur.

Kas aktivitesi sonucunda, kreatinfosfat ve glikojen düzeyleri azalır, laktik asit miktarı artar. Kas lifinin orijinal duruma gelmesi için glikojen depoları ve kreatinfosfat yerine konmalıdır. Kasılma sona erdikten sonra da kasta oksijen kullanımı sürer. Şiddetli egzersiz takiben belli bir süre derin ve hızlı solunum devam eder. Böylece ATP'nin oksidatif fosforilasyonla yaratılardan daha hızlı tüketilen bir önceki kontraktil aktivite sırasında oluşan **Oksijen Borcu** yerine konmuş olur. Egzersiz uzadıkça, kas lifindeki glikojen ve kreatin fosfatın orijinal derişim değerlerine döndürülmesi uzun zaman alır.

### 2.1.5. Kasların Vücuttaki Rolü

Yürümek, konuşmak, çığnemek, kan dolaşımı gibi tüm vücut hareketleri, kasların hareketine bağlıdır. Yaklaşık 600 iskelet kası birlikte çalışarak bizim günlük yaşantımızdaki aktiviteleri devam ettirmemizi sağlarlar.

Kaslar sürekli bir şekilde omuriliğin (medulla spinalis) motor hücrelerinden impulslar alırlar, böylece kas liflerinin, istirahat de iken bile genellikle belli bir miktar gerginlikleri vardır ve kasılma durumundadırlar. Buna kas tonusu denir. Bazı patolojik durumlar dışında, iskelet kas lifleri aksiyon potansiyeli ile uyarılmadığı zaman kasılmadığından, kas tonusu tamamen spinal kanaldan gelen düşük hızda sinir impulslarına bağlıdır. Bu, kısmen beyinden uygun ön boynuz motonöronlarına taşınan impulslarla, kısmen de kasın içinde yerleşik kas içciklerinden kaynaklanan uyarılarla kontrol edilir. Bu sayede vücut belirli bir pozisyonda durur, kasın daha çabuk kasılmasını sağlar. Eğer herhangi bir patolojik durumda, kasın motorla ilgisi kesilirse, hipotoni hali ortaya çıkar. Kas çok yumuşak olduğu için pasif hareketlerde direnci olmaz, buna flasit felç denir.

#### 2.1.5.1. Kaslarda Agonizm ve Antagonizm

Kaslarda hareket, kasın kasılması sonucu, insersiyon noktasının, origo noktasına yaklaşması ile gerçekleşir. Kaslarda kuvvet çizgisi origo ile insersiyon noktalarını birleştiren hayali çizgidir, ve kasılma doğrultusu kuvvet çizgisi doğrultusudur (Şekil 2.25). Kuvvet çizgisinin etkilediği eklemin eksenine yakınlığı ve uzaklığı, eklemin önünden veya arkasından iç veya dışından, alt veya üstünden geçmesi, hareketin yönünü ve cinsini saptar. Belli bir eksene göre bir hareketi yaptıran kasa agonist kas, aynı hareketi yaptıran diğer

kaslara sinerjist kas , aynı eksene göre aksi hareketi yaptıranlara da, antogonist kas, denir. Şekil 2.26'da üst ekstremitte kaslarından m.biceps ve m. Triceps kaslarının antagonistik düzenlenmesi gösterilmektedir.

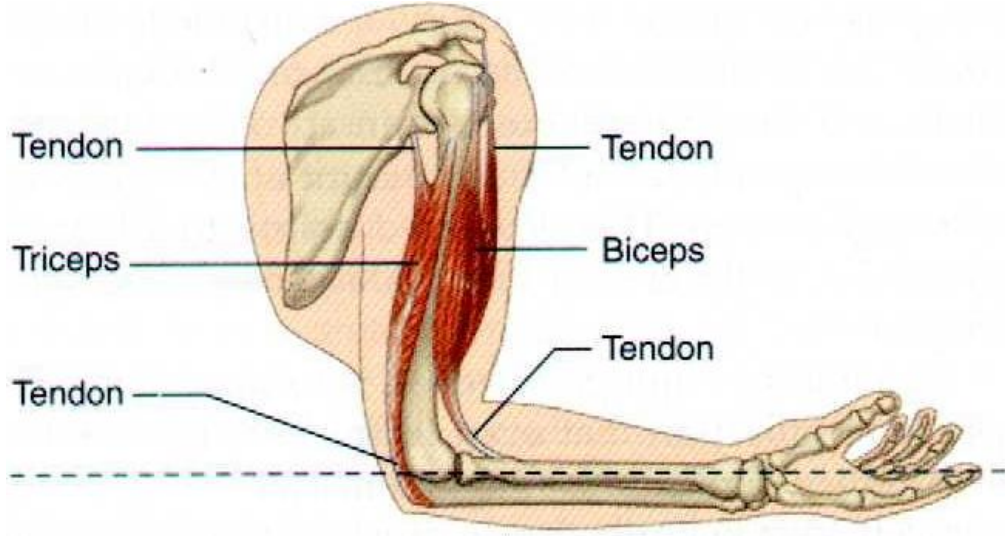
### 2.1.5.2. Kas ve Kemiklerin Kaldıraç Etkisi

Kaslar kemiğe bağlandıkları noktalara gerilim uygulayarak iş görür ve bununla ilgili olarak kemikler çeşitli tipte kaldıraç sistemleri oluşturur. Diğer bir söyleyişle, kasılan kas tendonuyla kemiğe gücünü artırır. Güç yeterli büyüklükte olunca, kemik, kas kısalırken hareket eder. Kasılan kas, kas kısalırken sadece çekici bir güç oluşturur; tutunduğu kemikleri birbirine doğru çeker. Eklemde, ekstremitenin kıvrılması, ve eklemdeki açının azalmasına **fleksiyon** denir. Ekstremitenin gerilmesi ise eklemdeki açının artmasına neden olur. Bu olaya da **ekstansiyon** denilmektedir. Bu zıt hareketlerin oluşması için biri fleksiyona neden olan ve diğeri de ekstansiyona neden olan en az iki kasa gereksinim vardır. Eklemde zıt yönlü hareketleri yaratan kas gruplarına **antagonist** denildiği daha önce vurgulanmıştı. Hemen hemen tüm vücut hareketleri eklemde zıt tarafındaki antagonist kasların eş zamanlı kasılmaları ile oluşturulur. Buna antagonist kasların **koaktivasyonu** denir ve beyin ile spinal kanalın motor kontrol merkezleri ile kontrol edilir. Kol ve bacakların ortalama bir pozisyona gelmesi için antagonist kaslar eşit olarak uyarılırlar.

Daha uzun olan antagonist kas kısa olandan daha güçlü kasıldığından, bir kol orta hattına doğru hareket ettiği sırada, daha uzun olan kasın gücü azalırken, kısa olanın gücü ikisi eşitlenene kadar artar. Bu noktada, kolun hareketi durur. Sinir sistemi antagonist kasların aktivasyon derecesini değiştirerek kolun pozisyon almasını yönlendirir

Şekil 2.26'da m.biceps'in kontraksiyonunun alt kolun fleksiyonuna neden olduğu, halbuki antagonist kas m.triceps'in kontraksiyonunun kolun uzaklaşmasına neden olduğu gösterilmektedir. Her iki kas da; kasıldıklarında, ön kol üzerinde sadece çekici bir güç oluşturur. Şekil 2.26'da a) fleksiyon (kaldırma), m.biceps agonist kas, m.triceps ise antagonist kastır. b) ekstansiyon (uzama). m.triceps agonist kas ve m.biceps'de antagonist kastır. Antagonist kas grupları, yalnız fleksiyon-ekstansiyon için değil, ayrıca bir ekstremitenin yön veya rotasyonu için de gereklidir. Kaslar, kemikler ve vücuttaki bağlantılar kaldıraç sistemi şeklinde düzenlenmiştir. Kaldıraç sisteminin temel prensibi

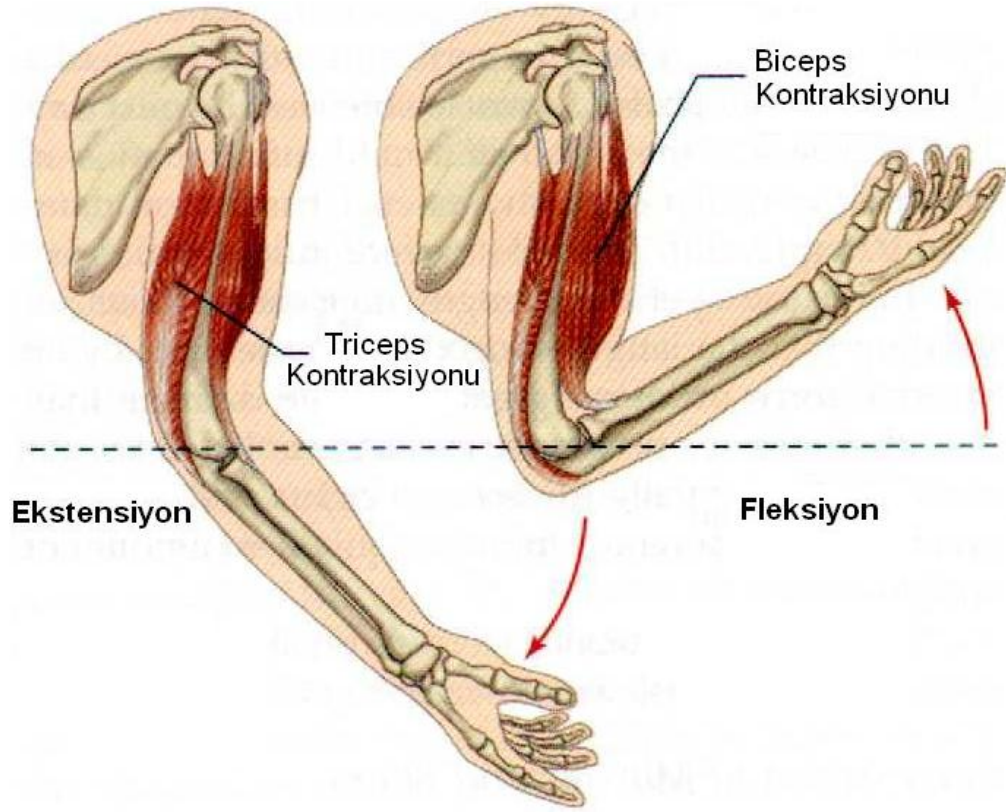




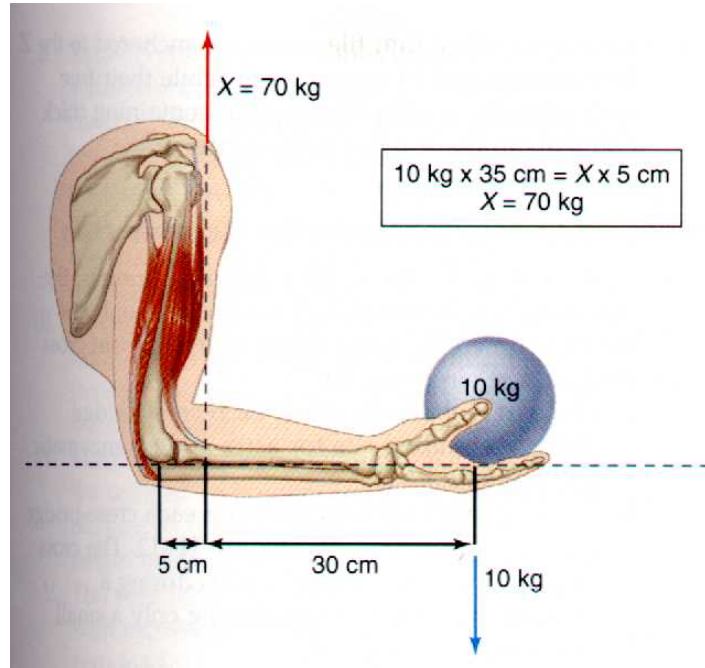
Şekil 2.25. Biceps kasının genel görüntüsü (Vander, 2001).

m.biceps kasıyla kolun fleksiyonunda sunulmaktadır (Şekil 2.27). Ön kol, üst kolla doğru açıda iken, m.biceps tendonunun bağlantısı dirsekte, dayanma noktasının yaklaşık 5 cm. önündedir ve ön kol kaldıracının toplam uzunluğu 35 cm. kadardır. Dolayısıyla m. biceps brachii'nin eldeki kaldırma gücü, mevcudun ancak 5/35'i kadardır. Bu örnekte, elde tutulan 10 Kg.lık bir ağırlık, bilekten 35 cm. ileride aşağıya doğru bir güç oluşturur. Fizik yasasına göre ön kolda, aşağı doğru oluşan yük (10 Kg.) ile bilek-dirsek uzaklığının (35 cm.) çarpımı, kasın yaptığı izometrik gerim (X) ile bilekten uzaklığının (5 cm.) çarpımına eşit olduğundan mekanik denge söz konusudur ( $10 \times 35 = X \times 5$ ) ve  $X=70$  Kg.dır). Yani kasın oluşturduğu güç (70 Kg.), taşıdığı yükten (10 Kg.) çok fazladır. Ancak, gerçekte, m.biceps brachii, 1 cm. kısaldığında el 7 cm. hareket etmektedir. Yani elin hareket hızı kas kısalma hızının 7 katıdır. Kaldıraç sistemi, kas kasılmasını düzenler. Böylece, kasın kısa, nispeten yavaş hareketleri elin, daha hızlı hareketlerini oluşturur. Dolayısıyla, bir basketbol topu 90-100 mil/st hızda sürülebilir.

Vücudun tüm kasları, fonksiyonlarını yerine getirirken sürekli olarak yeniden biçimlenir. Çapları, boyları, güçleri, damarlanmaları, hatta az da olsa kas lifi tipleri bile değişebilir. Yeniden biçimlenme, birkaç haftada gelişebilir. Çizelge 2.2 de ve Şekil 2.28'de omuz ve üst ekstremitenin yüzeysel kasları, origo, insersiyon noktaları ve fonksiyonlarına göre sınıflandırılmaktadır.



Şekil 2.26. m.biceps ve m. Triceps kaslarının antagonistik düzenlenmesi (Vander, 2001).



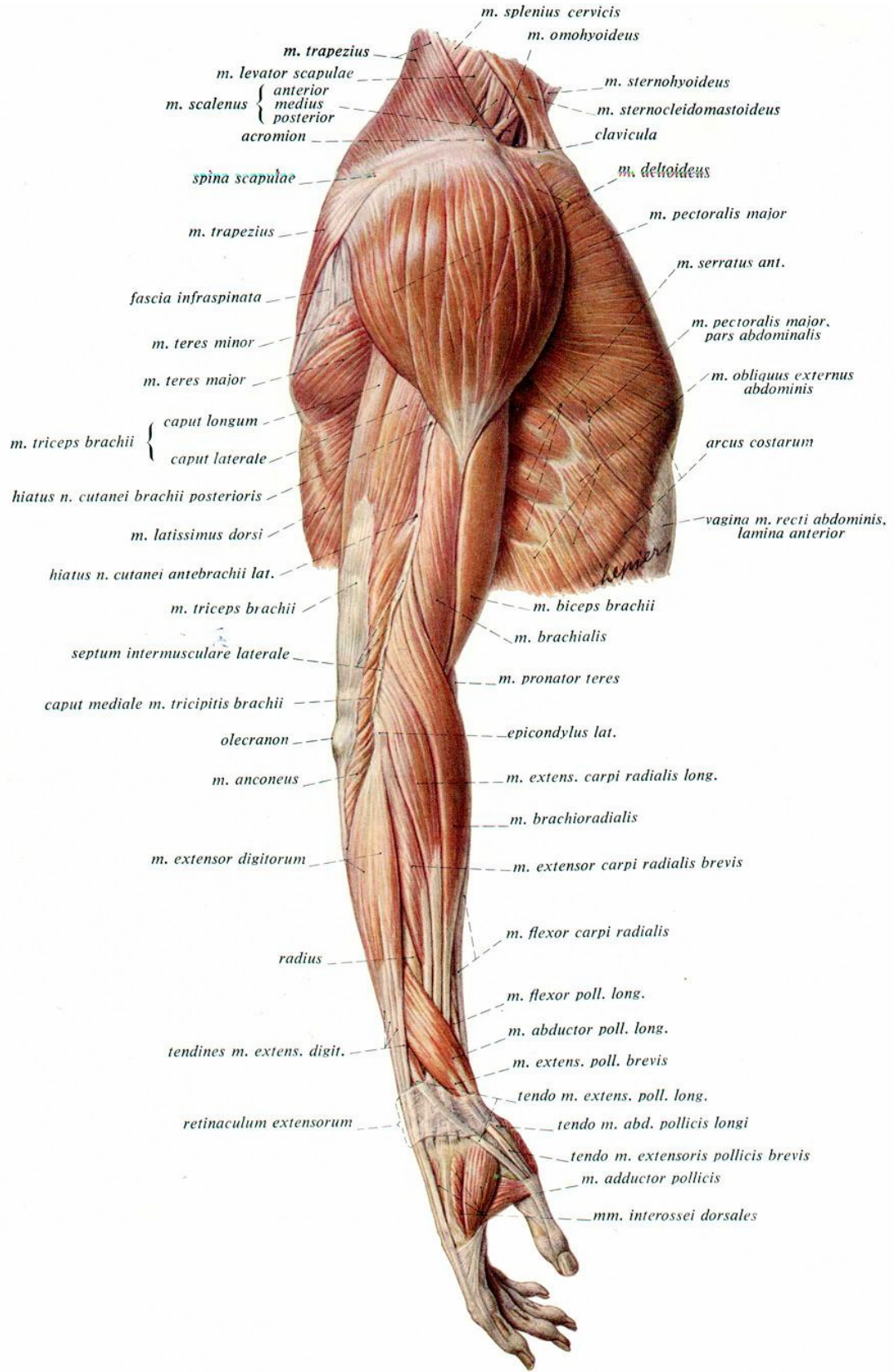
Şekil 2.27. Kolun kaldıraç etkisi (Vander, 2001).

Çizelge 2.2. Üst Ekstremitte Kasları (Snell, 1997)

KAS ADI	FONKSİYONU	SİNİRİ	ORİGO	İNSERSİYO
<b>ÜST EKSTREMİTEYİ GÖĞÜS DUVARINA BAĞLAYAN KASLAR</b>				
<b>m.pectoralis major</b>	Kola addüksiyon ve içe rotasyon :klaviküler lifler Fleksiyon yaptırır.	n.pectoralis medialis ve lateralis	Clavicula, sternum ilk 6 kıkırdak kaburga m.obligues externus abdominus, vagina musculirecti abdominus	Cristatuberculi majoris
<b>m.pectoralis minor</b>	Omuz ucunu indirir, scapula fikse ise bağlandığı kaburgaları kaldırır.	n.pectoralis medialis ve lateralis	3.,4.,ve 5. kaburgalar	Processus Coracoideus
<b>ÜST EKSTREMİTEYİ COLUMNA VERTABLİS'E BAĞLAYAN KASLAR</b>				
<b>m.trapezius pars superior</b>	Baş ve boyun sabitleştirilmiş ise skapula'yı içe ve yukarıya çeker. Skapula sabitleştirilmiş ise baş ve boynu kendi tarafına çeker.	n.accessories C3 VE C4	Linea nuchae superior proto-berantiya occipitalis externa. Boyun omurlarının processusspinasuları ve lig nuchae..	Clavicula'nın üçte bir dış yanında
<b>m.trapezius pars media</b>	Skapula'yı columna vertablis'e çeker.	n.accessories	İlk 6 göğüs omurunun proc. Spihiosusu ve lig. supra spinalia	Acromion
<b>m.Trapezius pars inferior</b>		n.accessories	6-12 göğüs omurlarına proc. Spinosus'ları ve lig supra spinalia	Spina Scapulae
<b>m.lattissimus dorsi</b>	Kola ekstansiyon, addüksiyon, içe rotasyon yaptırır.	n.thoraco-dorsalis	Torakal vertebralar, bütün lumbal ve sakrel omurların proc. Spinasus'ları skapulanın alt köşesi, son 4 kaburga	Humerus(Silcus intertubercularis)
<b>SCAPULA'YI HUMERUS'A BAĞLAYAN KASLAR</b>				
<b>m.deltoideus</b>	Kola abdüksiyon yaptırır. Ön lifler kola fleksiyon ve içe rotasyon, arka lifler ekstansiyon ve dışa rotasyon yaptırır.	n.axillaris	Clavicula'nın 1/3 dış parçası; acromion; spinae Scapulae	Humerus cisminin dış yan yüzünün ortası( Tuberositas deltoidea).
<b>KOL KASLARI (ÖN KOMPARTMAN)</b>				
<b>m.biceps brachii</b>	Ön kola fleksiyon ve dış rotasyon yaptırır.	n.musculo cutaneus	Skapula (Tuberculum supraglenoidale)(Proc.coracoideus).	Tuberositas radii)
<b>m.brachialis</b>	Dirsek eklemine fleksiyon yaptırır.	n.musculo cutaneus	Humerus'un alt yarısının ön yüzü	Processus coronoideus Tuberositas ulnae
<b>KOL KASLARI (ARKA KOMPARTMAN)</b>				
<b>m.triceps brachii</b>	Ön kola ekstansiyon, kola ekstansiyon ve addüksiyon yaptırır.	n.radialis	Tuberculum infraglenoidale, Humerus	Ulna (olecranon).

Çizelge 2.2. Üst Ekstremitte Kasları (Devam)

KAS ADI	FONKSİYONU	SİNİRİ	ORİGO	İNSERSİYON
<b>ÖNKOL KASLARI (ÖN FASYAL KOMPARTMAN:YÜZEYSEL TABAKA)</b>				
<b>m.flexor carpi radialis</b>	Ele fleksiyon ve abdüksiyon yaptırır.	n.medianus	Epicondylus medialis hümeri	2. ve3. metakarpal kemiklerin tabanı
<b>m.flexor carpi ulnaris</b>	Ele fleksiyon ve addüksiyon yaptırır.	n.ulnaris	Epicondylus medialis hümeri	Os pisiforme,hamulus ossis hamati,5.metakarpalın,tabanı
<b>ÖNKOL KASLARI (ÖN FASYAL KOMPARTMAN: ORTA TABAKA)</b>				
<b>m.flexor digitorum superficialis</b>	4 orta parmağın (2-5) orta falanklarına fleksiyon yaptırır,elin ve proksimal falanksın fonksiyonuna yardım eder.	n.medianus (C5-T1).	Epicondylus medialis humeri ve processus coronoideus ulnae,radiusun ön yüzü.	2-5.parmakların orta falanklarına uzanan 4 uzun tendonu.
<b>m.flexor digitorum profundus</b>	2-5 parmakların eklemlerinin fleksiyonuna (distal,orta ve proksimal falanklara) ve bileğin fonksiyonuna yardım eder.	n.medianus ve n.ulnaris(C7, C8;T1)	Ulna cisminin ön iç yan yüzü	2-5 parmakların distal falankları
<b>ÖNKOL KASLARI (DIŞ YAN FASYAL KOMPARTMAN)</b>				
<b>m.brancioradialis</b>	Önkola fleksiyon yaptırır; önkolun yarı pronasyona getirir.	n.radialis (C5-C6)	Crista supracondylaris lateralis hümeri	Processus styloideus radii'nin tabanı.
<b>ÖNKOL KASLARI (ARKA FASYAL KOMPARTMAN:YÜZEYSEL KASLAR )</b>				
<b>m.extensor carpi radialis longus</b>	Ele ekstansiyon ve abdüksiyon yaptırır.	n.radialis (C6-C7)	Humerus (supracondylar ridge)	2. metakarpal kemiğin tabanının arka yüzü
<b>m.extensor carpi radialis brevis</b>	Ele ekstansiyon ve abdüksiyon yaptırır.	n.radialis (C6-C7)	Humerusun epicondylus lateralis	3. metakarpal kemiğin tabanı
<b>m.extensor digitorum</b>	El ve parmaklara ekstansiyon yaptırır.	n.radialis (C6-C7-C8)	Epicondylus lateralis hümeri;fascia antebrachii9)	2-5.parmakların orta ve distal falankları
<b>m.extensor carpi ulnaris</b>	Ele ekstansiyon ve addüksiyon yaptırır.	n.radialis (C6-C7-C8)	Epicondylus lateralis hümeri ;fascia antebrachii	5.metakarpalın tabanı,dorsal yüzey.



Şekil 2.28. Boyun alt bölgesi, göğüs, sağ kol ve sağ önkol kasları.Yandan görünüş.(Ferner ve Staubesand, 1977).

## 2.2. Mesleki Elektromiyografinin Temelleri

### 2.2.1. Giriş

“Kasın aşırı zorlanması” olarak tanımlanan, beklenen veya istenilen kuvveti sürdürme deki yetersizlik, kas elektriksel aktivitesindeki değişmelerle birlikte oluşmaktadır. Geçen son 20 yılda, iş yerlerinde, son derece aşırı fonksiyon alanlarında, kasların kullanılış şeklinin saptanmasında ve yinelenen hareketlerde oluşan kasın aşırı zorlanması ile kas yorgunluğunun saptanması gibi alanlarda Elektromiyografinin (EMG) tanı yöntemi olarak kullanılmasında kademeli bir artış olmuştur.

Kas egzersizinin ve sportif aktivitelerdeki kas kullanımının etkilerinin incelenmesinde, hastalık prosesinde ise yorucu olmayan kas fonksiyon yöntemlerinin araştırılmasında ve protez aygıtlarının kullanılmasında, kas fonksiyonlarının değerlendirilmesinde, elektromiyografi (EMG) yöntemi uygulanmaktadır. Ayrıca, aşırı kullanılmış kaslardaki kas spazmını azaltmakta ve aynı zamanda hatalı kullanımdan dolayı hasarlı kasları tekrar kullanabilmeleri için en iyi yöntemi bireylere önermede EMG biyofeedback kullanılmaktadır. Hatalı kullanımdan dolayı oluşan hasarlı kasları tekrar kullanmaya başlama girişiminden önce EMG biyofeedback'in uygulanması etkin bir tedavi yöntemi olmaktadır.

EMG, ergonomik çalışmalarda kas kullanımı ile kas zorlanması ve ağrının değerlendirilmesinde başarı ile uygulanmaktadır.

Özetle, EMG; araştırma ve uygulama alanlarında, insanların ve hayvanların hareketleri esnasında kaslarının aktiviteleri hakkında bilgi almak için kullanılan bir araçtır. Nörologistler elektromiyogram kayıtlarını nöral yolların bütünlüğünü saptamak için, nörofizyolojistler EMG'leri kontrol ve refleks mekanizmalarını test edip sinerjistik modelleri tanımlamak için, klinikçiler EMG'yi geniş patoloji aralığında tipik motor modellerini tanımlamak için, biyomekanistler ve biyomühendisler EMG'leri çok çeşitli kas modellerinde miyoelektrik ön çalışmayı harekete geçirmek için ve ergonomistler EMG'leri kuvvet ve zorlanmanın belirteci olarak kullanılmaktadırlar. Söz konusu araştırmacıların, teknikleri ve yorumları arasında çok sayıda benzerlik bulunmaktadır. Bununla beraber, maalesef, ortak ve kabul edilmiş bir terminoloji ve standartlar bulunmamaktadır. Bu durum, bazen yanlış anlamalara ve hatalı terim ile birimlerin kullanılmasına neden olmaktadır.

### 2.2.2. Elektromiyografi Tekniğinin Fizyolojik Temelleri

Elektromiyografi tekniği, kasta elektromekanik bağlantı kurma olayına dayanmaktadır. Kasta yaratılan elektrik sinyalleri ara prosesler sonucunda, kas kasılması olayına neden olmaktadır. Özetle, aksiyon potansiyelleri tek olarak veya tren katarı şeklinde, kas membranında (sarcolemma) yayılmaktadır. Söz konusu elektriksel potansiyel farkları, kas hücrelerinin derinliklerine t - tüpleri boyunca hareket eder. t - tüpleri kas hücrelerinin içinden kas membranının etrafını bir kılıf gibi çevirirler. Bu tür kılıflar, pek çok sayıda olup, miyofibrillerin siyah ve beyaz bantlarının bağlantı noktalarında oluşurlar ve onu bir parmaktaki yüzük gibi çevrelerler. Söz konusu halkalar, komşu miyofibrillerin halkaları ile bağlantılı olup, geniş kapsamlı bir tüp sistemi oluştururlar (Şekil 2.17). Bu tür yapısal organizasyon, elektriksel potansiyelin yüzeyde yayılarak, derhal kasın derinliklerine hareket etmesini sağlamaktadır. Söz konusu aksiyon potansiyelleri  $Ca^{+2}$  iyonlarının sarkoplazmik retikulumdan kas stoplazmasına serbest bırakılmasını temin etmektedir.  $Ca^{+2}$  iyonları kas kasılmasının oluşumundan sorumludurlar ve akabinde vücut uzuvlarının hareketinde ve kuvvet oluşumunda kendisini açıkça göstermektedirler. Böylece, kasta her ne kadar elektromekanik bağlantı var ise de, olgu biyokimyasal vasıtalarla dolaylı olarak gerçekleşmektedir. Bu nedenle, biyokimyasal vasıtalar, söz konusu bağlantıyı, farklı koşullarda, farklı şekillerde örneğin, hareket, süreklilik, geometrik yapı ve zorlanma v.b. gibi modifiye etmektedir.

### 2.2.3. Kayıt yöntemi

Kas membranı üzerinde aksiyon potansiyellerinin yayılması dalgalara benzetilebilir. Kastaki elektriksel aktivite ile ilgili bilgi, verilen noktadaki dalganın diğerlerine nazaran yüksekliği ile ve de dalgaların yoğunluğu ile temsil edilebilir. Grafikselleştirilmiş veya resim olarak temsil edilen bu tür bilgiye **Elektromiyogram (EMG)** ve kayıt ediliş şekline de “Elektromiyografik kayıt” ifadesi daha önce kullanılmıştı (Bölüm 2.1). Elektromiyografik kayıt, çoğunlukla iki nokta arasındaki elektriksel potansiyel farkını saptama şeklinde yapıldığından bipolar elektrot şekli uygulanmaktadır. Söz konusu bipolar elektrotlar iğne veya tel elektrotlar olabilirler, ancak ergonomik uygulamalarda sıkça yüzey elektrotları kullanılmaktadır. Elektromiyogram için kayıt yöntemi; amaç, uygulama, istenilen sinyal, mevcut cihaz ve analitik yöntemlere göre



büyük ölçüde değişebilmektedir (Basmajian ve De Luca, 1985). En çok kullanılan şekli iki gümüş-gümüş klorür yüzey elektrotu olup, motor noktasına yakın egemen lif yönü ile aynı doğrultuda olmak üzere ilgilenilen kasın üzerindeki deriye yerleştirilir. Bir elektrot vücudun aktif olmayan bölgesine yerleştirilerek deneğin topraklama işlemi yapılır ve ön-amplifikatörün şasesine bağlanır. Yakalama (pick-up) bölgesinde EMG sinyallerinin büyüklüğü çok küçüktür (mikrovolt seviyesinde). Söz konusu küçük sinyaller, sistemin parazitinde veya elektromanyetik engelleme ile kaybolabilirler. Bu nedenle söz konusu sinyaller, parazit geri-dönüşümsüz olarak onları bozmadan oluşum kaynaklarına yakın olarak büyütülmeye tabi tutulurlar. Böylece, önceden büyütülmüş sinyaller, amplifikatöre yüksek frekanslı sinyaller taşıyabilen kablolarla gönderilirler. Ön-amplifikatör ile amplifikatör arasında sinyal, birkaç bin defa büyütülebilir. Pek çok amplifikatör, sinyal ayarlaması yapar ve istenilmeyen frekans bileşenlerini filtre edebilir. Bu sinyaller, ya direkt olarak osciloskop gibi kayıt ortamında, mürekkep jet recorder'da, hafif kalem recorder'da veya manyetik FM teyp recorder'da kaydedilirler veya A dan D ye konverter ile bilgisayara yüklenebilirler (Şekil 2.5 ). Kayıt ortamının seçimi, izleyen kaliteli analizlere dayanacaktır. On-line kayıt işleminin avantajı çeşitli tip işlemin anında mümkün olabilmesidir.

#### **2.2.4. Elektromiyografinin Kullanımı ve Sınırlandırmalar**

Elektromiyografi tekniği, araştırmacıların bazı sorularına, kararlı kesin cevaplar, bazılarına ise belirsiz cevaplar verirken, diğerlerine de hiç cevap verememektedir. Elektromiyografi bazı sorulara kantitatif cevaplar sağlarken, bazı sonuçlar ise kalitatif cevapla yetinmekte veya en iyi koşullarda yarı-kantitatif cevaplar elde edilebilmektedir. Bu nedenle, ergonomist cevaplandırılacak soruyu, tam-kesin olarak anlamalı ve ona uygun tekniği seçmelidir. Araştırmacı, test edilecek kası iyi tanımalı, elektrotları uygun yerlere yerleştirmeli, uygun kayıt ve analiz yapmalı, geçerli bir cevap elde edebilmek için veriyi doğru olarak yorumlamalıdır. Elektromiyografi tekniği, ergonomide çeşitli tipte cevaplar alabilmek için uygulanmaktadır (Kumar, 1986). Bu cevaplar, aşağıda sunulmaktadır.

1. Söz konusu kas verilen görev için aktif mi yoksa inaktif midir?
2. Kas ne zaman çalışmaya başlamakta ve ne zaman durmaktadır?
3. İlgilenilen kaslar arasındaki faz ilişkisi nedir?



4. Kas aktivasyon modeli yetenek kazandırmayı gösterme açısından yeterli midir?
5. Aşağıda verilen yarı-kantitatif değişkenlerden biri veya daha fazlası ile ölçülen elektromiyografik aktivitenin büyüklüğü daha büyük gerilme görevi yapacak kadar yüksek midir?
  - (i) Ham Sinyallerin Büyüklüğü
  - (ii) Sıfır Kesişim Sayısı
  - (iii) Sarsıların Sayısı/veya Büyüklüğü
6. Aşağıda listelenen kantitatif ölçümlere dayanan elektromiyografik aktivitenin büyüklüğü
  - (i) Voltaj
  - (ii) Dalga rektifikasyonu ve zarf saptaması.
  - (iii) İntegrasyon
  - (iv) (Root Mean Square) RMS-Karekök Ortalaması
  - (v) Normalizasyon ve EMG sinyalinden kuvvetin hesaplanma

#### **2.2.5. Kas Aktivitesinin Varlığı**

Ergonomist için önemli olan öncelikli bilgi, basitçe söz konusu kasın aktif veya inaktif durumda bulunduğu saptanmasıdır. Bu enformasyon, sıklıkla görevin yapıldığı alanla ilişkili fonksiyonel anatomi göz önüne alınarak, titizlikle seçilmelidir. Elektromiyografik kayıt, bu informasyonu onaylayacak ve kasın işlevinin daha iyi anlaşılmasını sağlayacaktır. Kaydedilen ve gözlenen kas aktivitesi, merkezi sinir sistemindeki motor sinir havuzuna ulaşan uyarıcı ve engelleyici nöral input'un nihai ürünüdür. Bu merkezce oluşturulan sinir sinyali, sinir boyunca hareket eder ve motor son plakta son bulur ve o noktada kas kasılmasına neden olan elektrokimyasal ve mekanik olaylar zincirini başlatır (Lauring, 1977). Bu olgu söz konusu kası kuvvetlendiren her bir motor nöronun aksiyon potansiyellerinin frekans uyarlamalı hızıdır. Böylece, her bir motor nöron, kendi aksiyon potansiyel katarı doğrultusunda kasın kasılmasına ve kas geriliminin oluşmasına neden olmaktadır. Elektromiyografi tekniği; kas kasılması ile bağlantılı elektriksel fenomenin anlaşılmasını sağlamaya çalışır. Kas çevresi-elektriksel olarak bölmelere ayrılmadığından ve izolasyon da söz konusu olmadığından, bir motor nöronun yayılan ve diğer topluluğa ulaşan elektrik

sinyalleri izole edilmemektedir. Böylece, kaynaktan kısa mesafe uzaklıkta bulunan, hacimce iletilen bu sinyaller, birleşik aksiyon potansiyellerine dönüşmektedir. Elektrot kaynaktan daha da uzak mesafeye götürüldüğünde toplam aksiyon potansiyellerinin sayısı artmaktadır. Aksiyon potansiyel bölgesi ile kayıt alanı arasındaki mesafenin arttırılması ile müdahale edilen dokunun direnci sürekli olarak sinyalleri azaltmaktadır.. Ergonomik uygulamalarda yüzey elektrotları sıkça kullanılmaktadır. Bunların yakalama alanları; elektrotların tepe noktasını oluşturduğu tersine çevrilmiş bir koni şeklindedir. Böylece, elde olunan ve kaydedilen sinyaller amplitud-module edilmiş AC sinyal zarfında oldukça geniş bant genişliğinde (0-500 Hz) toplanırlar. Söz konusu sinyallerin, görüntülenebilir kaydına **Elektromiyogram** ve kaydedilen modele de **İnterferans Modeli** denir. Bu elektriksel output (çıkıtı), yapılmakta olan işin yürütülmesi için merkezce oluşturulan emir sinyalinin sonucunda olduğundan aktiviteye katılan kasla ilgili güvenilir bir gösterge olmaktadır. Eğer istenilen bilgi, basitçe söz konusu kasın aktifliği/inaktifliği ise, böyle bir kayıt amaç için yeterli olacaktır. Bununla beraber, aktivitenin genel büyüklüğü öznel olarak “hiç, önemsiz, orta, kuvvetli, patlama derecesinde” gibi sınıflandırılabilir.

#### **2.2.6. Elektromiyogramların kaydedilmesi**

Uyarılabilen bir membrana ait tipik aksiyon potansiyeli Şekil 2.4 de gösterilmektedir. Eğer membran içi ve dışı arasındaki potansiyel farkı kaydedilirse, Şekil 2.4 gösterilen zaman eğrisi ve potansiyel değerleri elde olunur. Elektrotlardan birisi kasın iç kısmına yerleştirildiği takdirde ancak membranın iç ve dış alanları arasındaki potansiyel farkını ölçmek mümkün olmaktadır. Bununla beraber, kas hücrelerinin çapıyla ilişkili olarak, bu tür hücre içi ölçüm yöntemleri insanlara uygulanamamaktadır. Hücre çapları 20-200 µm dır. Bu nedenle, hücre içi katılıma uygun olan elektrotların uçlarının çapı birkaç mikrometre olmalıydı. Böyle, ince elektrotlar metalden yapılamazlar. Ekseriya, iletken sıvı ile dolu cam kapilerlerden oluşurlar. Böyle bir cam elektrot kas içine yerleştirilirse, ilk küçük bir hareketle kırılacak dır. Bu nedenle, cam elektrotların kullanımı, şiddetli kasılması olan izole kas preparatlarıyla sınırlandırılmıştır. İnsanlara ve bozulmamış hayvanlara katiyetle uygulanamaz.

İnsanlardan elektromiyogram türetilmesinde ekseriya, çap büyüklükleri 1 cm ye kadar olan yüzey elektrotlar veya birkaç milimetre ölçüsünde olan iğne veya tel elektrotlar kullanılmaktadır. Diğer bir söyleyişle, elektrotlar kas hücresi çapından oldukça daha da geniştirler. Bu nedenle, sadece kasın hücre dışı alanındaki veya derinin yüzeyindeki potansiyel farkını kaydetmek için kullanılırlar.

Yüzey elektrotları kullanarak EMG türetilmesinin prensipleri Şekil 2.5 de sunulmaktadır. Basitleştirmek ve açıklık getirmek için kas yalnız bir tek kas lifi ile temsil edilmektedir (oldukça genişletilmiş olarak sunulmaktadır). Uyarılmanın önündeki bölgede, akım, kas lifinin uyarılmamış ve uyarılmış olanları arasında akmaktadır. Akım Şekil 2.5 de oklarla gösterilmektedir. Hücre dışı alana yerleştirilen iki elektrotu kullanarak, akımın oluşturduğu lokal potansiyel farkları ölçülebilir. Potansiyel farkları, kas lifinin aksiyon potansiyelleri ile ilişkilendirilebilirler. Bu nedenle, kas uyarılmasının görüntüsü olarak kabul edilirler. Hücre dışı alana ya zarar verici elektrotlar sokularak veya Şekil 2.5 de gösterildiği gibi-cildin yüzeyine yüzey elektrotları uygulanarak potansiyel farkı ölçümleri yapılabilir.

Hücre dışı elektrotları kullanarak elde olunan elektriksel potansiyellerinin zaman eğrileri, Şekil 2.4'de gösterilen hücre içi kaydedilen transmembran potansiyellerden oldukça farklıdır. Hücre dışı türeme için tipik sinyal eğri gelişmesi Şekil 2.29 baz alınarak açıklanmaktadır. Kas lifinin bir bölümü şeklin sol tarafında sunulmaktadır. İki elektrot kas lifi membranının yakınına yerleştirilmektedir. Membranın iki tarafı arasındaki polarlık dağılımı, kas lifi boyunca uyarılmanın yayılma sürecindeki bazı belli noktalar için gösterilmektedir. Elektrotlar arası ölçülen potansiyel farkının zaman eğrileri, şeklin sağ tarafında sunulmaktadır. Uyarılmamış durumda (Şekil 2.29a) elektrotlar arası potansiyel farkı sıfırdır. Uyarılma sol elektroda erişir erişmez (Şekil 2.29b) potansiyel farkı ölçülmektedir. Uyarılma, elektrotların ortasındaki membran bölgesine ulaştığında (Şekil 2.29c) voltaj göstergisi bir defa daha sıfırı göstermektedir. Uyarılma daha da geliştiğinde, voltajın polarlığı tersine dönmektedir (Şekil 2.29d). Ta ki membran tekrar dinlenme durumuna döner ve her iki elektrotta aynı potansiyel farkı var olur (Şekil 2.29e). Hücre dışı elektrotlar kullanılarak kaydedilen tipik sinyal eğrileri, polarlığın tersine, çevrilmesi nedeniyle karakterize edilmektedirler. Böyle bir zaman eğrisi, aksiyon potansiyelinin bifazik (iki-fazlı) şekli olarak adlandırılırken, hücre içi

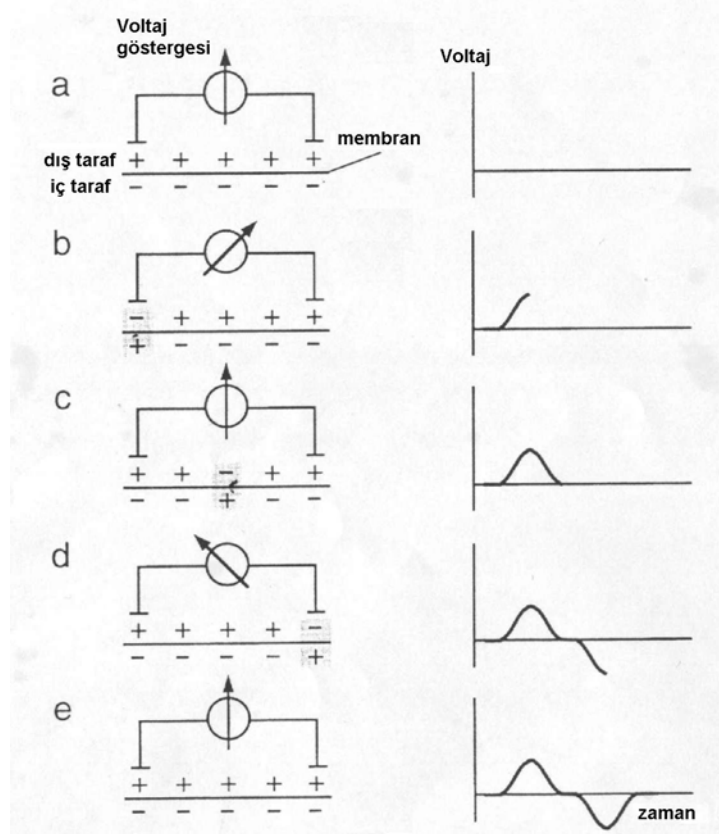
elektrot kullanılarak elde olunan sinyal eğrisi monofazik (tek fazlı) olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.4).

Her ne kadar tüm kas lifleri için, uyarılma esnasında, kas membranının iki tarafı arasındaki voltajın zaman eğrileri aynı ise de hücre dışı elektrotlarla ölçülen aksiyon potansiyelleri geniş çapta farklılık gösterirler. Bunun nedeni Şekil 2.5 den çıkarılabilir. Cilt yüzeyinin iki noktası arasındaki potansiyel farkı veya hücre dışı (ekstracellular) değeri, elektrotlar arası mesafeye, elektrotların kas lifinden uzaklığına ve kas lifinin elektrotlara göre relatif doğrultusuna bağlıdır.

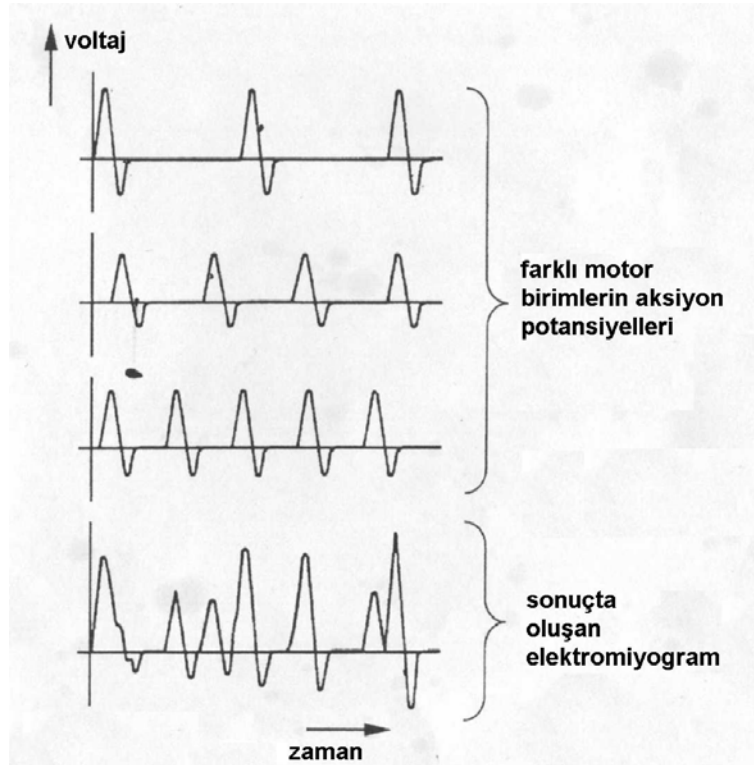
Gerçek EMG'lerin kayıt edilmesinde, pek çok kas lifinin aksiyon potansiyelleri üst üste eklenmektedir. Tek bir motor-üniteye ait, tüm kas liflerinde uyarılma aynı zamanda oluşmaktadır. Motor-ünitenin tanımına göre, söz konusu lifler aynı sinir lifine bağlıdır. Söz konusu sinir lifindeki aksiyon potansiyeli, bu nedenle, tüm kas liflerindeki kas aksiyon potansiyelini aynı anda tetiklemektedir. Dolayısıyla bir kasın çeşitli motor üniteleri, değişik zamanlarda uyarılırlar. Şekil 2.30'ün üst kısmında üç motor ünitesinin aktivitesi gösterilmektedir. İki fazlı potansiyellerin amplitudları ve motor ünitelerinin "ateşleme hızı" farklı varsayılmaktadır. Üç motor-ünite aksiyon potansiyellerinin üst üste konulmasıyla, parazit modeli (patern) adı verilen, kararsız sinyaller oluşmaktadır (Lauring, 1977). Söz konusu kararsız sinyaller, üç aktif motor-ünite içeren bir kasın EMG'sini temsil etmektedirler. EMG'de, bireysel motor ünitelerin aktivite modeli (patern), bundan böyle birbirinden ayırt edilemez. Yalnız, çok düşük kas aktivasyonu vakasında, bireysel motor ünitelerin etkisini saptamak mümkün olabilir.

### 2.2.7. Kas Kuvvetinin Derece Derece Değişmesi

Kas kasılma kuvveti geniş limitler içinde değişebilir ve bu suretle özel gereksinimlere uyarlanabilir. Söz konusu uyarılma, "sumasyon-toplama" ve "yeniden yapılanma" olarak bilinen iki farklı mekanizma tarafından kontrol edilmektedir. Sumasyonun prensibi Şekil 2.31 ve Şekil 2.21'de tanımlanmaktadır. Bir motor ünitenin her uyarımı-şematik olarak aksiyon potansiyel ile temsil edilmekte ve kısa süreli kontraksiyonu sağlamaktadır. Her iki proses arasındaki zamana bağlı ilişki Şekil 2.31.(a) da açıkça görülmektedir. Her aksiyon potansiyeli, zaman aralığı ile bir sarsı takip etmektedir. Bireysel sarsılar arasında kas gevşemektedir. Şekil 2.31 (b) de

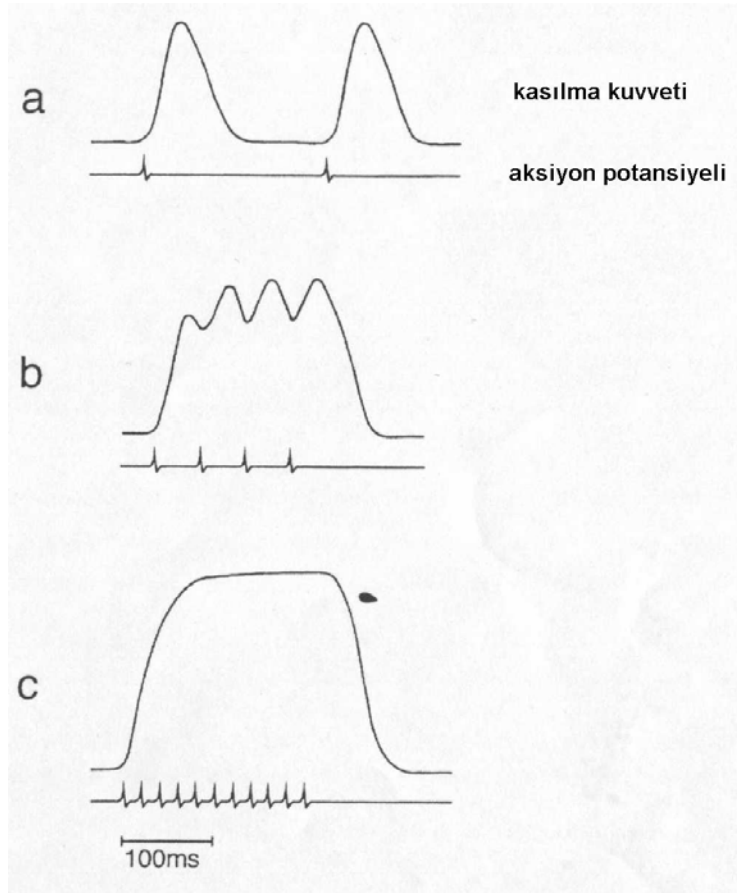


Şekil 2.29. Extracellular elektrotlar kullanılarak yapılan potansiyel ölçümlerinde bifazik aksiyon potansiyel oluşumunun birbirini izleyen aşamaları (Laurig, 1977)



Şekil 2.30. Elektromiyogramların, farklı motor birimlerin neden olduğu bifazik aksiyon potansiyellerin üst üste konmasıyla oluşumu (Laurig, 1977)

gösterildiği gibi eğer aksiyon potansiyelleri birbirini çok hızlı takip ederse, bir sonraki aksiyon potansiyel eriştiğinde, bir önceki kontraksiyon henüz sona ermemişse, sarsılar üst üste gelir. Sonuçta oluşan kontraksiyon kuvveti, bireysel kontraksiyonlar esnasındaki değerden daha büyüktür. Eğer aksiyon potansiyeller, daha da hızlı, birbiri ardınca olursa (Şekil 31 (c)), bireysel kontraksiyonlar, daha da büyük ölçüde karışıp birleşirler ve kasta **tetanus** olarak bilinen duruma ulaşılır. Bu durum da, toplam kontraksiyon kuvveti, sarsı kuvvetinin 5-10 katına yükselebilir (Peiper, 1974).

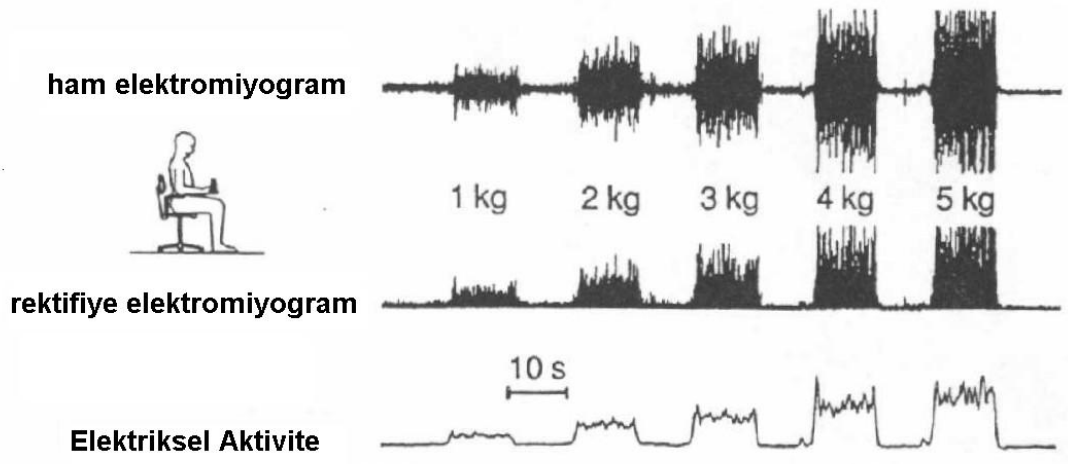


Şekil 2.31. Kas lifinin farklı ateşleme hızları için kas lifi sarsılarının sumasyonu (Vander, 2001).

Özetle **sumasyon** tek tek sarsıların birleşerek kasın kontraksiyon kuvvetini arttırması demektir ki bu da eş zamanlı kasılan motor ünitelerin sayısının artması anlamına gelmektedir (multipil lif sumasyonu). Merkezi sinir sistemi, kasın kasılması için zayıf bir sinyal gönderdiği zaman, önce sayıca az ve küçük kas liflerini içeren motor üniteler uyarılırlar. Sinyalin gücü arttıkça, giderek daha büyük motor üniteler uyarılmaya başlar. En büyük motor üniteler, en küçük motor ünitelere kıyasla 50 kat

fazla kontraktil güce sahiptir. Boyut prensibi önemlidir, çünkü kasılmaların basamak halinde oluşması, büyük güç gerektiğinde kas kuvvetinin dereceli olarak artmasını sağlar.

Sumasyonda, kas kuvveti ateşleme hızıyla, örneğin motor ünitelerin aktive edildiği frekans ile de (rate coding) kontrol edilmektedir (frekans sumasyonu). Bu tetanizasyona neden olur. Kas kuvvetinin derecelendirildiği ikinci tipte-Yeniden Yapılanma-Kuvvet gereksinimine bağlı olarak uyarılan motor ünite sayısı artmaktadır ve farklı motor ünitelerin kısmi kuvvetleri üst üste gelerek birleşirler ve toplam kuvveti oluştururlar. Bu iki nöral mekanizmanın, direkt kontrol edilen hareketlerle ilgili relatif önemi, rate coding-yeniden yapılanma, Stein (1974) tarafından tanımlanmıştır.



Şekil 2.32. Farklı ağırlıkların elde tutulması esnasında m. biceps brachii'nin elektromiyogramı ve elektriksel aktivitesi (Luttman ark., 1991).

EMG açısından hem sumasyon ve hem de “yeniden yapılanma” aynı etkiye sahiptir. Her iki durumda da kasta birim zamanda çok sayıda aksiyon potansiyelleri oluşmaktadır. Bu nedenle, kuvvetin artması ile EMG amplitud da artmaktadır. Sonuçta, EMG amplitud, kuvvet seviyesi ile sıkıca ilişkilidir. Bu ilişkiyi göstermek üzere, Şekil 2.32’de basit laboratuvar deneyi esnasında sağ m.biceps brachii tarafından çeşitli ağırlıkların ön kolla kaldırılması esnasında oluşturulan EMG’ler sunulmaktadır. Ağırlıkların artması ile EMG amplitudlar da artmaktadır (Luttman, ark, 1991). EMG datasının indirimine ulaşmak için sık sık kullanılan prosedür Şekil 2.32’inin alt bölümünde gösterilmektedir. EMG’ler rektifiye edildikten (orta bölümde) sonra, ayarlanabilen uzunluktaki zaman penceresinde entegre edilmektedir (burada 400 msn). Sonuçta oluşan **Elektriksel Aktivite (EA)** esasen EMG’nin zarf eğrisini temsil

etmektedir (Şekil 2.32 alt bölüm). EMG datasının düzeltilmesinde sık sık uygulanan bir diğer yöntem önceden tayin edilmiş zaman dilimindeki ortalama karekök (RMS) ün hesaplanmasıdır.

### **2.2.8. İskelet Kası Tonusu**

Kaslar devamlı bir şekilde omuriliğin (Medulla Spinalis) motor hücrelerinden impulslar alırlar, bu nedenle istirahat halinde bile kas lifleri kasılma durumundadırlar. Buna kas tonusu denilmektedir. Bazı patolojik durumlar dışında,iskelet kas lifleri aksiyon potansiyeli ile uyarılmadığı zaman kasılmadığından kas tonusu tamamen spinal kanaldan gelen düşük hızda sinir impulslarına bağlıdır. Bu, kısmen beyinden uygun önboynuz motonöronlarına taşınan impulslarla, kısmen de kasın içinde yerleşik kas içciklerinden kaynaklanan uyarılarla kontrol edilmektedir.

### **2.2.9. EMG Ölçümlerinin Değerlendirilmesi**

Tüm fiziksel aktiviteler kasların kasılması ile yapıldığından işin zorlaştırılması kasılmaları kuvvetlendirmektedir. Elektromiyografik kayıtlar; kuvvet uygulamasının artırılması ile, ateşleme frekansı ile beraber söz konusu EMG sinyallerinin büyüklüğünün arttığını göstermektedir. Bu nedenle EMG tekniklerini kullanarak, iş gereksinimlerini yorumlayan çeşitli yöntem ve teknik geliştirilmiş ve uygulanmıştır. Genel olarak yöntemler iki kategoride toplanmaktadır: yarı-kantitatif ve kantitatif yöntemler.

### **2.2.10. Yarı-Kantitatif Yöntemler**

#### **2.2.10.1.Ham Sinyallerin Büyüklüğü**

Ham EMG sinyallerinin büyüklüğünün ölçümüne dayanan yöntem, ilk araştırmalarda sık sık kullanılmıştı (Kamon, 1966; Jonsson, 1970; Kumar ve Davis, 1983). Gözlemlere dayanılarak, daha kuvvetli kasılmaların neden olduğu daha büyük kuvvetlerin daha büyük sinyal oluşturacağına inanılıyordu. Olayın doğası ve uygulanan tekniğin sınırlandırılmaları nedeniyle,nöromuskular girişim hassas bir şekilde ve doğru olarak ölçülemediğinden, gidişatın (patern) büyüklüğü, işin yoğunluğunu gösteren güvenilir yarı-kantitatif bir yöntemi şart koşmaktadır. Bu karşılaştırma genelde, ya aynı kanaldaki izometrik aktiviteler için (Kumar ve Davis, 1983) ya da aynı kasın, aynı



kanalda kaydedilen aktivitesinin benzer fazları için yapılmaktadır (Kumar, 1988). Söz konusu büyüklükler, ya gidişatın bölümlerinde (Kumar ve Davis, 1983) veya sapmanın milimetreleri olarak, basitçe ölçülmektedir (Grieve ve Pheasant, 1976). Söz konusu titreşim hareketi gidişatında, geleneksel olarak tepe noktası ve ortalama değerler gözle saptanmaktadır. Söz konusu aktiviteler bir defa tanımlandılar mı, tesis edilmiş ölçüğe göre belirlenmiş değerleri oluştururlar. Söz konusu bu değerler, daha sonra yüklerle korrele edilip regresyona tabi tutularak kalitatif bir bağlantı elde edilmektedir. Doğal olarak, birileri yük ve sapsmalar arasında değişen bağıntı ve oranları göz önüne alarak yüklerle ilgili kantitatif yargının asla olamayacağını düşünebilir. Bununla beraber iki yük veya iki iş arasında şiddet açısından kalitatif bir karşılaştırma yapılabilir.

Bu metodolojiyi kullanarak Kamon (1966) bazı sportif fiziki aktivitede, kas aktivitesini, statik ve dinamik duruşta araştırdı. Kulplu beygir üzerinde egzersiz yapan jimnastikçilerin egzersiz dizilimini yüzey elektrotları kullanarak inceledi. Yana doğru sallanma hareketine başlamadan önce, statik pozisyonda jimnastikçilerin vücutları kolları tarafından desteklenmektedir. Kamon (1966), trapezius, latissimus dorsi, teresmajor, infrapinatus, deltoideus, erectores spinae gibi gövde ve üst kol kaslarını inceledi. Sağ ve sol grup kaslarının ritmik çalışması, hareketleri gerçekleştirmek için gerekli kas koordinasyonunun oluşması için yetenek gerektiği görüldü. Kas aktiviteleri mm cinsinden kalem ucu (kaydedici) sapsması olarak kaydedildi. Bu egzersizin, kayıtları, gövde ve üst ekstremite kaslarının egzersizdeki rollerini gösterme açısından karşılaştırıldı.

Jonsson (1970), TV floroskopi rehberliğinde tel elektrotlar kullanarak, omurganın bel bölgesi kaslarını araştırdı. Jonsson (1970) EMG kayıtlarını üç-nokta ölçüğünde sınıflandırdı. 0=aktivite yok, 1=önemsiz aktivite (bireysel aksiyon potansiyeller algılanabilir fakat baseline (temel çizgi) belirsiz, tanınmayacak bir halde değildir. 2=Göze çarpan aktivite(temel çizgi aksiyon potansiyellerden dolayı anlaşılabilir bir haldedir). Jonsson (1970) yalnız ortalama aktiviteyi ölçtü ve bu basit kayıt ile simetrik duruşta insan vücudunun sağ ve sol tarafına kas yüklemesinin anlamlı bir farklılık yaratmadığını gösterdi.

Grieve ve Pheasant (1976) yüzey elektrotları kullanarak solues ve tibialis anticus kaslarında kas uzunluğunun değişmesinin etkisini araştırdılar. Büyütülmüş, tam-

dalga düzeltilmiş sinyalleri kullanarak maksimum tork'un % 25, 50 ve 75 ine tekabül eden EMG seviyelerini tahmin etmek için, log-lineer regresyon bağıntıları geliştirdiler.

Statik, öne doğru eğik duruşta, gövdenin dinamik yüklenmesini Kumar ve Davis (1983), erektör spinae'nin T<sub>12</sub> ve L<sub>3</sub> vertebral seviyelerinde ilave intra-abdominal basınçta EMG leri kaydederek araştırdılar. Gümüş-gümüş klorür elektrotları ile farklı kanallar kullanarak 15 ve 25 kg lık ağırlıkları kaldırtarak veya indirterek kaydedilen ortalama EMG sinyalleri, T<sub>12</sub> seviyesi için L<sub>3</sub> – seviyesindeki yarısı olduğunu gösterdi. Yükü boşaltma esnasında, L<sub>3</sub> seviyesinde EMG aktivitesinin büyüklüğünün % 50 arttığı görüldü.

Öne doğru eğik vaziyette, sürekli arttırılan yük içeren kaldırmalarda Kumar (1988) biri elektromiyografi olmak üzere aynı anda üç farklı teknik kullandı. Erector spinae'nin L<sub>3</sub> seviyesinde gümüş-gümüş klorür elektrotu kullanarak EMG'sini inceledi. Ham EMG sinyalleri önce büyütüldü, sonra kağıda kaydedildi. Kayıtlar incelendiğinde kas yükü ile EMG arasında anlamlı bir bağıntı saptandı (p<0.05). Böylece ham sinyallerdeki sapmaların kalitatif sonuçları kullanılarak aktivite/inaktivite ve aktivite gidişatı (Kamon, 1966; Jonsson, 1970, Kumar ve Davis, 1983) kas uzunluğunun değişmesinin fizyolojik fonksiyonu (Grieve ve Pheasant, 1976) ve harici yük ile kas yükü ve aynı zamanda eklemlerdeki gerilim hakkında (Kumar, 1988) bilgi sahibi olmamız sağlandı

#### 2.2.10.2.Sıfır Geçiş Yeri

Başlıktan da anlaşılacağı gibi elektromiyografik sinyalin temel çizgiyi (baseline) pozitif ve negatif fazları arasında kaç defa geçmiş olduğunu saymaya dayanan bir tekniktir. Daha yüksek kas aktivitesinin kas yükünü arttıracığı ve daha çok EMG sinyali oluşturacağı düşünülür. Sinyal sayısının arttırılması ile daha çok **sıfır geçiş yeri (ZC, Zero Crossing)** oluşacaktır. Sinyalin sumasyonu veya emilmesinin etkisinin gelişigüzel olacağı ve bu nedenle genel ilişkiyi etkilemeyeceği varsayılmaktadır. Teorik olarak, eğer sinyaller seyrek olursa veya sinyallerin geçiş hızı yeterli olursa, sıfır geçiş yerlerinin elle sayılması mümkün olabilir. Bununla beraber, sayma işlemi, pratikten yoksun olup kesin ve doğru olmayıp usandırıcı bir işlemdir. Söz konusu sayımı yapmak için tasarlanan elektrik devresi, hız ölçmede olduğu gibi tek bir sinyal oluşturabilir. Hatalı pozitifleri önlemek için sinyalin başlangıç seviyesini ayarlamak üzere, dikkatle

egzersiz yapılmalıdır. Söz konusu teknikte yer alan, iki önemli sınırlandırma göz önünde tutulmalıdır. Birincisi, bu tekniğin doğruluğu yüksek ateşleme frekanslarında uyusmaktadır. Maksimum istemli kasılmanın % 60 kadarında sıfır geçiş sayısı düz çizgi olmaktadır (Christenson ark., 1984). İkinci olarak, bazı kaslar aynı büyüklükte sinyaller oluşturan, homojen motor birimlerin üstünlüğüne sahipse ve eforun benzer seviyelerinde çalıştırılmış iseler, elektronik sayıcı doymuş hale gelebilir ve de geçerli aktivite dizini temin edilemez. Yine de, düşük frekans veya seyrek sinyaller oluşturan eforlarda okumalar daha doğru ve güvenilir olmaktadır.

Sınırlandırmalara ve tekniğin bezdiriciliğine rağmen, birkaç araştırmacı bu tekniği başarı ile kullanmış bulunuyor (Suurkula ve Hagg (1987)) montaj fabrikası işçileri arasında, omuz ve boyun sakatlanmalarının saptanmasında, “sıfır geçiş” sayısını kullanmışlardır. Yazarlar, bu tekniğin ergonomik uygulamalardaki olağan dışı kullanılabilirliğini tartışmaktadırlar. Araştırmacı, bir sonuca varmadan önce, kendi gereksinimlerini tanımlamalı ve bunları sınırlandırmalara göre değerlendirmelidir.

### **2.2.10.3.EMG Sarsı Frekansı ve Büyüklük**

Sarsılar aktif kasların aksiyon potansiyellerini temsil ederler. Daha kuvvetli kasılmalarda, daha çok sayıda sarsı yaratan ve daha büyük kas kuvveti oluşturan çok sayıda motor birimler çalıştırılır. Bireysel sarsıların büyüklüğü sabit kalsa da, frekansları ve aynı zamanda kaynakların sayısı artacaktır. Aksiyon potansiyellerin hacim-iletimli doğası nedeniyle, sinyallerin kaynaşma-birleşme ve sumasyonu oluşacaktır. Son bahsedilen olgu, frekans artışına ve aynı zamanda sumasyona uğramış sarsıların büyüklüğünün artışına neden olacaktır. Bergstrom (1959) insan işaret parmağının abductor kasından elde olunan EMG sinyallerinin grafiksel kayıtlarını inceledi ve sarsıların frekansı ile EMG zaman kayıtlarının altında kalan alan arasında lineer bir bağıntı olduğunu saptadı. Kumar ve Scaife (1975) izometrik yüzey elektromiyogramında frekans-amplitud ilişkisini araştırdı. Bireysel dorukların tam fark edilebilir olduğu anda, temel çizginin (baseline) her iki tarafındaki EMG kayıtlarını incelediler. Sarsıları saydılar ve yüksekliklerini ölçtüler. Birleştirilmiş kalıp büyüklüğü ve sarsı arasında lineer bir bağıntı saptadılar. Sarsı ve sarsıların saniyedeki frekansı ile temin edilen tüm veri, kalıp değeri ile aynı idi. Kalıp değerleri 2 ve 12 mm olan birkaç farklı kayıttan elde olunan veriler incelendiğinde logaritmik bağıntı tesis edildi. Kumar

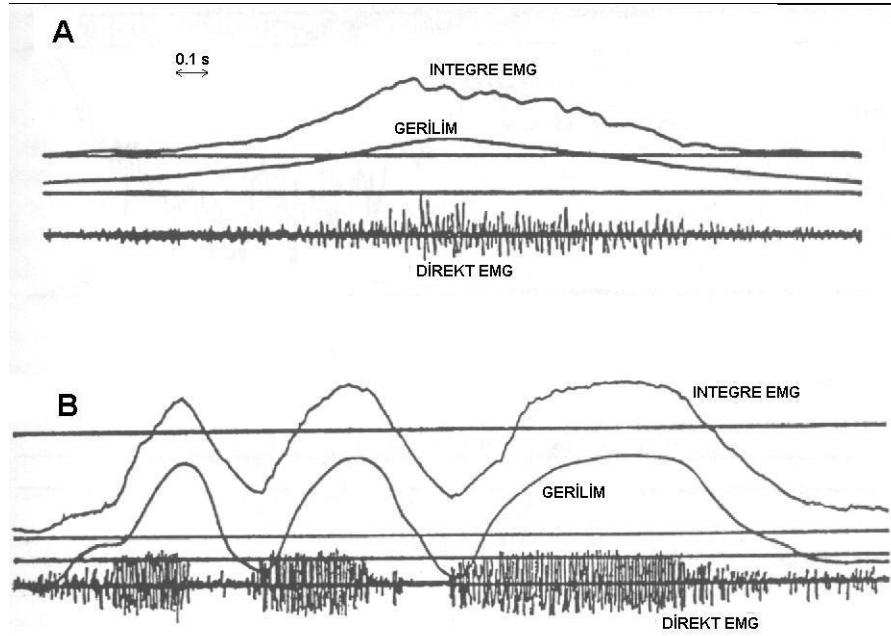
ve Scaife (1975) bu bağıntıyı endüstriyel işlerde kas yükünü ve görev gerilimini araştırmak üzere kullandılar. Hassas işlerde örneğin düşük-enerjili stereoskopik mikroskopu kullanarak, digital bilgisayarlar için çekirdek-hafıza düzenleyen ve bu işi oturarak yapan kadınları incelediler. Thorasik ve lumbar bölgelerindeki Trapezius ve erector spinae'nin yüzey elektromiyografisi alındı. Biyomekanik analizler için eş zamanlı fotoğraflar çekildi. Çalışma alanını kişilerin optimum yüksekliğine ayarladılar ve ilaveten masa seviyesinin 5° ileri ve geri eğilmesini sağladılar. Araştırmacılar, çalışanların zorlanmalar nedeniyle ense-omuz ve sırt ağrısı sorunları ile karşılaştığını saptadılar. Duruş gerginliğini ve mesleki sağlık problemlerini azaltmak için ayarlanabilen bir çalışma alanının önemini vurguladılar.

Bu yöntemin bir başka şekli, toplam ham sinyal tarafından oluşturulan eğrinin altındaki alanı saptamaktır. Bu tür yaklaşım, sinyalin hiçbir bölümünün önemsiz olmadığı ve ihmal edilemeyeceği görüşüne dayanmaktadır. Bu nedenle, tüm sinyalleri içeren çizgi çizilir ve bu çizginin altında kalan alan planimetrik olarak ölçülebilir. Bu alanın büyüklüğü kas yükünün göstergesidir. Değerlendirmenin en basit şekli kağıt üzerindeki eğrinin altındaki alanı keserek çıkarmak ve tartmaktır. Böylece, kağıt tartıları, verilen bir işteki kas yükü ile ilişkili olmaktadır.

### **2.2.11. Kantitatif EMG**

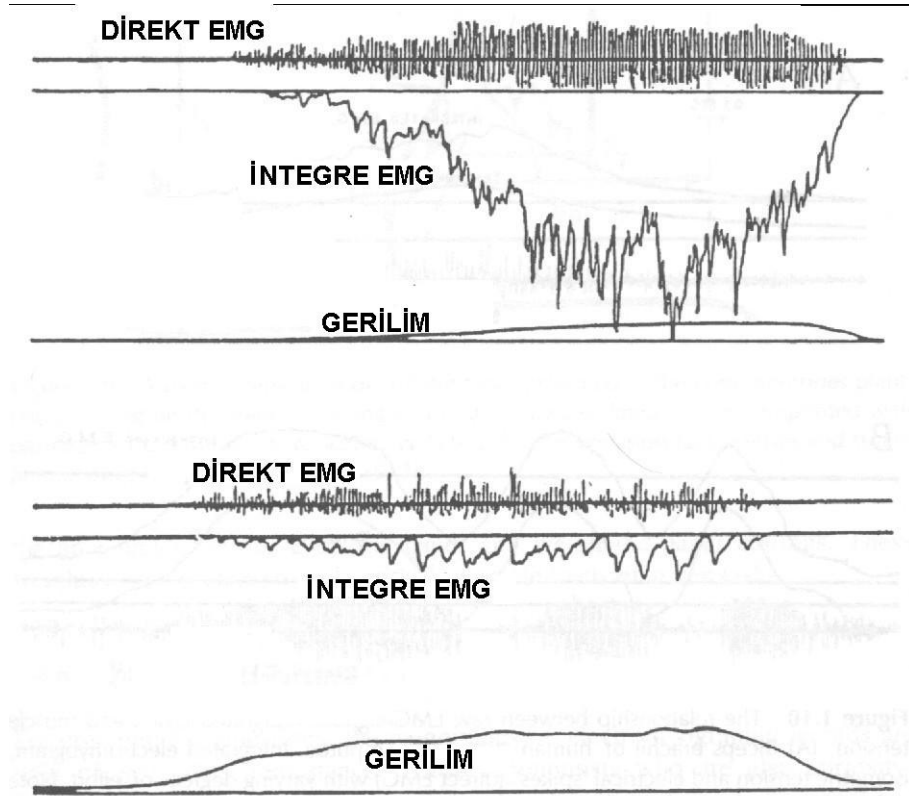
Ergonomik uygulamalar için elektromiyografik kayıtların büyüklüğü ikinci dereceden önemlidir. Ergonomistler, aynı zamanda meraklı fizyolojistler oldukları için daha ziyade sinyalin doğası ve fizyolojik anlamı ile ilgilenmektedirler. Zira bir ergonomist üretim ve güvenliğe olan etkisi nedeniyle bir ekleme yapılan yükleme veya kas yükü ile daha çok ilgilenmektedir. Kas gerilimi ile EMG sinyalleri arasındaki bağıntıyı ortaya çıkarmak için çok sayıda çalışma yapılmıştır. Bugüne değin, bu efor, özellikle uzunluk-gerim-EMG olmak üzere çok yönlü olarak devam etmektedir. Ayrıca, farklı kasların, farklı yanıtları olduğu görülmektedir. EMG-tork ilişkisinin özet kavramı, kantitatif EMG kavramını temsil etmektedir. Inman ark.,1952 de(Kumar ve Mital, 1996'da site edilmiş) kolu kesildiği için sineplastik kas tünelleri içeren kişilerde kas gerilimini ve kas uzunluklarını ölçtüler. Araştırmacılar hem yüzey ve hem de içeri yerleştirilen tel elektrotlar kullandılar ve onları istemli eforla aktive ettiler. Büyütülmüş ham EMG sinyalleri, integre edilmiş EMG ve kas gerilimi eş-zamanlı olarak kaydedildi.

İnsan m.biceps brachii'sinin integre edilmiş EMG'si ile gerilim ve ham EMG'nin sarsı büyüklüğü arasında güvenilir ve tekrarlanabilir bir bağıntı saptadılar. Kendi gözlemlerine dayanarak, integre EMG'nin verilen kasta gelişen gerilimi yansıttığı sonucuna içtenlikle ulaştılar (Şekil 2.33). Bu nedenle integre edilmiş EMG'nin isometrik gerilimin göstergesi olabileceğini önerdiler. Kas uzunluğunun artması ile gerilim aynı kalabilmekte veya hatta artmasına rağmen EMG azalmaktadır (Şekil 2.34). Bu nedenle Inman ark.,1952 de (Kumar ve Mital, 1996'da site edilmiş) kaslardaki uzunluk-gerilim ilişkisi nedeniyle, gerilim ve EMG arasında sabit bir bağıntı olamayacağını iddia ettiler.



Şekil 2.33. Ham EMG sinyalleri, integre EMG ve kas gerilimi arasındaki ilişki. (A) İnsanın kesilen m. biceps brachii'nin yerine plastik uzvundan değişen efor derecelerinde İntegre EMG, isometrik gerilim ve elektriksel sarsı (direkt EMG). (B) normal deneğin anterior tibial kasından elde olunan isometrik gerilim, direkt EMG ve integre EMG. (Kumar ve Mital 1996)

Lippold, 1952 de (Kumar ve Mital, 1996'da site edilmiş) da isometrik gerilim ve EMG arasındaki ilişkinin direkt olarak "Lineer" olduğunu bildirmiştir. Korelasyonun 0.93 ve 0.99 arasında değiştiğini de rapor etmiştir. Ayrıca, plantar fleksiyonu çalıştıran gastrocnemius-soleus kasıda aynı araştırmada kullanıldı. EMG kaydı için yüzey elektrotları uygulandı. İzometrik gerilim yaratmak için plantar-fleksiyon eforlarının farklı artış seviyeleri kullanıldı. Sonuçta, bireysel sinyallerin büyüklük olarak değişmediği ve tetiklenen tüm birimlerin sumasyona uğramış elektriksel aktivitelerinin,



Şekil 2.34. Kas uzunluğunun ham ve integre EMG üzerine gerilim ile bağlantılı olan etkisi. Yukarıda kas çok kısa. Aşağıda kas dinlenme uzunluğunun ötesinde gerilmiş. Gerilmiş kasta EMG azalmaktadır. Her iki halde de maksimum efor bulunmaktadır. (Kumar ve Mital, 1996)

artan gerilim ile lineer olarak arttığı saptanmıştır. Bu öncü iki çalışma, bu alanda yoğun aktiviteye neden oldu. İlk çalışmayı takiben, Bigland ve Lippold 1954 de (Kumar ve Mital, 1996'da site edilmiş) kuvvet, kasılma hızı ve EMG aktivitesi arasındaki ilişkiyi araştırdılar. Tekrar, gastroc-soleus grubunu kullanarak kasılmanın konsantrik ve eksantrik şeklinde, sabit hızda farklı yüklerle ve sabit yükte farklı hızlarda deneklerin isotonik plantar-fleksiyon yapmasını sağladılar. Yüzey elektrotlar, kullanarak EMG'leri kaydettiler ve sinyalleri integre ettiler. Sabit-hızda isotonik kasılmada, hem konsantrik (iç merkezli) ve hem de eksantrik (dış merkezli) kasılmalarda integre edilmiş EMG, yüklerle lineer ilişkili idi ve korelasyon katsayısı sırasıyla 0.93 ve 0.88 olarak saptandı. Kasılma hızıyla bağlantılı olarak, EMG aktivitesinin, konsantrik aktivitede, kasılma hızıyla doğru orantılı olarak arttığını buldular. Bununla beraber, eksantrik kasılmada, miyoelektrik aktivite oldukça düşük bulundu ve kasılma hızından da bağımsız olduğu saptandı.

m. biceps brachii'ye ait tork-EMG ilişkisi de araştırıldı. (Kumar ve Mital,1996). Ve daha önceki araştırmacıların aksine EMG ile tork arasında non-lineer bir bağıntı saptandı. Aynı zamanda, aynı kas uzunluğuna ait EMG'yi maksimum istemli kasılmanın yüzdesinin fonksiyonu olarak grafiğe geçirdiklerinde, tüm değerler aynı non-lineer çizgi üzerine geldi. Aynı araştırmacılar brachioradialis ve biceps brachii'ye ait EMG-tork bağıntısını araştırdılar ve farklı iki kas için farklı EMG-tork bağıntısı saptadılar. Araştırmacılar, aynı zamanda sabit bir kuvvetin uzun süre devam eden kasılmasında, EMG sinyallerinin büyüklüğünün lineer olarak arttığını ve EMG sinyallerinin, sabit tutulduğu durumda ise kuvvetin büyüklüğünün zamanla azaldığını saptadılar.

Moritani ve Devries (1978), 26 insan deneğin üzerinde yaptıkları kontrollü çalışmada, tek kutuplu kayıt sisteminde EMG ile tork arasında lineer bir bağıntı saptadılar. Aynı sinyal iki kutuplu elektrot kullanarak saptandığında, konfigürasyonun non-lineer olduğu bildirilmiştir. Bu saptama ile ilgili olarak, yazarlar makalelerinde hiçbir açıklama yapmamışlar veya teorik model önermemişlerdir.

Metral ve Cassar (1981) ve Stokes ark., (1987) el ve sırt kaslarında sırasıyla, EMG ile tork arasında iki fazlı iki çizgili bir bağıntının varlığını rapor ettiler. Metral ve Cassar (1981) extensor carpi radialis kasının isometrik ve unisotonik kasılmalarını incelediler. Yazarlar, EMG-tork bağıntısının eğiminin maksimum istemli kasılmanın (MVC) % 50 ve % 70'i arasında olduğunu vurguladılar. Stokes ark., (1987) lumbar erectores spinae'nin integre edilmiş EMG'si ile omuzlar etrafındaki güce karşı çekimle oluşan torku ölçtüler ve non-lineer EMG-tork ilişkisini saptadılar. EMG yanıtının çekme noktasının ortada olduğu iki fazlı/iki çizgili olduğunu rapor ettiler. Sırt, hareketlerini çok sayıda kasın kontrol ettiği karmaşık bir organ olması nedeniyle tek bir grup kasla yapılan ölçümler, doğal olarak tüm olayı açıklamayabilir denildi.

Sonuç olarak, yüzey elektromiyogramı ile oluşturulan kuvvet arasındaki ilişki tam olarak çözülememiştir. Literatürde, lineer, non-lineer ve ikili çizgi bağıntılarıyla ilgili raporlar bulunmaktadır. Şüphesiz, EMG ile kuvvet arasında bir ilişki bulunmaktadır. Bununla beraber, EMG-kuvvet ilişkisine ulaşabilmek için, kaslar doğru değerlendirilmeli, aktivite şekli, aktivitenin koşulları ve aktivitenin süresi gibi, tüm değişkenler göz önüne alınmalıdır.

### 2.2.11.1.Voltaj Ölçümü

Kantitatif ölçüm, geleneksel olarak, ölçülen değişkenin birim sayısının bulunmasını gerektirmektedir. Elektromiyografi olgusunda, ergonomistler, motor birim aksiyon potansiyellerinin elektromotor kuvvetinin mutlak birimlerinin saptanması ile ilgilenmektedirler. Bunlar birleşik aksiyon potansiyeller olup hacim iletişli olup, kaynaşmış-birleşmiş durumdadırlar. Böylece, eğer EMG sinyallerinin mutlak büyüklüğü mikrovolt veya milivolt olarak saptanabilirse kasılma kuvveti de tayin edilebilir. Böyle bir ölçüm, farklı işler, duruşlar ve gerilim ile bu gibiler. arasında direkt karşılaştırma yapmayı mümkün kılacaktır.

EMG sinyalinin mikrovolt cinsinden ölçümünü kullanabilmek için teknik standartlaştırmalı ve herhangi bir anlamlı sonuca ulaşmadan önce sinyal özenle kalibre edilmelidir. Kayıtın büyüklüğünde, kondüksiyon, deri altı yağı, deri kalınlığı ve deri yüzeyindeki yağ ve/veya kıl gibi bireysel antropometrik karakteristikler önemli rol oynadıklarından, kaydedilen değer, kantitatif açıdan kullanışlı olmayabilir. İlaveten, elektrotlarda ve elektrot jelinde veya bağlama telleri karakteristiklerinde ufak değişiklikler, elektrotlarda dirence neden olduklarından, kaydedilen değerleri önemli ölçüde modifiye edebilirler. Bu nedenle anlamlı bir enformasyon elde edebilmek için özenli ve hassas bir kalibrasyonun yürütülmesi zorunludur.

Tekniğin sınırlandırılmalarını da bilmek gerekmektedir. Sinyaller, yalnız yakalama alanlarını temsil ederler. Eğer yakalama alanı çok küçükse sinyal tüm kası temsil edemez. Diğer taraftan, eğer geniş bir alana yayılıyor ise, elektrotlar komşu kasların ortak-aktivitesini de yakalayabilirler. Elektromiyografik sinyaller hacim iletimli olduklarından, büyüklüğüne ilaveten frekanstan da önemli ölçüde etkilenirler. Elektromiyografik sinyaller aynı zamanda doğruluk kontrolörü veya güç jeneratörü gibi de çalıştıklarından kasların rolüne bağlı olarak farklı kaslardaki EMG sinyallerinin frekansı da farklı olabilir. Hatta frekans, birim kesitinde aynı sayıda lif bulunan iki kasın mikro volt değerini değiştirebilir. Kedefors (1978), belli bir frekansa kadar, aynı motor birimin elektriksel aktivitelerinin lineer olarak toplandığına dikkati çekti. Farklı motor birimlerin aksiyon potansiyelleri karesi alınarak toplanmaktadır. Bu nedenle bazı araştırmacılar, biyomekanik modellerle bağlantılı olarak elektromiyografik aktivitenin voltaj ölçümünü kullanıyorlar. Söz konusu bu strateji, kasın geometrisini de göz önüne



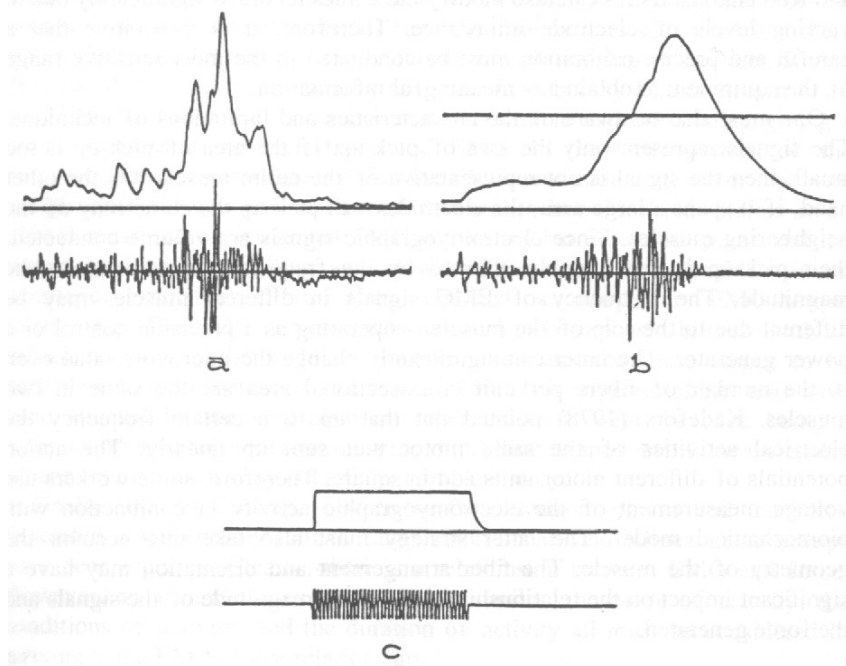
almak zorundadır. Lif düzeni ile çevre koşullarının: sinyalin büyüklüğü ile oluşturulan kuvvet arasındaki ilişki üzerinde önemli bir etkisi bulunmaktadır.

### **2.2.11.2.Rektifasyon, Ortalama, Zarf Oluşturma**

EMG sinyalleri zamana ve kuvvete bağlıdır. Amplitudlar temel çizgisinin (base-line) üstünde ve altında gelişigüzel değişmektedir. Bu sinyallerin gerçek ortalaması DC seviyesini temsil etmek üzere sıfır olacaktır. Analizlerde kullanabilmek için EMG sinyalleri rektifiye edilirler. Rektifikasyon, sinyallerin negatif birleşenlerinin çıkarılması şeklinde olabilir. (Yarı-dalga rektifikasyonu), veya temel çizgisinin pozitif tarafına düşürülmek üzere, dalga şeklinin negatif kısımları zorlanarak ters yüz edilebilir (tam-dalga rektifikasyonu). Böylece şekil sinyalin her bir bölümünü içerir. Böylece rektifiye olmuş sinyaller pürüzleri ortadan kaldırıp düzgünleştirmek için kas aktivitesinin farklı seviyeleri ile izi yukarı-aşağı doğru yavaş yavaş hareket ettiren, yavaş-geçişli bir filtreden süzülür. Sonuçta rektifiye olmuş ve düzeltilmiş sinyaller temel çizgisinin üst kısmında, eforun yoğunluğu ile orantılı artan kas aktivitesi ile yükselirler. Kas gevşediğinde iz tekrar temel çizgiye dönecektir. Böylece doruk noktası ve ortalama aktiviteler için mikrovolt okumaları, söz konusu kasın oluşturduğu doruk ve ortalama kuvvetleri yansıtacaktır. Eğrinin altındaki alan, efor esnasındaki toplam kas aktivitesini temsil etmektedir. Rektifikasyon, Ortalama ve Lineer Zarf Oluşturma, EMG sinyallerinde zaman gecikmesine neden olmaktadır (Şekil 2.35).

### **2.2.11.3.İntegrasyon**

İntegrasyon, eğrinin altında kalan alanı hesaplayan matematiksel bir işlem olup, elektronik olarak elde olunmaktadır. İntegrasyon için EMG sinyalleri işlem öncesi tam-dalga rektifiye edilirler. İntegrasyon elektronik veya geometrik olarak gerçekleştirilir. Geometrik integrasyon için planimetre sık sık kullanılmaktadır. Operasyonun kolaylığı nedeniyle elektronik integrasyon kullanımı gittikçe artmaktadır. İntegre edilmiş elektromiyogram (IEMG), toplam kas aktivitesini temsil eder ve amplitud, süre ile frekansın fonksiyonudur. IEMG eğrisi sürekli yükseldiğinden önceden belirlenmiş bir büyüklük veya aralıklarda tekrar sıfıra yerleştirilir. Şekil 2.36'da çeşitli şekilde işlem görmüş EMG sinyalleri sergilenmektedir.



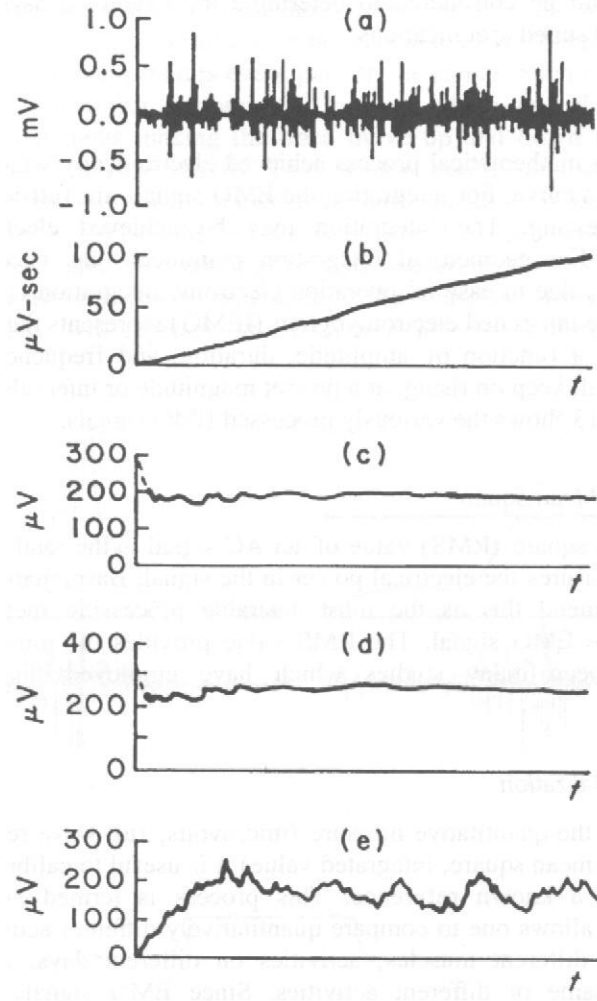
Şekil 2.35. Farklı elektronik yöntemlerle saptanmış sinyallerin rektifiye lineer zarfı ile ham sinyaller arasındaki ilişki. (a) Elektromiyogram ve 2 mfd pozisyonundaki filtre ile integratör izi. (b) Aşırı boşalım zaman sabiti nedeni ile eğride istenmeyen azalmayı gösteren elektromiyogram ve integratör izi. (c) 2 mfd pozisyonunda ki integratörün sabit amplitud  $100 \text{ csn}^{-1}$  sinyal atılımlarına yanıtı. (Kumar ve Mital, 1996)

#### 2.2.11.4.Ortalama Karekök

AC sinyalinin ortalama karekök (RMS) değeri, miktarın toplam değeridir. Sinyaldeki elektriksel gücü ölçer. Basmajian ve De Luca (1985), EMG sinyalinin analizinde, RMS'yi en çok kullanılan işlem yöntemi olarak önermektedirler.

#### 2.2.11.5.Normalizasyon

Kantitatif ölçülere bakmaksızın (mikrovolt, tam-dalga rektifiye lineer zarf, ortalama karekök, integre edilmiş değer) EMG sinyalinin bilinen bir referansa karşı kalibre etmek faydalıdır. Bu işleme **Normalizasyon** denilmektedir. Normalizasyon, araştırmacıya aynı kas için farklı aktiviteleri, farklı kasları, farklı günlerdeki aktiviteleri ve aynı veya farklı aktiviteler için farklı deneklerin kantitatif karşılaştırmasını yapmayı sağlamaktadır. EMG sinyalleri, hacim-iletimli olduğu ve doku çevresi oldukça geniş değişime maruz kaldığı için denekler arası aktivitenin mutlak ölçümü olası değildir. Ayrıca, elektrot ve bağlantı sistemlerinin yakalama ve iletim karakteristiklerinde anlamlı farklılıklar olabilir. Bağlantı sistemine bilinmeyen değişkenler ilave olunabilir.



Şekil 2.36. Farklı işlem tekniklerinin karşılaştırılması. Dört veri küçültme tekniği (a) sabit-kuvvet izometrik kasılmada biceps brachii'den tel elektrotlar kullanılarak elde olunan ham EMG sinyalleri. (b) İntegre edilmiş rektifiye sinyali. (c) Ortalama rektifiye sinyali. (d) Ortalama karekök sinyali.(e) Düzeltilmiş rektifiye sinyali. Son olguda, sinyal; rektifiye EMG sinyalini zaman sabiti 25 msn olan RC filtresinden geçirerek elde olunmuştur. Zaman bazı; her bir grafik için 0.5 msn dir.(Basmajian ve De Luca, 1985).

Teknikle ilgili problemlere ilaveten, mutlak kantitatif ölçüme izin vermeyen fizyolojik nedenler de bulunmaktadır. Örneğin, kas membranındaki elektriksel değişmeler, kas liflerinde kas membranının fizyolojik statüsüne bağlı olarak oluşan kontraktıl kuvveti güvenle yansıtmamaktadır. Bu ve diğer nedenlerle normalizasyon işlemi, araştırmacının anlamlı ve kantitatif sonuçlar türetmesini sağlamaktadır.

Normalizasyon için, uygun olarak standartlaştırılmış elektrot yerleştirilmesi ve uygun olarak kalibre edilmiş kayıt sistemi ile iyi tanımlanmış ve standartlaştırılmış aktiviteler denekler tarafından icra edilebilirler.Söz konusu aktiviteler uygun dinlenme periyodundan sonra temsili yanıtı elde etmek için birkaç defa tekrar edilir. Farklı

yazarlar tarafından seçilen aktiviteler de oldukça çeşitlidir. Bazı araştırmacılar ilgili eklemlerin direnç göstermeyen normal aktivitesini kullanırken, diğerleri standart aktivitedeki Maksimum İstemli Kontraksiyonu, başkaları farklı kasların her biri için başlıca fonksiyonel aktivitedeki Maksimum İstemli İsoemetrik Kontraksiyonu son olarak, bazı araştırmacılar da dinamik aktivitedeki EMG tepe noktasını referans olarak uyguladılar. Prensipte olarak standartlaştırılmış veya tekrar edilebilir herhangi bir aktivite; geri kalan EMG aktivitesine referans olmak kaydı ile kullanılabilir. Bazı normalizasyonlar daha iyi kantitatif tahminler yaparken, diğerlerinin daha çok kalitatif değerlendirme yapacağı göz önünde tutulmalıdır.

### **2.3. Ergonomide EMG Etkinlik Alan Çalışmalarının Genel Kavramı**

#### **2.3.1. Etkinlik Alan Çalışmalarında Elektromiyografinin Uygulanması**

İşyerinde, bireysel kasların veya kas gruplarının kas aktivitelerinin ölçümünde, Elektromiyografi uygun-yeterli bir yöntemdir. Mesleki tıp ve ergonomide etkinlik alanı çalışmalarında, zararlı olmayan yüzey elektromiyografisi, deneklerin aktivitelerini engellemeden yapılabildiğinden, kişiye özel olarak uygulanmaktadır.

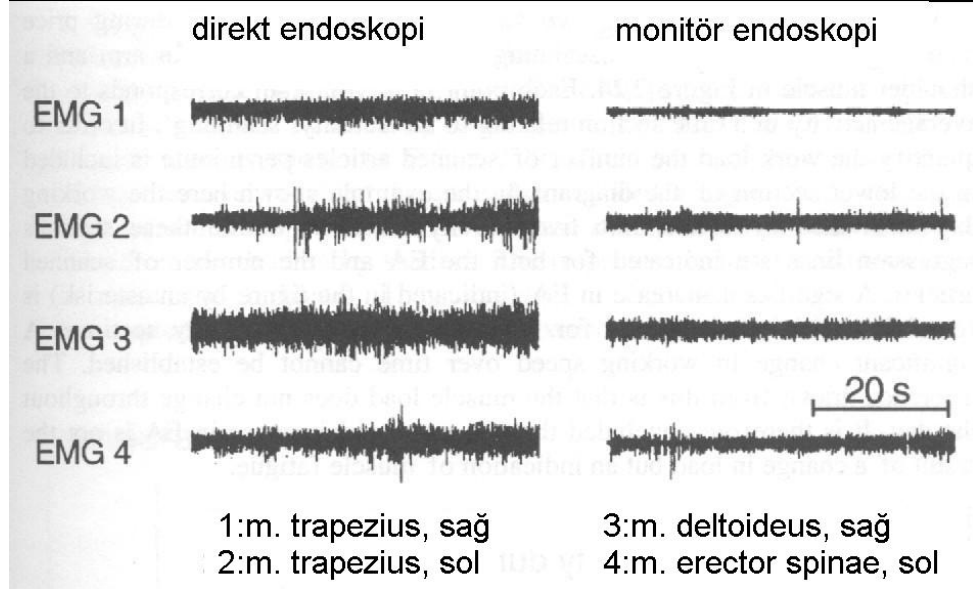
Elektromiyogramlar ya deneğin vücuduna takılan depolama ünitesine kaydedilirler veya taşınabilir telemetrik transmitter üzerinden alıcı istasyona nakledilip orada depolanırlar. Miyoelektrik sinyaller ham EMG formunda kaydedilebilir veya data indirgenmesinden sonra örneğin ortalama veya integrasyon şeklinde kaydedilirler. Deneklerin serbestçe hareket ettikleri ve çalışma koşullarının araştırmacı tarafından kontrol edilmediği etkin alan çalışmalarında ham EMG'ler zorunludur. Ortalaması alınmış veya integre edilmiş EMG'lerin kayıt edilmesinin dezavantajları vardır. Örneğin elektrotların yer değiştirmesi ile oluşan karmaşa ve dalgalanmalar, güç-kaynağı görüntüsü ve diğer elektrikçe oluşturulan parazitler enformasyon sinyalinden ayırt edilemezler. Ham elektromiyogramların kaydedilmesi yüksek depolama-kapasitesi gerektirir. Sonuçta tüm iş vardiyası boyunca kayıt yapılırken, telemetrik transmitterlerin kullanılışı ve durağan manyetik teyp kaydedicilerde datanın kaydedilmesi, diğer yöntemlere tercih edilmektedir. Ergonomik çalışmalar; a) Kas zorlamasının tayini b) Kas aktivitesinin yorgunluğa neden olup olmayacağını araştırılması şeklinde yapılmaktadır. Her iki alanda da amaç, iş tasarımı yapılırken yüksek kas zorlanmasını veya yorgunluğu azaltacak tedbirlerin alınmasıdır.

### 2.3.2. Kas Zorlanmasının Tayini

Elektromiyografik kayıtların kantitatif karşılaştırılmasının yapılabilmesi için datanın bilgisayar-destekli değerlendirilebilmesini olası kılan, pratikte “elektronik protokol” üreten ve EMG ile aynı teybe kaydedilen bir yöntem geliştirilmiştir (Ballé ark.,1982; Laurig ark., 1987; Luttmann ark., 1988, 1996, 2000, Hagg ark., 2000). Bu yöntemde deneğe sayısal klavye vasıtasıyla elektrik kod sinyali üreten bir izleyici refakat etmektedir. Uygulanan aktivite kodu incelenmekte olan özel aktiviteye ve aynı zamanda iş yerinde hüküm süren koşullara daima uyarlanabilir olmalıdır. Yöntem, kişi tarafından yeri değiştirilen objelerin şekil, büyüklük ve kütle gibi etkili faktörlerinin yanı sıra kişinin duruş şekli ve hareketleri, verilen süre içinde verilen an için kayıt edilmeli ve fizyolojik reaksiyonlarla ilişkilendirilmelidir.

Ürolojide cerrahların çalışmaları esnasında kaydedilen elektromiyogramların uygulaması aşağıda sunulmaktadır (Luttmann ark., 1992, 1996). Söz konusu çalışma endoskopik operasyonlarda kullanılan farklı yöntemler sonucu oluşan kas zorlanmasını araştırmaktadır. Transüretal reseksiyonlarda ölçümler yapılmıştır. Bu tür operasyonda, prostat veya idrar kesesinden doku, endoskop kullanılarak uzaklaştırılmaktadır. Klasik “direkt endoskopi” de içinden-bakılan endoskop kullanılmaktadır. Çubuk şeklinde optik bir aygıt olan endoskop, cerrahi operasyon alanına direkt bakılmasını sağlamaktadır. Bu işlemde göz aygıtın bakma deliği ile direkt temas halindedir. Aygıtın kullanılması ve pozisyonunun değiştirilmesi esnasında, vücudun üst kısmının ve başın uzun zaman sürecinde sık sık dik eğilmesi gerekmektedir. Sonuçta, omuz-kol bölgesi kaslarında yüksek-seviyede zorlanma beklenmektedir. Cerrahın, zorunlu olduğu, söz konusu dezavantajlı duruş şekli, endoskopun üzerine video-kameranın monte edildiği-yeni bir yöntemle önlenmektedir (monitör-endoskopi). Şekil 2.37’de dört farklı kastan hem direkt ve hem de monitor-endoskopi ile elde olunan elektromiyogramların orijinal kayıtlarından kısa bölümler sunulmaktadır. Karşılaştırma, özellikle omuz kasları açısından EMG amplitudların monitor-endoskopi için, direkt yöntemden daha kısa olduğunu göstermektedir.

Şekil 2.37’de 15 operasyon esnasında dört cerrahın elde olunan Elektriksel Aktivitenin kantitatif değerlendirilmesi gösterilmektedir ki, monitör endoskopi esnasında, omuz kaslarının (sağ ve sol trapezius ve sağ deltoideus) ortalama aktivitesi



Şekil 2.37. Ürolojik operasyonlarda direkt ve monitör endoskopi kullanan cerrahların farklı kaslarının elektromiyogramlarının orijinal kayıtlarından bölümler (Luttmann ark., 1996).

direkt endoskopi esnasında oluşan EA'nın üçte biri ve üçte ikisi arasındadır (Luttmann ark., 1996). Bu çalışmadan, monitör yöntem uygulandığında, kas zorlanmasının belirgin bir şekilde azaldığı sonucu çıkarılabilir

### 2.3.3. Kas Yorgunluğunun Saptanması

Yorgunluk günlük yaşamımızda ve pek çok klinik ortamda herkesçe iyi bilinen bir deneyim olmasına rağmen, kapsadığı prosesler henüz hala anlaşılammıştır. Son otuz yıldır yapılan araştırmalarda, farklı tipteki egzersizler esnasında yorgunluğun nasıl geliştiği tanımlanmaya ve olaya neden olan prosesler ile mekanizma aydınlatılmaya çalışılmaktadır. Literatürde, kas yorgunluğu ve yorgunlukla bağlantılı proseslerle ilgili birkaç farklı görüş yer almaktadır. Söz konusu farklı görüşler, çok geniş alana yayılan egzersiz modelleri, tutanaklar ve insan kas yorgunluğu çalışmalarına uygulanan farklı yöntemlerle kısmen açıklanabilir. İlgi odağı, mekanik özelliklerden, elektrolit değişimine veya enerji miktarına değişebilmektedir. Bundan dolayı, bir çalışmanın verisinden diğerini tahmin etmek genellikle zordur ve günlük yaşamda yapılan istemli egzersizlere dayanan yorumlar yapıldığında ise olgu daha da karmaşık hale gelmektedir. İlâveten, farklı araştırmacılar “yorgunluk” için farklı tanımlamalar kullanıyorlar. Bu nedenle kullanılan çeşitli terimlere açıklık getirmek zorunludur (Çizelge 2.3). Özellikle bu durum, “yorgunluğun” değerlendirilmesi ile ilgili yöntemler tartışılırken çok önemli

olmaktadır. Yorgunlukla ilgili çok sayıda çalışmada, maksimum istemli kasılmaları, tetanik stimülasyonu ve ischemic koşulları (iskemik-oksijen ve metabolik ürünlerin taşınmasında azalma ) içeren egzersiz modelleri kullanılmıştır. Aksine, normal istemli aktivite, oldukça düşük motor nöron ateşleme hızları ile (10-20 Hz) karakterize edilmekte olup, kuvvetin yalnız kısmi sumasyonu ile sonuçlanmaktadır (Bigland-Ritchie ark., 1981). Hatta, oldukça düşük kuvvet seviyelerinde (maksimum kuvvetin % 10-15'i) intramuskular basınç, porfüzyon basıncının üzerine çıktığından, kan teminin yetersiz olması da mümkündür. Normal lokomotor aktivitede olduğu gibi, kasılmalar kesik kesik devam ettiğinde, kasılmalar esnasında kan temini engellenebilir, fakat kasılmalar arasındaki kan hücumu, aerobik enerji salınımını devam ettirmek için kasa hala yeterli oksijen temin edebilir (Vøllestad ark., 1988b; Vøllestad ark., 1990). İstemli kasılmalardan yorgunlukla ilgili yorum yaparken söz konusu faktörler göz önünde tutulmalıdır.

### **2.3.3.1.Yorgunluğun Tanımı**

Geniş anlamda kas yorgunluğu; kasların kuvvetli kas aktivitesi sonucunda çalışma kapasitelerini daha fazla sürdürmeyip, geçici olarak aktivitelerinin düşmesi ve kendilerine gelen doğal uyaranlara karşı cevap yeteneklerinin bozulmasıdır. İskelet kas lifi tekrarlı uyarıldığında, liflerde oluşan gerilim kısalma hızı zamanla düşer ve gevşeme hızı stimülasyon sürse bile yavaşlar. Kas gerilimindeki bu azalma kas yorgunluğudur. Eforda kullanılan kasların latent periodu uzar, kısalma süresi uzar, kasılma amplitudu küçülür. Kas yorulduktan sonra dinlendirilirse, yeniden uyarmalar için kontraksiyon yeteneği düzelebilir. Düzelme; önceki aktivitenin süre ve şiddetine bağlıdır. Böylece kas performansının bozulmaması isteniyorsa kas dinlendirilmelidir. Diğer bir söyleyişle yorgunluk reversible bir fizyolojik olaydır. Bazı kas lifleri yüksek frekansla uyarılırsa, oldukça hızlı yorulur, fakat iyileşme de hızlıdır. Bu yorgunluk tipi ağırlık kaldırma gibi kısa süreli, yüksek şiddetli egzersiz tiplerine eşlik eder. Uzun mesafe koşu gibi düşük şiddetli uzun süreli egzersiz ile daha yavaş gelişen yorgunlukta kas tamamen düzelmeden önce daha uzun bir dinlenme periyodu gereklidir. Nöromuskular yorgunluk, belirli koşullarda performansda azalma olarak dile getirilirse de pek çok araştırmacı bu ifadeyi yorgunluğun tanımı olarak kullanmaktadır. Örneğin, maksimum kasılmanın korunması esnasında, kuvvet kararlı bir şekilde azalır (Bigland-Ritchie ark.,

1986) ve egzersizin başlaması ile yorgunluk gözlenir. Şekil 2.38 (üst panel) de şematik sunum yapılmaktadır. Eğer maksimum katlı kasılmalar oluşursa, performans uzun süre hedef yoğunlukta muhafaza edilebilir. Yukarıdaki tanımlamaya göre, yorgunluk, hedef kuvvetin oluşturulması durduğu anda ortaya çıkmaktadır. Bu istenilen kuvveti oluşturamama yetersizliği, egzersiz esnasındaki olagelen prosesler sonucu oluşur ve Şekil 2.38 (alt panel)'de gösterildiği gibi maksimum kuvvette kademeli inişle örneklenebilir. Bu nedenle pek çok araştırmacı yorgunluğu "maksimum kuvvet oluşturma kapasitesindeki kayıp" olarak tanımlamaktadır (Bigland-Richie ark., 1986; Vøllestad ark. 1988b). Yorgunluk kavramını dinamik kasılmalar için de kullanabilmek için, "maksimum power output kaybı" ifadesi de tanıma ilave edilebilir.

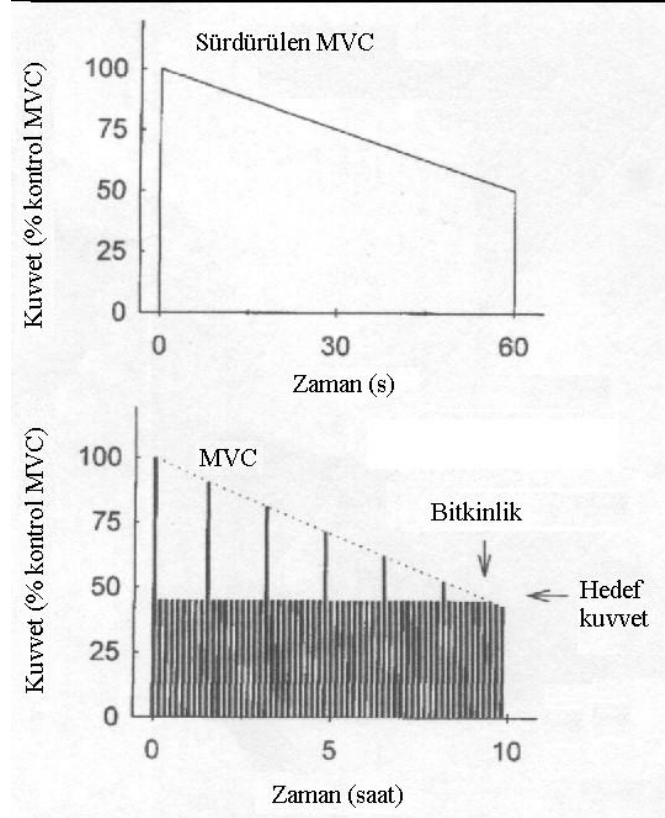
Yorgunluğa benzer özellikleri tanımlayabilen başka bir terim de "güçsüzlük" olup "maksimum kuvvet" veya power output" dan değerlendirilebilir. Bilindiği gibi "maksimum kuvvet" yaş ilerledikçe azalmaktadır ki bu değişim genellikle kas kütesinin kaybına atfedilmektedir. Bu nedenle, kişinin anormal derecede düşük maksimum kuvvetinin yorgunluktan mı yoksa güçsüzlükten mi ileri geldiği tartışma konusudur.

Bu iki terimi birbirinden ayırt edebilmek için Vøllestad (1997) "Yorgunluğu" kuvvet veya power output oluşturmada maksimum kapasitenin egzersiz nedenli azalması olarak tanımlamıştır. Egzersiz terimi burada, elektriksel uyarma tutanağı dahil, her türlü kas aktivitesi için kullanılmaktadır. "Güçsüzlük" terimi egzersizden bağımsız olarak ortaya çıkan ve uzun zaman sürecinde ısrarla süregelen düşük maksimum kuvvet olarak tanımlanmaktadır.

### **2.3.3.2.Yorgunluğun Olası Alanları**

İstemli kuvvet oluşumu birbirini izleyen olay basamaklarının sonucunda meydana gelmektedir (Şekil 2.38) ve basamakların her biri, kuvvet için potansiyel sınırlayıcı bir faktördür (Vøllestad, 1997). Birinci adım, motor nöronların aktivasyonunu etkileyen tüm merkezi faktörlerle beraber sarkolemma da aksiyon potansiyellerin jenerasyonuna neden olan duyuşal informasyonunun integrasyonunu kapsar. Motor nöronlar boyunca ve nöromuskular bağlantıda sinyal transferi bu bölüme dahil edilir. Fizyolojik alandaki uyarılma hızları ile sinyal transferi sağlıklı insanlar için





Şekil 2.38. Sürdürülen MVC ile yorgunluk protokolünün şematik temsili (üst panel) ve %45 MVC tekrarlanan kontraksiyonlar (alt panel). MVC kuvvetinden değerlendirilen yorgunluk her iki protokolün başlangıcında oluşurken tekrarlanan maksimum-altı kontraksiyonlar esnasında 10. dakikaya kadar azalmış performans görülmemektedir (Vollestad,1997).

### Çizelge 2.3. Terminoloji ve Tanımlar (Vøllestad, 1997)

Maksimum İstemli Kontraksiyon Kuvveti	Deneğin maksimum efor olduğuna inandığı geri itilim (feedback) ve teşvik ile oluşturulan kuvvet
Maksimum Uyandırılabilen Kuvvet	İlave elektriksel uyarının kuvveti arttırmadığı durumda bir kas veya kas grubunun oluşturduğu kuvvet
Maksimum power output Maksimum güç verimi	Deneğin maksimum efor olduğuna inandığı geri itilim ve teşvik ile oluşturulan güç
Kas Yorgunluğu	Herhangi bir egzersizin neden olduğu kuvvet veya power out put oluşturma kapasitesindeki azalma
Merkezi Yorgunluk	Herhangi bir egzersizin neden olduğu, fakat maksimum Uyandırılabilen kuvvetin eşlik etmediği maksimum istemli kasılma kuvvetinde azalma

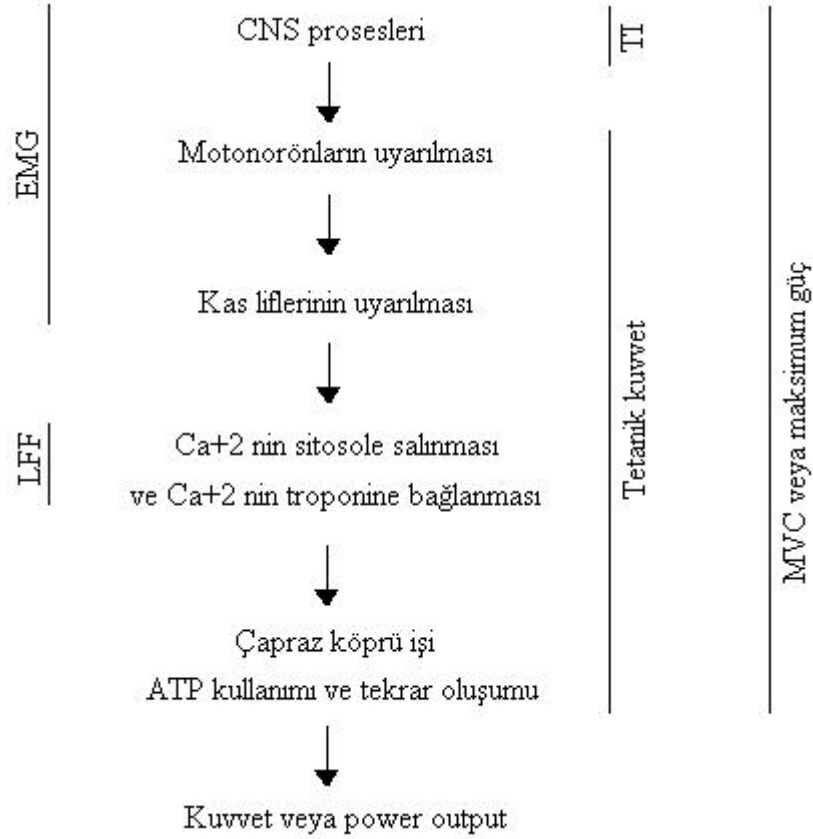
yeterlidir. Klinik ortamda güçsüzlük, motor nöronların ve birleştikleri yerlerin hastalanması veya incinmesi sonucu oluşabilir. Egzersiz esnasında  $\text{Na}^+$  ve  $\text{K}^+$  iyonlarının dengesi değişir. Sarkolemma ve t-tübül membranında aksion potansiyellerin yayılması azalabilir (Guyton, 1996). Sonuçta, sarkoplazmik retikulum (SR) dan cytosole serbest kalan  $\text{Ca}^{+2}$  miktarı azalır ve bu da  $\text{Ca}^{+2}$  iyonlarının troponin C ye bağlanmasını zayıflatır.

Farklı yorgunluk tutanakları kullanıldığında, farklı derecelerde metabolik, iyonik ve elektriksel değişmelerin görüldüğü yorgunluklarda söz konusu anahtar prosesler de değişmektedir. İlaveten, yorgunluğun değerlendirilmesi için farklı yöntemler Şekil 2.39 de gösterildiği gibi aktivasyon zincirinin farklı bölgelerinde değişmiş fonksiyonu yansıtacaktırlar.

Hayvan kası üzerindeki çalışmaların aksine, insanlar üzerinde yapılan deneyler, tek bir prosesin izole edilerek her bakımdan çalışılmasına müsaade etmemektedir. Tüm proseslerin kontrol altında tutulması veya beceri ile araştırılması mümkün değildir (Vøllestad, 1997). İnsan yorgunluğu ile çalışmaların en karmaşık faktörü, motor birim aktivasyon modelidir. Motor birimlerin sistemli bir şekilde çalışmasına bağlı olarak total birim popülasyonunun muayyen bir kesri tarafından maksimum altı kasılmalar oluşturulur. Gidişat sırası aktivasyon sırası ile aynıdır. I  $\longrightarrow$  IIA  $\longrightarrow$  IIB (veya yavaş sarsı  $\longrightarrow$  hızlı yorgunluk direnci  $\longrightarrow$  hızlı yorucu olabilir) (Vøllestad ve Blom, 1985).

### 2.3.3.3.Literatürde Kas Yorgunluğunun Saptanması İle İlgili Çalışmalar

Ergonominin endüstriyel uygulamasında, en kullanışlı parametrelerden biri lokal kas yorgunluğudur. Habes (1984), otomobil döşeme atölyesinde çalışan işçilerin bir tam vardiya boyunca, erectores spinaelerinin lokal kas yorgunluğunu araştırdı. Biri 914 mm erişim ve diğeri 813 mm erişim gerektiren iki grup işçinin tam gün vardiya sonundaki lokal yorgunluk birikimini karşılaştırmalı olarak inceledi. Habes'in çalışmaları, integre EMG amplitudun 914 mm lik erişim mesafesindeki grup için, çalışılan süre boyunca anlamlı ve düşündürücü olarak yükseldiğini gösterdi. Örtgren ark., 1975), montaj işinde yorgunluğun saptanması için EMG sinyallerinde, power spektrum değişimlerini araştırdılar. İşçiler tarafından ağır iş kabul edilen, iki farklı tip montaj işini incelediler.



Şekil 2.39. Yorgunluk çalışmalarında sık kullanılan çeşitli yöntemlerin kas kuvveti veya power output oluşumu ile ilişkili prosesler hakkında nasıl enformasyon ürettiğini gösterir şema. EMG: elektromiyografi; LFF: düşük frekans yorgunluğu; TI: sarsı interpolasyonu; MVC: maksimum istemli kontraksiyon (Vollestad,1997).

Beş kasta, iki farklı iş için EMG sinyalleri kaydedildi. Yazarlar, ağır iş nedeniyle, power spektrumunda anlamlı değişimler olduğunu saptadılar. Gözlemlerinin sonucunda yazarlar mesleki aktivitelerde yorgunluğun saptanmasında bu tür ölçümlerin faydalı olacağını ileri sürdüler.

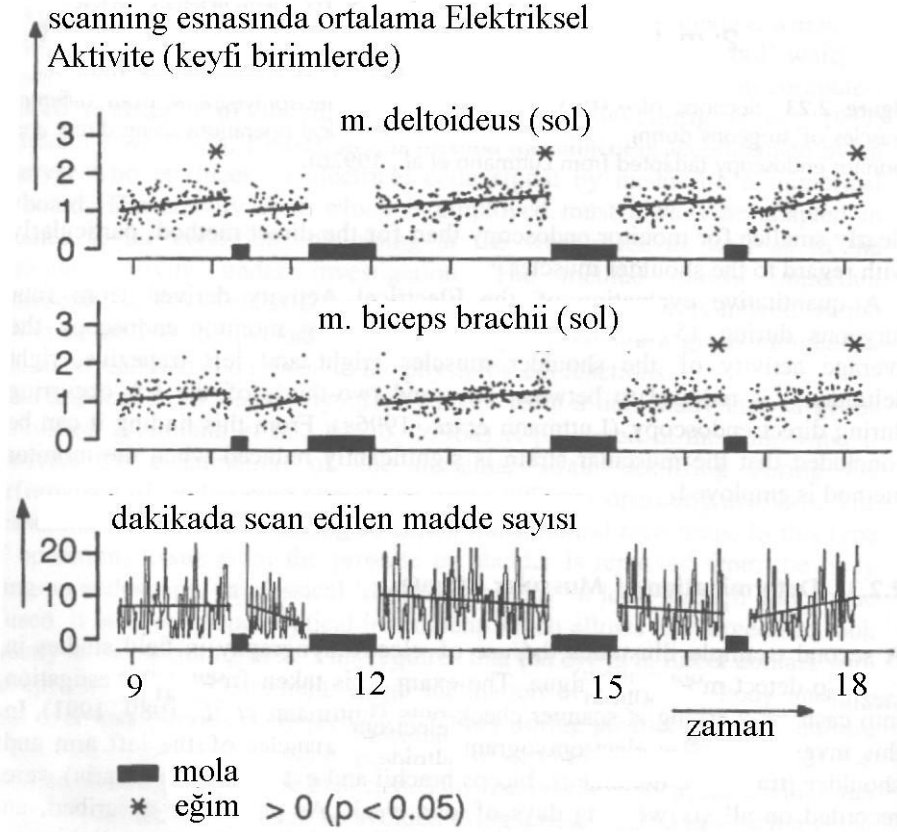
Power spektrum analizleri, ham EMG sinyallerini, zamana bağımlı olmaktan çıkarıp, frekansa bağılı olmaya dönüştüren hızlı Fourier Transform Tekniğini (FFT) uygulayarak yapıldı. Bir defa bu iş başarılı mı, çeşitli frekans bileşenleri; medyan frekans ve içerdiği güç (eğrinin altında kalan alan) hesaplanabilir ve araştırılabilir. Bir kasın elektrofizyolojik verisinin elde edilmesi, kişinin fizyolojik değişiklikleri fark edip sonuçta kaçınılmaz olan yorgunluğu anlamasına yardımcı olacaktır.

Kasta yorgunluğun oluşmasıyla, EMG sinyalinin büyüklüğünde artış ve daha düşük frekanslı bileşenlere doğru frekans değişmesi, pek çok araştırmacı tarafından bildirilmiştir. Lindstrom ark., (1970), uzun süreli kasılmalarda, EMG sinyallerinin

düşük-frekanslı bileşenlerinin arttığını ve vücut dokusunun etkisiyle yavaş-geçirgenli filtreden daha çok EMG sinyalinin nakledildiğini ileri sürdü. Böyle bir davranışın aksi de mevcuttur. Bazıları bu olguyu, yorgunlukta aynı kuvveti oluşturabilmek için ilave motor birimlerin yaratılması gerektiğine bağlıyorlar. Bazıları ise bu görüşe karşı çıkıyorlar (De Luca ark., 1982). Bu davranış için ileri sürülen bir başka neden de motor birimlerin eş zamanlı olmasıdır (Chaffin, 1973; Bigland-Ritchie ark., 1981). Eş zamanlılık, kasılmanın ilerlemesi ve frekans değişimi ile beraber daha çok anılmaktadır. Mekanizma ne olursa olsun, elektrofizyolojik olgu EMG sinyallerinin amplitudunu arttırmakta, medyan frekansın daha düşük değerlere doğru değişmesine neden olmakta, bu değişimler de lokalize kas yorgunluğunun güvenilir indikatörü olarak yaygın olarak kabul edilmektedir.

Dolan ark., (1995) erector spinae'nin yorgunluğunun teyit edilmesinde yüzey elektromiyografik sinyallerin frekans bandını kullandılar. Yazarlar, erector spinae'nin T<sub>10</sub> ve T<sub>3</sub> seviyelerinin yüzey EMG sini kaydettiler ve verinin hızlı Fourier Transform işlemini yaptılar. Frekans aralığı 5 den 300 Hz'a kadar olan kısmı araştırdılar. Araştırmacılar, power spektrumu, 5-300 Hz arasını 10 frekans bandına böldüler. Dolan ark.,(1995), medyan frekansı, toplam gücü ve spektrumun doruk amplitudunu hesapladılar. Araştırmacılar, kasılma esnasında, medyan frekansın düzenli olarak azaldığını, fakat toplam gücün ve doruk amplitudun arttığını saptadılar. Yazarlar, 5-30 Hz frekans bandında EMG sinyalinin arttığını defalarca tekrar edilen deneylerde ispat ettiler. Araştırmacılar, kasılmanın daha başlangıç etabında, EMG sinyallerinin orta ve yüksek frekanslı bileşenlerinin arttığını, fakat tahammül sınırına yaklaşıldığında azaldığını rapor ettiler. Medyan frekans literatürde, pek çok araştırmacının dikkatini çekmiş bulunuyor. Görülüyor ki düşük frekans bandındaki değişimler daha duyarlı olup, kas yorgunluğunun lineer bir göstergesidir. Bu nedenle, kayıt için çok uygun bir ölçüdür.

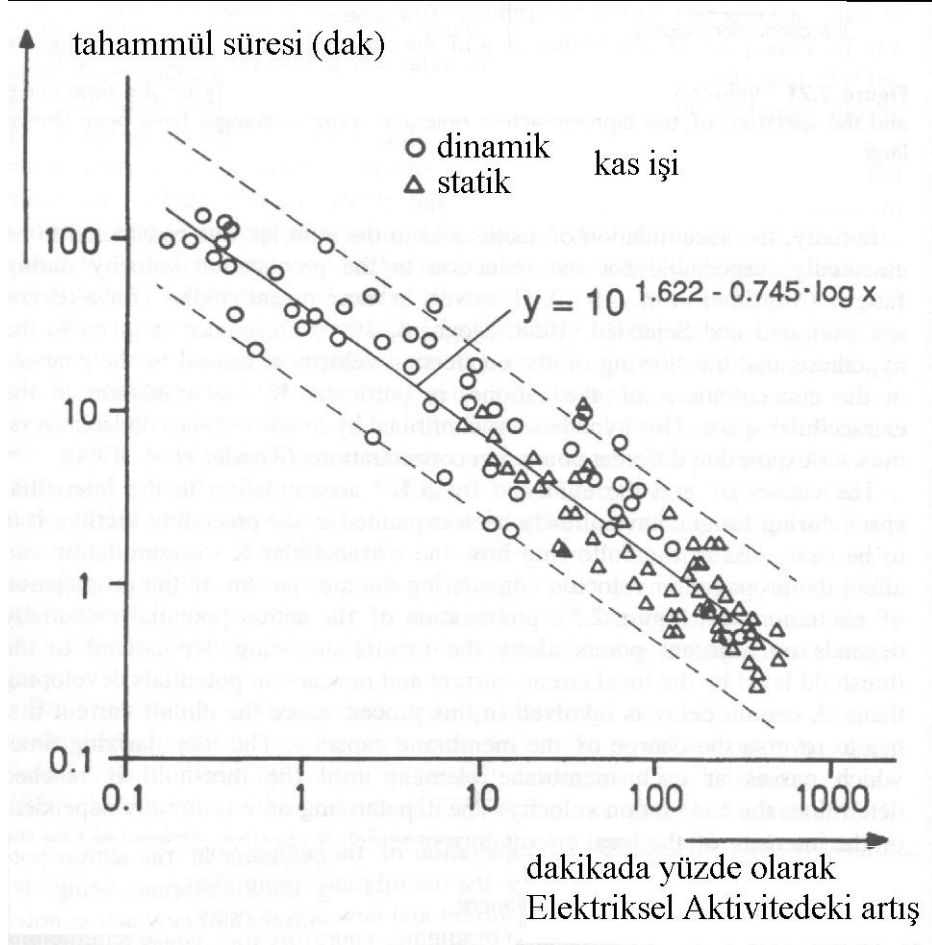
Kas yorgunluğunun saptanması ile ilgili alan çalışmalarına örnek olarak scanner-check-out'larda görev yapan kasiyerlerle ilgili araştırma (Luttman ark.,1991) ilk çalışmalardan biridir. Söz konusu çalışmada sol kolun ve omuzun dört kasının (trapezius, deltoideus, biceps brachii ve extensor carpi ulnaris) elektromiyogramları, bir haftanın tüm altı çalışma gününde kaydedilmiştir. Daha önce tanımlanan ve ilaveten kaydedilen aktivite kodu: scanner kullanarak fiyat kaydı, keyboard aracılığıyla fiyat



Şekil 2.40. Süpermarket check-out'unda scanning esnasında Ortalama Elektriksel Aktivite ve tüm çalışma günü boyunca kasada scan edilen madde sayısı (Luttmann ark., 1991).

kaydı, nakit kaydı, ağır eşyaların hareket ettirilmesi, bekleme ve ikinci derecedeki aktiviteler arasındaki ayırımı sağlamaktadır.

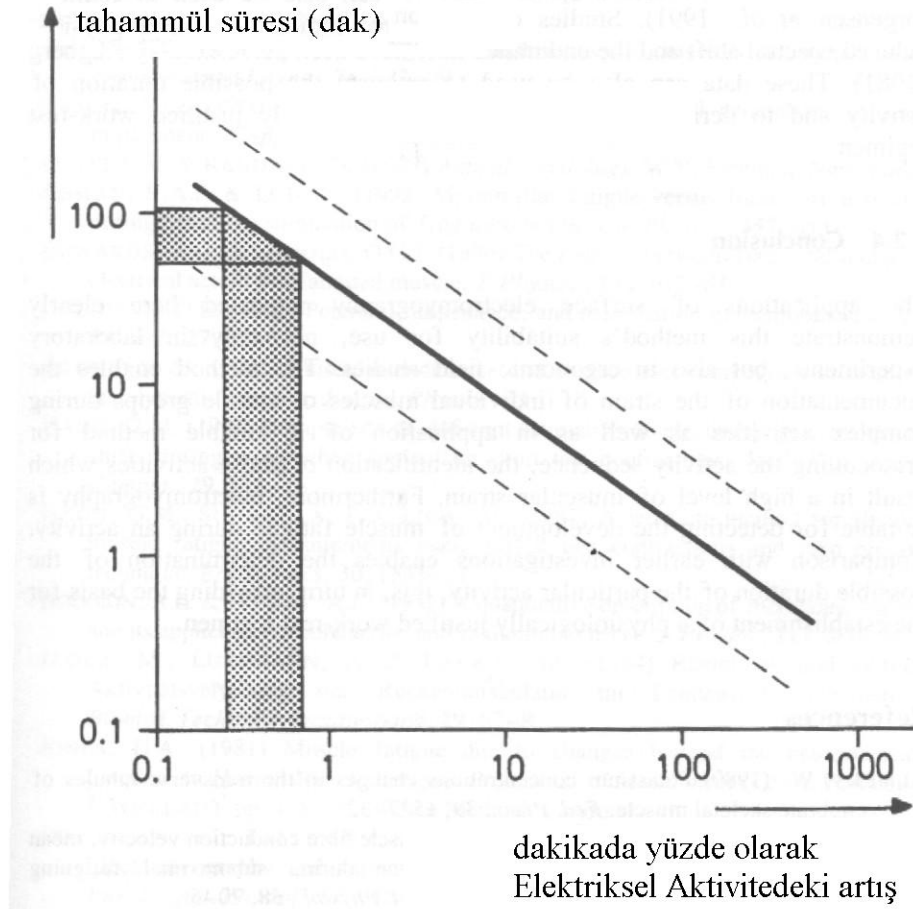
Örnek olarak scanner kullanarak fiyat kaydı esnasındaki Elektriksel Aktivite (EA) için zaman eğrisi, kol ve omuz kasının her ikisi için Şekil 2.40 da sunulmaktadır. Diyagramdaki her bir nokta “scanning” aktivitesi ile ilgili zaman bölümünün ortalama aktivitesine tekabül etmektedir. İş yükünü ölçmek için, dakikada scan edilen eşya sayısı diyagramın alt bölümüne dahil edilmiştir. Bu örnekte, iş-gücü verilen molalarla beş aktivite bölümüne ayrılmıştır. Bu bölümlerde EA ve scan edilen eşya sayısının her ikisi için regresyon doğruları gösterilmektedir. Beş aktivite seksiyonundan dördünde en az bir kas için EA’da belirgin bir artış (Şekil 2.40’da yıldız işareti ile gösterilmiştir) saptanmıştır. Çalışma hızında zaman içinde belirgin bir değişme saptanamamaktadır. Buradan çıkarılan sonuç, kas yükünün gün boyunca değişmemiş olmasıdır. Bundan dolayı, EA’da ölçülen artış, yükteki değişimin sonucu olmayıp, yalnızca kas yorgunluğunun belirtisidir.



Şekil 2.41. Elektriksel Aktivitedeki artış ile tahammül süresi arasındaki bağıntı (Kumar ve Mital,1996).

Yorgunluk veren aktivite, yalnız sınırlı bir zaman süreci için yapılabilir. İş düzeninin ergonomik planlanması görevi, fizyolojik olarak savunulan iş-dinlenme rejiminin geliştirilmesini gerektirmektedir. Bu da şekil 2.41'de gösterildiği gibi, EA'daki artış ile tahammül (dayanma-katlanma) süreci arasındaki bağıntıdan elde edilebilir. Şekil 2.42'ye regresyon fonksiyonu ile güvenilirlik aralığı dahil edilmiştir. Cash-desk aktivitesi esnasında, EA artışının ölçülen eğimleri için aralık apsisde gölgeli alan olarak gösterilmektedir. Tekabül eden tahammül değerleri ordinattan okunabilir. Grafikten okunan değerler 50 ve 110 dakika arasındadır. Mola vermeden yapılan cash-desk işi söz konusu periyodu aşmamalıdır.

Aktivite seksiyonlarının ortalama süresi bu çalışma alanında 98 dakika olup, 13 ila 256 dakika arasında değişmektedir (Luttmann ark., 1991). Bu nedenle, aktivitenin ortalama süresi, kas-fizyolojik saptamaları temeline dayanarak elde edilen tahammül süresi bölgesi içindedir. Bununla birlikte, geniş zaman aralığı nedeniyle, oldukça büyük



Şekil 2.42. Elektriksel Aktivitedeki artış ile tahammül süresi arasındaki bağıntı (regresyon fonksiyonu ve güvenilirlik sınırları. Şekil 2.41'den alınmıştır.) (Luttman ark., 1991)

değerler de bulunabilir. Sonuç olarak, iş düzeninin yeniden yapılanmasında, uzun aktivite sekiyonlarına engel olmak için dinlenme-molaları sisteminin oluşturulması önerilmiştir. Zaman aralığında, kas yorgunluğunun gelişmesi EMG amplituddaki değişmeden anlaşılmıştır. Eşit olarak da, frekans aralığında, mesleki iş esnasında oluşan spektral kaymadan, kas yorgunluğunun varlığı sonucu çıkarılabilir (örn. Örtengren ark., 1975, Hägg ark., 1987; Jörgensen ark., 1991). Yorgunluğun oluşturduğu spektral kayma ile tahammül zamanı arasındaki bağıntı ile ilgili çalışmalar, Hagberg (1981) tarafından yapılmıştır. Söz konusu veri, olası aktivite sürecinin tahmini ve fizyolojik olarak savunulan iş-dinlenme rejiminin endikasyonlarının türetilmesi için de kullanılabilir.

#### 2.3.3.4.EMG'de Yorgunluğa Bağlı Değişmeler

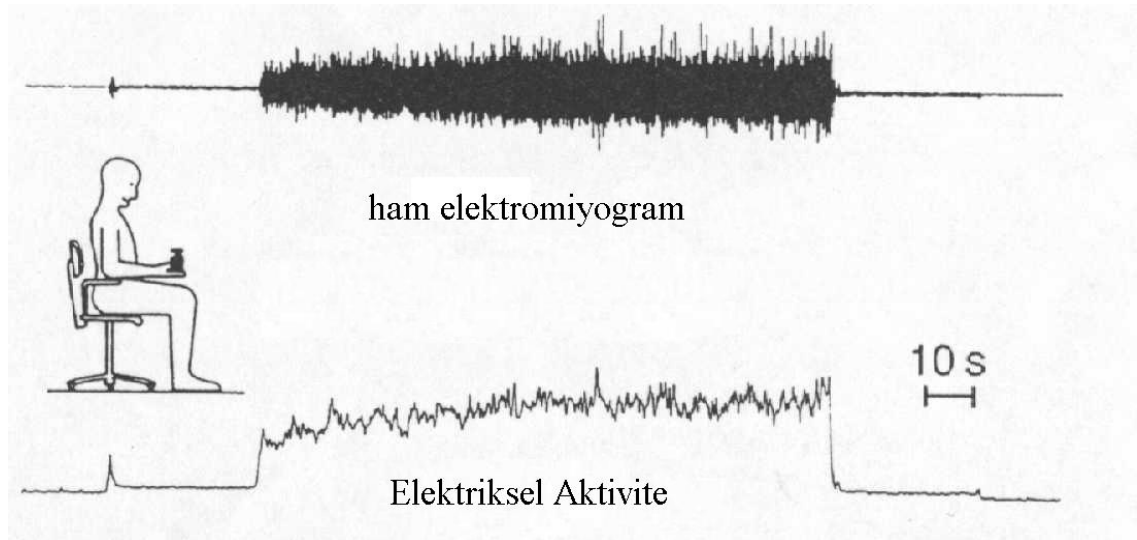
Bir kasın kas kuvveti oluşturma yeteneği uzun süre devam eden veya sık sık tekrarlanan kontraksiyonlarla azalmaktadır. Bu proses **yorgunluk** olarak

adlandırılmaktadır. Burada yalnız, iki tipik, yorgunlukla-oluşan EMG değişiklikleri sunulacak ve olası fizyolojik açıklamaları, daha önceki bölümlerden temin edilen temel kas fonksiyonlarına dayanarak tartışılacaktır.

### 2.3.3.5.Zaman Sürecinde EMG Değişimleri

Şekil 2.43'de, m.biceps brachii'den statik yüklemeye esnasında türetilen EMG gösterilmektedir. m.biceps brachinin EMG ve EA'ları, elde tutulan yük için gerekli kas kuvveti sabit kalsa da aktivite esnasında yükselmektedir. Kontraksiyon esnasında böyle bir yükseliş, Cobb ve Forbes tarafından 1923 gibi eski bir tarihte saptanmıştı. O tarihten bu yana çok değişik koşullardaki hem laboratuvar ve hem de çeşitli gerek iş-yerlerinde mesleki alan çalışmalarında pek çok kas için saptanmış ve değerlendirilmiştir (Basmajian ve De Luca, 1985) ve (Christensen 1986; Luttman ark., 1988,1991,1996, 2000, Luttmann ve Jäger, 1992).

Yorulma prosesi gidişatı esnasında EMG'nin artışının yorumu esasen, iki hipoteze odaklandırılmaktadır.



Şekil 2.43. 5 kg'lık bir yükün mümkün olduğu sürece elde tutulması esnasında m. biceps brachii'nin Elektromiyogramı ve Elektriksel Aktivitesi. (Luttmann ark., 1992)

1. EMG deki artış, motor-ünite aksiyon potansiyellerindeki düşük-frekans bileşenlerindeki artış ve yüksek-frekans bileşenlerindeki azalma gerçeğine uygun olmaktadır. Kas tonusu üç boyutlu yavaş-geçiren bir filtre gibi davrandığından, düşük frekans bileşenleri, yüksek frekans bileşenlerinden daha az incelmektedir. Motor ünite aksiyon potansiyellerindeki spektral kayma EMG'lerde amplitudda artma şeklinde ifade edilmektedir (De Luca 1979; Basmajian ve De Luca, 1985).



2. EMG amplitudundaki artış, sürdürülen kontraksiyon gidişatında birim zamanda aksiyon potansiyel sayısındaki artışı göstermektedir. Kas liflerinin ilave aktivasyonu gereklidir. Çünkü yorgunluk sonucu olarak, ya her aksiyon potansiyelin oluşturduğu kuvvet azalmakta veya pek çok aksiyon potansiyel etkisiz kalmakta ve kas lifinde sarsı oluşturamamaktadır. Sabit bir kuvveti sürdürmek için ya aksiyon potansiyelin ateşleme hızı arttırılır veya ilave motor ünite (birim) çalıştırılır (Eason, 1960; Maton 1981). Kas yorgunluğu esnasında, kuvvet-üretim kapasitesindeki azalmadan sorumlu biyokimyasal değişimler, uzun yıllardır literatürde tartışılmaktadır (Vøllestad ve Sejersted, 1988a, Vollestad,1997). Literatürde sözü edilen, yorgunluğun olası sebepleri arasında kas enerji kaynaklarının tükenmesi ve laktat ile hidrojen iyonları gibi metabolik ürünlerin birikmesi sayılmaktadır. Her ne kadar, sözü geçen biyokimyasal olayların, büyük kuvvetlerin üretildiği yorgunluk gelişiminde bir anlamı olabilirse de, enerji dönüşümünün arabulucusu olan ATP'de hatta yorgunluk aktivitesi sonunda bile önemli bir tüketim görülmemiştir (Sjøgaard, 1990). İlâveten, maksimum kuvvetin çok altındaki kuvvetler için ve kasın enerji kaynağı yeterli olduğu durumlarda da ve kasın sabit yüklendiği durumlarda EMG de artış saptanmıştır (Jørgensen ark., 1988). Kuvvet yetersizliği ile ilgili iki olası neden tartışılmaktadır: 1) Kas lifi membranında aksiyon potansiyellerinin yayılmasındaki karışıklık ve 2) elektromekanik çiftindeki azalma.

Birinci neden ele alındığında, her bir aksiyon potansiyel, dışarı doğru akan  $K^+$  iyonları ve içeri doğru akan  $Na^+$  iyonları ile, sonuçta, hücre içi ve hücre dışı ortamlardaki iyon konsantrasyonlarındaki değişim ile ilişkilendirilmektedir. Tek bir aksiyon potansiyelinin etkilediği iyon konsantrasyonlarındaki değişim çok küçüktür. İlâveten, düşük ateşleme hızında, membranın iki tarafı arasındaki iyon gradyanlarının yenilenmesi, her zaman,  $Na^+$  ve  $K^+$  un aktif transportu ile gerçekleşmektedir. Her ne kadar, birbirini hızlı izleyerek oluşan aksiyon potansiyellerin, uzun dizilimi, iyon pompasının yetersiz kapasitesi nedeniyle, intra ve ekstracelluler katyon konsantrasyonlarında belirgin bir değişmeye öncülük edebilir. Potasyum açısından, ekstracelluler  $K^+$  konsantrasyonundaki artışın, az olması ve geçişin sınırlanması nedeniyle az miktarda akışkan içeren t-tubullerde özellikle yüksek olduğu varsayılmaktadır (Şekil 2.17) (Almers, 1980). İlâveten, t-tubullerin membranı yalnız küçük sayıda  $Na^+/K^+$  iyon pompaları içermektedir (Venosa ve Horowicz, 1981).

Kas lifi membranının iki tarafındaki iyon gradyanındaki azalma lokal depolarizasyona ve belki de iletim engeline neden olmaktadır. İzole edilmiş kurbağa kasından, direkt hücre içi kaydedilen membran potansiyelleri; yorucu elektriksel uyarılmanın ardından dinlenme potansiyellerinin -90 mV dan yaklaşık -40 mV düştüğünü teyit etmektedir (Lännergren ve Esterblad, 1986). Özellikle transvers tüplerin alanında, aksiyon potansiyel yayılmasındaki zayıflamanın, yorgunluğun nedeni olabileceği bazı yazarlarca ileri sürülmüştür (Bigland, Ritchie ark., 1979). Transvers tüplerde aksiyon potansiyellerin tamamen veya kısmen engellenmesiyle, bazı aksiyon potansiyeller  $Ca^{+2}$  nin sarkoplazmik retikulumdan salıverilmesini sağlayamamaktadır. Bu nedenle söz konusu aksiyon potansiyeller bir kas sarsısına neden olamamaktadır. Eğer, örneğin bir ağırlığın elde tutulmasında olduğu gibi, belli bir kuvvete gereksinim varsa, ilave kas lifleri aktive edilmektedir. İstenilen kuvvet, yalnız ve ancak aksiyon potansiyel sayısı artırılarak üretilebilir ve EMG sinyalinin amplitudunda da artış, o takdirde saptanmaktadır. (Şekil 2.43).

İkinci sebebe dayanarak, sürekli kontraksiyonlar esnasında, intra ve ekstracellülar alanlardaki iyon bileşimindeki değişimler, hem dinlenme potansiyelinde ve hem de tepe aksiyon potansiyelinde azalmaya neden olmaktadır. Ve sonuçta, eksitasyon esnasında oluşan membran voltaj pulsları düşmektedir (Lännergren ve Esterblad, 1986). Vergara ve ark., çalışmaları (1978) sarkoplazmik retikulumdan salgılanan  $Ca^{+2}$  miktarının pulse amplituda oldukça yüksek oranda bağlı olduğunu göstermiştir. Kas kontraksiyonu,  $Ca^{+2}$  iyonlarının salgılanmasıyla kontrol edildiğinden, aksiyon potansiyel amplitudunda azalma, elektromekanik çiftinin azalmasına ve kuvvet cevabının kaybolmasına neden olacaktır. Bu durum birkaç deneyle teyit edilmiştir. Tek kurbağa kas hücresi preparatlarında tetanik uyarma yanılmalarında, usule uygun kayan filamentler yalnız miyofibrillerin çevresel tabakalarında, çoğunlukla merkezi bölümde oluşan düzensiz miyofibril modelinde izlenmiştir (Edman ve Lou, 1992). Tek kurbağa kas hücrelerinde intracellülar kalsiyum dağılımının indirekt ölçümünde flüoresan mikroskopinin uygulanması, yorulma kontraksiyonlarından sonra, dış bölümlerine yakın yerlerinde, merkeze yakın yerlere nazaran daha büyük konsantrasyon seviyeleri olmak üzere kalsiyumun gayri muntazam dağıldığını ortaya çıkarmıştır (Westerblad ark., 1990). Her iki çalışma sonucunda, t-tubulleri boyunca içeri doğru aksiyon potansiyellerin yayılışındaki başarısızlık, elektromekanik çiftinin küçülmesine neden

olduğu ve sonuçta kuvvet zayıflaması olduğu kanaatine varılmıştır. İlerleyen yorgunlukta, sabit bir kuvvet oluşturmak için daha çok aksiyon potansiyeline gereksinim vardır, bu da EMG amplitudunda artışa neden olmaktadır.

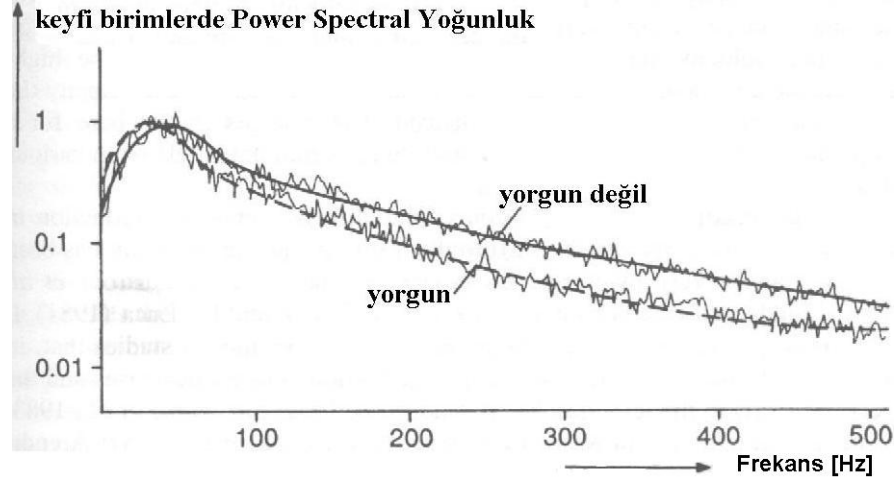
Kas titremesinin oluşması ve enerji dönüşümünün biyokimyasal prosesleri sonucunda olası sıcaklık yükselmesi (Petrofsky ve Lind, 1980, Schneider ark.,1988, Strasser, 1995) yorucu kontraksiyonlar esnasında, EMG amplituddaki yükseliş için ileri sürülen diğer başka olası nedenlerdir.

### **2.3.3.6.Frekans İlgisi Alanında EMG Değişimleri**

Frekans ilgi alanındaki tipik EMG değişimleri Şekil 2.44 de sunulmaktadır. Şekil, m.erector spinae'nin ileri-bükülmüş pozisyonunda, deneğin yükü elde tutmaya başlaması ile kasılmanın sonu arasında EMG'nin frekans spektrumunu göstermektedir. Yorucu kontraksiyondan sonra, Power Spektral Yoğunluk, düşük-frekans aralığında artmakta ve daha yüksek frekanslarda azalmaktadır. Yorucu istemli kontraksiyonlarda, EMG de düşük frekans bileşenlerindeki artış, geçen yüzyılın başlarında saptanmıştır . Yorgunluğa bağlı sola spektral kaymanın kantitatif değerlendirilmesi ve frekans alanında, yorgunluk yanıtı pek çok çalışmada araştırılmıştır (Basmajian ve De Luca, 1985). Kas fizyolojisindeki temel araştırmalarda kullanılışının dışında, spektral süre, ergonomik çalışmalara, özellikle kas yorgunluğunun kanıtı olarak dahil edilmiştir. (Örtengren ark., 1975; Hägg, 1991; Öberg ark., 1992). proses hakkında uzun yıllar yaşanan yoğun tartışma sonucunda başlıca iki yorum ortaya çıktı: synchronizasyon veya motor ünite ateşlemesinin sınıflandırılması ve kas lifi boyunca aksiyon potansiyelinin yayılma hızında azalma.

İlk nedenle bağlantılı olarak spektral kaymanın synchronizasyon veya sınıflandırma terimleri ile yorumlanmasında, motor ünite boşalıklarının sırası yorgun-olmayan durumda daha çok düzensiz olduğu ve yorgunluk prosesi esnasında aynı veya hemen hemen aynı zaman artışlarında boşalma eğiliminin artma temayülü gösterdiği varsayılmaktadır. Bu da, yüksek-frekans bileşenlerinde azalmaya ve düşük frekanslarda gücün artmasına neden olmaktadır (Chaffin, 1973, Sakamoto ark., 1982).

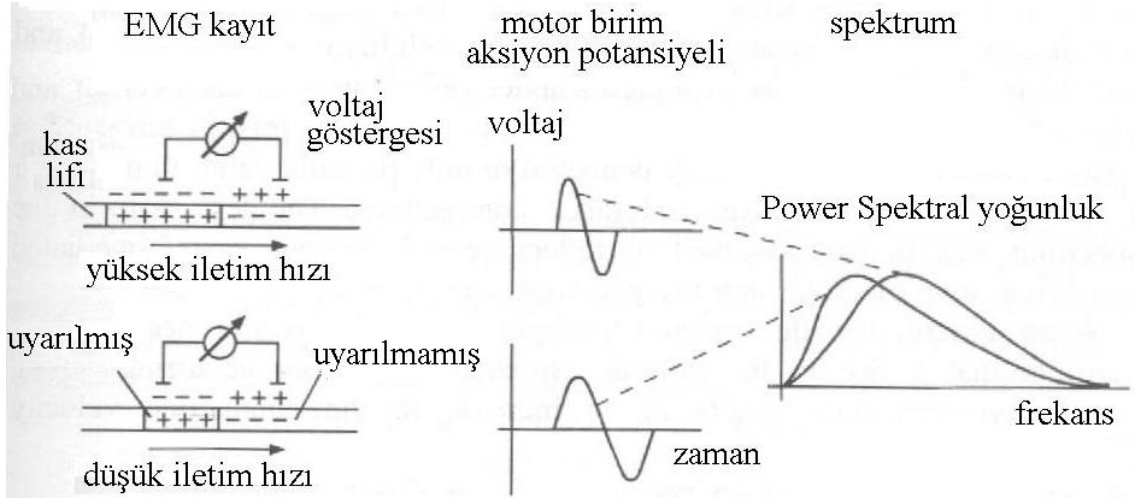
Yorgunluk esnasında kas titremesinin artması da kas lifi aktivitesi ile ilişkili olup, düşük frekans bileşenleri ile bağlantılıdır (Laurig ark., 1987).



Şekil 2.44. m. Erector spinae'nin ileri bükülmüş pozisyonda sürdürülen kontraksiyonun başlangıcında ve sonunda EMG spektrumu. (Luttmann ark., 1988)

İkinci nedenle bağlantılı olarak, iletim hızının bifazik aksiyon potansiyelinin zaman yönünde ve güç spektrumuna etkisi Şekil 2.45'un üst bölümü referans gösterilerek açıklanmaktadır. Yüksek iletim hızında uyarılmanın önü iki extracelluler elektrodun arasındaki kısa zaman aralığındaki mesafeyi kapsamaktadır. Düşük iletim hızında ( Şekil 2.45'un alt bölümü) aynı mesafeyi kapsamaması için daha çok zamana gereksinim vardır. Bu nedenle, bifazik aksiyon potansiyel yüksek iletim hızında kısa ve düşük iletim hızında uzundur. Spektrumda, yüksek-frekans bileşenleri yüksek hızda ve düşük hızda düşük-frekans bileşenleri üzerinde durulmaktadır. Tek kas lifi için burada gösterilen değişimler, çeşitli liflerden gelen aksiyon potansiyel karışımına da aynı derecede uygulanabilir.

İletim hızıyla, güç spektrumunda sola kayma arasındaki ilişki, model hesaplamaları vasıtasıyla kantitatif olarak da değerlendirilmiştir (Lindström ark., 1970; Lindström ve Magnusson, 1977; Stulen ve Luca, 1981). Pek çok deneysel çalışmada sürdürülen kontraksiyonlarda, iletim hızı azalmakta ve spectrum sola kaymaktadır (Sadoyama ark., 1983, Broman ark., 1985, Zwarts ark., 1987). Bununla beraber iletim hızındaki azalmanın spektrumun sola kaymasının tek nedeni olduğu hala kesin olmayıp azalmanın nedeni tartışılmaktadır (Krogh-Lund ve Jorgensen, 1993). Başlangıçta, yorgunluk esnasında yayılma hızındaki azalmadan kaslarda biriken laktik asitin sorumlu olduğu kanaatine varılmıştı Daha yakın tarihlerde yapılan çalışmalarda (Vøllested ve Sejersted, 1988a, Sjøgaard, 1990) iletim hızının yavaşlamasının, katyonların



Şekil 2.45. Aksiyon Potansiyel iletim hızının zaman eğrisi ve bifazik aksiyon potansiyelinin spektrumuna etkisi. Açıklık getirmek için tipik değişimler büyütülerek sunulmaktadır (Kumar ve Mital, 1996).

konsantrasyonlarındaki değişimlerden, özellikle  $K^+$ 'un ekstracellular alanda birikmesinden kaynaklandığı hipotezi ileri sürülmüştür. Bu hipotez, farklı potasyum konsantrasyonları ile muamele edilen izole fare kasında, invitro, olarak teyit edilmiştir (Kösler ark.,1990). Ekstracellular  $K^+$  birikiminin yayılma hızını nasıl etkilediğini göstermek için uyarmanın yayılma hızı göz önüne alınmalıdır (Şekil 2.5). Aksiyon potansiyelinin yayılması, esasen lokal akım devresi ile threshold-eşik seviyesine depolarize olmuş membran boyunca komşu noktalara ve o noktalarda gelişen yeni aksiyon potansiyellere bağlıdır. Devre akımı önce membran kapasitesinin yükünü tersine çevirmek zorunda olduğundan, bu prosesinde belli bir gecikme olacaktır. Threshold-eşik'e ulaşmaya kadar her membran elementini geçen "depolarize etme süreci" iletim hızını tanımlamaktadır. "Depolarize etme süreci" direkt olarak aksiyon potansiyelinin amplitudu ile yükselen fazın dikliği tarafından tayin edilen lokal akım devresinin yoğunluğuna bağlıdır. Yukarıda açıklandığı gibi yorgunluk durumunda her iki değerde iyon gradyanlarındaki değişimler sonucu değişmektedirler. Böylece, yorgunluk esnasında, depolarize etme süreci azalırken, iletim hızının da azalmasına neden olmaktadır.

Bugün, iletim hızındaki azalma, yorgunluk oluşturan spektral değişimin yorumlanmasında en çok kullanılan bir açıklamadır. Spektral değişimleri yorumlarken, devamlı kasılmalar sonucu olası iletim hızında artma sonucunda oluşan kas sıcaklığındaki yükselmeyi de göz önüne almak gerekir (Schneider ark., 1988). Ayrıca,

iletim hızındaki değişmeler, farklı kas lifi tiplerinin (hızlı sarsı ve yavaş sarsı lifleri) farklı iletim hızları ile ardışık aktivasyonu sonucu oluşmaktadır.

### **2.3.3.7. Kas Yorgunluğu ve Kasın Dayanma Süreci**

Çalışan kas işleminin aktivitesi olan yorgunluk ancak sınırlı bir zaman içinde ortaya çıkabilir. Bu zaman süreci geçtikten sonra, kas yorulup bitap düştüğünde, daha fazla kontraksiyon mümkün olmaz. Oluşturulan kuvvetin arttırılması ile bitap düşme hali daha da hızlandırılmış olur. Şekil 2.43’de gösterildiği gibi yorgunluğun gelişmesi EMG’nin ve EA’nın artmasıyla aynı zamanda oluşmaktadır. Yükselmenin dikliği ile yorgunluk aktivitesinin süreci arasında sıkı bir ilişki bulunmaktadır. EA’da düz artış bağlanırken aktivitenin uzun sürecine, dik artış da, hızlı yorgunluk prosesine ve kısa aktivite sürecine bağlanmaktadır. Yorgunluğa bağlı EA daki artış ile dayanma süreci arasındaki ilişki Laurig ve ark., tarafından kantitatif olarak araştırılmıştır (1987). Şekil 2.41’de statik ve dinamik yük taşıyan çeşitli kaslar ile yapılan çok sayıdaki deney sonuçları sunulmaktadır. EA daki artışın, yorulma aktivitesinin başlangıcındaki değerin yüzdesi olarak grafiğe geçirilmesi yaklaşık olarak düz bir doğru vermektedir. Sonuç regrasyon fonksiyonu ve güvenilirlik aralığı Şekil 2.42’de sunulmaktadır.

### **2.3.3.8. Sürekli Performans Sınırı, SPS**

Sürekli performans sınırı SPS, ergonomide sık kullanılan bir terimdir. Vardiya içindeki normal molalar dışında ek molalara gerek duymadan, 8 saatlik bir vardiya boyu sürekli yapılabilecek maksimum iş yükünü karşılamak için gerekli güç, işçinin sürekli performans sınırını belirler (Babalık, 2005). İş hekimliğine göre ise “sürekli performans sınırı”, enerji sunumu ve gereksiniminin dengede kaldığı, çok fazla yorulmadan ve özel molalara gereksinim göstermeden 8 saatlik bir vardiya boyu yapılabilecek en büyük iştir. Sürekli performans sınırı dinamik kas işinde, erkeklerde 275- 300 Watt (~ 8600 kJ), kadınlarda ise 185-200 Watt (~ 5800 kJ) olarak kabul edilmektedir. Sürekli performans sınırı, kişiden kişiye, fizyolojik özelliklerine ve kondisyon durumuna bağlı olarak değişmektedir. Sekiz saatlik bir vardiyada 0.2 kW veya üzeri performans gösterebilen bir kişi, 5 dakika süren bir iş için performansını 0.7 kW’a çıkarabilir.

Statik işlerde sürekli performans sınırını benzer bir şekilde ifade etmek mümkün değildir. Deneysel olarak, maksimum kuvvetin % 15’i sürekli performans sınırı olarak kabul edilmektedir (Babalık, 2005).

## 2.4. Üst Ekstremitte Kaslarının Elektromiyografisi ve Ergonomik Uygulamalar

### 2.4.1. Gerilme Ölçümlerinde Ergonomik Yöntemlerin Görev ve Amaçları

Teknolojinin gelişimi pek çok iş alanında mekanizasyona ve rasyonalizasyona neden olurken, insan gücü olmadan işleri başarmanın tamamen mümkün olmadığı gerçeği de ortaya çıktı. Bir başka deyişle, insanoğlu insan-makine sisteminde bilgi üreten eleman olması yanı sıra, daima daha da önemli işler yapacaktır. Teknik unsurlar ve insan faktörleri işbirliği içinde olduğu takdirde, iş sistemi optimum sonuçlara kolayca ulaşabilir. Popüler olmayan işler, hem ekonomi ve hem de insanoğlu açısından uzun vadede geri ödeme yapamadıklarından, iş tasarımında ergonomik bilginin iyi kavranmış olması çok önemlidir (Kumar ve Mittal, 1996).

İş yerlerinin tasarımında, yalnız insan vücudunun çeşitli ölçümleri göz önüne alınmamalı, ayrıca yeterli bacak alanı ve erişme mesafesi de (santimetresine kadar) sağlanmalıdır ki, böylece statik optimasyon çalışmalarına dayanan planlar elde olunabilsin. Tercihen, ayrıca insan vücudunun biyomekanik ve hareket teknik kurallarını da göz önüne almak da önemlidir. Bir elde zorunlu pozisyonlar, diğer elde iş yordamına bağlı vücut duruşundaki değişimler sonucu oluşan görünür güç olmak üzere en aza indirilmelidir. Örneğin, tekrarlanan montaj işi esnasında eleman kontrolü ve alet çalıştırılmasında hareketin tercih yönleri ile el-kol sisteminin kinematik zincirindeki yararlı açıları önceden tanımlanmalıdır. Bu, zor koşullarda çalışanların devamsızlığına neden olacak kas kramplarını (myogelosis), eklemlere hasarı ve fizyolojik zorlanmayı önleyecek tek çıkar yoldur.

AB ülkelerinde uygulanan (Basic Guideline for Occupational Safety) = (Mesleki Güvenliğin Temel Ana Noktaları) yalnız iş kazalarını ve mesleki hastalıkları önlemeyi hedef almamakta, aynı zamanda çalışanın tehlikeye karşı korunmasızlığını önlemeyi de amaçlamaktadır. 100 ve 118 a paragrafları makine, cihaz ve çalışma aletlerini üretenleri, ürünlerini ergonomik olarak tasarlamaya zorlamaktadır. Ülkemizde Sağlık ve Sosyal Yardım Bakanlığının yaptırdığı 2003 yılına ait istatistiklere.göre tüm çalışanları kapsayan “Toplam Geçici İş Görmezlik” 2.101.539 gündür (Sağlık ve Sosyal Yardım Bakanlığı 2003 Yılı İstatistikleri). İş Kazası sayısı ise sadece Bursa Sanayi Bölgelerinde 6.903 tanedir. MESS’in(Türkiye Metal Sanayicileri Sendikası) 2004 Yılı Anketlerine göre ise Ana Metal Sanayinde yaralananların %11.93’ü burkulma ve gerilerek zorlanmadan oluşurken, % 0.31’i kas yırtılması, %7’si omuz ve kollarda,

% 13.95'i el bilekleri ve ellerde, % 23.87'si el parmaklarında, %6.52'si ise aşırı kas zorlanması sonucu oluşmaktadır. "İşçi Sağlığı ve İş güvenliği Tüzüğü (11.1.1974/14765) nün Beşinci Bölümünde Madde 77: Fiziki ve mekanik nedenlerle ortaya çıkabilecek meslek hastalıklarına sebep olan işlerde çalışanların maruz buldukları tehlike ve zararlara karşı alınacak özel koruyucu tedbirler gösterilmektedir. Bunu başarmak için, iş yerlerinin ve aletlerin ergonomik kalitesini kontrol eden üretim mühendisliği yöntemlerine gereksinim vardır. Bugünlerde, ekseriya artık zor fiziksel iş kabul edilmeyen, fakat destekleme de hafif, tek-terafı gerilim kabul edilen, motor cihazlar hala negatif sonuçlar vermektedir. Böylece, iş esnasında lokal gerilmeyi detaylı araştıran yöntemler daha da çok önem kazanmaktadır.

Endüstriyel işte, sadece ağır yük taşıyan vasıtalar değil, örneğin düşey olarak manuel kaldırmada da mesleki sağlık açısından risk bulunmaktadır; ilaveten uygun olmayan vücut duruşlarında yapılan hafif fiziksel işlerde de en azından şikayet şeklinde sorunlarla karşılaşılabilir. Sonuçta, gittikçe artan travma rahatsızlıkları (Cumulative Trauma Disorders, CTD) veya tekrarlanan gerilme hasarları (Repetitive Strain Injuries RSI) ortaya çıkmaktadır. Özellikle, İskandinav ülkelerinde, A.B.D ve Avustralya'da bu tür ve diğer iskelet kası rahatsızlıklarının, uygun olmayan duruş şekillerinde el-kol-omuz sistemi ile yapılması zorunlu, daha yüksek çalışma frekansında, uzun süreli yapılan manuel işlerin sonucu olduğu kabul edilmektedir.

#### **2.4.2. Üst Ekstremitenin Statik Kas İşinin Bilgisayar--Destekli Elektromiyografik Değerlendirilmesi**

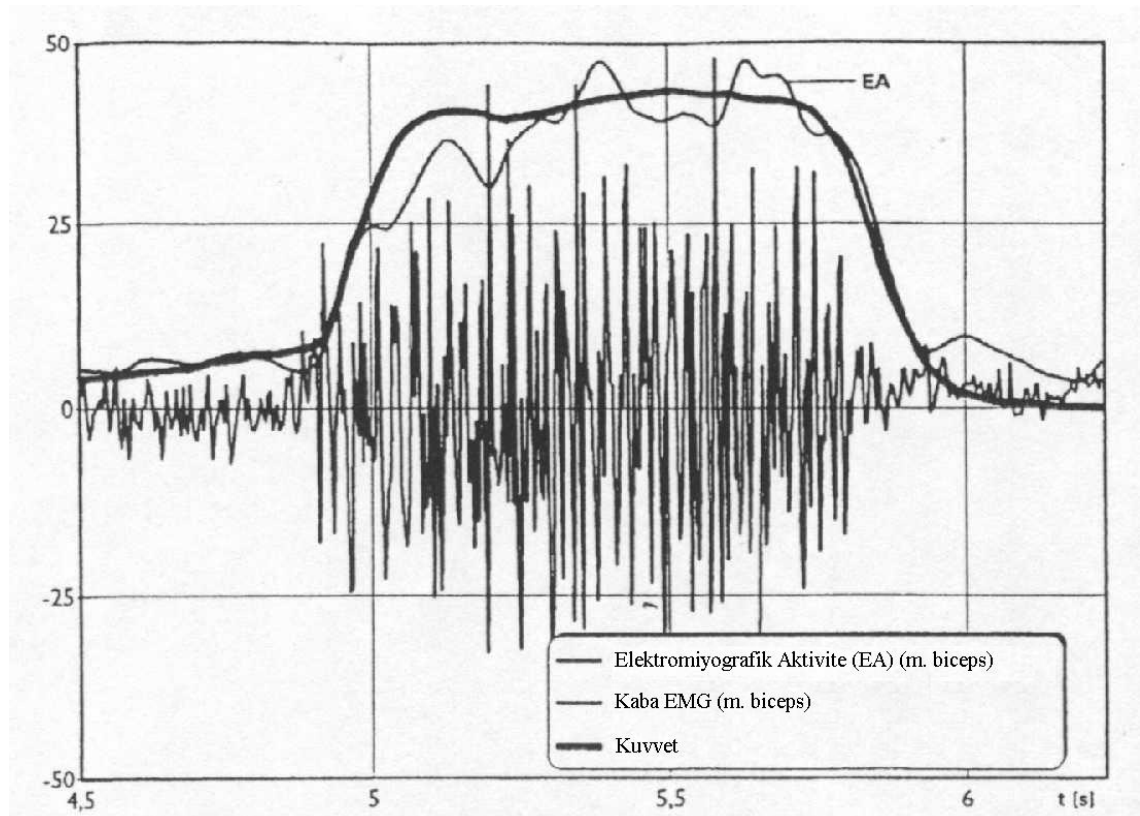
Lokal statik kas işinin değerlendirilmesinde, elektromiyografi 1970 lerin başından beri Almanya'da başarı ile uygulanmaktadır (Strasser, 1996). İlgilenilen kas grubuna yüzey elektrotları yerleştirilerek biyoelektrik işlemlerden veri toplamakta ve toplanan veri grafiğe dönüştürülmektedir. Yüzey elektrotları daha önce(Bölüm 2.1 ve2.2) bahsedildiği gibi, sinir sisteminin içine uzanarak örneğin kasların aktivasyon durumunu kavramamızı sağlamaktadır. Sinir sisteminin düzenlenmesi esas beynin piramidal hücrelerinden başlamakta motor nöronların spinal kortdaki motor sistemi üzerinden motor nöronların dallanması ve kas liflerindeki motor-son-plaklar tarafından kontrol edilmektedir. Sayı ve zamanlama açısından farklılık gösteren motor birimlerin aktivasyonu, motor birimlerin tek kasılmalarının ki elektrik amplifikatörleri vasıtasıyla türetilen mili veya mikro-volt cinsinden cilt yüzeyindeki potansiyellerin – uzaysal ve



zamana bağılı sırasıyla sumasyonuna veya üst üste konulmuş şekline bizi ulaştırmaktadır.

Bir kas grubunun örneğin üst koldaki m.biceps brachii'nin statik izometrik olarak aktifleşmesinde, iki kutuplu gümüş/gümüş klorür elektrotları yardımı ile Şekil 2.46'daki gibi miyoelektrik sinyaller saptanabilir (pozitif ve negatif potansiyel değişimlerinin patlamasına dikkat ediniz). Bu ham EMG; zamanın, (t), fonksiyonudur. Bilinen yöntemlere göre, kaba elektromiyogramın büyütülmüş şekli (EMG (t)), normal olarak düzeltilip, rektifiye edildikten sonra aşağıda verilen formüle göre "t" ye karşı integre edilerek düz, çizgi haline getirilir ve aşağıda verilen formüle göre hesap edilen Elektromiyografik Aktivite EA (düzeltilmiş kaba EMG zarfı) izometrik kuvvet cihazının yardımı ile ölçülen kasın sarf ettiği statik kuvvet ile ilişkilidir.

$$EA = \frac{1}{T} \int_0^T |EMG(t)| dt \quad 2.3$$



Şekil 2.46 m.biceps brachii'nin yaklaşık 1 sn. içinde tek bir patlaması ile bağlantılı kaba miyoelektrik sinyal. Rektifiye ve düzgünleştirilmiş sinyal (elektromiyografik aktivite bir patlamalık atılımın zarfını temsil eder ve dinamometre ile ölçülebilen kuvvet ile ilişkilidir.(Strasser,1996).

Manuel işlerin yapılması esnasında kinematik zincirin aktif üyeleri olarak işe katılan farklı kasların birbiriyle etkileşmelerini ve gerilme sonucu oluşması olası handikapları ve en uygun kasın fizyolojik maliyetini saptamak için yapılan araştırmalar ile hatta özellikle dinamik manuel manevralarla ilgili basit statik sarfiyatlara ait araştırmalar, çok kanallı kayıt ve miyoelektrik sinyallerin daha detaylı işe-özümlü değerlendirilmesini gerektirmektedir.

### **2.4.3. MVC'den Maksimum Değerleri Ayırmak için Gerçek Değerlerle İlişkilendirerek EA Verisinin Standartlaştırılması –Bireyler Arası ve Kaslar Arası Kıyaslama ve Gerçek Zorlanma Değerlerinin Hesaplanmasında Önkoşul**

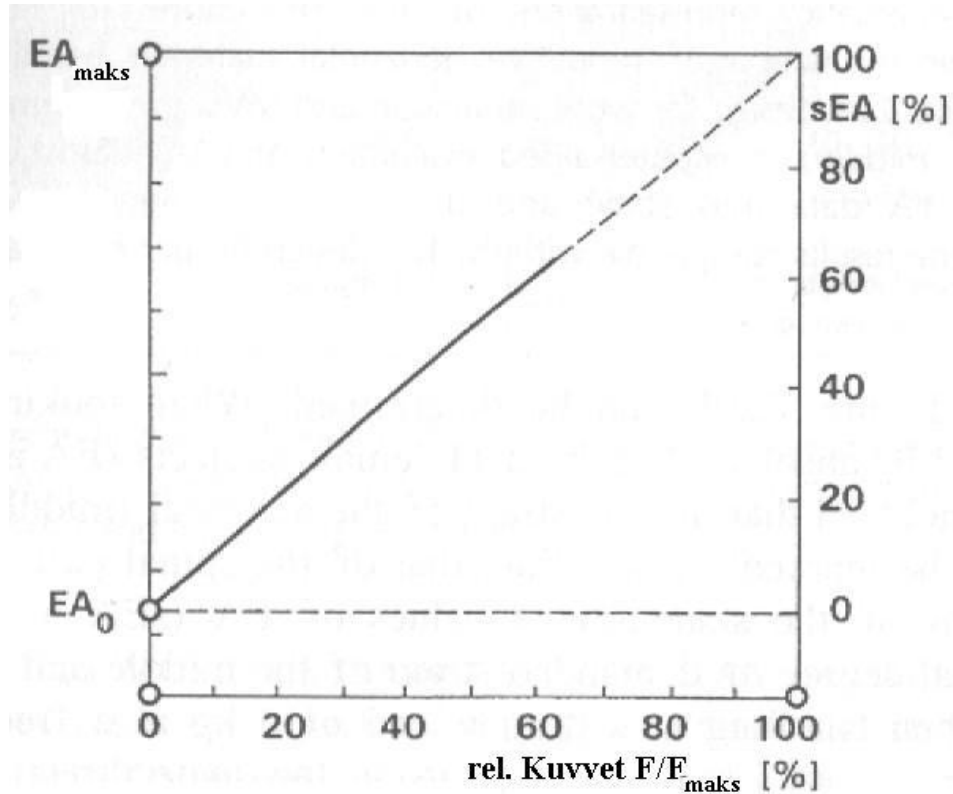
Miyoelektrik sinyallerin ölçümünden, prensip olarak amplifikatörlerin önceden ayarlanmış edinimlerine bağlı olarak mikro-veya milivolt birimlerinde kabaca keyfi değerler üretilmektedir, bu nedenle EA'nın ortalama değeri ile bileşenlerin mutlak değerleri kas gerilmesinin nicel göstergesi olarak yorumlanamaz. Bundan dolayı, farklı araştırma gruplarının sonuçları, genelde yalnız nitel olarak kıyaslanabilir. Hatta, benzer iş test koşullarında ve benzer kablo konumları ile seçilmiş amplifikatör ve kayıt cihazları ile elde olunan miyoelektrik veri kişiler arası yoğun farklılıklar nedeniyle şaşırtıcı olabilmektedir.

İki EA eğrisinin amplitudları arasındaki büyük farklılık için çok çeşitli nedenler mevcuttur, örneğin kas uyarılması ile oluşan biyolojik sinyalleri etkili bir şekilde nemiendirerek kişiler arası farklılıklar yaratan deri altı yağ dokusu gibi. Ayrıca uyarılan kasın kütlesi EA amplitudu tayin etmektedir. Sonuçta elde olunan neticeler, elektrotların yerleştirilmesi esnasında kas üzerinde kablo konumlarının ekseriya önlenemeyen küçük farklılıkları nedeniyle de etkilenebilmektedir.

Hatta Zipp (1989) tarafından elektromiyografi için yapılan tüm öneriler yerine getirildiğinde de EA amplitudundaki kişiler arası yoğun farklılıkların önüne geçilememektedir. Bu nedenle, bireysel sinyal değişimlerinin olumsuz etkilerini azaltmak ve araştırmaya katılan bir grup denek'in sonuçlarını kıyaslanabilir yapabilmek ve farklı kas gruplarından elde olunan EA verisini mukayese edilebilir kılabilmek için, uygun standartlaşma ve EA verisinin referans bazı ile ortak bağıntısının hazırlanması zorunludur(Strasser,ark.,1989).

Standartlaştırılmış EA'dan, denetlenen kastan beklenen zorlanmanın derecesi hakkında sonuçlar çıkarmak mümkün olabilecektir. İncelenecek olan statik veya dinamik kas işi için geriye kalan veya artan tahammül gücü seviyeleri ile ilgili olarak bu işlemi yapmak mutlak olarak zorunludur. Bu bağlamda, izometrik maksimum istemli kasılmalar ( $MVC_s$ ) la bağlantılı maksimum EA, ( $EA_{maks.}$ ), gerçek EA verisi için uygun referans olarak literatürde birkaç defa önerilmiştir. Bununla beraber, EA,  $MVC_s$  için keyfi olarak seçilmiş aşağı yukarı sadece bir ölçüm noktasında kaydedilmemelidir. Bu, tabii ki gerekli olan maksimum gücün ölçümünü şart koşmaktadır. MVC: feedback ve teşvik ile oluşturulan ve deneğin maksimum efor olduğuna inandığı kuvvettir. Tüm motor birimleri maksimum ateşleme hızlarında toplamak imkansız olduğundan MVC deneğin izometrik kasılma esnasında istemli olarak yarattığı kuvvetin maksimum değeri olarak tanımlanmaktadır.

Pragmatik yaklaşımda Şekil 2.47'nin Lineer standartlaşma formülü savunulabilir, makul bir uzlaşma olabilir (Strasser,1996).



Şekil 2.47 Elektromiyografik aktivitenin standartlaştırılmasının gösterilmesi (Strasser, 1996)

$$sEA = \frac{EA - EA_0}{EA_{maks} - EA_0} * 100\% \quad 2.4$$

EA = Tek bir kasın dışa rotasyonu ile içe rotasyonu esnasındaki gerçek Elektromiyografik Aktivitesi

EA<sub>0</sub> = Söz konusu kasın “Dinlenme Aktivitesi”

EA<sub>maks</sub> = Söz konusu kasın “Maksimum İstemli Kasılma” esnasındaki Elektromiyografik Aktivitesi

Relatif Kuvvet:  $F/F_{maks} = \% \text{ Kuvvet}$

Yukarıdaki eşitlikten anlaşılacağı gibi Standartlaştırılmış Elektromiyografik Aktivitenin hesap edilmesinde maksimum ve dinlenme elektromiyografik aktiviteleri , sırasıyla, EA<sub>maks</sub> ve EA<sub>0</sub> referans bazı olarak kullanılmaktadır. sEA değeri, fizyolojik maliyeti (physiologic cost) tanımlamaktadır. “Fizyolojik Maliyet”, esasında toplam bireysel kapasitenin, o iş için gerekli olan “yüzde olarak miktarı”dır.

Tekrar vurgulanmalıdır ki oluşan maksimum kas kuvveti ile üst üste daima çakışmayan global maksimum EA hesaplamalarda kullanılmalıdır.

Şekil 3.3, deney düzeneğinin tamamını, cıvata sıkma-gevşetme prosesine katılan 5 kasın Ag/AgCl elektrotları ile 5-kanallı PAR-PORT/F'e bağlanmasını ve bilgisayar-destekli kayıt ve elektromiyografik veri hesaplamalarını, standartlaşmanın oluşmasını canlandırmaktadır.

## **2.5. Elle–Tutulan Aletlerle Bağlantılı Fizyolojik Zorlanmanın Ölçümünde Elektromiyografik Yöntemlerin Kullanılması ile İlişkili Bilgi Sayar- Destekli Sistem**

Pek çok iş yerinde el aletleri için önemli elemanlarını oluştururlar ve düzgün tasarlanmayan el aletleri, operatör üzerinde zararlı etkileri olan iş koşulları yaratırlar. Biyomekanik ve ergonomide öncü olan Tichauer 1978 de, uzun süre önce örneğin tekrarlanarak kullanılan kerpetenle ilgili, şöyle bir öneride bulunmuştur. “Bileğini değil, aleti bük!” (Strasser ark.,2004a). Bu ifade çok önemli olmasına karşın, olası gelişimle ilgili tek bir kriterdi. Eğer el aleti sık sık veya uzun bir periyot süresince kullanılacaksa,

diğer ufak ayrıntılar emniyet ve rahatlık açısından hayati önem taşıyabilir. El ile yapılan uzun süreli işlerde, el aletleri kullanıldığında fizyolojik hasar ile tekrarlanan el hareketlerinin uzun vadedeki olası zararlı etkilerinden sakınmak gerekir. Tenosynovitis veya diğer uzun süreli birikmiş travma rahatsızlıkları (CTD), (Cumulative Trauma Disorders), örneğin tendonlarda ilerlemiş hasarlar, tendon kılıfında, el, bilek, dirsek ve kol sinirlerindeki hasarlar, düz uzatılmış bilekte oluşmazlar, ancak travma rahatsızlıkları, ile tekrarlanan gerilme hasarları ve iskelet kası şikayetlerinin, uygun olmayan iş tasarımı ve kullanışsız el aletleri nedeniyle oluşabileceği global bir gerçektir.

Son elli yıl boyunca rapor edilen CTD<sub>s</sub> vaka sayısında dramatik bir artış gözlenmiştir. A.B.D.'de İşçi İstatistikleri Bürosu (BLS) 1981'de, mesleki rahatsızlıkların % 18'inin CTD<sub>s</sub> ile bağlantılı olduğunu bildirmiştir. İşçi istatistikleri Bürosu Basın Bildirisi, 1992). Söz konusu rahatsızlıklar nedeniyle, iş yerinde performansın azalması, veya çalışanların işinin başında bulunamamasının neden olduğu maddi zararların yüksekliği nedeniyle CTD<sub>s</sub> üzerindeki çalışmalar yoğunlaştırılmıştır. (Pinkham, 1988) her elin/bileğin CTD<sub>s</sub> vakasındaki gerçek masrafının 15 000 ila 25 000 \$ arasında olduğunu tahmin etmiştir. Ayrıca söz konusu masraf, ABD'deki sağlık harcamalarının artan maliyeti ile aynı oranda artmaya devam etmektedir. Endüstriyel işte , CTDs'den en çok etkilenen vücut bölgesi bilektir. Bilekte yaralanmalar, CTD<sub>s</sub> için yapılan işçi tazminat taleplerinin % 48'ini oluşturmaktadır. (Tanaka ve McClothin, 1993). CTD<sub>s</sub> için başlıca risk faktörlerinden biri tekrarlanan hareketlerdir. Firmalar endüstriyel pazarlama yatırımlarında daha çok rekabet eder oldukça, tekrarlanan iş siklusları da artacaktır. Genelde el aletleri ile yapılan tekrarlanan iş de işçi montaj hattının hızında yürür ve günde 8 saat çalışır. Bu nedenle işçinin daima CTD<sub>s</sub> riski altında olacağını düşünmek akla uygundur. Bu riski minimuma indirmenin tek potansiyel yöntemi, işçileri ergonomik olarak tasarlanmış el aletleri ile donatmaktır. Bu nedenle araştırmalarda; ürün ergonomistlerinin yaklaşımları ile iş aletlerinin tasarımı açısından el-kol sisteminin anatomik ve fizyolojik karakteristiklerinin göz önüne alınması, “insana uygun olan = ele uygundur” eşitliğine dayanan mutlak, zorunlu bir prensiptir. El aletlerinin karakteristikleri (el aletlerinin ağırlığı, geometrik şekli, manevra yeteneği, aletin kullanımında istenilen başlatma kuvveti gibi) çalışanların CTD'e maruz kalma seviyelerine de katkıda bulunacaktır. Bu açıdan el aletleri öyle

tasarlanmalıdır ki kullanışlarında güçlü palmar ve dorsal fleksiyon ve elde radyal/ulnar sapmalar olmamalıdır.

Endüstride profesyoneller için ve aynı zamanda kişisel kullanım için önerilen düz saplı el aletleri ile hareket alanları sınırlı yaşlı ve sakatlar için üretilen çatal-bıçak takımları (Wu, Hsieh, 2002) veya mutfakta profesyoneller tarafından sık sık kullanılan pişirme aletleri, çok sık risk taşımakta, kullananların bileğinde aşırı ulnar sapmaya neden olmakta ve mesleki hastalıkların artmasında rol oynamaktadır. Bu nedenle, tasarım prosesindeki tamamlayıcı ergonomi ve ürünlerin ergonomik değerlendirmeleri, araştırma açısından önemli olmaktadır.

El aletlerinin ergonomik açıdan değerlendirme teknikleri arasında; verimlilik ölçümleri; kardiyovasküler talepler ile lokal kas gerilmesinin fizyolojik ölçümleri, el-el aleti sapı arakesitinin anlaşılması için aynı zamanda el yüzeyi basıncı, algılanan güç harcama ve test objelerinin kullanımında çalışanların (tercihen tecrübeli işçilerin) kişisel yanıtları en çok rastlanılan çalışmalardır. Standartlaştırılmış laboratuvar testlerinin örnek kimseyle ve kontrollü iş performansı ile yapılması durumunda, verimlilik değişkenleri büyük bir olasılıkla gerekmez. Deri üzerindeki kesme kuvveti ve eşit olmayan yakalama kuvveti dağılımı nedeniyle kabarcık oluşması riskini göstermesi açısından çok önemli olmasına karşın, sap-el ara kesitinde kuvvet ölçümleri ve aynı zamanda gonyometrik ölçümler maalesef sık sık yapılmamaktadır. Bunun nedeni de gereksinim duyulan küçük kalibre kuvvet veya hareket sezici resistörlerin pek çok teknik cihaza ihtiyaç duymaları ve piyasada bugüne kadar, standartlaştırılmış şekillerinin mevcut olmamasıdır. Ayrıca pek çok tekrarlamalı elle yapılan işler el aletlerinin kullanılmasını gerektirirler ve enerji sarfiyatını kalp hızını veya kürek çekiminde olduğu gibi kan basıncını (tansiyon) esasen etkilemezler. Söz konusu global gerilim ve zorlanma parametrelerinin yerine, işle alakalı üst ekstremité kaslarının işi yaparken ödemeleri gereken fizyolojik zorlanmayı etkilerler. Bu nedenle vakaların çoğunda elle-tutulan aletlerin veya bilgisayar input cihazlarının ergonomik kalite ölçümleri, elektromiyografi ve kişisel değerlendirme üzerinde yoğunlaştırılmıştır.

Elektromiyografinin gelişmiş yöntemleri, elle-çalışan aletler ve kontrollerle çalışılırken istenilen kas gücü harcamasının yoğunluğunu ölçmeyi mümkün kılmaktadır (Böhlemann ark., 1994, Kumar 1995, Lewis ve Narayan 1993, Strasser ark., 1999, Strasser 2001). Materyal-taşıma görevi esnasında yapılması zorunlu tekrarlanan el

hareketleri için de aynı şey geçerlidir (Strasser ve Müler 1999). Çok kanallı kayıt cihazlarının kullanımı ile iŖle baēlantılı kasların fizyolojik yanıtları Ŗekiller ve numaralarla nicelendirilebilir ki ergonomik olarak tasarlanan el aletleri iŖle baēlantılı farklı fizyolojik zorlanmaya yönelirler (Strasser ark., 1996). EMG medyan frekansı ile kas zorlanması arasında anlamlı bir korelasyon bulunmaktadır (Chaffin 1973, Petrofsky ve Lind 1980, Strasser, 2001). Sato ark., (1984) uzun sürdürülen isometrik kontraksiyonların, maksimum istemli kasılmaların % 4' gibi dŖk deēerdeki kontraksiyonlarda da CTD<sub>s</sub> riskinin olabileceēini ileri sürdüler. Bystrom ve Fransson-Hall (1994), 'aralıklı- kesik kesik' elle sıkıca tutma kontraksiyonlarında ortalama % 17 MVC veya daha yüksek yoēunluklarda ve sürekli elle kavrama kontraksiyonlarında %10 MVC veya daha yüksek deēerlerin kabul edilemeyeceēini ileri sürdüler. Zira rneēin cıvata sıkma iŖlemi tornavidanın yalnız elle tutulmasını gerektirmez. Aynı zamanda tornavidanın sıkma –gevŖetme iŖlemi için parmak fleksör kas aktivitesine de gereksinim vardır.

Elektromiyografinin baŖarıyla uygulanabilmesi için tekniēin olasılıkları ve sınırlandırmaları hakkında detaylı bilgiye ve büyük ölçüde deneyime gereksinim vardır. Deneyimsiz kiŖi ile 'iŖ-fizyolojik yöntemlere aŖına' kiŖi arasında çok uzun bir yol bulunmaktadır. El aletlerinin ve bilgisayar input cihazlarının kullanımı ile baēlantılı fizyolojik zorlanma ölçümleri için elektromiyografik yöntemlerin kullanılmasında bilgi-destekli sisteme güncel deneyimin yüklenmesi ile bu yol kısaltılabilir. Bu sistem iŖ analizlerinden, araŖtırmanın test tasarımına kadar olan deneysel araŖtırmanın tüm basamakları boyunca data analizleri ve sonuçlarının nihai deēerlendirmeleri için enformasyon ve rehberlik temin etmektedir.

### **2.5.1. El Aletlerinin Verimliliēini Tayin Etmek İçin Yapılan AraŖtırmalar: Bahçe aletleri: aēa budama makası – alı makası – kürek – yaprak tırmıēı – bahçe tırmıēı- bahçe apası**

Fellows ve Freivalds (1991) ile Eklund ve Freivalds (1993), elin rahatsız durumunu ve iŖin veriminin azalmasını önlemek için alet saplarının ergonomik tasarlanması gerektiēine inanıyorlardı. Bu amaçla, alet sapı üzerindeki "kavrama" kuvveti daēılımını tayin etmek için Kuvvet Saptayan Resistrleri kalibre ederek iki farklı tipteki (ahŖap ve kauçuk kpē) "sap" zerine yerleŖtirmiŖ ve deēerlendirmeleri

kişisel bilgisayara aktarmışlardır. Altı farklı çok tanınan bahçe aleti – ağaç budama makası – çalı makası – bahçe küreği – yaprak tırmağı – bahçe tırmağı – bahçe çapası ile elde olunan sonuçlar “kavrama” kuvvetinin çok düzensiz dağıldığını göstermektedir. Bununla beraber, “kauçuk köpüğünden olan sap” çok daha düzenli dağılım göstermiştir. Fakat, birçok durumda alet sapı kuvveti, “kauçuk köpüğünden olan sap” için köpüğün deformasyonu ve deneklerdeki “kontrol kaybı” hissi nedeniyle daha yüksek bulunmuştur. Durum böyle iken deneklerin çoğu “kauçuk köpüğünden olan sapı” ısrarla tercih etmişlerdir.

### **2.5.1.1.Keski ve Kerpeten**

Lewis ve Narayan (1993), çok kullanılan iki el aletinin; keski ve kerpetenin ergonomi prensiplerine göre tasarımını yapmışlardır. El aletlerinin boyutları erkek ve kadınların 5. Persantiline, 50. Persantiline ve 95. Persantilindeki gruplara göre yapılmıştır. Ergonomik olarak tasarlanan keski “sapı”nda kullanım esnasında gelişen gerilimler incelenmiştir. Keski sapı daha sonra imal edilerek ön değerlendirilmesi gerçekleştirilmiştir. Söz konusu testlerde kolun flexor ve extensor kaslarına uygulanan gerilim ölçülmüş ve geleneksel sapın kullanılmasında elde edilen değerlerle karşılaştırılmıştır. Benzer çalışma koşulları altında elde edilen sonuçlar açıkça göstermiştir ki ergonomik tasarlanan “sap” geleneksel saptan daha yüksek çalışma verimliliğine sahiptir.

### **2.5.1.2.Çalı Kırpma makinesi**

Böhleman ve ark., (1994) elle alet kullanımında kullanılan aletin ağırlığı gibi faktörlerin tek başına etkili olmadığını ayrıca insan-alet ara kesitinin de tasarımda etkili olduğunu göstermişlerdir. Bu nedenle üç farklı saplı elektrikli çalı-kırpma aleti incelenmiştir. Çalışmalarında kullandıkları üç farklı sapla ilgili fizyolojik zorlanma karşılaştırılmakta ve sonuçları tartışılmaktadır. Laboratuar deneylerinde dokuz erkek denekle kas gerilmesi yüzey elektromiyografisi ile ölçülmüştür. Hem iş yüksekliğine ve hem de sapların şekline göre fizyolojik zorlanma sonuçları anlamlı farklılıklar göstermiştir. Tüm kırpma aletleri ağırlık ve ağırlık merkezinin konumu açısından kompanse edilmesine rağmen sistematik farklılıklar göstermiştir. Sap tasarımından bir tanesi çeşitli koşullarda (iş yüksekliği ve ağırlık merkezinin konumu) sağ kolun



azaltılmış kas zorlanması seviyesinde çalışmasına olanak tanımıştır. Fizyolojik değerlendirme sonuçları çalışan kişilerin kendi öznel tercihleri ile de kısmen desteklenmiştir.

### **2.5.1.3.Duvarcı Malası**

Strasser ve ark., (1996) ergonomik olarak tasarlanan duvarcı malası sapı ile iki standart tip (her ikisi de yuvarlak kesitli, biri düz boyunlu, diğeri ise kuğu boyunlu) sapı karşılaştırarak değerlendirmişlerdir. Kullandıkları tüm aletlerin mala bıçağı, aynı yüzeye sahipti. İşe-özgü dinamik ve statik çalışma elemanları laboratuarda 10 denek tarafından icra edilmiştir. Çok iyi kontrol edilen koşullarda harcın karıştırılması ve düşey duvarda fırlatılıp atılması, kumun yatay duvarda taşınıp biriktirilmesi, harici yükü veya harici yüksüz malanın döndürülerek karıştırma hareketi (ön kolun dışa rotasyonu ve içe rotasyonu) ve farklı iş postürlerinde “alet”in statik tutulması ile bağlantılı fizyolojik zorlanma ölçülmüştür. Biceps brachii, pronator teres, flexor digitorum ve extensor carpi ulnaris’in elektromiyografik aktivitesi (EA) yazarlar tarafından sürekli kaydedilmiş. ve 30 sn veya 40 sn süreli test oturumlarının her biri için toplam alınmıştır. Yazarların daha önce saptadıkları, Maksimum İstemli Kontraksiyondaki, Maksimum EA, (EAmaks.) vasıtasıyla tüm veri standartlaştırılmıştır. Her denek için 4 saat süren çalışma oturumlarından önce ve sonra sapların ergonomik kalitesi 9 madde içeren anket formları kullanılarak derecelendirilmiştir. Ergonomik olarak tasarlanan sapın, kavrama yapan kaslarda gerilmeyi özgül olarak rahatlattığı ve bu modelle test fazlarının çoğunda anlamlı bir şekilde EA değerlerinin düşük ölçüldüğü saptanmıştır. Fakat sonuçlar test öncesi yapılan kişisel değerlendirmeden beklenen ölçüden daha az bulunmuştur. Çalışma oturumları sonundaki “kişisel değerlendirme verisi” 3 sap arasında tekabül eden test öncesi değerlendirmeden açıkça çok farklı bulunmuştur.

### **2.5.1.4. Endüstriyel Yağlı Boya Spray Tabancaları**

Lee ark.,(1997) laboratuarda 10 deneğin iki farklı yağlı-boya tabancası ile gerçekleştirdikleri boyama esnasındaki bilek ön kol, kol ve omuz kaslarındaki değişiklikleri saptadılar.10 denek (8 erkek ve 2 kadın) ‘in yaşları 22-55 yıl (ortalama 34) ve vücut ağırlıkları  $84.5\pm 18.4$  kg ve boyları  $177\pm 5.2$  cm idi. Deneklerden beşi deneyimli otomobil endüstrisi spray boyacısı iken, diğeri beşi deneyimsiz öğrencilerdi.

Tabancılardan biri ‘geleneksel’ spray tabancası, diğeri ise ergonomik olarak tanımlanan OMX tipi tabanca olup, bu tabanca diğeri nazaran azaltılmış tabanca ve hortum ağırlığına sahip idi ve 2 adet tabanca tetiği vardı (Biri yatay yüzeyler için ve diğeri de düşey yüzeyler için). Uzun boya-temin hortumu tabancanın sapının tabanına yerleştirilmişti. OMX tabancası, geleneksel tabancadan 0.2 kg daha hafifti ve hortumlar da karşılaştırıldığında OMX tabancasının hortumu 0.3 kg daha hafifti. OMX tabancasının iki tetiği vardı. Üst tetik, yatay yüzeylerin üst kısmını boyamada ve ananevi tetik de düşey yüzeylerin boyanmasında kullanıldı. 10 denek, her iki tabancayı da 4 st. süreyle kullandılar. İki tabancayı da değerlendirmek için kullanılan kriterler şöyle sıralanabilir; (1) Tüm üç ekseninde bilek sapması (elektronik gonyometre kullanıldı). (2) Test süresi boyunca 3 omuz kasının EMG frekans kayması, (3) Önkol fleksörlerinin entegre edilmiş EMG aktiviteleri ve (4) Vücut hasarlarının sınıflandırılması veya derecelendirilmesi.

Lee ark., (1997) nin deneyleri gösterdi ki, ergonomik OMX tabancası ile bilekte anlamlı olarak daha az radyal/ulnar sapma ve orta derecede nötral den artmış fleksiyon/ekstansiyon ve içe rotasyon/dışa rotasyon sapmaları oluşmaktadır. Boyama periyodu esnasında, OMX tabancası ile omuz kaslarında % 50 daha az kas zorlanması gözlenmiştir. EMG data, Miyosistem 2000 ile bipolar gümüş-gümüş klorür yüzey elektrodu kullanılarak elde olunmuştur.. Miyosistemin software ile data filtrasyonu yapılmış, EMG toplama sistemi, PC ye bağlanarak data depolanarak sonraki analizlerde kullanılmıştır. EMG elektrotları omuz kompleksine, anterior deltoid, orta deltoid ve trapezius ile parmak fleksör kas grubuna uygulanmıştır. Deneklerin bileklerine ayrıca gonyometreler yerleştirilerek, her denek için ayrı ayrı kalibre edilmiştir. Bir monitör radyal/ulnar hareketleri, diğeri monitor fleksiyon/ekstansiyon ve üçüncü monitör de içe rotasyon/dışa rotasyon hareketlerini ölçmüştür. Monitörler deneklerin boyama yapan önkoluna yerleştirilmiş, ayrıca, tetikleme aktivasyon seviyeleri; sürekli kavrama kontraksiyonlarında OMX tabancası için, kısa tetik kullanıldığında kabul edilebilir olarak saptanmıştır.

Sonuçta, denekler tarafından bildirilen rahatsızlık derecesi, ( kişisel tercih) OMX tabanca tasarımı kullanıldığında omuzda, sırtın üst tarafında, kolda, dirsekte, önkolda, bilek ve elde istatistik olarak azalmıştır. Söz konusu sonuçlar, OMX tabancasının kullanılmasının, işçilerde, mesleki risk faktörleri ile karşılaşma riskini azaltacağı

umudunu vermiştir. Bu çalışma, meslekle bağlantılı riskleri minimuma indirebilmek için ergonomik tasarım prensiplerinin nasıl birleştirileceğini göstermiştir.

### 2.5.1.5.Klavye

Strasser ve ark., (2000) geleneksel ve ergonomik tasarlanmış klavyede değişimli olarak yapılan daktilo yazımı esnasında el-kol-omuz sistemindeki kas zorlanmasının elektromiyografik değerlendirmesini yaptılar. Ergonomik, bölümlü klavye imalatçıları, maksimum verim ve rahatlık sağlayacak, aynı zamanda da fiziksel yakınmaları azaltacak klavye ümidi vermektedirler. Strasser ve ark., 10 erkek denek (Ss) (yaşları  $32\pm 6$  ve boyları  $185\pm 5$ ) seçerek standartlaştırılmış iş testlerinde görevlendirdiler. Denekler, teste PC ile girdiler ve değişimli olarak geleneksel klavye ile test klavyesi kullanarak testi sürdürdüler. 8 kas grubunun elektromiyografik aktivitesi (EA), her birinde 10 dakikalık dinlenme süresi olan toplam 6 iş fazında eş zamanlı olarak kaydedilmiştir.. Standartlaştırılmış elektromiyografik aktivite (sEA) hesaplamaları için gerekli olan 8 kasın maksimum istemli kontraksiyon değerleri aracılığı ile ölçülen maksimum aktivite,  $EA_{maks}$ , kas gerilmesini yüzde olarak temsil etmek üzere yazarlarca kullanılmıştır. Kas zorlanmasının, kasta kasa değiştiği saptanmış ve farklı kaslar için sEA değerlerinin seviyesinin tekrarlanabilir ve kararlı olduğu görülmüştür.

Omuzda, üst kolda ve elde çalışan kasların çoğunun aktivasyonu miktar olarak küçük olsa da, istatistik olarak güvenli ve klavye tipiyle bağlantılı farklılıklar göstermiştir. Test edilen ergonomik olarak tasarlanmış klavye, kas zorlanmasının objektif olarak kanıtlanabilir ve inandırıcı azalmasına neden olmuştur. Keller ve Strasser (1996), Keller ve Strasser (1998), Keller ve ark., (2000) ile Irle ark.,(2002) standart klavye ile test (ergonomik) klavyesinde daktilo yazı yazan deneklere kişisel anket formları sunmuşlardır. Irle ark.,(2002) 10 deneye iş koşulları hakkında özel olarak tasarlanmış anket formlarını kullanarak sorular yöneltmişlerdir. On madde içeren anket formları deneklere testten önce ve sonra verilmiş ve böylece denekler çalışma deneyimi olmadan önce ve deneyimli olarak soruları yanıtlamışlardır. Kişisel tercih anketleri deneklerin standart-geleneksel klavye kullanımını onaylamadıklarını göstermiştir. Geleneksel klavye ile bağlantılı çalışma postürü asla pozitif olarak değerlendirilmemiştir. Ergonomik model kullanıldığında beğenilme daima pozitif olmuştur. Klavye kullanımı ile bağlantılı geniş kapsamlı izlenim ergonomik modelin

lehine olmuştur, zira denekler yeni ve yenilikçi ergonomik yapılanmayı çok açık bir şekilde tercih etmişlerdir. Söz konusu çalışmanın sonuçları “körler için dokunma-teknigi” uygulayan klavye için de geçerli sayılmıştır. Özellikle denekler, yeni cihazı kullandıktan sonra, işin yeni cihazla, geleneksel cihaza nazaran çok daha rahat, konforlu ve daha az yorucu olduğu kanısına varmışlardır. Ayrıca deneklerin, ergonomik klavyenin daktilo kullanmaya yeni başlayanlar için kolaylaştırıcı olacağı görüşünde birleştikleri saptanmıştır. Özellikle profesyonel sektörde, ön kol ve elle ilgili hasarlar ile şikayetlerin ergonomik klavye kullanımı ile önlenebileceği ileri sürülmüştür. Denekler, doğal olarak masa-sandalye sistemi ile aydınlatma ve klima ile ilgili sorunların da optimize veya limitize edilebilir olacağını bildirmişlerdir.

Bu nedenle Strasser ark., (2000) ve Strasser ark.,(2004b) elle tutulan çalışma aletlerinin ergonomik kalitesinin yeterli ve doğru olarak değerlendirilmesinde, hem objektif ve hem de kişisel yöntemlerin kullanılmasını önerdiler.

#### **2.5.1.6.Yemek Pişirme ile İlgili Spatula**

Wu ve Hsieh (2002) Asya mutfaklarında çok kullanılan mutfak spatulasını (çevirme küreği) araştırdılar. Mutfak spatulası nadiren ergonomik açıdan araştırılmıştır. Kişi yemek pişirirken spatula kullandığında bileğinin bükülme işlemi ile karşılaşmaktadır, örneğin dorsifleksiyon, palmary fleksiyon ve radyal ile ulnar sapmalar gibi. Bu tür hareketler üst ekstremitelerde kaslarında kümülatif travma hasarlarına (CTD) ve özellikle carpal tünel sendromuna neden olmaktadır. Tasarım açısından kalitesiz olan mutfak spatulası ergonomik olarak da verimsiz olacak el ve bilekte hasarlara neden olacaktır. Wu ve Hsieh (2002) mutfak spatulasının tavada kızartma, kızartılan besinin çevrilmesi ve küreklenmesi performansı esnasındaki sap uzunluğu ve kaldırma açısının etkisini araştırmışlardır. Sekiz kadın denek 16 farklı mutfak spatulası (dört farklı sap uzunluğu için; 20, 25, 30 ve 35 cm. ve dört farklı hareket açısı için;15°, 25°, 35°, 45°) kullanarak testlere katılmışlardır. Deneylerin sonunda, deneklere kişisel tercih ettikleri spatula sorulmuştur.

Deney sonuçları göstermiştir ki:

1) Sap uzunluğu pişirme performansını ve kullanma algılama derecesini anlamlı bir şekilde etkilemektedir. Sap uzunluklarının optimum değerleri: besin kızartma, besin çevirme ve besinin küreklenmesinde sırasıyla 20, 25 ve 25 cm. olarak saptanmıştır.

2) Kaldırma açısının da pişirme performansını anlamlı bir şekilde etkilediği görülmüştür. Optimum kaldırma açıları besin kızartma, besin çevirme ve besinin kürelenmesinde sırasıyla 15°, 15° ve 25° olarak saptanmıştır.

3) Hem sap uzunluğu ve hem de kaldırma açısının, kişisel tercih de önemli rol oynadığı saptanmıştır. Çoğunlukla tercih edilen sap uzunluğu 20 cm. idi. Kaldırma açısı olarak 25°'lik açı en iyi olarak tercih edilmiştir.

4) Genelde, 20 cm. sap uzunluğu ve 25° lik kaldırma açısı olan spatula en iyisi seçilmiş ve 25 cm. sap uzunluğu ve 15° kaldırma açısı olan spatula ikinci en çok tercih edilen spatula olmuştur.

### **2.5.1.7.Kürek**

McGorry, Dempsey ve Leamon(2003) 'şaft' tasarımının düz veya eğri olmasını, kürekle ileri doğru ve geriye doğru atma tekniği açısından değerlendirmek için fizyolojik yöntem uygulayarak kalp atışı, algılanan efor, verimlilik, gövde kinematiği ve yük kinetiği açısından araştırdılar. On erkek deneğe, asfalt kaldırım üzerinde 8-dakikalık 'kar küreme' çalışması yaptırılmıştır. En dikkate değer saptama, eğri şaft ile daha az gövde fleksiyonu gerektiği olmuştur (41.4°). Düz şaft tasarımının da ise gövde fleksiyonu 49.2° saptanmıştır. Araştırma sonucunda, vücudun fleksiyonunu azaltmak için eğri şaftlı kürek kullanılması önerilmiştir. Ayrıca deneklerin kişisel yanıtlarına göre 'geriye doğru kürekle kar atma tekniği' tavsiye edilmemektedir. Bu çalışmaya benzer bir çalışma daha önce Smolander ve ark., (1995) tarafından gerçekleştirilmiş, fakat kar küreği ile küreme ile enerji sarfiyatı, kalp atış hızı ve tansiyon arasında bir bağlantı kurulamamıştır.

### **2.5.2. Maksimum Dönme Momenti Ölçümü ve Elektromiyografi Tekniği ile Tornavidaların Kalitesinin Ergonomik Açısından Değerlendirilmeleri ile İlgili Günümüze Kadar Yapılan Araştırmalar**

Tornavida kullanımı esnasında CTD<sub>s</sub> riskine neden olabilecek birkaç faktör bulunmaktadır. Bunlar : bilek sapması, tornavidanın sıkıca kavranması esnasında parmak fleksör aktivitesi, ve omuz, kol, önkol, el kaslarında yorgunluk hissi. Bileğin nötral pozisyonundan sapması, bilekte CTD<sub>s</sub> oluşmasına katkıda bulunabilir(Armstrong ve Chaffin,1979). Fleksör tendonlar ile komşu yapılar arasındaki sonuç kontakt kuvveti

tendon gerilimi ile direkt olarak (sıkıştırma ve kavrama kuvveti ile artmakta) ve tendon eğrisinin yarıçapı ile tersine olarak artmaktadır (aşırı bilek sapmasında artmaktadır). Marras ve Schonmarklin (1993) endüstride yüksek seviyede bilek sapmasının olduğunu saptadılar.

Bilek, parmaklar, el, kol, önkol ve omuz kaslarındaki zorlanmanın derecesini ve belli bir işle bağlantılı gerilimi göstermek üzere fizyolojik indeksler kullanılmıştır. Kas zorlanması ile ilgili tetkikler fizyo-fiziksel ölçümler olup, işçinin cıvata sıkma esnasında ‘algıladığı rahatlık seviyesinden’ özetlenebilir. Ağrı ve rahatsızlık vücudun, kas hasarının başlangıcı ile bağlantılı doğal indikatörlerdir (Stuart-Buttle,1994). Rahatsızlığın rapor edilmesi ile biyomekanik risk faktörleri arasında pozitif bir ilişkinin olduğu, çok önceleri Boussenna ark.,(1982) tarafından gösterilmişti. Strasser ark., (1990, 1991, 1998, 2001) da farklı tornavidaları tork kuvveti ve EMG ölçümü ile içe rotasyon ve dışa rotasyondaki başarı açısından karşılaştırdılar.

Strasser (1991) ve Strasser ark., (1990) tarafından yayınlanan çalışmalarda, tornavidaların ergonomik kaliteleri nesnel performans ölçümleri ile elektromiyografik yöntemler ve kişisel beğenilme uygulanarak araştırılmıştır. Strasser ve ark., sarf edilebilen maksimum torku ölçebilen ve tork için istenilen statik-izometrik maksimum altı gereksinimin ön tayininde kullanılan bir cihaz ile dinamik vidalamayı gerçekleştiren bir cihaz geliştirdiler. Söz konusu vidalama cihazının çalışma yüksekliği, kişinin dirsek yüksekliğine, düşey eksenini kolun alt bölümü ile aynı hizaya getirerek ayarlanmakta idi. Strasser ve ark., (1990) bu çalışmalarında, elin kapanmasını sağlayan flexor digitorum ile supinator olan biceps’in elektromiyografik aktivitesini (EA1 ve EA2 sırasıyla) ölçmüşlerdir. Gerekli fizyolojik efor, böylece operasyon parametreleri ile eş zamanlı olarak tayin edilmiştir. Strasser (1991) ticari olarak mevcut tornavidalardan yedi tipik modeli sistematik araştırma için seçmiştir. Ergonomik tasarım olduğu iddia edilen beş tipin dışında, yeni bir tasarım ile kesinlikle geleneksel üretim tipinin bir örneği de bulunmakta idi. Çalışma sonunda, tornavidaların torkları birbirinden çok farklı bulundu. Ayrıca tork değerlerinin, tornavida sapının hacmi ile kesin olarak ilişkili olduğu saptandı. Eli kapayan kas grubunun elektromiyografik aktivitesi (EA1) ile m.bicepsin elektromiyografik aktivitesi (EA2) tüm sap modelleri için hemen hemen eşit yükseklikte olup, bu gerçeğe, teste tabi tutulan kişilerin daima eşit yükseklikte istemli kas kontraksiyonu olduğunun güvenilir kanıtı olarak bakılabilir. Bu nedenle, maksimum

kuvvet ve torkun ölçümünde, EA değerlerinin ölçümü denetleyici kriteri temsil etmektedir. Çalışmada kullanılan 7 tornavidadan ikisinin şekli, ve dış görünümü aynı olduğu halde, bir tanesi hem işlevsel ve hem de fizyolojik veride başarısız olmaktadır. Söz konusu tornavidanın sapının balmumuna benzeyen dış yüzü, sürtünme direncini azaltmakta ve daha az olumlu sonuçlara neden olmakta idi.

Strasser ve Wang (1998) maks. tork ile kas kuvvetlerinin, örneğin ön kolun içe ve dışa doğru rotasyonundan nasıl etkilendiğini 10 denek ve 6 farklı saplı tornavida kullanarak araştırdılar. İçeri ve dışa doğru rotasyondaki maksimum torku ölçtüler. Performansın fizyolojik zorlanması, vidalamaya yoğun bir şekilde katılması beklenen 4 kasın (m. flexor digitorum, m. brachioradialis, m. deltoideus p. clavicularis, m. biceps brachii) aynı anda elektromiyografik aktivitelerini (EA) kaydedilerek ölçüldü. Başlıca sağ elini kullanan deneklerin sağ ve sol kollarının içe rotasyon ve dışa rotasyondaki maksimum tork değerleri arasında anlamlı ve önemli farklar saptandı. Saat yönündeki işte şart olduğu gibi, örneğin vidaları içeri doğru sürerken, dominant olmayan elin dışa doğru rotasyonları en az dominant elin dışa doğru rotasyonu kadar kuvvetli bulunmuştur. İçe rotasyonda, hatta % 8'lik lehte bir fark da saptandı. Saat yönünün aksi bir iş söz konusu olduğunda örneğin sıkılmış bir civatanın gevşetilmesinde dominant elin içe doğru rotasyonu, dominant olmayan elin dışa doğru rotasyonundan daha çok kuvvetli tork mukavemeti oluşturduğu saptandı. Sağ elini kullanan deneklerin içe rotasyon lehine % 50'den fazla tork ölçüldü. Sağ kolun izlenen 4 kasının EA değerleri de anlamlı olarak farklı bulundu. Araştırma sonucunda çeşitli tornavida sapları nedeniyle saptanan sistematik işlemsel ve fizyolojik farkların daha önceki çalışmalarla uyum içinde olduğu görüldü.

## **2.6. Tez Konusunun Seçilmesi**

Farklı ergonomik tasarım çözümleri, iş esnasındaki gerçek etkileri de göz önüne alan objektif değerlendirmeyi zorunlu kılmaktadır. Bundan 25 yıl önce, Bullinger ve Solf (1978) el aletlerinin ergonomik yaklaşımla tasarımının, mesleki rahatsızlıklarının önlenmesine yardımcı olacağını, açıkça bir şekilde belirtmişlerdi. Geleneksel tasarım ile karşılaştırıldığında uygun ergonomik tasarımın biyolojik harcamayı azaltırken, her durumda en azından aynı verimi sağlayabileceği beklenebilir.

İş yerinde olsun evde olsun, yaşamımızın her alanında hepimizin en çok kullandığı el aletlerinin başında tornavida gelir. Tornavida sapının kalitesi ergonomik gereksinimlerin anlaşılma derecesi ile beraber, tasarım estetiğine de dayanmaktadır. Ayrıca tornavidanın kullanımında, saat yönünde veya saat yönünün aksi yöndeki dönmelerde, sağ kolun mu yoksa sol kolun mu uygulanacağı göz önüne alınmalı ve uygun kas grubunun ve mükemmel kavranmış el-tornavida sapının kullanılmasına özen gösterilmelidir. Örneğin cıvatanın sağ elini kullananlarca sıkılması, tornavidanın dışarı doğru rotasyonu ile mümkündür. Bununla beraber, aynı etkiyi gerçekleştirmek için sol kolun içe doğru rotasyonu gerekmektedir. Sol elini veya sağ elini dominant kullanan kişilerden elde edilen tork kuvveti ve kas eforunda ergonomik açıdan farklılıklar beklenmektedir. Sonuçta aynı zamanda içe doğru rotasyonun, dışı doğru rotasyona üstünlük göstermesi de beklenmektedir. Doğal olarak tornavida sapının şekli, kalınlığı, uzunluğu ve de yüzeyinin pürüzlü olması veya olmaması hem işlem performansını ve hem de fizyolojik zorlanmayı etkilemektedir. Bu nedenle bu araştırmanın konusu, cıvata sıkma ve gevşetme prosesinden üst ekstremite kaslarının nasıl etkilendiğini araştırmak ve performansa bağlı fizyolojik zorlanmanın ne ölçüde gerçekleştiğini saptamaktır. Bu nedenle Bursa piyasasında mevcut tornavidalardan 10 farklı çeşit seçilmiştir. Seçimde, “Philips cros-slot” PH2 (+) uç seçilmiş ve en çok tercih edilen 125 mm’lik uç uzunluğunda karar kılınmıştır. On tornavidanın da sapları, şekil, büyüklük, imal edildikleri kimyasal madde ve pürüzlülük açısından birbirinden farklıdır.

Tornavidaların değerlendirilmesinde sık sık kullanılan, maksimum transfer edilebilir tork, (Maksimum Dönme Momenti) göz önüne alınması gereken başlıca kriterlerden biridir. Sarf edilen tork ile cıvatayı sıkmada ve cıvatayı gevşetmede gerekli fizyolojik zorlanmanın elektromiyografik tayini, kas zorlanmasının kavranmasını sağlayan iki önemli kriterdir.

Söz konusu objektif değerlendirmelere ilaveten subjektif yöntemler (EKLER’de sunulan anket formları hazırlanmış olup deneklere sunulularak cevaplandırılmaları istenmiştir.



### 3. MATERYAL VE YÖNTEM

#### 3.1. Denekler ve Prosedür

12 erkek, gönüllü, ücretsiz denek Çizelge 3.1 ve 3.2'den görüldüğü gibi yaşları ( $29,2 \pm 5,7$  yıl), vücut ağırlığı ( $84,8 \pm 9,2$  kg), boyları ( $178,7 \pm 7,3$  cm), dirsek yüksekliği ( $113,2 \pm 5,3$  cm), el genişliği ve uzunluğu ( $102,25 \pm 4,67$  ve  $197,75 \pm 8,24$  mm) açısından homojen yapıya sahip bir grup, tornavida test serisinde yer aldı. Deneklerin parmak ve parmak kemikleri ölçüleri de Çizelge 3.3 ve 3.4'de sunulmaktadır. Test program çizelgesine göre (Çizelge 3.5) toplam test süresi 4 saattir. Deneyleerde, deneklerin tornavida kullanımlarında Maksimum Dönme Momenti (Maksimum Tork Kuvveti) (cıvata sıkma ve gevşetme için ayrı ayrı), Bursa Fiat-Powertrain Fabrikasındaki BLM tork metre kullanılarak ölçüldü. Denekler, 10 farklı tornavidayı, kuru elle-sanayi eldivenli elle-yağlı elle, cıvata sıkma ve gevşetme işinde kullanarak Maksimum Dönme Momenti ölçümlerini tekrar ettiler.

Farklı operasyon ölçümleri arasındaki “dinlenme süresi”ni tayin etmek için, 1960 yılında Rohmert ( Strasser, 2002/2003 de site edilmiştir) tarafından statik kas işi için geliştirilen denklem (3.1 Eşitliği) kullanıldı. Bu denkleme göre, en az 5 sn. süreli maksimum istemli kontraksiyonlar, (MVC), için %1660'la  $83 \text{ sn} = 1 \text{ dak.}23 \text{ sn'lik}$  iyileşme süreci saptandı. 0.5 dakika boyunca, statik yük olarak MVC'nin %50'si kullanıldığında “dinlenme süresi” %400 olarak 2 dakika olmaktadır. Bu nedenle bu çalışmada, her deneyin 4-saatlik periyodu boyunca gittikçe artan gerilim ve en kötü durum koşulları göz önüne alınarak, maksimum veya maksimum altı torkların harcanması gereken tüm testlerden sonra 3 dakikalık dinlenme süresi uygulanmıştır.

$$DS = 18 \cdot \left( \frac{t}{T} \right)^{1.4} \cdot \left( \frac{k}{K} - 0.15 \right)^{0.5} \cdot 100 (\%) \quad 3.1$$

<b>DS= Dinlenme Süresi</b>	<b>t= Uygulama Süresi</b>	<b>T= Toplam İş Süresi</b>
<b>k= Asıl Kuvvet</b>	<b>K= MVC Esnasındaki Kuvvet</b>	

#### 3.2. Elektromiyografik Kayıtlar Aracılığı ile İzlenen Kaslar

Farklı vidalama işine (sıkma ve gevşetme) yoğun bir şekilde katılması beklenen 5 kasın Elektromiyografik Aktivitesi (EA) kaydedilerek, işletme performansı;

Çizelge 3.1. Denekler hakkında genel bilgiler

Denek	El Tercihi	Yaşı (yıl)	Ağırlığı (kg)	Boy (cm)	Dirsek Yüksekliği (cm)	Yaptığı Sportif ya da Diğer Aktiviteler	Sportif Aktivite Sıklığı (saat/hafta)	Mesleği ve Görevi	Başlangıçta Tornavida Tercihi (Tor. No)
1	Sağ	27	80	178	107	Koşma	1	Y. Lisans Öğrencisi	8
2	Sağ	37	80	163	102	Balık tutma	1	İşçi	10
3	Sağ	35	86	180	113	Yürüyüş	8	Dr. Mühendis	8
4	Sağ	35	86	176	114	Yürüyüş, kitap okuma	6	İşçi	8
5	Sağ	30	98	180	115	Satranç, kitap okuma, PC programcılığı	-	Ticari Mümessil	3
6	Sağ	33	73	172	110	Yürüyüş	2	Dr. Mühendis Öğretim Üyesi	7
7	Sağ	30	95	185	119	Kitap Okuma, Müzik dinleme, PC prog.	-	Y. Mak Müh.	10
8	Sağ	26	95	183	113			Tıp Doktoru Uzmanlık Öğr.	8
9	Sağ	18	73	179	116	Kitap okuma	-	Ziraat Fak. Öğr.	8
10	Sağ	25	73	172	110	Basketbol seyretmek	-	Doktora Öğr.	8
11	Sol	22	85	187	121	Saz çalma, derneklerde görevli	-	Müh. Fak. Öğr.	10
12	Sağ	32	94	189	118	Voleybol, yüzme	9,5	Tıp Doktoru Uzmanlık Öğr.	10
<b>Ort±Ss</b>		29,2±5,7	84,8±9,2	178,7±7,3	113,2±5,3				

Çizelge 3.2. Deneklerin el ölçüleri hakkında genel bilgiler

Denek No	El uzunluğu (mm)	El genişliği (mm)	El ayasının uzunluğu (mm)
1	192	104	103
2	189	100	106
3	195	103	105
4	190	106	110
5	196	109	111
6	190	98	108
7	210	102	118
8	208	101	115
9	207	102	119
10	190	92	108
11	198	101	105
12	208	109	108
<b>Ortalama</b>	197,75	102,25	109,67
<b>Std Sapma</b>	8,24	4,67	5,19

Çizelge 3.3. Deneklerin parmak ölçüleri hakkında genel bilgiler (mm)

Denek No	Küçük Parmak		Yüzük Parmak		Orta Parmak		İşaret Parmak		Baş Parmak	
	Genişlik	Uzunluk	Genişlik	Uzunluk	Genişlik	Uzunluk	Genişlik	Uzunluk	Genişlik	Uzunluk
1	19	52	23	80	24	80	24	70	24	52
2	18	50	20	67	21	72	22	70	24	50
3	20	61	22	83	23	82	24	76	25	56
4	17	44	20	66	21	67	20	55	22	45
5	21	65	24	90	24	85	24	70	26	60
6	17	54	19	74	22	77	21	66	20	55
7	20	64	22	91	24	92	24	83	25	62
8	20	63	22	90	24	92	24	78	24	60
9	21	65	24	94	26	95	26	77	25	61
10	16	60	21	82	23	84	22	79	24	60
11	19	78	22	108	24	115	25	102	25	79
12	20	72	24	91	26	96	28	85	28	66
<b>Ort.</b>	19,00	60,67	21,92	84,67	23,50	86,42	23,67	75,92	24,33	58,83
<b>Ss.</b>	1,65	9,51	1,68	11,96	1,62	12,75	2,19	11,56	1,97	8,61

Çizelge 3.4. Deneklerin parmak kemiklerinin ölçüleri hakkında genel bilgiler (mm)

Denek No	Küçük Parmak			Yüzük Parmak			Orta Parmak			İşaret Parmak			Baş Parmak	
	Yakınsal Phalanx	Ortanca Phalanx	Uç Phalanx	Yakınsal Phalanx	Ortanca Phalanx	Uç Phalanx	Yakınsal Phalanx	Ortanca Phalanx	Uç Phalanx	Yakınsal Phalanx	Ortanca Phalanx	Uç Phalanx	Proximal Phalanx	Uç Phalanx
1	16	16	20	30	28	22	25	30	25	28	25	17	22	30
2	20	14	16	24	23	20	27	25	20	25	25	20	28	24
3	21	20	20	30	27	23	27	30	25	26	27	23	26	30
4	14	15	15	26	17	23	30	20	17	20	20	15	23	22
5	25	15	25	40	25	25	35	27	23	30	22	18	30	30
6	20	15	19	25	25	24	27	30	20	22	24	20	30	25
7	20	22	22	36	35	20	34	34	24	33	28	22	32	30
8	23	20	20	38	27	25	38	30	24	28	27	23	30	30
9	20	20	25	34	32	28	41	30	24	29	25	23	31	30
10	18	20	22	32	28	22	34	30	20	34	25	20	30	30
11	32	24	22	40	38	30	35	35	35	42	30	30	40	39
12	26	22	24	30	31	30	36	35	25	33	28	24	34	32
<b>Ort.</b>	21,25	18,58	20,83	32,08	28,00	24,33	32,42	29,67	23,50	29,17	25,50	21,25	29,67	29,33
<b>Ss.</b>	4,79	3,40	3,19	5,60	5,56	3,45	5,09	4,25	4,46	5,91	2,75	3,89	4,79	4,31

Çizelge 3.5. Test Program Çizelgesi

Saat	Süre (dak)	Deney Yöneticisi ile Deneğin Görevleri
12:00	45	Deney düzeneğinin kurulması (Denek dirsek yüksekliğine göre transducer-cıvata yüksekliğinin ayarlanması ve PAR-PORT/F ile Lap top'un hazırlanması)
12:45	45	Öğle yemeği
13:30	20	Elektrotların uygulanması
	10	Sistem fonksiyonlarının çalışıp çalışmadığının kontrolü
	3	Deney protokolünün doldurulması
	3	Anketlerin deneğe açıklanması ve deneğin anketi doldurması
14:07	1	Dinlenme aktivitesi ölçümü
17:07	3	Kuru elle tam kavrama ile (cıvatayı sıkma) esnasında maks. dönme momenti ölçümü ve dinlenme molası esnasında anketlerin doldurulması
	3	Kuru elle tam kavrama ile (cıvatayı gevşetme) esnasında maks. dönme momenti ölçümü ve dinlenme molası esnasında anketlerin doldurulması
	3*2*9	Geri kalan 9 tornavida için prosedürün tekrarı
	3	Sanayi eldiveni giyilerek tam kavrama ile (cıvatayı sıkma) esnasında maks. dönme momenti ölçümü ve dinlenme molası esnasında anketlerin doldurulması
	3	Sanayi eldiveni giyilerek tam kavrama ile (cıvatayı gevşetme) esnasında maks. dönme momenti ölçümü ve dinlenme molası esnasında anketlerin doldurulması
	3*2*9	Geri kalan 9 tornavida için prosedürün tekrarı
	3	Yağlı elle tam kavrama ile (cıvatayı sıkma) esnasında maks. dönme momenti ölçümü ve dinlenme molası esnasında anketlerin doldurulması
	3	Yağlı elle tam kavrama ile (cıvatayı gevşetme) esnasında maks. dönme momenti ölçümü ve dinlenme molası esnasında anketlerin doldurulması
	3*2*9	Geri kalan 9 tornavida için prosedürün tekrarı
17:10	3	EA verilerinin standartlaştırılması için maksimum istemli kasılmalarda (MVC) $EA_{maks}$ değerinin ölçülmesi
17:30	20	Deney sonu anketlerinin doldurulması
		Elektrotların sökülmesi. Toplam 330 dak.= 5 saat, 30 dakika
		Deney sonu

testleri ile eş zamanlı olarak fizyolojik maliyetleri de ölçüldü. 5 kasın özellikleri Çizelge 2.2. de ve üst ekstremitede yer alış şekilleri de Şekil 2.28 de sergilenmektedir. İzlenen kaslar ve nedenleri aşağıda verilmektedir;

**m.flexor digitorum**, 2-5 parmakların eklemlerinin fleksiyonuna yardım eder,

**m.extensor digitorum**, el ve parmaklara ekstansiyon yaptırır,

**m.biceps brachii**, güçlü supinator olarak,

**m.brachioradialis**, supinator ve pronator olarak,

**m.deltoid clavicularis**, abdüksiyona katıldığı için,

5 kasa ait EA'lar daha önceden belirlenmiş test sürelerinde integre edildiler ve digital olarak sergilendiler, daha sonraki hesaplamalar için A/D çevrimi yapıldı.

### 3.3. Deneylede Kullanılan Tornavidalar

“Philips cross-slot”, PH2 uçlu-12.5 cm uzunluğunda ve 10 farklı sapı olan (uzunluk, çap, boy, hacim, ağırlık, yüzey kalitesi ve yapıldığı madde açısından farklı) - (yalnız tahta saplı tornavida (Tor 1) Türkiye’de tek tip olarak satılmakta ve uç kısmı 12,5 cm değil 10 cm uzunluğundadır.) yerli yapım ve ithal, Bursa’da ticari olarak satılan yıldız tornavidalar bu araştırma için seçildiler. 10 farklı tornavida toplu halde Şekil 3.1’de sergilenmektedir. Tornavida saplarının boyutları ile saplarının yapıldıkları malzeme cinsi Şekil 3.2’de gösterilmektedir. Tornavida saplarının yapıldığı kimyasal maddelerin bileşimi, TOFAŞ-FIAT Fabrikası-Kimya laboratuvarında, saplar analiz edilerek saptanmıştır. Laboratuvar sonuçları EKLER’de sunulmaktadır.

### 3.4. Deney Düzenegi

Şekil 3.3’de; yapılan iş prosesinde, cıvata sıkma-gevşetme performansı ile kas yanıtlarını ölçmek için hazırlanan test düzenegi sergilenmektedir. Maksimum tork uygulamalarını ölçmek için Bursa Fiat-Powertrain fabrikasındaki BLM marka tork metre cihazı kullanıldı. Cıvata sıkma-gevşetme cihazının (Şekil 3.4) iş yüksekliği, her defasında deneğin dirsek yüksekliğine, tornavidaların uzunlamasına eksenine ile deneğin ön kolu aynı doğrultuda olacak şekilde ayarlandı. Vidalama esnasında deneklere, güç kavraması değil, fakat el ayası ve beş parmakla çevreledikleri, tornavida sapını kavramaları söylenmiş ve maksimum tork’ un söz konusu koşullarda uygulanması sağlanmıştır. Vidalama işi için hazırlanan ve cıvatayı (PH2 ucuna uygun) içeren silindir

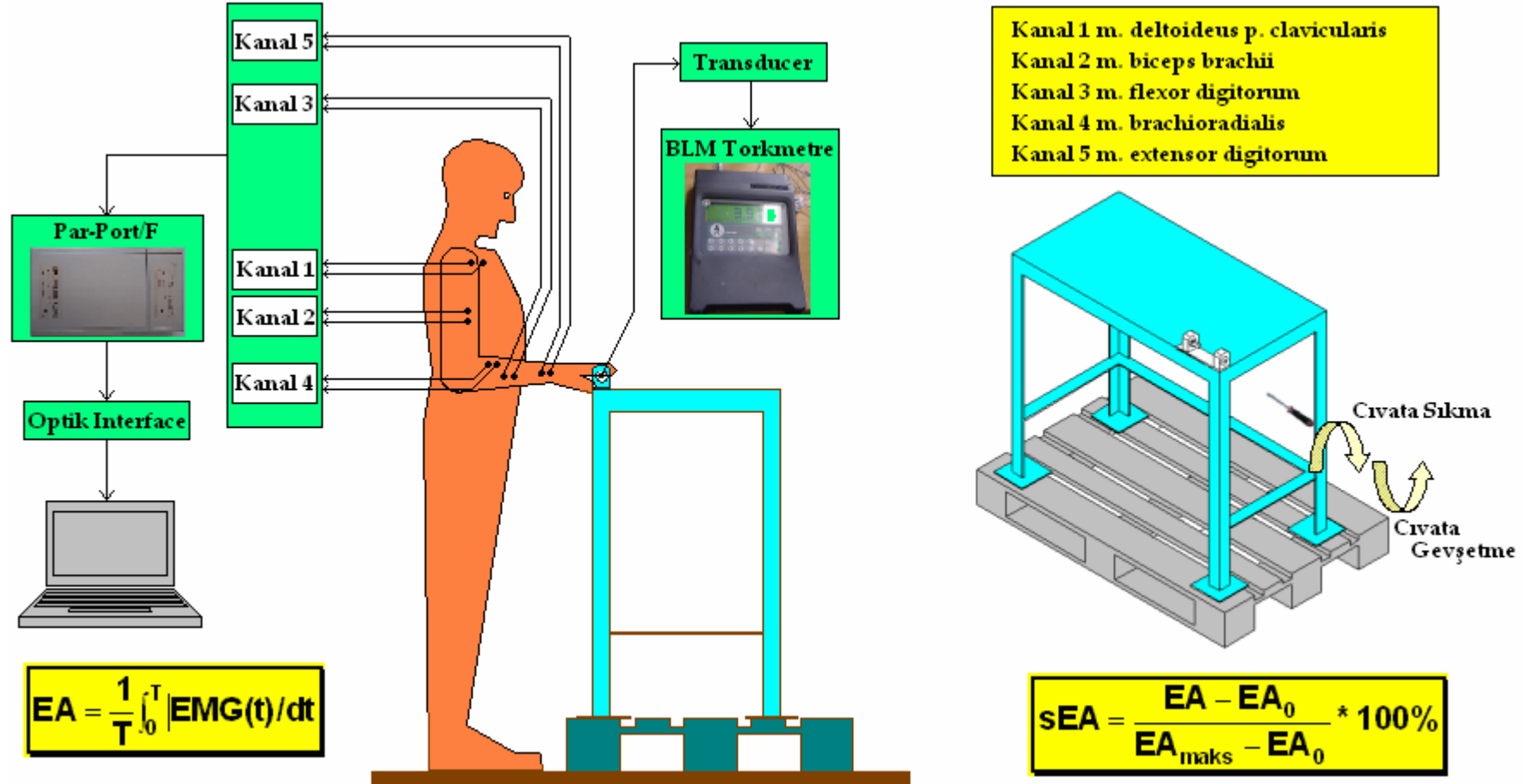


Şekil 3.1. Deneylerde kullanılan 10 farklı tornavidanın sapları ve kesit alanları

TOR 1	TOR 2	TOR 3	TOR 4	TOR 5
MEŞE	POLİPROPİLEN	POLİESTER	SELÜLOZASETAT BUTİRAT	SELÜLOZASETAT BUTİRAT
TOR 6	TOR 7	TOR 8	TOR 9	TOR 10
GÖVDE: POLİPROPİLEN KILIF: POLİÜRETAN	GÖVDE: POLİPROPİLEN KILIF: POLİÜRETAN	GÖVDE: POLİPROPİLEN KILIF: POLİÜRETAN	GÖVDE: POLİPROPİLEN (% 17 MINERAL KATKILI) KILIF: PVC	GÖVDE: POLİPROPİLEN GRİ KESİT: POLİPROPİLEN KILIF: POLİÜRETAN

Şekil 3.2. Deneşlerde kullanılan 10 farklı tornavidanın saplarının boyutları (mm) ile saplarının imal edildikleri malzeme cinsi

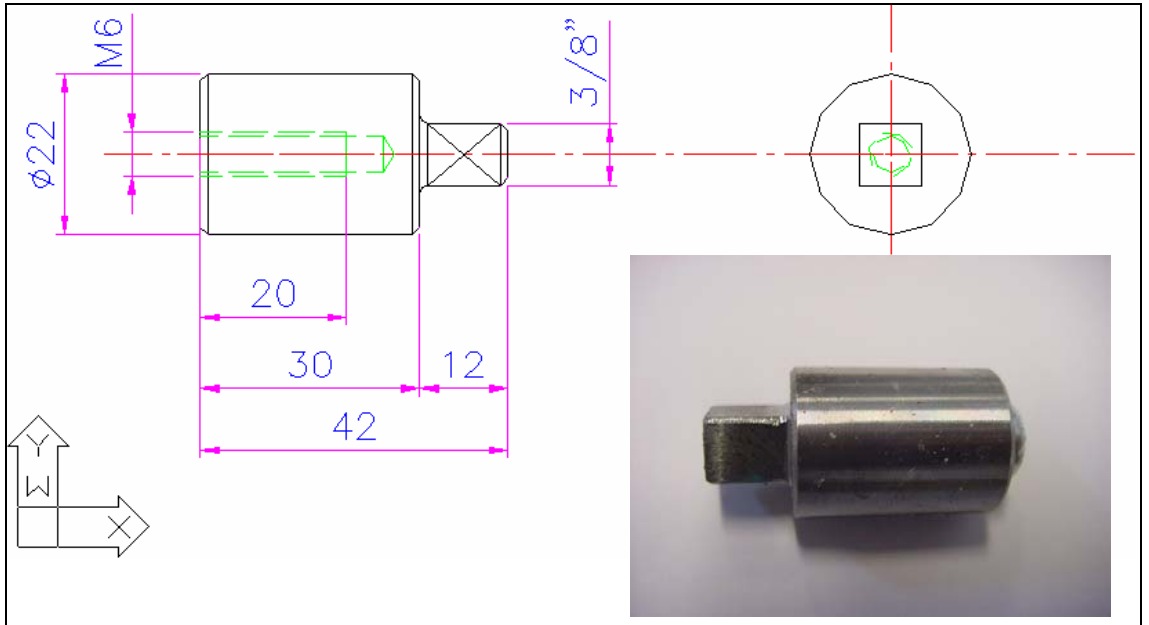




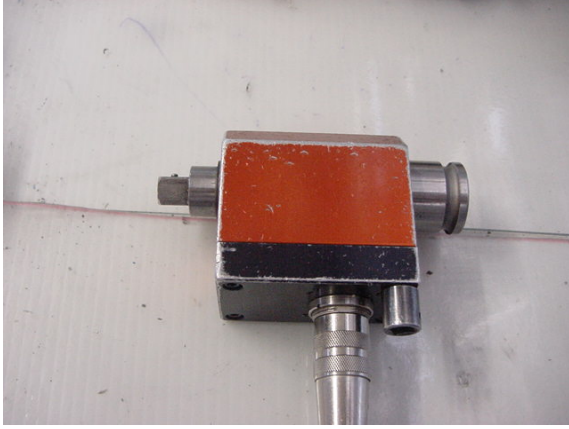
Şekil 3.3. Deney düzeneği



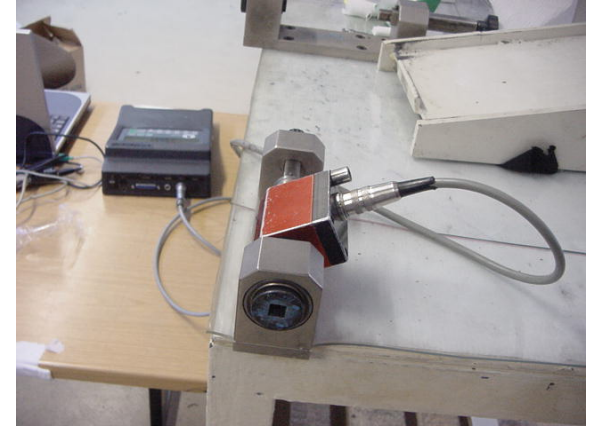
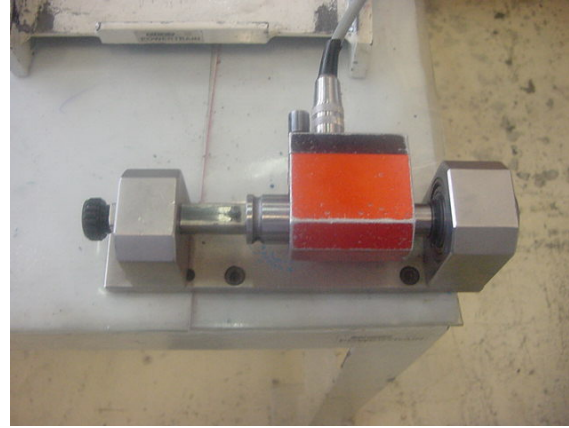
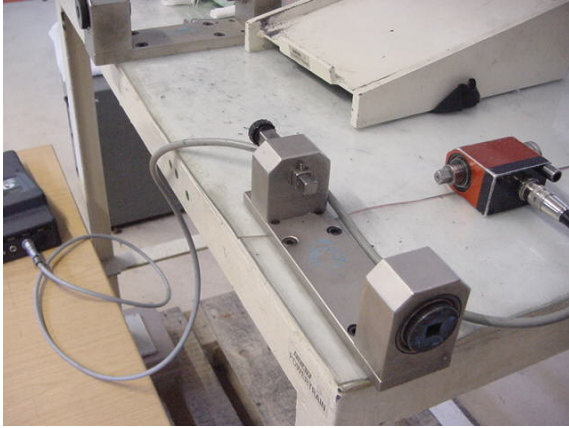
Şekil 3.4. Cıvata sıkma, gevşetme cihazının genel görünümü



Şekil 3.5. Tork anahtarları için tasarlanan transducere monte edilen cıvata adaptörü ve teknik resmi



(a)



(b)

Şekil 3.6. (a) Strain Gage'leri içeren Transducer (b) Transducerin masa üzerinde aparat vasıtası ile sabitlenmesi



Şekil 3.7. BLM torkmetre cihazı



(a)



(b)

Şekil 3.8. (a) Demir masa (b) Ahşap palet

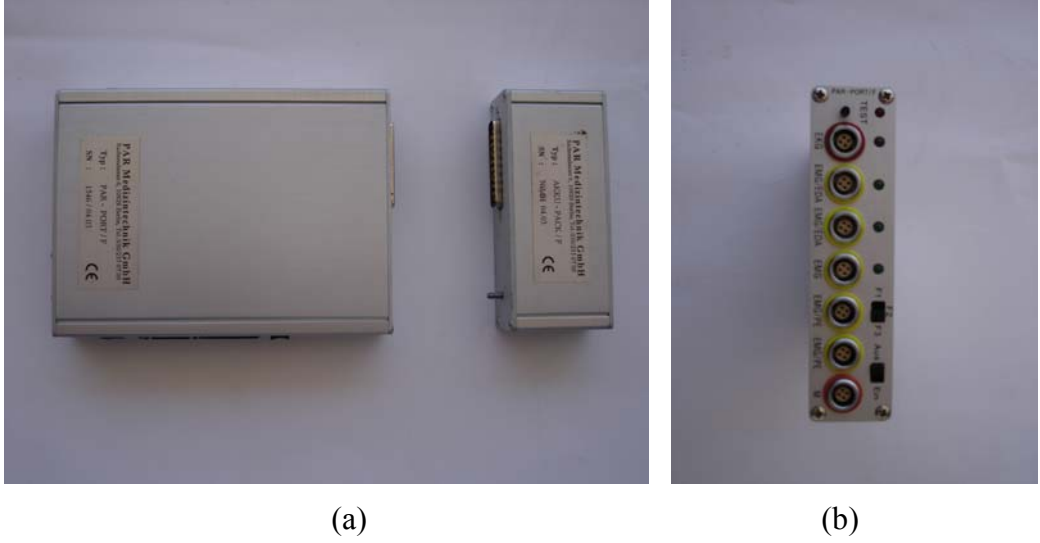


şeklindeki adaptör (Şekil 3.5), transducer (Şekil 3.6 (a), (b)), o da BLM torkmetre'ye (Şekil 3.7) bağlanmaktadır. Transducer maksimum 30 Nm'lik tork ölçümü için kalibre edilmiştir. Maksimum torklar digital olarak okunmaktadır. Deneklerin duruş şeklindeki farklılıkların, oluşturulan torklardaki anlamlı etkileri göz önüne alınarak, tam duruş pozisyonu deneğe belirtilerek duruş şekline gelecek darboğazlar önlenmeye çalışılmıştır. Transducerin bağlanacağı adaptör, VCN150 kodlu malzemenin FIAT-Powertrain fabrikasında bu araştırma için imal edilmiş olup çizim ölçümleri Şekil 3.5'de sunulmaktadır. Mukavim olması açısından tümü demirden imal edilmiş ağır bir masa üzerine monte edilmiştir (Şekil 3.8 (a)). Adaptör bağlı konumda iken, cıvata ağzının döşemeden yüksekliği, 94 cm. olarak saptanmıştır. Farklı deneklerin dirsek yükseklikleri ile cıvata ağzının yüksekliğini eşitlemek için masa ayaklarının altına 20.0\*20.0\*1.2 cm'lik PDF malzemesinden yaptırılan destekler, gerekli miktarlarda fork-lift operatörü vasıtasıyla ilave edildi. Dirsek yüksekliği 108 cm ve daha yüksek olan denekler için ise zeminin üzerine önce 14 cm yüksekliğinde bir tahta palet yerleştirildi (Şekil 3.8 (b)), geride kalan yükseklik payı ise PDF destekler ile beslendi. Tornavida sapının, sağ-sol el tarafından kavranıp, sıkıca tutularak vida sıkma ve gevşetme prosedürlerinde rol alan deneğe ait sözü edilen 5 kasa bağlanan elektrotlar vasıtasıyla, vidalama işi esnasındaki miyoelektrik data; Almanya'dan PARON firmasından ithal edilen çok-kanallı, biyosinyal ölçümü yapan, PAR-PORT/F taşınır cihazı ile yapıldı.(10,3\*14,1\*2,5) cm boyutlarındaki bu cihaz entegre edilmiş EMG değerlerini üretmektedir. (Şekil 3.9). PAR-PORT/F'in saptadığı entegre edilmiş EMG değerleri daha sonra bilgisayara verilmekte ve hem laboratuvar ve hem de ilgili alan çalışmaları için geliştirilmiş uygun program paketi Microsoft Excel, entegre miyoelektrik datayı Standartlaştırılmış Elektromiyografik Aktiviteye (sEA) çevirmektedir.

### **3.4.1. PAR-PORT/F Taşınır Çok-Kanallı Ölçüm Cihazı ve Özellikleri**

#### **3.4.1.1.PAR-PORT/F Taşınır Çok-Kanallı Ölçüm Cihazının Hafızası**

PAR-PORT/F taşınır, çok-kanallı (7 Kanal; 5 EMG kanalı + 1 EKG kanalı + 1 Marker kanalı) ölçüm cihazının ana parçası hafızası olup (RCA'nın 1802 Tipi),verileri



Şekil 3.9. (a) PAR-PORT/F taşınır çok kanallı ölçüm cihazı ve aküsü (b) Cihazın ön yüzü

yüksek kapasiteli bir memory-card üzerinde toplamaktadır. PAR-PORT/F'in 6\*1.2 V'luk aküsü yeniden şarj edilebilmektedir. 900 mA, Nikel-Metal-Hibrid-Akü paketi (NIMH), kullanım esnasında, 30 saat süreyle yeterli akım temin edebilmektedir. Eğer, tam olarak doldurulmuş bir akünün kapasitesi, net olarak 24 işlem saatinin altına düşerse, yenisi ile değiştirmek gerekmektedir. Esasen iki haftalık aralıklarla 2-3 saatlik kısa süreli bir şarj yapmak yeterli olmaktadır. NIMH-aküleri kendiliğinden de deşarj olabildikleri için her ölçümden önce akü-paketinin tam dolu olup olmadığının kontrolü gerekmektedir. Şarj için akü paketini hızlı-şarj-cihazınının 25 pimli fişi ile birleştirmek gerekmektedir.

#### 3.4.1.2. PAR-PORT/F'in Hafıza Aküsü

PAR-PORT/F'in içinde "Hafıza Aküsü" adı verilen ikinci bir akü vardır. Bu akü, ölçülen değerlerin saklanmasını sağlamaktadır. Hafıza aküsünün kapasitesi minimum 14 gündür.

#### 3.4.1.3. PAR-PORT/F'in Kullanım Elemanları

PAR-PORT/F'in (Şekil 3.9 (b)'de fotoğrafı verilen cihazın ön yüzü) kutusunun ön yüzünde yer alan kontrol elemanlarının görevleri aşağıda belirtilmektedir.

1. Alt sağdaki sürgülü şalter ile ölçüm değeri hafızası açılır ve processor, ölçüm verilerini hafızaya almaya başlar. Açmak için şalteri “EIN” tarafına sürmek gerekmektedir
2. Ölçüm değeri alıcıları sigortalı fişleri ile uygun çeşitli girişlere bağlanabilmektedir.
3. Üzerinde “Test” yazan kırmızı diodlu test-tuşuna basılmasından sonra ölçüm sırasında yanması gerekmektedir. Kırmızı diodun yanması ayrıca PAR-PORT/F içinde, bir memory-card olduğunu, hafıza kapasitesi bulunduğunu ve akü-paketinin dolu olduğunu göstermektedir. Uzun süreli bir kayıttan sonra, diod sönmüş ise ya maksimum hafıza kapasitesine ulaşılmıştır veya akü-paketi boşalmış demektir.
4. Deneğe , elektrotların bağlanmasından sonra, “Test” tuşu ile ilk dört girişin fonksiyonlarının doğru olup olmadığı kontrol edilebilmektedir. Bu durumda yeşil test diyotları alınan sinyallerin doğru güç ve frekansta olup olmadıklarını göstermektedir.
5. Ortadaki sürgülü şalter ilerideki gelişmeler için yerleştirilmiştir.

#### **3.4.1.4.EMG Ölçümü**

EMG ölçümü için 5 kanal bulunduğundan, PAR-PORT/F ile maksimum 5 kasın elektromiyografik aktivite ölçümleri yapılabilmektedir. EMG’ler 2 adet yüzey bebe Ag/AgCl elektrodu (Şekil 3.10) ile ilgilenilen kastan elektrotlar arasında ölçülmektedir. Elektrotlardan biri nötraldir. PAR-PORT/F’i “Test tuşu” kullanılarak ölçüm değeri hafızasının çalışıp çalışmadığı kontrol edilmektedir. (kırmızı diod yanar) ve ilk dört girişin doğru çalışıp çalışmadığı yeşil diyotlarla saptanmaktadır. Ölçümler sona erince “EIN/AUS” şalteri ile cihaz kapatılıp, akü-paketi çıkarılarak şarj derhal başlatılmaktadır.

#### **3.4.1.5.PAR-PORT/F’in Programlanması**

PAR-PORT/F’e ham EMG verilerinin kayıt edilmesi ve ham EMG’lerden integre EMG’lerin hesap edilmesi ve elde edilen integre EMG’lerin de PC’ ye transferi ile ilgili bilgisayar programı yüklenmiş bulunmaktadır. Ekranda görülecek “Aufnahme” (Kayıt) ve “Übertragung S modus” (transfer modülü) seçeneklerine göre kayıt veya kaydedilen değerlerin PC’ ye transferi mümkün olmaktadır.

#### **3.4.1.6.PAR-PORT/F'deki Verilerin Silinmesi**

PAR-PORT/F'deki verilerin silinmesi için PAR-PORT-menü «4» “Löschen” (silmek ) girişi kullanılmaktadır. Ekranda “Speicher Enthalt noch Daten” (Hafızada hala veri var) ifadesi çıkarsa, bu verileri “kurtarmak” için bir seçenek bulunmaktadır. “Abbruch” (durdur) seçilmeli ve PAR-PORT/F menüsünde (2) numaralı “Daten Einlesen “ (Verileri oku) çağırılmalıdır. Eğer bu veriler artık “gerekli” değilse, “Löschen” onaylanmalıdır.

#### **3.4.1.7.PAR-PORT/F Verilerinin PC Ekranında Görüntülenmesi**

PAR-PORT/F'den veriler (kablo ile veya telemetrik olarak (online) PC ekranında görüntülenebilmektedir. Monitoring Presentation'a girildiğinde, ekranda istenilen kanallar ve bir çizgi “cursor” görülmektedir. “Cursor” ekranın sol kenarından sağ kenarına doğru hareket etmektedir. Söz konusu çizginin, “cursor” durması halinde tüm bağlantılar ile alıcının içine yerleştirilen pillerin kontrol edilmesi gerekir.

Çizgi “cursor” da grafik olarak gösterilen değerler PAR-PORT/F' den o anda PC'ye taşınan değerlerdir. Sol altta “Messungsbeginn” (ölçümün başlangıcı ) saat-dakika olarak gösterilebilmektedir. Eğer önceden « F3 » tuşu ile “Max.Restmesszeit” (Maksimum Geri kalan ölçüm süresi), saat-dakika-saniye olarak belirlenirse, belirlenen söz konusu süre sonunda program otomatik olarak kayıta son vermektedir. Online kayıta sona erdirmek için « F10 » tuşu kullanılmaktadır.

#### **3.4.1.8.Ölçüm Verilerinin PAR-PORT/F ' den PC'ye Aktarılması**

Ölçüm verilerinin PC'ye transferi için PAR-PORT Menü « 2 » “Daten Einlesen” (Verileri Al) komutu verilmektedir. Ekranda bir dosya ismi verilince, hard disc'de çeşitli dosyalar açılmaktadır. Bu veriler ana menü (3) “Datum Bearbeiten” (veri proseseleme) ile izlenebilirler.



### 3.4.2. Ölçüm Verilerinden Standartlaştırılmış Elektromiyografik Aktivitenin Hesap Edilmesi

PAR-PORT/F' in saptadığı entegre edilmiş EMG değerleri daha sonra PC'ye transfer edilmekte ve hem laboratuvar ve hem de ilgili alan çalışmaları için geliştirilmiş Microsoft Excel Paketi, entegre miyoelektrik veriyi Standartlaştırılmış Elektromiyografik Aktiviteye çevirmektedir. Bilgisayar Programı şematik olarak Şekil 3.3'de gösterilmektedir. Bilgisayar programı; enformasyon, çalışma ve iş esnasındaki ölçümlerle bağlantılı iş-fizyolojik data sunumu için farklı düzlemler içermektedir.

**1.) İnfomasyon Düzlemi:** El-kol-omuz sistemine ait üst ekstemitenin el ve kola etki eden yüzeysel kasları ile onlarla ilgili temel hareketlerin anatomik ve fizyolojik temel bilgilerini içermektedir. Bilgiler Tablo ve Şekiller halinde sunulmaktadır (Çizelge 2.2 ve Şekil 2.28 gibi).

**2.) Çalışma Düzlemi:** Data toplama ve data analizleri ile ilgili programı içermektedir. Özellikle analog-digital çevrim ve kaslardan gelen ve yüzey elektromiyografisinde gözlenebilen, miyoelektrik sinyallerin zaman serilerinin değerlendirilmesi ile ilgili programı içermektedir. Ergonomide, örneğin taşınabilir sistemler, sabit laboratuvar sistemine normalde tercih edildiğinden, çalışma düzleminde kullanılmak üzere geliştirilen program paketleri, taşınabilir data kaydedicilere kayıt edilmiştir. Ölçüm periyodu esnasında garanti-doğru veri toplamak ve veriyi hemen akabinde transfer etmek için , örneğin elektromiyografik zaman serilerinin PC'ye transferi için program geliştirilmiş ve çalışma düzlemine kaydedilmiştir. Üst ekstremitte kas sistemi hakkında bilgi, bilgisayar sisteminden yazılı metin ve grafik olarak temin edilmektedir. Bu programda aşağıda adları yazılı ve anatomik ile fizyolojik özellikleri ayrıca Çizelge 2.2 ve Şekil 2.28'de verilen kasları kapsamaktadır.

Özellikle ön kol ve ele etkili olan kaslar:

**m.flexor carpi ulnaris:** Elin unlar sapmasında rol oynar.

**m.pronator teres:**Ön kolun içe doğru rotasyonunu sağlar

**m.extensor digitorum:** El ve parmaklara ekstansiyon yaptırır.

**m.biceps brachii:** Fleksör ve ön kolun dışa doğru rotasyonunu sağlamaktadır.

Ve üst kol ile omuza etki eden kaslar ise:

**m. Deltoideus pars clavicularis:** Kolun anteversiyonunu sağlar.

**m.acromial :** Üst kolun abduksiyonunu sağlar.

**m.deltoidin spinal bölümü:**Kolun retroversiyonunu sağlar.

**m.trapezius'un alt bölümü:** Omuzu sabitleyici kas 'dır.

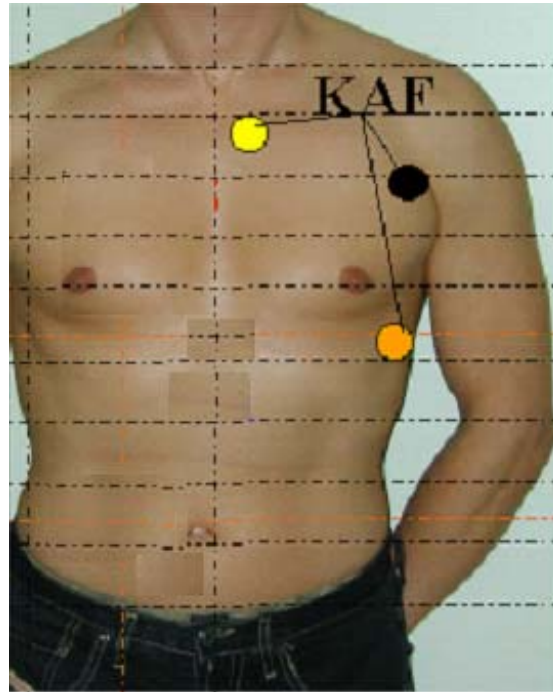
**3.) Presentasyon-Sunum Düzlemi:** Bu düzlemde kullanıcı, programı halihazırda yürütülen çalışmanın ve deneysel araştırma sonuçlarının dökümantasyonu için kullanmaktadır.

Bilindiği gibi pozitif ve negatif potansiyel değişimleri (patlamalar), tek bir kasın aktivitesinin yanıtını temsil etmektedir. Örneğin, m.biceps'in kontraksiyonu Şekil 2.46'da sunulmuş idi. Bilinen yöntemlere göre bu ham elektromiyogram, EMG zamanının (t) fonksiyonudur ve normalde önce rektifiye ve sonrada integre edilmektedir. Sayfa 99'da verilen formüle (2.3 Eşitliği) göre Elektromiyografik Aktivite, EA(t), rektifiye ham EMG'nin zarfı olarak sarf edilen kuvvet ( kasın statik mukavemet gücü ) ile korelasyondadır. Gerçek EA, bir kasın maksimum istemli kontraksiyonu ile ortaya çıkan maksimum elektromiyografik aktivitesi ile ilişkilidir. Zaman serilerinden karakteristik değerleri oluşturmak için ön gereksinim, minimum ve maksimumların oluş sıralaması ile beraber siklusların teşhis edilmesidir. İntegre EMG'ler, PC'de standartlaştırılmaktadır. Standartlaştırma için maksimum ve dinlenme elektromiyografik aktiviteleri; EA<sub>maks</sub> ve EA<sub>0</sub> referans bazı olarak kullanılmaktadır. Ayrıca ilave program uygulanarak sonuçların grafik olarak temsili de mümkün olmaktadır.

Şekil 3.3 değerlendirme işlemlerinin ana hatlarını ve genel görünüşü temsil etmektedir. İşlem, işle bağlantılı kastan miyoelektrik sinyallerin yakalanıp toplanması ile başlamakta, elektromiyografik aktivitenin zaman serilerinin EA(t), taşınabilir data kaydedicisi ile kaydedilmesi, değerlendirme, A/D dönüştürülmüş miyoelektrik aktivitenin standartlaştırılması, sonuçların "temsili grafikle" ile sunulması ile devam etmektedir. sEA; 3 sn. süreyle oluşan Maksimum Elektromiyografik Aktivite, EA<sub>maks</sub>. değeri ile dinlenme potansiyeli, EA<sub>0</sub> kullanılarak 2.4 eşitliğine göre hazırlanan program vasıtasıyla hesap edilmektedir. sEA değerleri sunulan cıvata sıkma-gevşetme



Şekil 3.10. Bebe- yüzey Ag/AgCl elektrodları



Şekil 3.11. Kalp Atış frekansı elektrotları bağlantı yerleşimi

işlemindeki kasın fizyolojik maliyeti olup, söz konusu proses için, toplam bireysel kapasitenin gerekli olan yüzdesini temsil etmektedir.

### 3.5. Deneylerin Yapılışı

#### 3.5.1. Deneklerle Ön Hazırlık

Denekler, deney günlerinde saat 14:00'de Bursa-FIAT-Powertrain Fabrikasında testlere başladılar. Ön hazırlık olarak, deneklerin önce boy, kilo, ve dirsek yükseklikleri ölçüldü ve milimetrik kağıt üzerinde sonradan el ölçümlerini yapmak üzere sağ ellerinin (11. no.lu denneğin sol eli) fotoğrafları çekildi. Denekler deneye başlamadan önce ve deney aralarında anket formlarını doldurdular (EKLER).

#### 3.5.2. Elektrotlar

Araştırılan 5 kasa, kasın EMG ölçümleri için, ilgilenilen kasın üzerindeki deriye bir çift gümüş-gümüş klorür yüzey bebe-elektrotu yerleştirildi. Kullanılan elektrotlar ve özellikleri Şekil 3.10'da sunulmaktadır. Ayrıca 3 kutuplu EKG elektrotları göğsün sol tarafına Şekil 3.11'de gösterildiği gibi yerleştirilerek topraklama işlemi yapıldı. İlgilenilen 5 kasın üzerine elektrotlar seçilen kasın orta şişkin kısmına, kas lifine paralel olarak Şekil 3.3 de gösterildiği gibi yerleştirildiler. Elektrotlar yerleştirilmeden önce, elektrot yerleştirilecek bölge kılı ise o bölge tıraş edildikten sonra deri hafifçe kızarıncaya kadar % 96'luk Etil Alkolle ovularak deri impedansının azaltılması sağlandı.

Çizelge 3.6. Her denek için farklı olarak rasgele (randomize) hazırlanan tornavida sıralaması

DEN 1	DEN 2	DEN 3	DEN 4	DEN 5	DEN 6	DEN 7	DEN 8	DEN 9	DEN 10	DEN 11	DEN 12
TOR 4	TOR 2	TOR 3	TOR 9	TOR 7	TOR 6	TOR 8	TOR 5	TOR 10	TOR 1	TOR 2	TOR 3
TOR 7	TOR 6	TOR 10	TOR 3	TOR 1	TOR 4	TOR 1	TOR 9	TOR 5	TOR 8	TOR 4	TOR 7
TOR 3	TOR 5	TOR 8	TOR 6	TOR 5	TOR 10	TOR 5	TOR 4	TOR 7	TOR 2	TOR 9	TOR 5
TOR 6	TOR 8	TOR 7	TOR 7	TOR 2	TOR 1	TOR 7	TOR 10	TOR 3	TOR 4	TOR 7	TOR 9
TOR 10	TOR 1	TOR 2	TOR 2	TOR 4	TOR 2	TOR 9	TOR 8	TOR 2	TOR 3	TOR 1	TOR 6
TOR 9	TOR 3	TOR 4	TOR 8	TOR 6	TOR 7	TOR 4	TOR 1	TOR 4	TOR 5	TOR 3	TOR 2
TOR 2	TOR 10	TOR 6	TOR 5	TOR 8	TOR 3	TOR 3	TOR 3	TOR 6	TOR 7	TOR 5	TOR 10
TOR 8	TOR 7	TOR 1	TOR 10	TOR 10	TOR 8	TOR 6	TOR 7	TOR 9	TOR 9	TOR 10	TOR 8
TOR 1	TOR 9	TOR 9	TOR 1	TOR 9	TOR 9	TOR 2	TOR 6	TOR 8	TOR 10	TOR 6	TOR 1
TOR 5	TOR 4	TOR 5	TOR 4	TOR 3	TOR 5	TOR 10	TOR 2	TOR 1	TOR 6	TOR 8	TOR 4

### 3.5.3. Tornavidaların Kullanılış Sırası

Her denek için farklı olmak üzere ,rasgele (randomize, gelişigüzel) tornavida kullanılış sırası düzenlendi. Düzenleme Çizelge 3.6 ‘de sunulmaktadır.

### 3.5.4. Tornavidaların Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Kullanılış

Her denek kendisi için belirlenen tornavida sırasında (Çizelge.3.6), deney protokolüne (Çizelge 3.5) uygun olarak cıvata sıkma ve gevşetme işlemlerini gerçekleştirmiştir. Sanayi eldivenli elle çalışmalarda 8 veya 9 numaralı (büyüklükteki) sanayi eldiveni (Şekil 3.12) kullanılırken, yağlı elle çalışmalarda ise 1.5 cm<sup>3</sup> bebe yağı (Şekil 3.13) önce temiz bir havluya damlatıldı. Sonra da yağlı havlu ile sağ (sol) el yağlandı, daha sonra da tornavida ucu sol (sağ) elle tutulurken, tornavida sapı sağ avuç içinde tutularak yağlı havlu ile yağlandı. Yağın fazlası kağıt havlu ile alındı.



Şekil 3.12. Sanayi eldiveni ve kullanılışı



Şekil 3.13. Tornavida sapının yağlanması

## 4. DENEY SONUÇLARI

### 4.1. Maksimum Dönme Momenti Ölçüm Sonuçları

Şekil 3.7’de fotoğrafı sergilenen FIAT-Powertrain fabrikasına ait BLM-Torkmetre cihazı ile Nm cinsinden ölçülen, 12 deneğin 10 farklı tornavida sapı ile gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemlerinden (3 ayrı koşulda; kuru elle, yağlı elle ve sanayi eldiveni giyilmiş olarak) elde olunan Maksimum Dönme Momenti ölçüm sonuçları Çizelge 4.1-4.6’da sunulmaktadır. Ayrıca kuru elle, eldivenli elle ve yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminde 12 denek tarafından 10 farklı tornavida ile elde olunan Maks. Dönme Momenti sonuçlarının ortalamaları ve standart sapmaları tornavida başına hesap edilerek Şekil 4.1-4.6’da moment ekseninde sütun grafikleri şeklinde sergilenmektedir.

### 4.2. Kas Zorlanmalarına ait Elektromiyografik Ölçüm Sonuçları

#### 4.2.1. $EA_{maks}$ . Değerlerinin Saptanması

Cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki Fizyolojik Maliyet’in tayin edilmesi ile ilgili olarak; cıvata sıkma ve gevşetme prosesine yoğun olarak katılan üst ekstremite kaslarından 5 kasa ait  $EA_{maks}$ .değerleri - Maksimum İstemli Kasılma (MVC) durumunda – her denek için, PAR-PORT/F Elektromiyografi cihazı ile saptandı. MVC: teşvik ile oluşturulan ve deneğin maksimum eforu olduğuna inandığı kuvvettir. Söz konusu eforu ortaya koymak için 5 kastan her birinin asli görevleri (örneğin m.biceps brachii’nin ön kola fleksiyon yaptırması gibi) göz önüne alınarak karşı kuvvet uygulandı ve denekten her kasın görevi ile ilgili ayrı ayrı maksimum teşvik sonucu oluşan kuvveti ortaya koymaları istendi. Bu esnada da söz konusu kaslarda oluşan elektriksel aktivite, EA, PAR-PORT/F’e kaydedildi.

12 deneğin 5 kasına ait,  $EA_{maks}$  değerleri (12x5) 60 adet olduğundan Tez içinde yerden kazanmak için örnek olarak **sadece 10 no.lu deneğe** ait 5 kasın  $EA_{maks}$  değerleri Şekil 4.7-4.11’de sergilenmektedir. 10 no.lu denek 25 yaşında 172 cm. boyunda, 73 kg. ağırlığında kas yapısı gelişmiş buna karşın deri altında yağ tabakası içermeyen sportif yapılı olduğu için söz konusu denekle ilgili EMG ölçümleri bu çalışmada örnek olarak seçilmiştir

Cizelge 4.1. Kuru elle cıvata sıkımda Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri

	Denek 1	Denek 2	Denek 3	Denek 4	Denek 5	Denek 6	Denek 7	Denek 8	Denek 9	Denek 10	Denek 12	Denek 11 Solak	Ortalama	Std Sap
<b>Tor 1</b>	2,22	2,25	2,79	7,41	6,47	3,4	3,46	4,13	3,32	2,73	4,97	4,06	3,93	1,63
<b>Tor 2</b>	2,01	3,28	3,3	4,84	5,55	1,96	3,1	3,54	2,52	2,8	3,69	2,45	3,25	1,07
<b>Tor 3</b>	3,26	2,72	3,02	5,57	5,41	3,14	3,07	3,92	2,91	3,96	5,62	3,48	3,84	1,09
<b>Tor 4</b>	2,71	3,36	2,89	7,5	5,66	4,07	3,05	3,9	2,35	3,64	4,79	2,5	3,87	1,50
<b>Tor 5</b>	2,66	2,42	2,52	7,5	5,82	2,02	2,72	3,46	2,07	2,1	3,82	1,58	3,22	1,76
<b>Tor 6</b>	3,32	3,8	3,59	5,23	6,35	3,98	3,97	4,13	3,71	3,15	4,66	2,57	4,04	1,00
<b>Tor 7</b>	3,17	4,29	3,92	6,27	6,81	3,85	3,67	4,4	5,79	3,6	5,4	3,47	4,55	1,21
<b>Tor 8</b>	4,27	6,49	3,78	6,52	8,29	5,17	3,79	4,51	4,67	3,23	5,58	3,56	4,99	1,50
<b>Tor 9</b>	3,19	3,91	3,16	4,16	6,09	3,56	3,76	3,06	3,45	4,21	4,96	2,7	3,85	0,93
<b>Tor 10</b>	4,19	3,7	3,99	8,88	7,95	4,35	4,54	4,99	4,96	4,67	5,93	3,8	5,16	1,65
<b>Ortalama</b>	3,10	3,62	3,30	6,39	6,44	3,55	3,51	4,00	3,58	3,41	4,94	3,02		
<b>Std Sap</b>	0,74	1,21	0,51	1,46	0,99	0,99	0,54	0,56	1,22	0,77	0,74	0,77		

Cizelge 4.2. Kuru elle cıvata gevşetmede Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri

	Denek 1	Denek 2	Denek 3	Denek 4	Denek 5	Denek 6	Denek 7	Denek 8	Denek 9	Denek 10	Denek 12	Denek 11 Solak	Ortalama	Std Sap
<b>Tor 1</b>	1,99	2,31	2,43	6,83	5,21	1,72	3,51	4,57	3,05	3,22	5,76	5,36	3,83	1,67
<b>Tor 2</b>	1,89	3,19	2,97	5,78	6,07	2,29	2,86	3,90	2,58	3,56	5,13	3,31	3,63	1,35
<b>Tor 3</b>	3,94	2,67	3,11	6,31	6,18	2,80	2,66	5,08	3,91	3,56	5,84	2,51	4,05	1,44
<b>Tor 4</b>	3,31	3,71	3,09	6,93	7,08	3,78	2,98	3,93	2,50	3,91	5,93	2,66	4,15	1,60
<b>Tor 5</b>	1,99	2,73	2,81	6,78	6,67	2,13	2,24	3,87	2,94	2,46	6,13	2,01	3,56	1,86
<b>Tor 6</b>	3,94	3,70	3,44	6,05	6,46	4,06	3,69	5,09	3,88	4,05	5,38	3,08	4,40	1,08
<b>Tor 7</b>	4,03	4,96	4,31	5,03	6,62	3,80	4,68	5,75	4,96	4,08	6,71	4,81	4,98	0,95
<b>Tor 8</b>	3,40	7,15	4,22	7,29	8,84	5,13	4,23	4,20	3,80	2,71	6,77	3,93	5,14	1,90
<b>Tor 9</b>	3,10	4,20	3,14	4,07	5,23	3,21	3,69	3,78	3,47	3,58	4,67	3,32	3,79	0,65
<b>Tor 10</b>	4,99	4,31	4,17	9,03	8,95	4,59	4,75	5,53	6,50	5,47	6,41	4,13	5,74	1,71
<b>Ortalama</b>	3,26	3,89	3,37	6,41	6,73	3,35	3,53	4,57	3,76	3,66	5,87	3,51		
<b>Std Sap</b>	1,04	1,41	0,65	1,34	1,29	1,11	0,85	0,74	1,21	0,83	0,68	1,05		

Cizelge 4.3. Sanayi eldivenli elle cıvata sıkımda Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri

	Denek 1	Denek 2	Denek 3	Denek 4	Denek 5	Denek 6	Denek 7	Denek 8	Denek 9	Denek 10	Denek 12	Denek 11 Solak	Ortalama	Std Sap
<b>Tor 1</b>	2,28	3,68	3,80	6,76	7,22	3,14	6,97	4,14	3,32	3,40	3,39	2,92	4,25	1,71
<b>Tor 2</b>	1,90	3,54	3,10	5,78	6,55	2,39	5,86	3,60	2,78	3,07	3,15	1,87	3,63	1,58
<b>Tor 3</b>	2,48	4,18	4,21	7,56	11,52	3,12	6,91	4,62	4,64	3,89	3,58	4,13	5,07	2,49
<b>Tor 4</b>	2,60	3,87	3,53	7,29	10,73	4,43	6,04	3,77	3,42	3,83	3,37	2,79	4,64	2,34
<b>Tor 5</b>	2,57	4,69	3,28	5,52	7,15	2,28	4,45	4,13	3,88	3,49	3,61	3,39	4,04	1,32
<b>Tor 6</b>	3,12	5,04	2,99	6,56	8,50	4,44	6,16	4,15	4,06	3,47	3,85	4,17	4,71	1,62
<b>Tor 7</b>	2,77	5,33	4,89	7,03	10,41	3,69	4,45	4,29	5,18	4,47	4,33	3,36	5,02	2,01
<b>Tor 8</b>	4,04	5,13	4,69	7,27	9,83	4,14	9,36	4,80	5,35	4,26	5,44	4,76	5,76	1,99
<b>Tor 9</b>	2,93	4,24	3,51	4,26	5,18	4,26	3,00	4,04	4,44	4,34	4,75	3,99	4,08	0,66
<b>Tor 10</b>	4,40	5,30	4,98	9,37	10,73	4,80	7,17	5,11	5,97	4,03	5,95	5,59	6,12	2,03
<b>Ortalama</b>	2,91	4,50	3,90	6,74	8,78	3,67	6,04	4,27	4,30	3,83	4,14	3,70		
<b>Std Sap</b>	0,77	0,68	0,75	1,37	2,16	0,89	1,77	0,46	1,00	0,46	0,95	1,06		

Cizelge 4.4. Sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmede Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri

	Denek 1	Denek 2	Denek 3	Denek 4	Denek 5	Denek 6	Denek 7	Denek 8	Denek 9	Denek 10	Denek 12	Denek 11 Solak	Ortalama	Std Sap
<b>Tor 1</b>	1,90	4,12	2,99	7,65	7,05	4,63	4,70	3,97	3,72	4,94	3,85	2,93	4,37	1,64
<b>Tor 2</b>	2,35	4,75	2,99	7,55	8,63	4,27	7,02	3,35	4,43	3,61	2,94	3,19	4,59	2,04
<b>Tor 3</b>	3,70	5,40	5,10	8,04	9,72	5,46	6,95	4,68	4,18	4,51	5,15	4,85	5,65	1,74
<b>Tor 4</b>	3,61	5,91	4,04	7,54	9,02	4,28	5,58	3,28	2,93	3,58	3,19	3,95	4,74	1,91
<b>Tor 5</b>	2,15	5,22	3,10	5,22	6,41	3,01	4,26	3,73	3,23	2,44	3,05	4,20	3,84	1,27
<b>Tor 6</b>	2,87	6,31	3,63	7,41	9,10	4,71	5,67	5,27	4,18	3,57	5,16	4,02	5,16	1,78
<b>Tor 7</b>	3,49	6,41	4,33	8,14	11,80	5,48	5,28	5,31	4,76	3,61	5,30	4,89	5,73	2,27
<b>Tor 8</b>	3,08	7,36	4,65	7,29	9,57	4,54	7,07	5,38	5,57	4,51	5,19	5,22	5,79	1,74
<b>Tor 9</b>	2,95	4,80	3,47	5,38	4,99	3,80	3,66	4,19	4,29	4,79	4,46	2,69	4,12	0,83
<b>Tor 10</b>	4,46	6,35	5,28	9,88	11,29	5,55	7,13	4,42	4,85	4,53	5,54	6,65	6,33	2,19
<b>Ortalama</b>	3,06	5,66	3,96	7,41	8,76	4,57	5,73	4,36	4,21	4,01	4,38	4,26		
<b>Std Sap</b>	0,79	0,98	0,86	1,34	2,11	0,80	1,28	0,79	0,78	0,78	1,03	1,20		

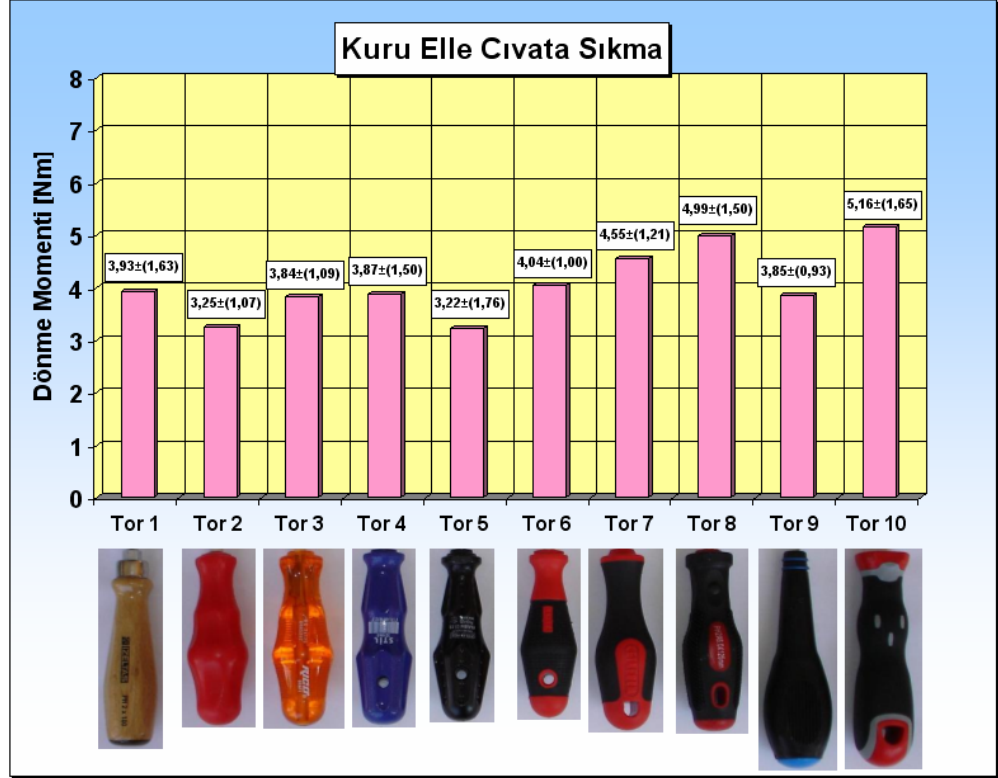


Cizelge 4.5. Yağlı elle cıvata sıkımda Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri

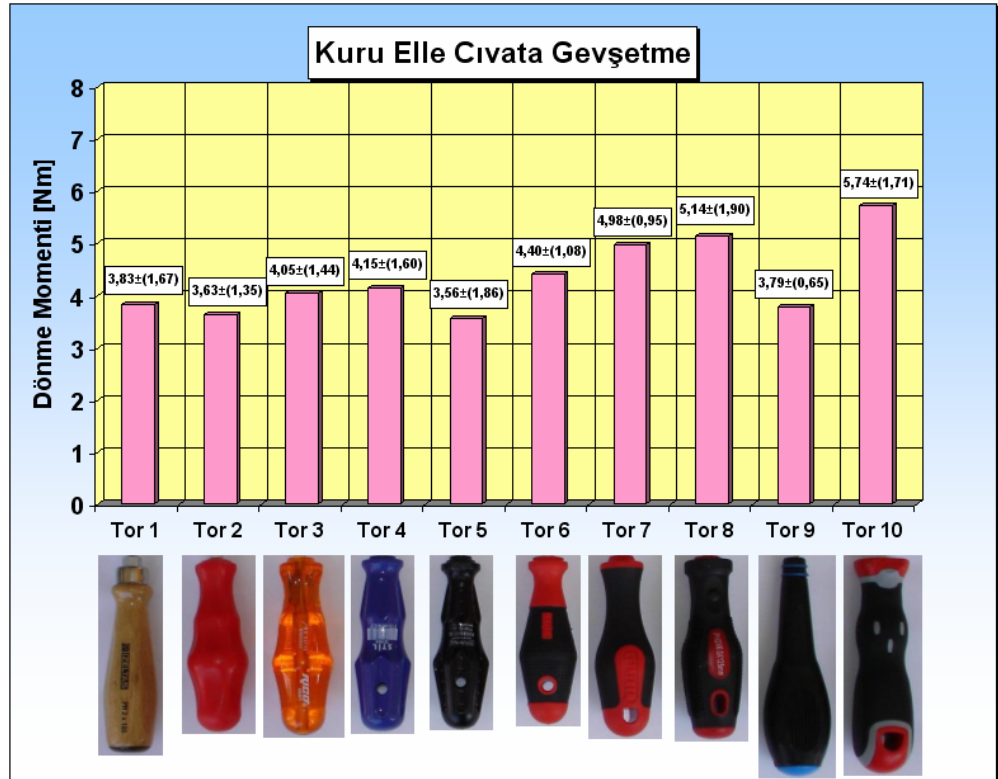
	Denek 1	Denek 2	Denek 3	Denek 4	Denek 5	Denek 6	Denek 7	Denek 8	Denek 9	Denek 10	Denek 12	Denek 11 Solak	Ortalama	Std Sap
<b>Tor 1</b>	2,59	2,29	3,60	4,85	2,59	1,92	1,75	2,87	1,49	1,67	4,05	1,49	2,60	1,08
<b>Tor 2</b>	1,80	1,72	2,37	4,42	2,33	1,98	1,49	2,71	1,49	2,11	3,22	1,70	2,28	0,85
<b>Tor 3</b>	2,56	1,82	1,86	5,03	2,64	1,64	1,61	2,64	2,00	1,81	3,47	1,49	2,38	1,02
<b>Tor 4</b>	1,63	1,69	3,20	4,29	2,66	1,97	1,50	2,84	1,77	2,39	4,84	1,53	2,53	1,11
<b>Tor 5</b>	2,11	1,93	2,45	4,20	3,23	1,88	1,96	2,34	2,33	2,25	3,46	1,49	2,47	0,78
<b>Tor 6</b>	3,01	3,47	3,21	3,30	3,03	1,57	2,29	2,39	2,40	2,42	3,37	1,76	2,69	0,64
<b>Tor 7</b>	2,81	2,90	2,64	3,79	2,13	2,54	2,66	2,68	1,56	2,87	3,68	1,60	2,66	0,68
<b>Tor 8</b>	2,96	4,64	2,97	4,93	4,71	3,23	3,06	3,48	3,48	3,19	4,10	3,28	3,67	0,73
<b>Tor 9</b>	2,15	2,65	3,43	2,56	4,69	2,35	2,48	2,78	3,19	3,67	4,14	2,17	3,02	0,81
<b>Tor 10</b>	2,48	2,65	3,32	3,16	3,70	2,56	3,73	2,66	1,77	2,73	3,31	2,17	2,85	0,60
<b>Ortalama</b>	2,41	2,58	2,91	4,05	3,17	2,16	2,25	2,74	2,15	2,51	3,76	1,87		
<b>Std Sap</b>	0,47	0,93	0,55	0,83	0,92	0,51	0,74	0,31	0,71	0,62	0,51	0,56		

Cizelge 4.6. Yağlı elle cıvata gevşetmede Maksimum Dönme Momenti [Nm] değerleri

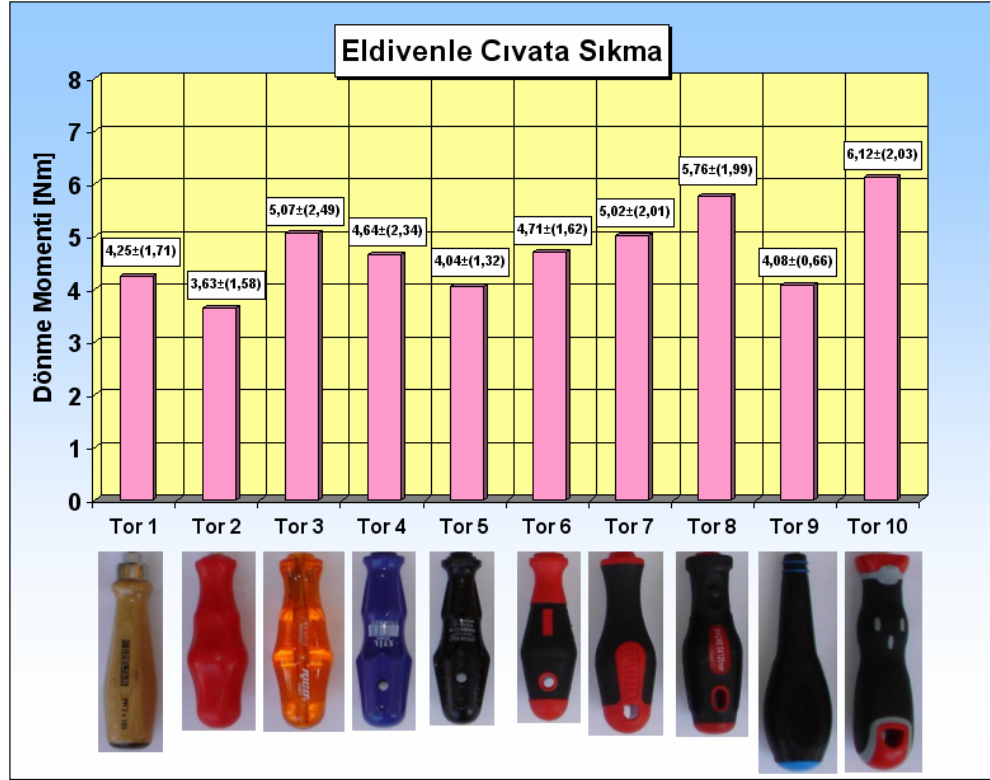
	Denek 1	Denek 2	Denek 3	Denek 4	Denek 5	Denek 6	Denek 7	Denek 8	Denek 9	Denek 10	Denek 12	Denek 11 Solak	Ortalama	Std Sap
<b>Tor 1</b>	2,64	3,34	3,59	4,19	2,77	1,51	1,69	3,31	1,49	2,03	4,47	1,49	2,71	1,08
<b>Tor 2</b>	2,01	2,18	2,88	3,88	2,67	1,90	1,75	2,65	1,49	2,14	3,65	1,49	2,39	0,78
<b>Tor 3</b>	2,50	1,97	2,03	4,64	2,93	1,64	1,59	3,03	1,49	1,90	3,74	1,49	2,41	1,00
<b>Tor 4</b>	2,09	2,55	3,16	5,02	2,75	1,78	1,66	2,83	1,49	2,14	4,25	1,49	2,60	1,11
<b>Tor 5</b>	2,05	2,37	3,28	3,79	2,85	2,66	2,08	2,06	1,74	2,12	4,15	1,49	2,55	0,82
<b>Tor 6</b>	2,64	4,00	2,86	4,01	2,37	1,63	2,47	2,03	1,62	2,05	3,53	1,87	2,59	0,85
<b>Tor 7</b>	2,95	2,92	2,62	4,37	2,12	2,20	2,44	3,05	1,49	1,91	3,67	1,74	2,62	0,83
<b>Tor 8</b>	3,53	4,83	2,70	3,73	5,86	4,48	3,81	2,92	4,17	3,46	4,73	3,19	3,95	0,91
<b>Tor 9</b>	2,62	2,83	3,94	6,57	4,50	2,06	2,24	3,05	2,72	2,63	4,56	2,04	3,31	1,35
<b>Tor 10</b>	2,39	2,41	3,36	3,52	5,12	3,06	3,93	2,88	1,82	2,61	3,37	2,14	3,05	0,90
<b>Ortalama</b>	2,54	2,94	3,04	4,37	3,39	2,29	2,37	2,78	1,95	2,30	4,01	1,84		
<b>Std Sap</b>	0,46	0,89	0,54	0,89	1,28	0,91	0,86	0,42	0,87	0,48	0,48	0,53		



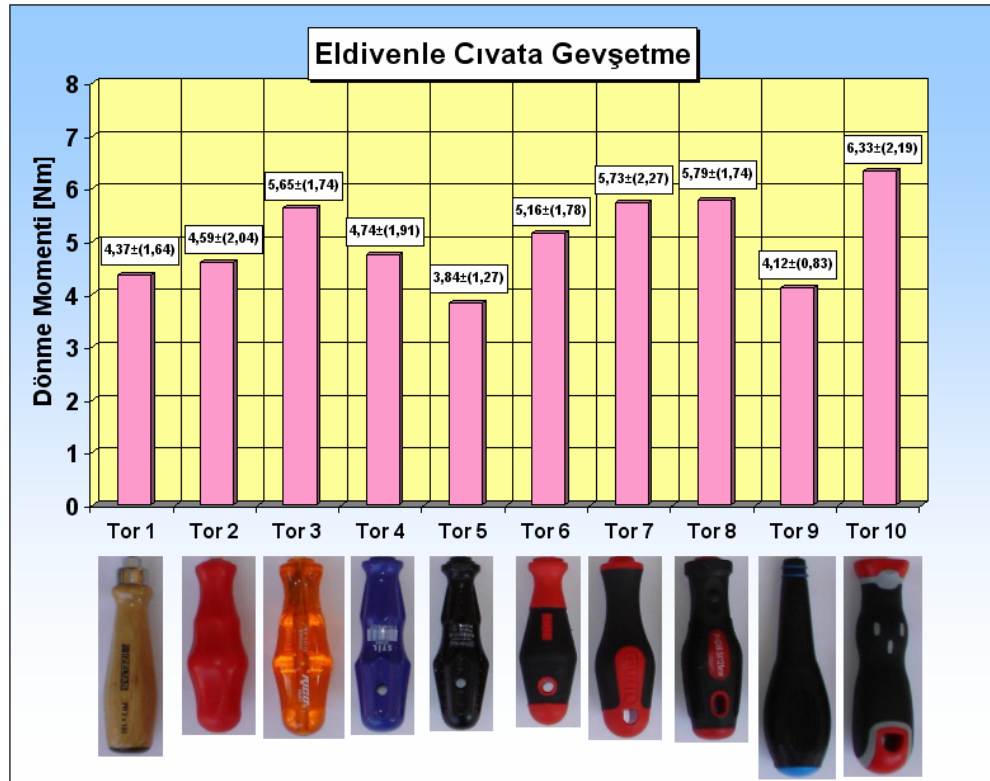
Şekil 4.1. Kuru elle yapılan civata sıkma esnasındaki maksimum dönme momentleri



Şekil 4.2. Kuru elle yapılan civata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentleri



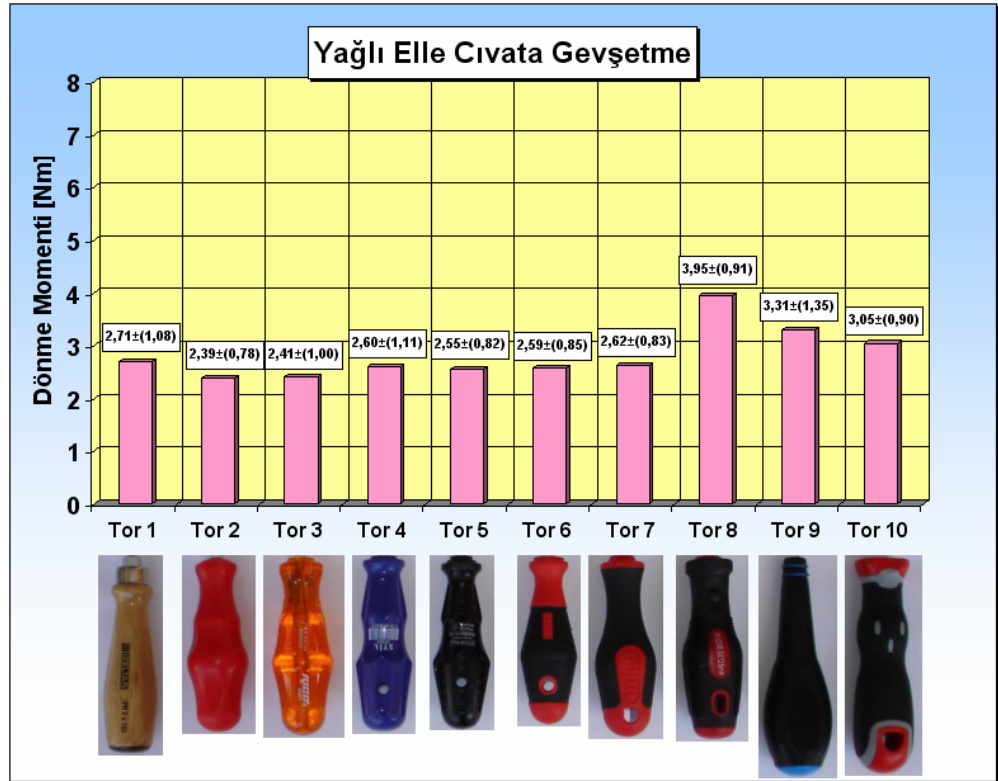
Şekil 4.3. Sanayi eldivenli elle yapılan cıvata sıkma esnasındaki maksimum dönme momentleri



Şekil 4.4. Sanayi eldivenli elle yapılan cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentleri



Şekil 4.5. Yağlı elle yapılan cıvata sıkma esnasındaki maksimum dönme momentleri



Şekil 4.6. Yağlı elle yapılan cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentleri

Grafiklerde entegre edilmiş EA değerleri kırmızı, bunların düzgünleştirilmiş (yarım saniyelik ortalamalarla) değerleri yeşil ve 3 saniye boyunca süren  $EA_{maks}$  değerleri mavi renkli eğrilerle gösterilmektedir. Ayrıca standartlaştırma işleminde kullanılan  $EA_0$  değerleri de grafiklerin çizim alanının en altında kesikli çizgi olarak sunulmaktadır.

Deneylerde, fizyolojik maliyet ölçümleri yapılan üst ekstremité kaslarından 5 tanesine ait anatomik ve fizyolojik özellikler Çizelge 2.2'den faydalanılarak burada tekrar özetlenmektedir.

<b>m. deltoideus p. clavicularis</b> Scapula'yı Humerus'a bağlayan kasdır.	Kola abdüksiyon yaptırır. Ön lifler kola fleksiyon ve içe rotasyon, arka lifler ise ekstansiyon ve dışa rotasyon yaptırır.
<b>m. biceps brachii</b> Kol kaslarından olup ön kompartımanda bulunur.	Ön kola fleksiyon, ve dışa rotasyon yaptırır.
<b>m. flexor digitorum</b> Orta tabaka kası olup ön kol, ön faysal kompartımanında bulunur.	4 orta parmağın (2-5) ortanca phalanxlarına fleksiyon yaptırır, elin ve proximal (uç) phalanx fonksiyonuna yardım eder.
<b>m. brachioradialis</b> Ön kolun dış yan faysal kompartımanında yer alır.	Ön kola fleksiyon yaptırır, ön kolu yarı pronasyona getirir.
<b>m. extensor digitorum</b> Yüzeysel kas olup ön kolun arka faysal kompartımanında bulunur.	El ve parmaklara ekstansiyon yaptırır.

#### 4.2.2. Dinlenme Aktivitesinin Ölçümü

Cıvata sıkma ve gevşetme işlemine yoğun bir şekilde katılan beş kasa ait "Dinlenme Aktivitesi" ( $EA_0$ ), her denek için deneylerden önce-dinlenme anında 1 dakika süre ile PAR-PORT/F ile ölçülen değerlerden minimum değer tespit edilmiştir. Denek 10'a ait üst ekstremité kaslarından yukarıdaki çizelgede özellikleri verilen 5 kasın  $EA_0$  değerleri Şekil 4.7-4.11'de en altta sunulmaktadır.

#### 4.2.3. Fizyolojik Maliyet'in Tayin Edilmesi

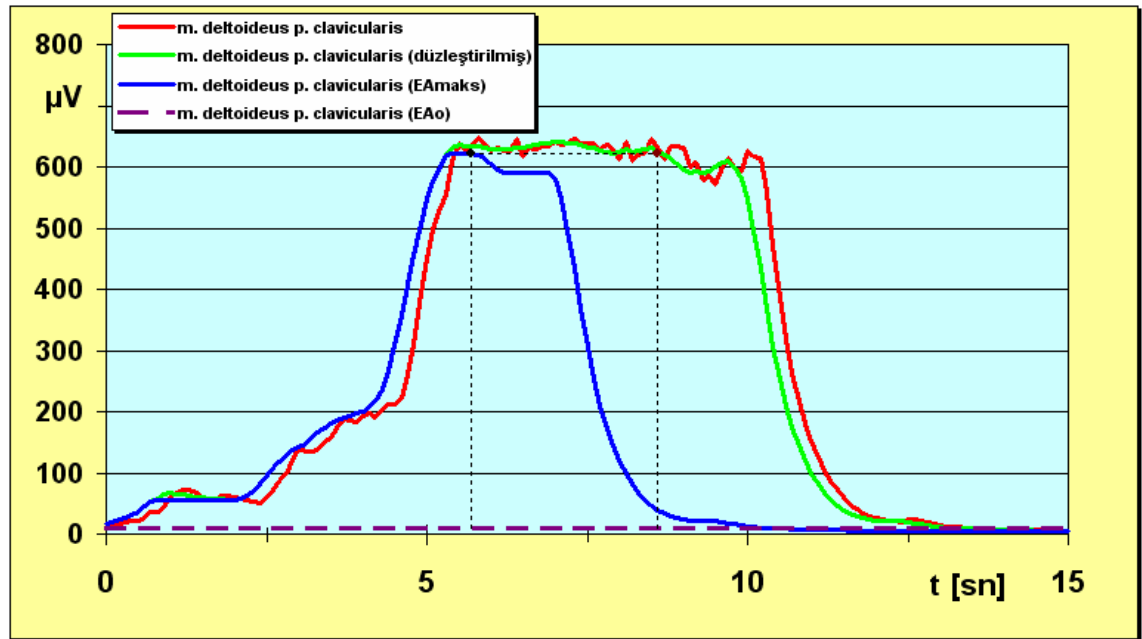
12 deneğin 10 farklı tornavida için cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemine katılan beş kasın fizyolojik maliyetleri "Standartlaştırılmış Elektromiyografik Aktivite" (sEA) veya "Yüzde olarak kas zorlanması" şeklinde ifade edilmekte ve aşağıda tekrar verilen denklemden hesap edilmektedir (Bölüm 2.4 den 2.4 Eşitliği).

$$sEA = \frac{EA - EA_0}{EA_{maks} - EA_0} * 100\% \quad 2.4$$

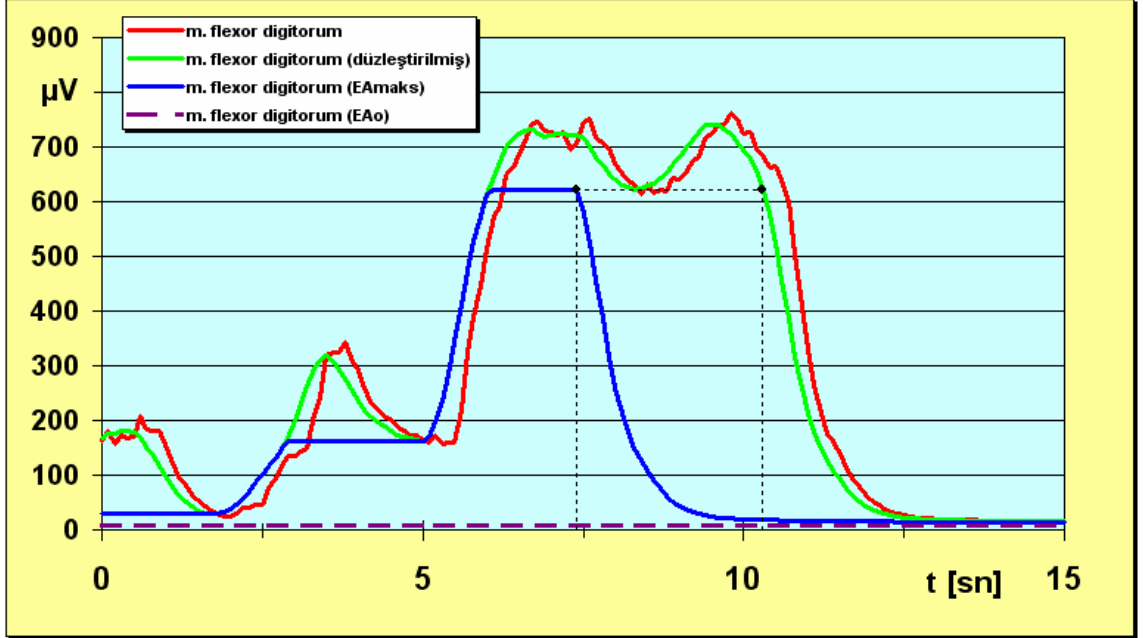
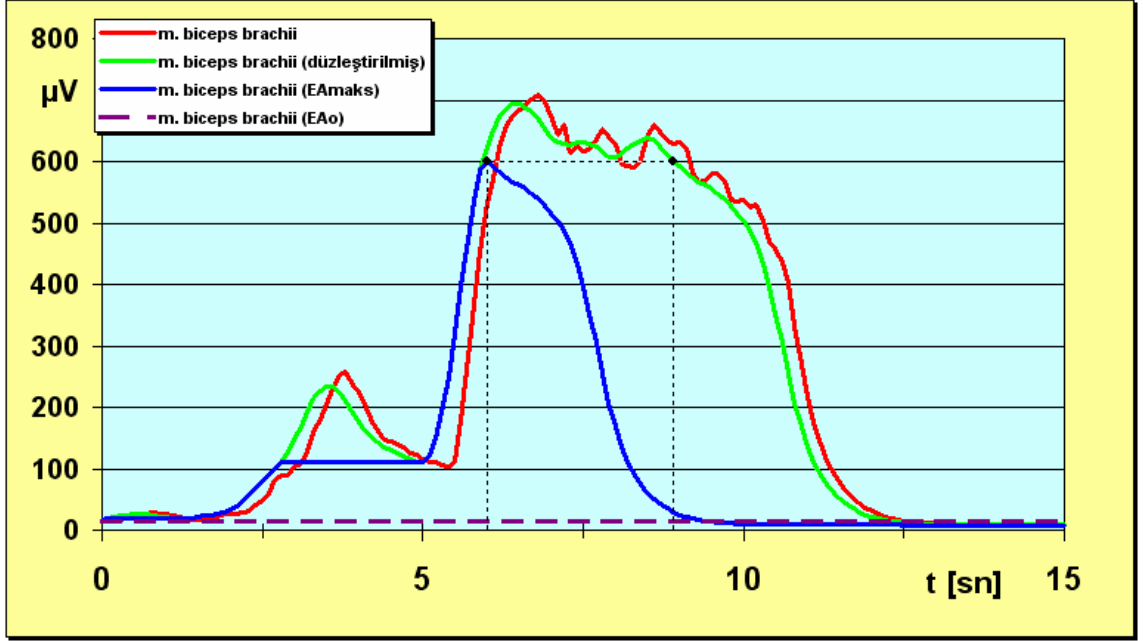
- EA = Tek bir kasın cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki gerçek Elektromiyografik Aktivitesi
- EA<sub>0</sub> = Ölçüm yapılan kasın “Dinlenme Aktivitesi”
- EA<sub>maks</sub> = Ölçüm yapılan kasın “Maksimum İstemli Kasılma” esnasındaki Elektromiyografik Aktivitesi

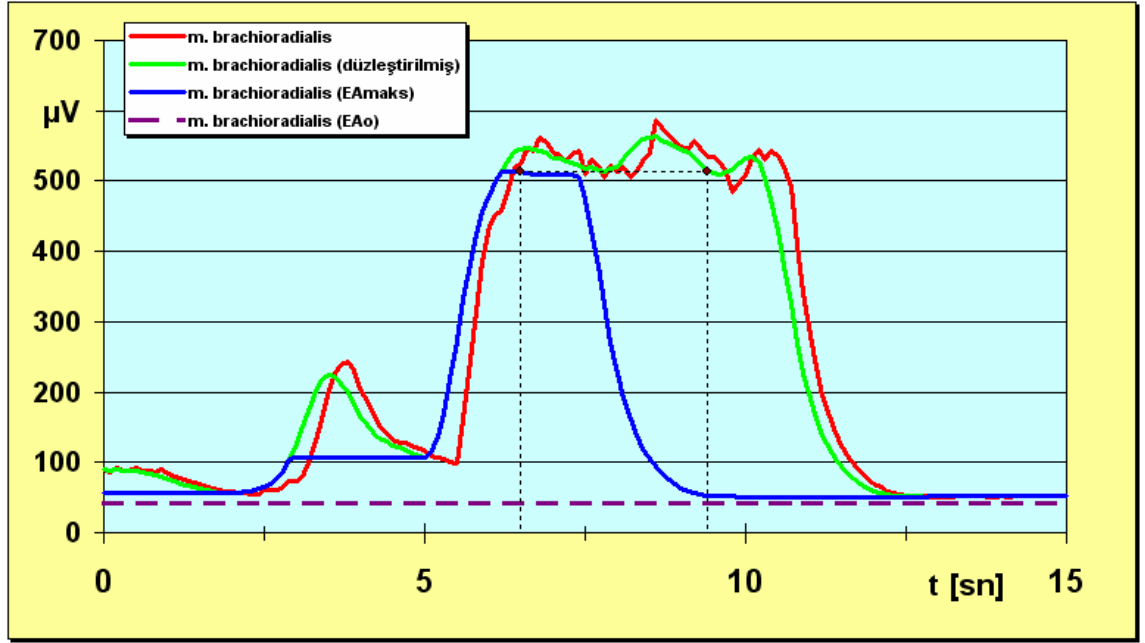
#### 4.2.4. Fizyolojik Maliyet sonuçları

12 deneğin 10 farklı tornavida ile gerçekleştirdikleri cıvata-sıkma ve gevşetme işlemi esnasında PAR-PORT/F taşınır çok kanallı EMG cihazı ile yukarıda adı verilen 5 kastan ölçülen EA değerleri integre edilmiş olarak bilgisayara gönderilmekte ve orada MsExcel programı ile sEA'ya çevrilip sunulmaktadır. Gerçekte 12 denek 10 farklı saplı tornavida ile cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemini gerçekleştirmişlerdir. Sonuçta (12x 10x 3.x 2), 720 adet grafik oluşmaktadır. **Burada örnek olarak sadece, 10 nolu deneğin** Tor 2, Tor 5, ve Tor 8 ile kuru, sanayi eldivenli ve yağlı elle gerçekleştirdiği cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemindeki 10 nolu deneğin söz konusu beş kasına ait fizyolojik maliyetler Şekil 4.12-4.29'da sunulmaktadır.

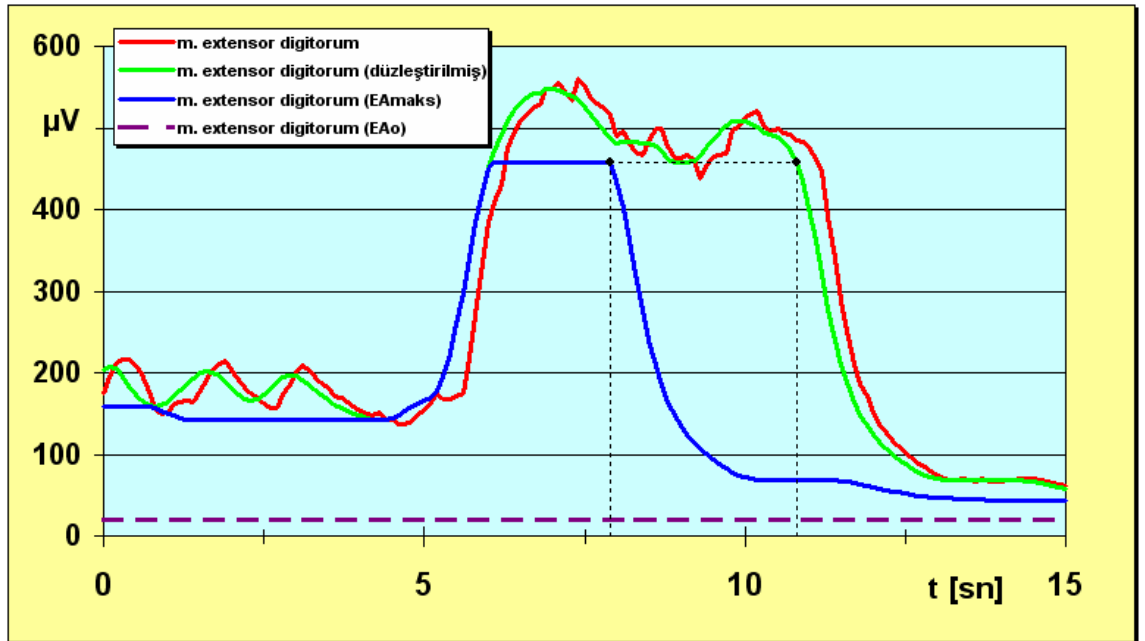


Şekil 4.7. m. deltoideus p. clavicularis kasının EA<sub>maks</sub> ve EA<sub>0</sub> değerlerinin grafiksel saptanması



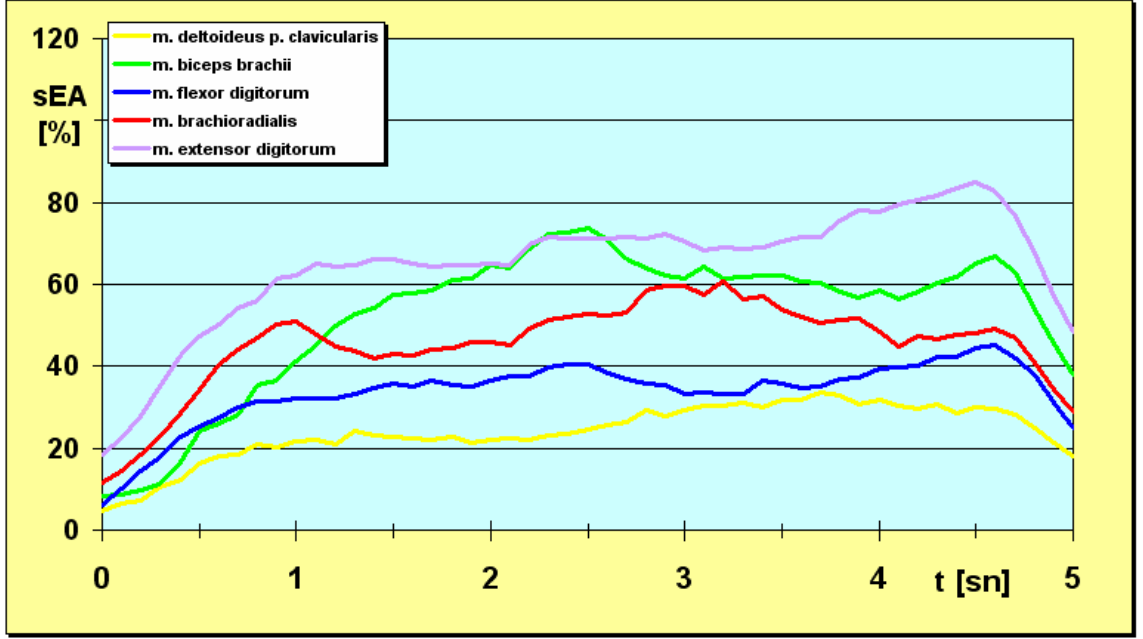


Şekil 4.10. m. brachioradialis kasının  $EA_{maks}$  ve  $EA_0$  değerlerinin grafiksel saptanması

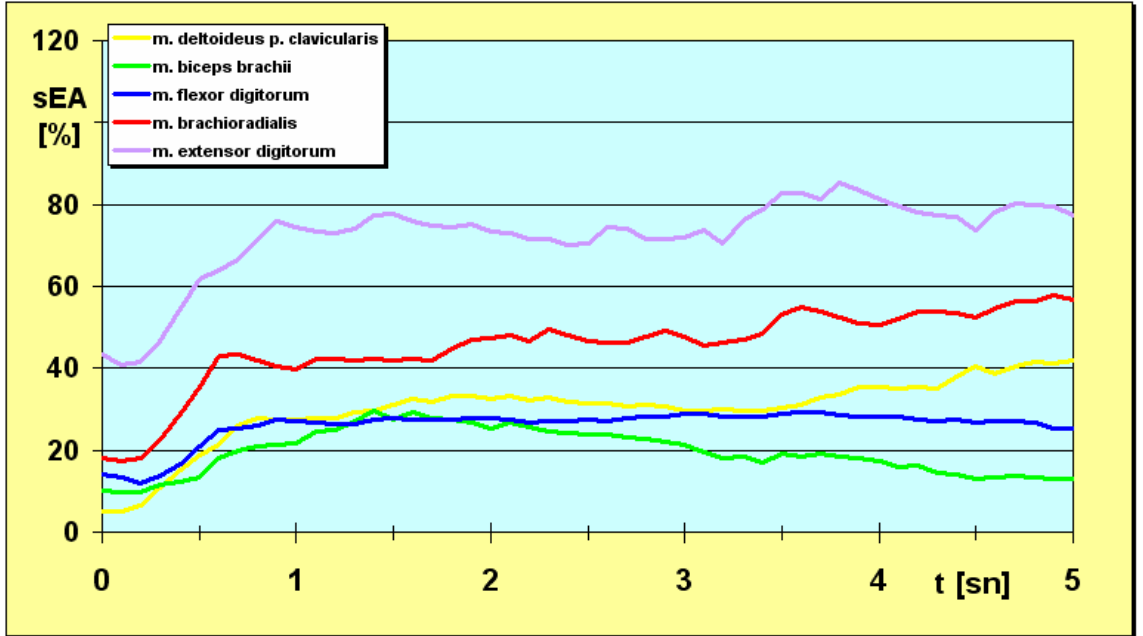


Şekil 4.11. m. extensor digitorum kasının  $EA_{maks}$  ve  $EA_0$  değerlerinin grafiksel saptanması

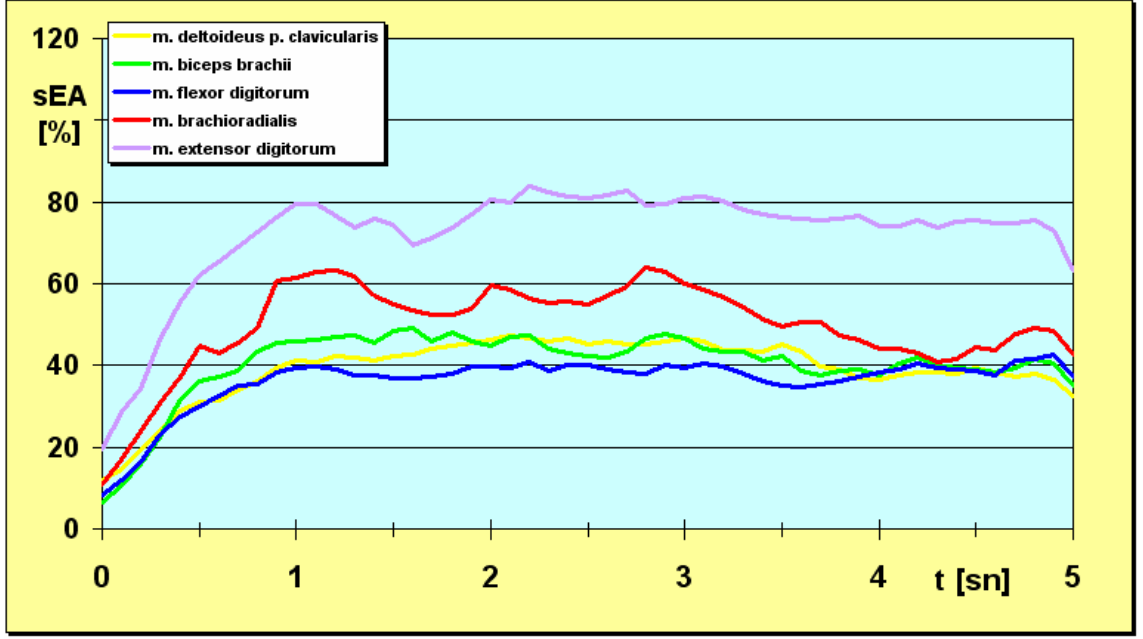




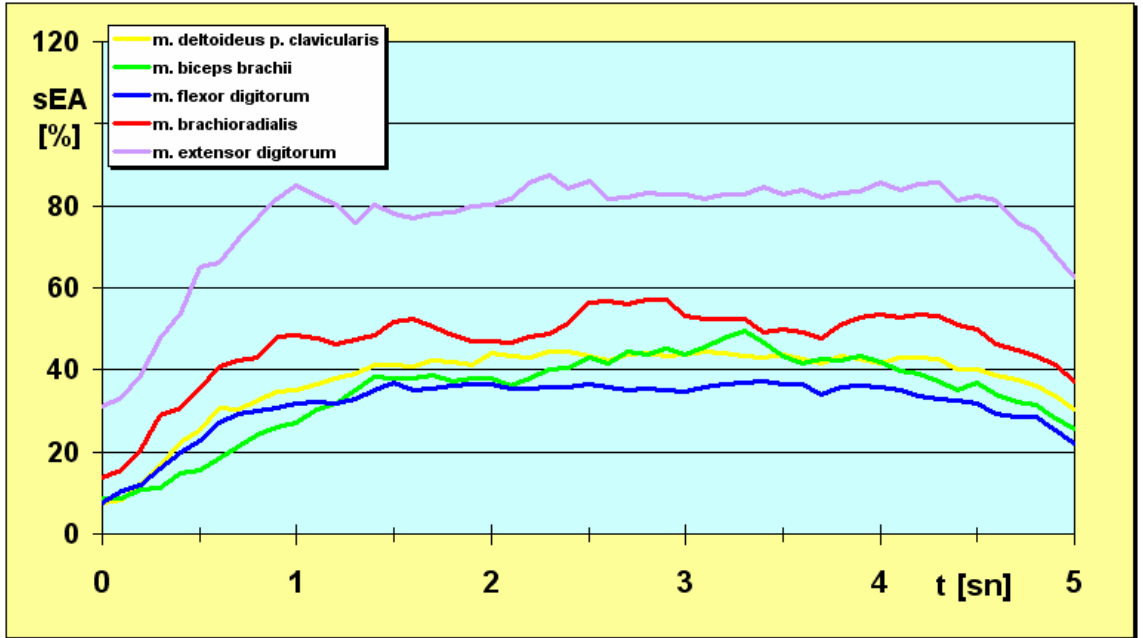
Şekil 4.12. Kuru elle cıvata sıkma işleminde Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneye ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



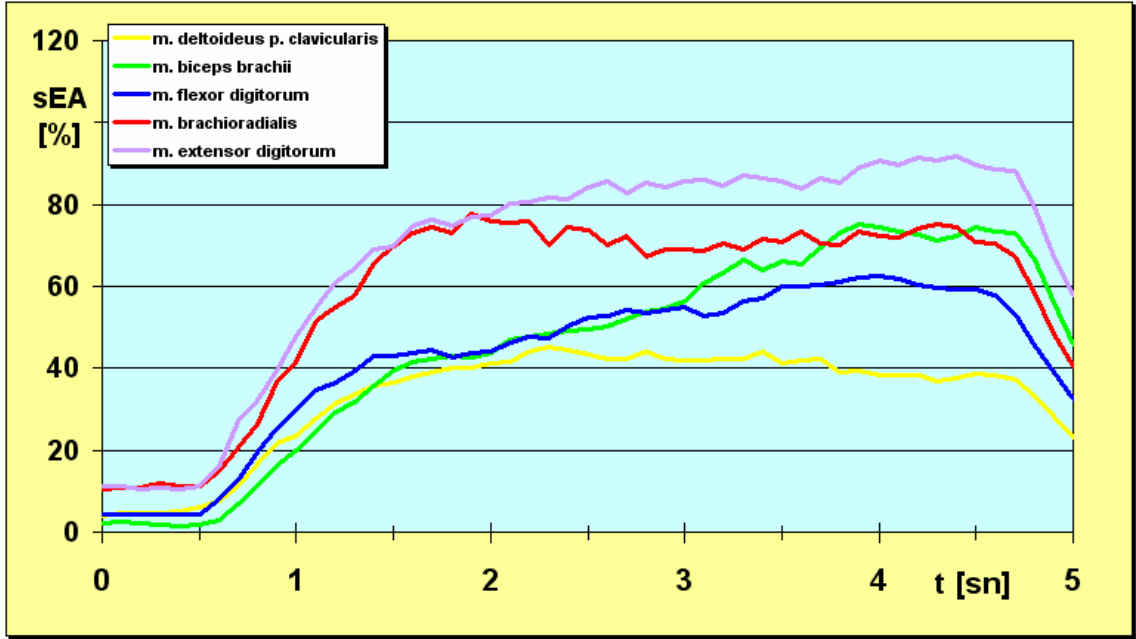
Şekil 4.13. Kuru elle cıvata gevşetme işleminde Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneye ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



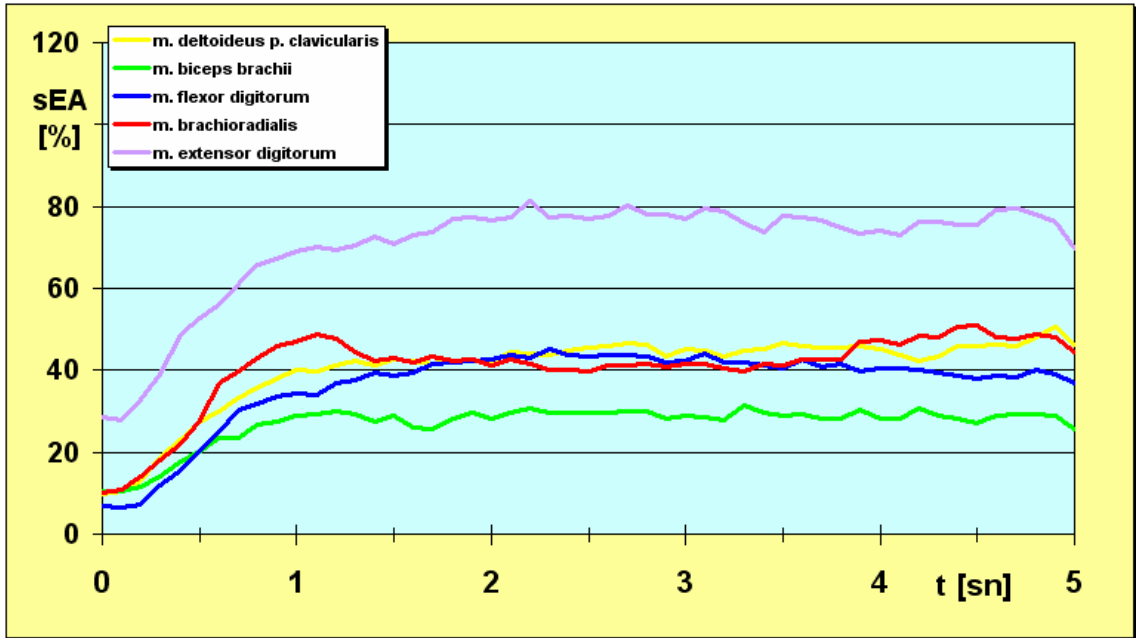
Şekil 4.14. Kuru elle cıvata sıkma işleminde Tor 5'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



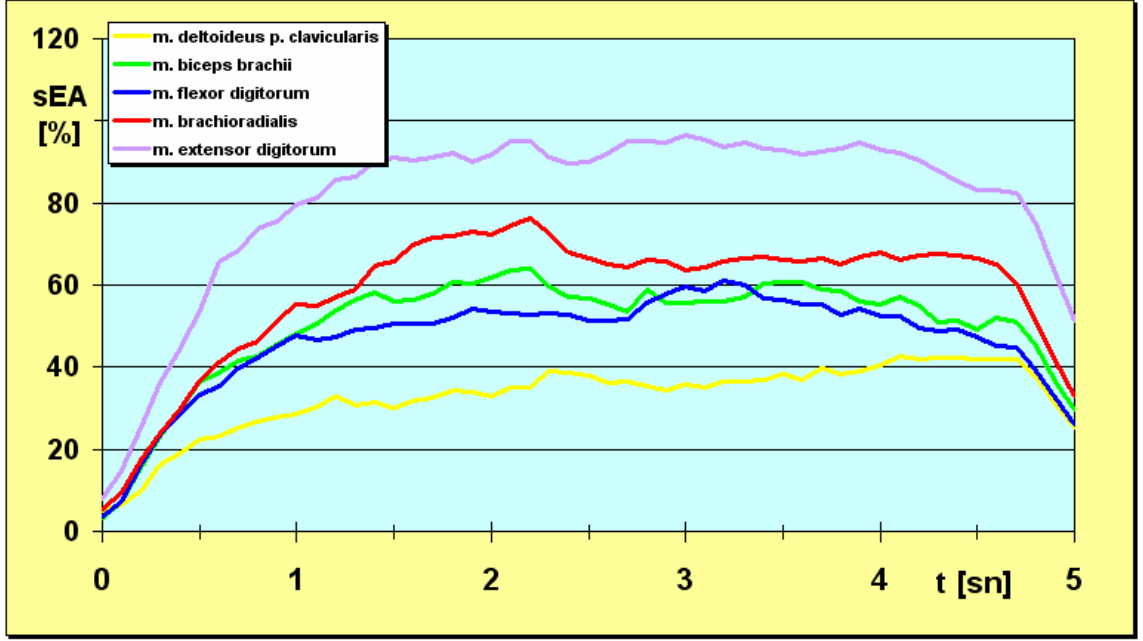
Şekil 4.15. Kuru elle cıvata gevşetme işleminde Tor 5'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



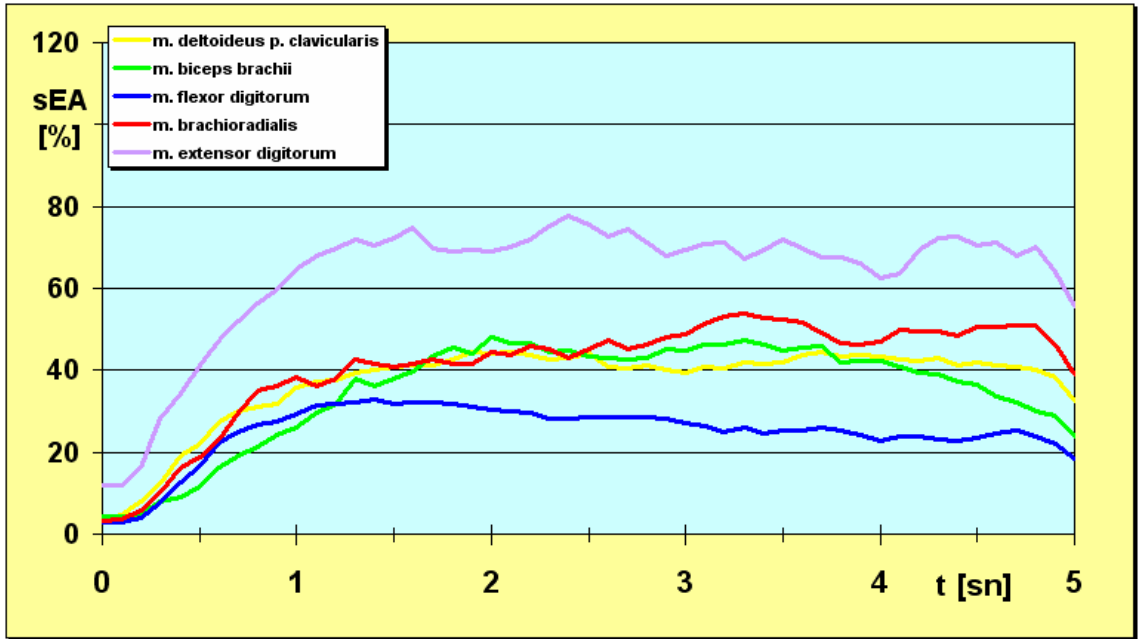
Şekil 4.16. Kuru elle cıvata sıkma işleminde Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



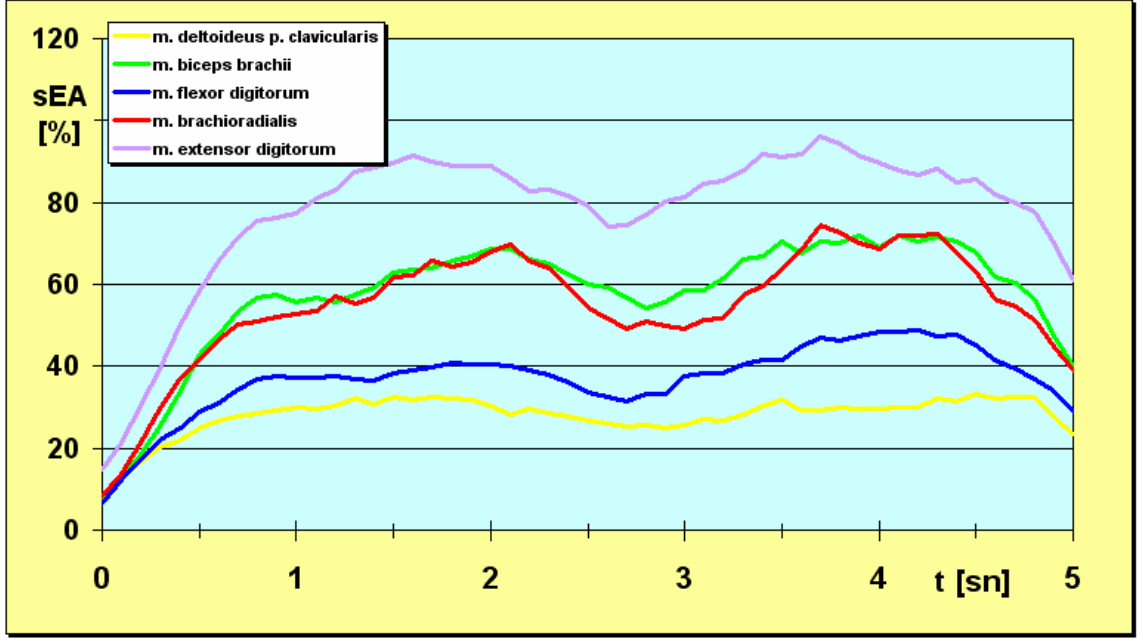
Şekil 4.17. Kuru elle cıvata gevşetme işleminde Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



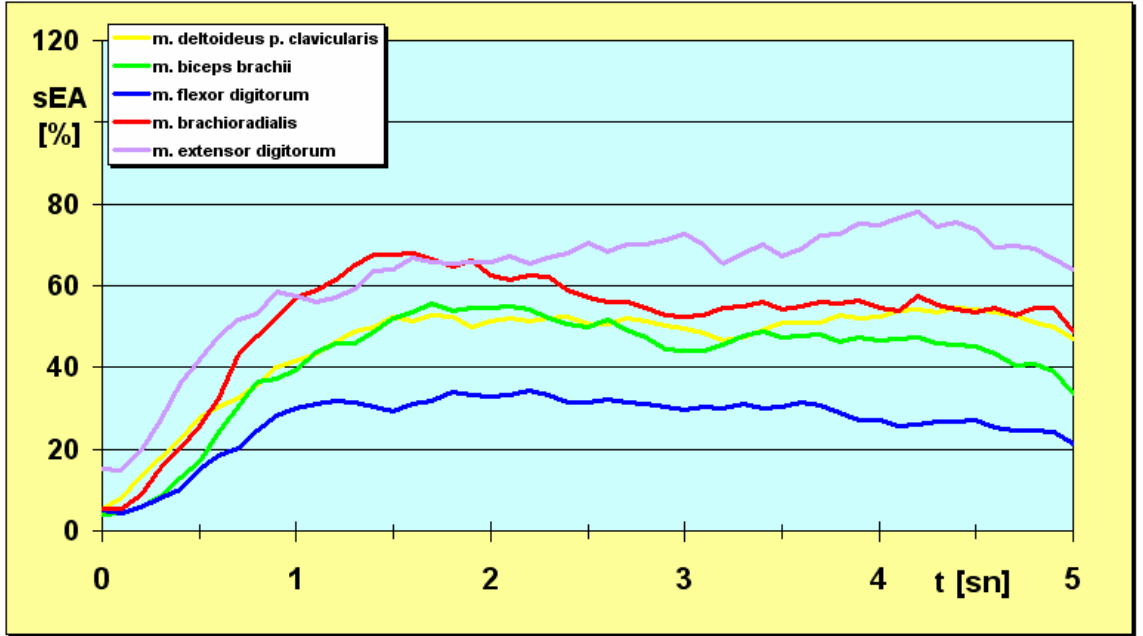
Şekil 4.18. Sanayi eldivenli elle cıvata sıkma işleminde Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneye ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



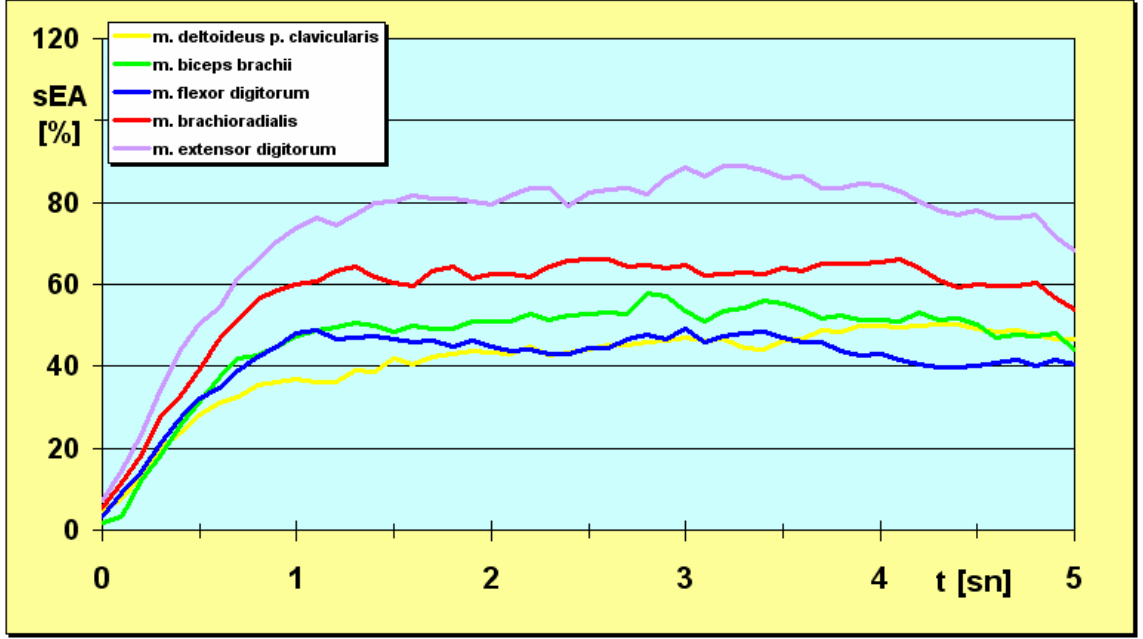
Şekil 4.19. Sanayi eldivenli elle cıvata gevşetme işleminde Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneye ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



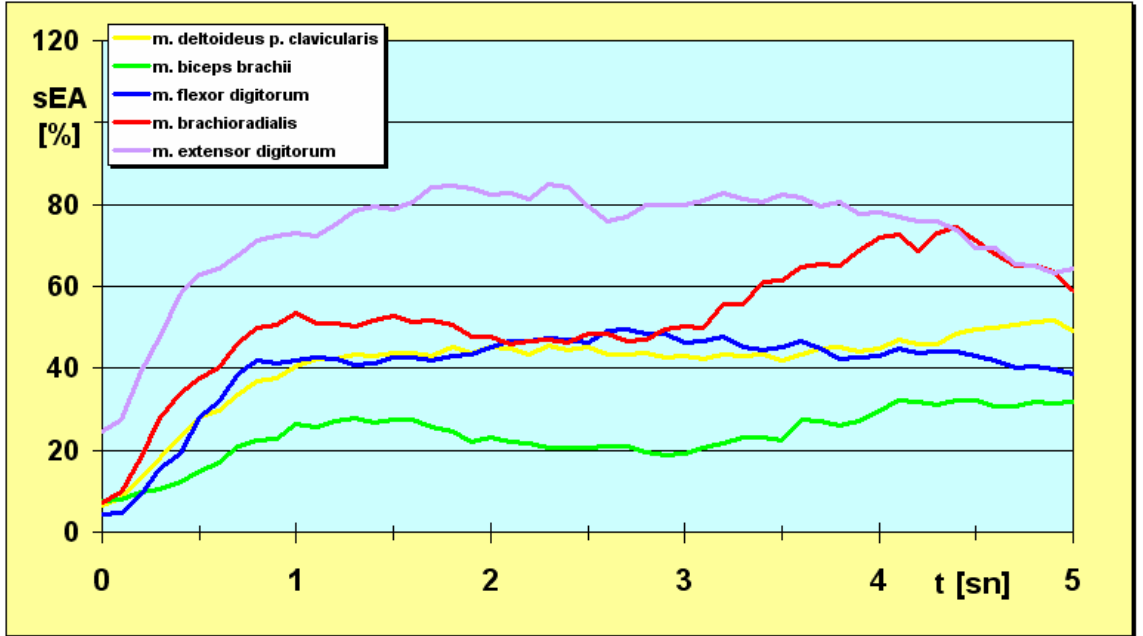
Şekil 4.20. Sanayi eldivenli elle cıvata sıkma işleminde Tor 5'i kullanan 10 nolu deneye ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



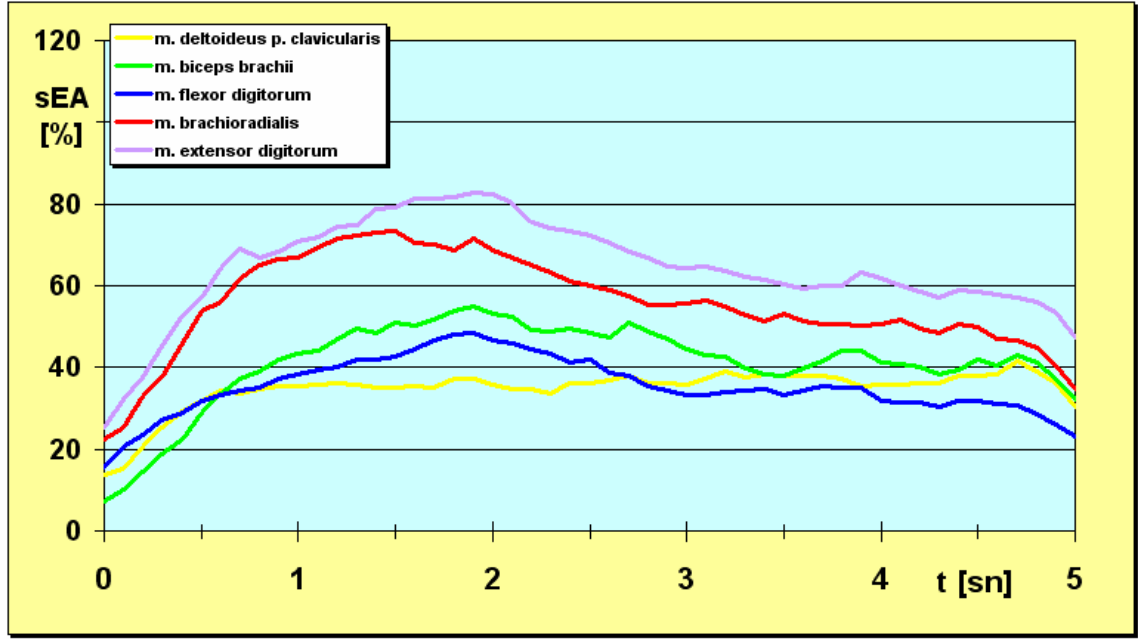
Şekil 4.21. Sanayi eldivenli elle cıvata gevşetme işleminde Tor 5'i kullanan 10 nolu deneye ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



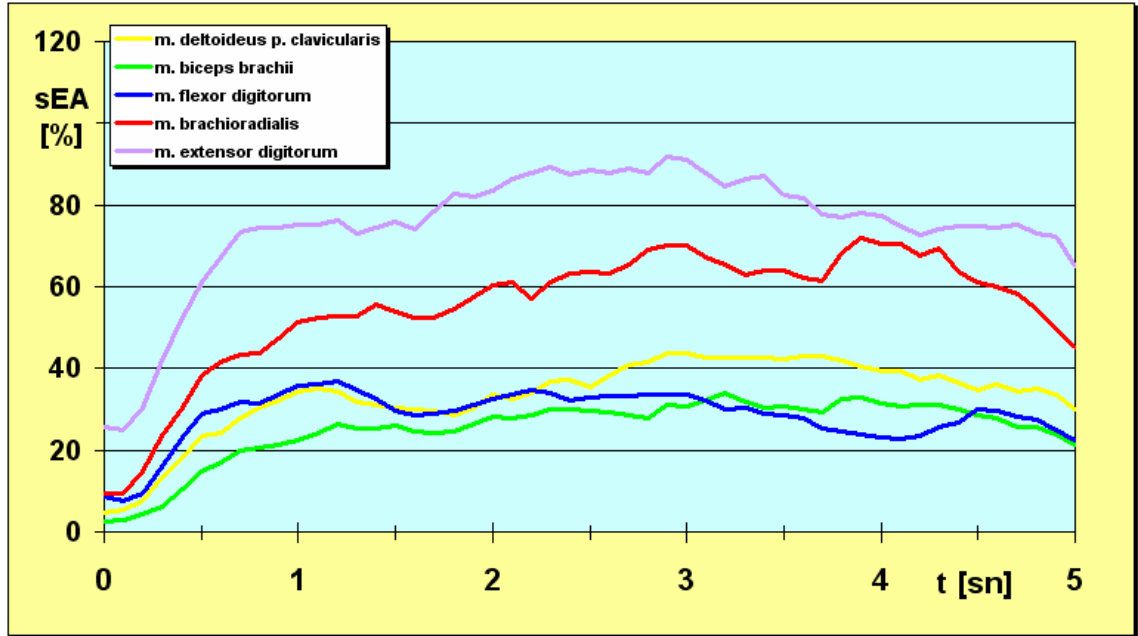
Şekil 4.22. Sanayi eldivenli elle cıvata sıkma işleminde Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



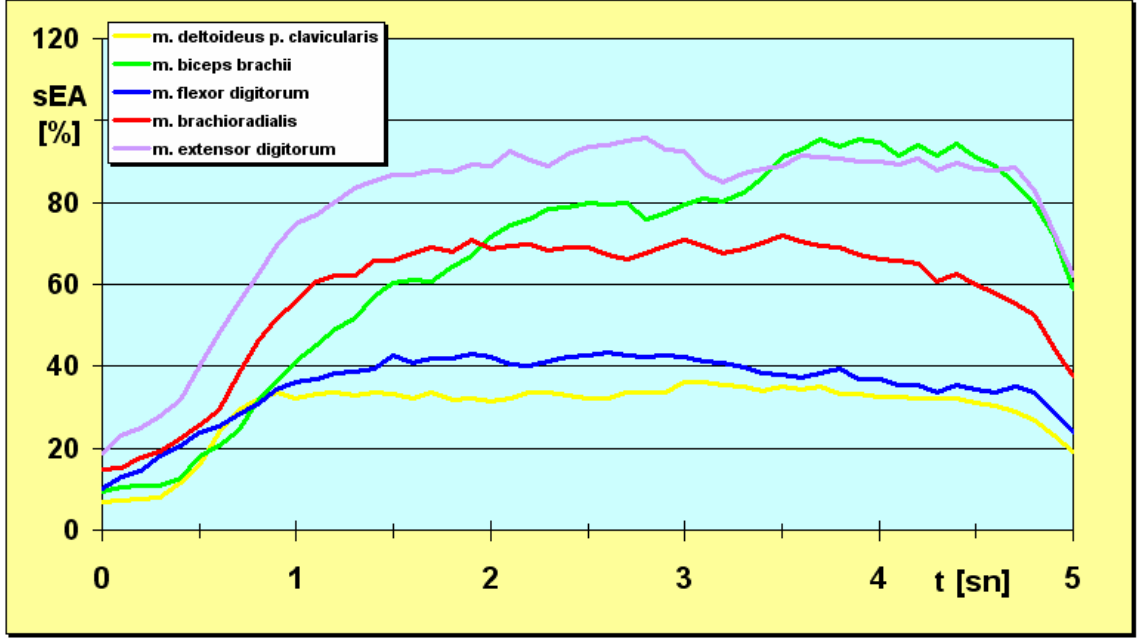
Şekil 4.23. Sanayi eldivenli elle cıvata gevşetme işleminde Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



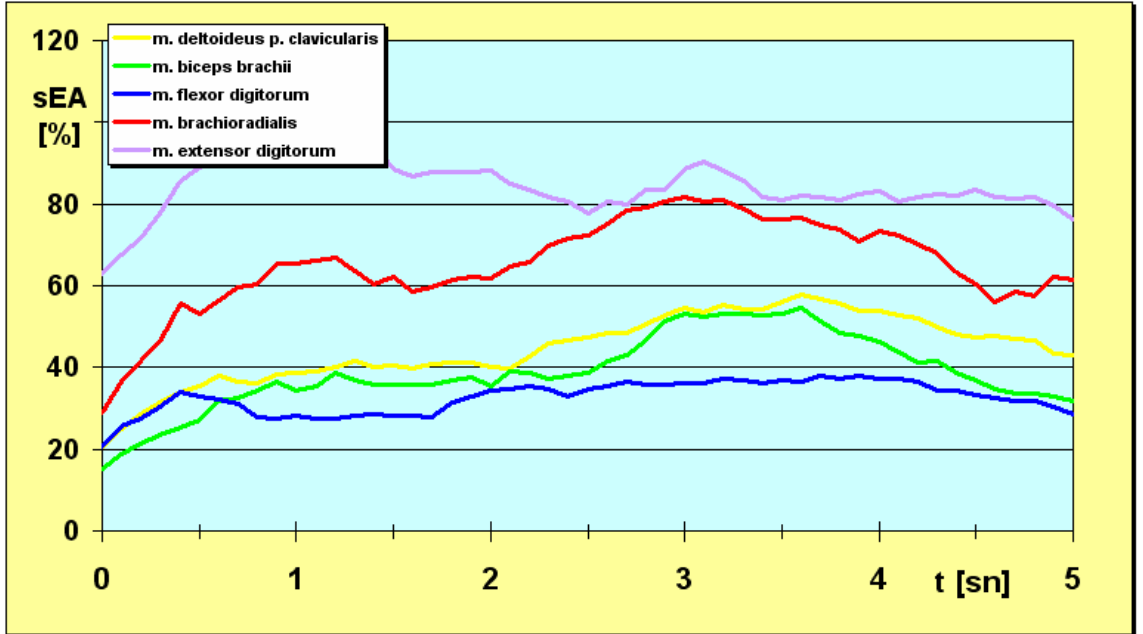
Şekil 4.24. Yağlı elle cıvata sıkma işleminde Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneye ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



Şekil 4.25. Yağlı elle cıvata gevşetme işleminde Tor 2'yi kullanan 10 nolu deneye ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri

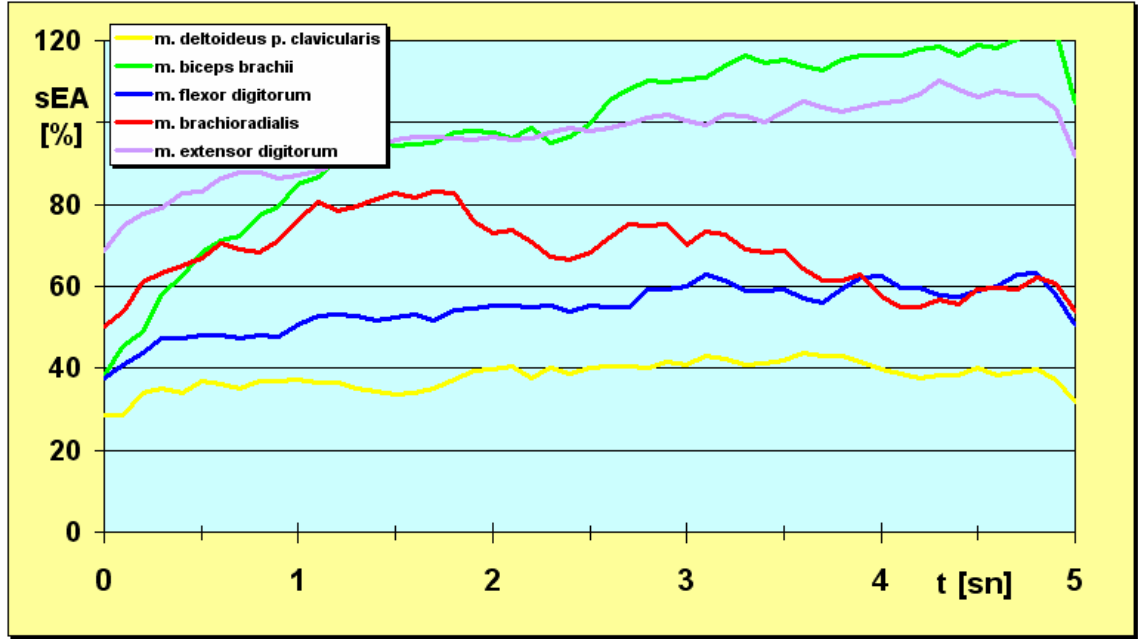


Şekil 4.26. Yağlı elle cıvata sıkma işleminde Tor 5'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri

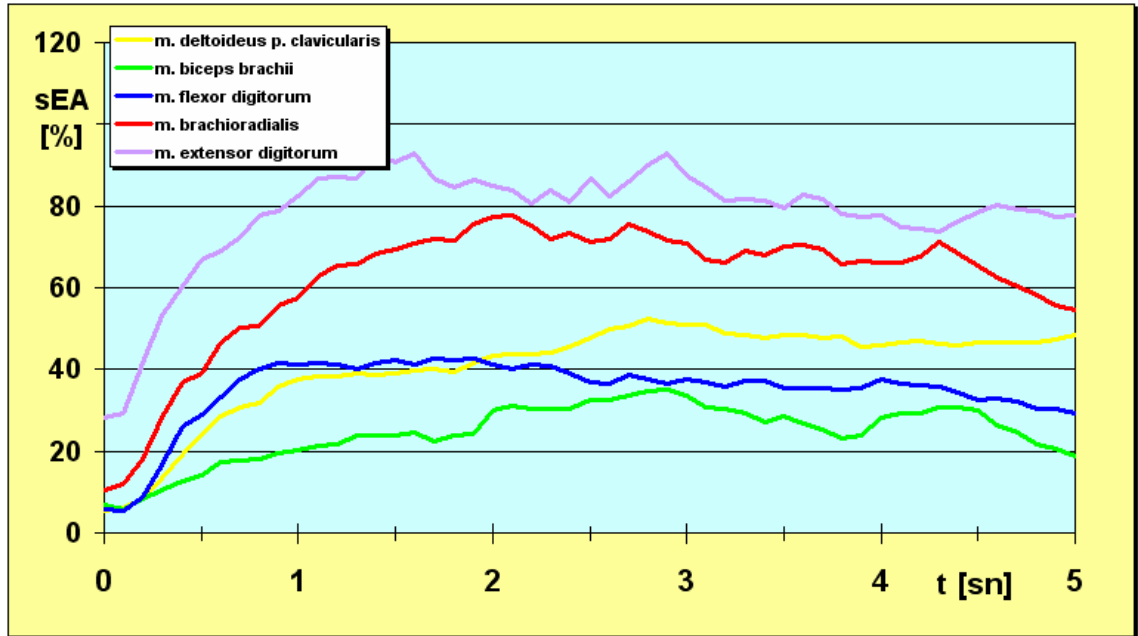


Şekil 4.27. Yağlı elle cıvata gevşetme işleminde Tor 5'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri





Şekil 4.28. Yağlı elle cıvata sıkma işleminde Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri



Şekil 4.29. Yağlı elle cıvata gevşetme işleminde Tor 8'i kullanan 10 nolu deneğe ait 5 kasın fizyolojik maliyetleri

### **4.3. Kişisel Değerlendirme (Anket) Sonuçları**

#### **4.3.1. Tornavida Sapı ile İlgili Sorular**

Deneklere tornavida sapı ile ilgili 17 soru sorulmuş ve deneklerden sap ile ilgili cevaplarını ideal ise 0 ile (sıfır), pozitif (olumlu) görüşlerini 1 ile 4 ve negatif (olumsuz) görüşlerini de -1 ile -4 arasında derecelendirerek değerlendirmeleri istenmiştir. Sorulan anket soruları (EKLER)'de sunulmaktadır.

#### **4.3.2. Deneklerin Tornavidayı Her Kullanıştan Sonra Alt Boyun Bölgesi, Omuz, Sırt, Bel Omuru ve Üst Ekstremitte Bölgesinde Hissettikleri Gerilmenin Şiddeti ile İlgili Anket Sonuçları**

Deneklere tornavidaları her kullanıştan sonra alt boyun bölgesi, omuz, sırt, bel omuru ve üst ekstremitedeki 27 farklı bölgede bir gerilme-basınç hissedip hissetmedikleri sorulmuş ve eğer gerilme hissediyor iseler bunun şiddetini 1-4 arasında derecelendirmeleri istenmiştir. Çizelge 4.7'de 10 farklı tornavida için 12 deneğin kuru, sanayi eldivenli ve yağlı elle gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve gevşetme sonrasında anketlere verdikleri cevaplar zorlanma hissetme sıklığı (%) olarak ifade edilmektedir. Hissedilen gerilmenin derecesi de 12 deneğin 1-4 arasındaki ölçekteki değerlendirmelerinin ortalamaları alınarak Çizelge 4.8'de sergilenmektedir.

Çizelge 4.7. 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen zorlanma hissetme sıklığı (% olarak)

	TOR1						TOR2					
	Kuru El		Eldivenli		Yağlı		Kuru El		Eldivenli		Yağlı	
	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro
<b>Omuz Ön Bölgesi</b>	0,00%	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	0,00%	8,33%	25,00%	33,33%	16,67%	16,67%
<b>Üst Kol</b>	8,33%	8,33%	25,00%	25,00%	16,67%	16,67%	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%	16,67%	16,67%
<b>Alt Kol</b>	16,67%	41,67%	33,33%	33,33%	25,00%	33,33%	50,00%	50,00%	33,33%	33,33%	41,67%	41,67%
<b>Bilek</b>	58,33%	58,33%	50,00%	50,00%	41,67%	41,67%	33,33%	50,00%	58,33%	66,67%	41,67%	41,67%
<b>Parmaklar</b>	41,67%	41,67%	50,00%	58,33%	75,00%	66,67%	41,67%	41,67%	41,67%	50,00%	58,33%	58,33%
<b>Boyun</b>	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%
<b>Omuz Arka Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	25,00%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>Sırt</b>	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%
<b>Bel Omuru</b>	16,67%	16,67%	0,00%	8,33%	8,33%	0,00%	16,67%	16,67%	16,67%	25,00%	16,67%	16,67%
<b>El Yüzevi-Başparmak Tarafı</b>	41,67%	41,67%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	25,00%	41,67%	33,33%	33,33%	41,67%	41,67%
<b>El İç Yüzevi</b>	75,00%	66,67%	83,33%	83,33%	75,00%	83,33%	75,00%	66,67%	83,33%	83,33%	83,33%	83,33%
<b>El Yüzevi-Küçük parmak Tarafı</b>	33,33%	33,33%	25,00%	33,33%	41,67%	41,67%	25,00%	33,33%	33,33%	25,00%	33,33%	41,67%
<b>Başparmak İç Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	33,33%	16,67%	33,33%	25,00%	8,33%	25,00%	33,33%	33,33%	16,67%	33,33%
<b>Başparmak İç Bölgesinin Dış Tarafı</b>	0,00%	8,33%	16,67%	16,67%	25,00%	25,00%	16,67%	8,33%	16,67%	8,33%	25,00%	16,67%
<b>Başparmak Dış Bölgesi</b>	16,67%	8,33%	25,00%	16,67%	16,67%	25,00%	16,67%	25,00%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%
<b>İşaret Parmağı İç Bölgesi</b>	25,00%	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%	33,33%	25,00%	8,33%	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%
<b>İşaret Parmağı Orta Bölgesi</b>	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%
<b>İşaret Parmağı Dış Bölgesi</b>	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%
<b>Orta Parmak İç Bölgesi</b>	25,00%	8,33%	25,00%	16,67%	25,00%	41,67%	16,67%	16,67%	33,33%	41,67%	25,00%	33,33%
<b>Orta Parmak Orta Bölgesi</b>	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	8,33%	0,00%	0,00%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%
<b>Orta Parmak Dış Bölgesi</b>	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%	16,67%	0,00%	0,00%
<b>Yüzük Parmağı İç Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	25,00%	25,00%	41,67%	41,67%	25,00%	25,00%	41,67%	41,67%	41,67%	41,67%
<b>Yüzük Parmağı Orta Bölgesi</b>	0,00%	0,00%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%	0,00%	0,00%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%
<b>Yüzük Parmağı Dış Bölgesi</b>	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	25,00%	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>Küçük Parmak İç Bölgesi</b>	8,33%	16,67%	16,67%	25,00%	41,67%	50,00%	33,33%	25,00%	16,67%	25,00%	33,33%	41,67%
<b>Küçük Parmak Orta Bölgesi</b>	0,00%	8,33%	16,67%	16,67%	33,33%	33,33%	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	25,00%
<b>Küçük Parmak Dış Bölgesi</b>	8,33%	16,67%	25,00%	25,00%	41,67%	41,67%	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%	33,33%	33,33%

Cizelge 4.7. (Devam) 12 denegın anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen zorlanma hissetme sıklığı (% olarak)

	TOR3						TOR4					
	Kuru El		Eldivenli		Yağlı		Kuru El		Eldivenli		Yağlı	
	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro
<b>Omuz Ön Bölgesi</b>	16,67%	8,33%	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%	25,00%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>Üst Kol</b>	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	25,00%	16,67%	25,00%	25,00%	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%
<b>Alt Kol</b>	33,33%	33,33%	25,00%	33,33%	41,67%	41,67%	41,67%	50,00%	33,33%	33,33%	25,00%	25,00%
<b>Bilek</b>	25,00%	16,67%	50,00%	50,00%	41,67%	41,67%	50,00%	25,00%	50,00%	58,33%	50,00%	50,00%
<b>Parmaklar</b>	41,67%	41,67%	58,33%	50,00%	58,33%	66,67%	33,33%	50,00%	50,00%	50,00%	66,67%	58,33%
<b>Boyun</b>	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>Omuz Arka Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	25,00%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>Sırt</b>	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%
<b>Bel Omuru</b>	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%
<b>El Yüzevi-Başparmak Tarafı</b>	25,00%	41,67%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	50,00%	33,33%	33,33%	41,67%	41,67%
<b>El İç Yüzevi</b>	66,67%	58,33%	75,00%	66,67%	66,67%	75,00%	75,00%	83,33%	75,00%	75,00%	75,00%	75,00%
<b>El Yüzevi-Küçük parmak Tarafı</b>	25,00%	16,67%	25,00%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%
<b>Başparmak İç Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	33,33%	25,00%	33,33%	33,33%	16,67%	8,33%	25,00%	25,00%	25,00%	25,00%
<b>Başparmak İç Bölgesinin Dış Tarafı</b>	8,33%	0,00%	16,67%	16,67%	25,00%	25,00%	0,00%	16,67%	25,00%	25,00%	16,67%	25,00%
<b>Başparmak Dış Bölgesi</b>	0,00%	0,00%	16,67%	16,67%	25,00%	16,67%	16,67%	8,33%	25,00%	16,67%	16,67%	25,00%
<b>İşaret Parmağı İç Bölgesi</b>	8,33%	0,00%	8,33%	16,67%	33,33%	33,33%	25,00%	25,00%	16,67%	16,67%	25,00%	25,00%
<b>İşaret Parmağı Orta Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>İşaret Parmağı Dış Bölgesi</b>	8,33%	0,00%	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%	8,33%	0,00%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>Orta Parmak İç Bölgesi</b>	8,33%	16,67%	8,33%	25,00%	33,33%	41,67%	16,67%	25,00%	33,33%	25,00%	33,33%	33,33%
<b>Orta Parmak Orta Bölgesi</b>	0,00%	16,67%	0,00%	0,00%	0,00%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>Orta Parmak Dış Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%	16,67%	0,00%	25,00%	8,33%	16,67%	8,33%
<b>Yüzük Parmağı İç Bölgesi</b>	8,33%	16,67%	25,00%	41,67%	25,00%	50,00%	16,67%	16,67%	25,00%	33,33%	33,33%	33,33%
<b>Yüzük Parmağı Orta Bölgesi</b>	8,33%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>Yüzük Parmağı Dış Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	25,00%	25,00%	8,33%	16,67%	25,00%	8,33%	16,67%	25,00%	25,00%	16,67%
<b>Küçük Parmak İç Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	16,67%	25,00%	33,33%	33,33%	25,00%	25,00%	16,67%	25,00%	33,33%	33,33%
<b>Küçük Parmak Orta Bölgesi</b>	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	16,67%	25,00%	25,00%
<b>Küçük Parmak Dış Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	33,33%	33,33%	33,33%	16,67%	8,33%	25,00%	41,67%	33,33%

Cizelge 4.7. (Devam) 12 denegin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen zorlanma hissetme sikligi (% olarak)

	TOR5						TOR6					
	Kuru El		Eldivenli		Yağlı		Kuru El		Eldivenli		Yağlı	
	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro
<b>Omuz Ön Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%
<b>Üst Kol</b>	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	25,00%
<b>Alt Kol</b>	25,00%	25,00%	33,33%	33,33%	41,67%	33,33%	16,67%	25,00%	33,33%	25,00%	33,33%	33,33%
<b>Bilek</b>	33,33%	41,67%	50,00%	41,67%	50,00%	41,67%	33,33%	25,00%	41,67%	58,33%	50,00%	50,00%
<b>Parmaklar</b>	50,00%	41,67%	66,67%	66,67%	58,33%	41,67%	16,67%	41,67%	58,33%	50,00%	58,33%	58,33%
<b>Boyun</b>	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>Omuz Arka Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>Sırt</b>	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	25,00%	25,00%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%
<b>Bel Omuru</b>	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%
<b>El Yüzevi-Başparmak Tarafı</b>	41,67%	33,33%	33,33%	33,33%	41,67%	41,67%	41,67%	33,33%	41,67%	50,00%	33,33%	33,33%
<b>El İç Yüzevi</b>	66,67%	75,00%	75,00%	75,00%	83,33%	75,00%	66,67%	75,00%	91,67%	83,33%	91,67%	91,67%
<b>El Yüzevi-Küçük parmak Tarafı</b>	33,33%	41,67%	33,33%	25,00%	41,67%	33,33%	25,00%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%
<b>Başparmak İç Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	16,67%	33,33%	33,33%	25,00%	16,67%	0,00%	25,00%	25,00%	25,00%	25,00%
<b>Başparmak İç Bölgesinin Dış Tarafı</b>	16,67%	8,33%	8,33%	16,67%	25,00%	16,67%	0,00%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	25,00%
<b>Başparmak Dış Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	25,00%	25,00%	0,00%	8,33%	8,33%	25,00%	16,67%	16,67%
<b>İşaret Parmağı İç Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	33,33%	33,33%	33,33%	25,00%	0,00%	25,00%	25,00%	25,00%	16,67%	25,00%
<b>İşaret Parmağı Orta Bölgesi</b>	8,33%	0,00%	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%
<b>İşaret Parmağı Dış Bölgesi</b>	8,33%	0,00%	25,00%	25,00%	8,33%	16,67%	0,00%	16,67%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%
<b>Orta Parmak İç Bölgesi</b>	25,00%	25,00%	33,33%	25,00%	41,67%	16,67%	0,00%	16,67%	16,67%	33,33%	25,00%	41,67%
<b>Orta Parmak Orta Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	16,67%	0,00%	8,33%	0,00%	0,00%	0,00%	16,67%	16,67%
<b>Orta Parmak Dış Bölgesi</b>	16,67%	8,33%	25,00%	25,00%	16,67%	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%
<b>Yüzük Parmağı İç Bölgesi</b>	41,67%	33,33%	33,33%	41,67%	41,67%	25,00%	0,00%	25,00%	41,67%	41,67%	33,33%	41,67%
<b>Yüzük Parmağı Orta Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	25,00%	16,67%	16,67%	8,33%	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%
<b>Yüzük Parmağı Dış Bölgesi</b>	25,00%	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%
<b>Küçük Parmak İç Bölgesi</b>	33,33%	50,00%	33,33%	33,33%	33,33%	25,00%	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%	33,33%	50,00%
<b>Küçük Parmak Orta Bölgesi</b>	25,00%	8,33%	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%	8,33%	25,00%	16,67%	16,67%	25,00%	33,33%
<b>Küçük Parmak Dış Bölgesi</b>	33,33%	25,00%	33,33%	16,67%	33,33%	41,67%	16,67%	41,67%	25,00%	16,67%	33,33%	41,67%

Cizelge 4.7. (Devam) 12 denegin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen zorlanma hissetme sikligi (% olarak)

	TOR7						TOR8					
	Kuru El		Eldivenli		Yağlı		Kuru El		Eldivenli		Yağlı	
	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro
<b>Omuz Ön Bölgesi</b>	16,67%	25,00%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	25,00%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%
<b>Üst Kol</b>	8,33%	25,00%	8,33%	8,33%	16,67%	25,00%	33,33%	33,33%	25,00%	25,00%	16,67%	25,00%
<b>Alt Kol</b>	33,33%	41,67%	33,33%	33,33%	33,33%	25,00%	41,67%	25,00%	25,00%	25,00%	33,33%	25,00%
<b>Bilek</b>	33,33%	25,00%	50,00%	58,33%	50,00%	41,67%	25,00%	25,00%	41,67%	50,00%	41,67%	41,67%
<b>Parmaklar</b>	50,00%	41,67%	50,00%	50,00%	58,33%	50,00%	33,33%	33,33%	41,67%	41,67%	66,67%	66,67%
<b>Boyun</b>	0,00%	0,00%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%
<b>Omuz Arka Bölgesi</b>	25,00%	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%	8,33%	8,33%
<b>Sırt</b>	25,00%	25,00%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%
<b>Bel Omuru</b>	8,33%	16,67%	8,33%	16,67%	8,33%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%
<b>El Yüzevi-Başparmak Tarafı</b>	33,33%	41,67%	33,33%	33,33%	41,67%	41,67%	33,33%	25,00%	25,00%	33,33%	33,33%	33,33%
<b>El İç Yüzevi</b>	58,33%	66,67%	75,00%	83,33%	83,33%	75,00%	66,67%	75,00%	66,67%	66,67%	83,33%	83,33%
<b>El Yüzevi-Küçük parmak Tarafı</b>	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	25,00%	25,00%	25,00%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%
<b>Başparmak İç Bölgesi</b>	16,67%	8,33%	16,67%	25,00%	16,67%	25,00%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%	16,67%	25,00%
<b>Başparmak İç Bölgesinin Dış Tarafı</b>	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	25,00%	25,00%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	25,00%
<b>Başparmak Dış Bölgesi</b>	0,00%	16,67%	8,33%	25,00%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%	8,33%	25,00%	25,00%
<b>İşaret Parmağı İç Bölgesi</b>	16,67%	8,33%	25,00%	16,67%	25,00%	25,00%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	25,00%	25,00%
<b>İşaret Parmağı Orta Bölgesi</b>	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%	16,67%	8,33%	16,67%	8,33%
<b>İşaret Parmağı Dış Bölgesi</b>	0,00%	0,00%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%
<b>Orta Parmak İç Bölgesi</b>	16,67%	8,33%	16,67%	25,00%	33,33%	25,00%	8,33%	8,33%	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%
<b>Orta Parmak Orta Bölgesi</b>	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	0,00%	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%	0,00%	0,00%	0,00%
<b>Orta Parmak Dış Bölgesi</b>	8,33%	0,00%	16,67%	16,67%	8,33%	0,00%	16,67%	8,33%	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%
<b>Yüzük Parmağı İç Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	33,33%	33,33%	33,33%	33,33%	8,33%	16,67%	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%
<b>Yüzük Parmağı Orta Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%	16,67%	0,00%	0,00%	0,00%
<b>Yüzük Parmağı Dış Bölgesi</b>	25,00%	8,33%	16,67%	25,00%	16,67%	8,33%	16,67%	8,33%	0,00%	0,00%	16,67%	16,67%
<b>Küçük Parmak İç Bölgesi</b>	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%	33,33%	25,00%	16,67%	8,33%	16,67%	25,00%	25,00%	33,33%
<b>Küçük Parmak Orta Bölgesi</b>	8,33%	25,00%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	25,00%
<b>Küçük Parmak Dış Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	41,67%	33,33%	25,00%	16,67%	0,00%	16,67%	25,00%	33,33%

Cizelge 4.7. (Devam) 12 denegin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen zorlanma hissetme sikligi (% olarak)

	TOR9						TOR10					
	Kuru El		Eldivenli		Yağlı		Kuru El		Eldivenli		Yağlı	
	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro
<b>Omuz Ön Bölgesi</b>	16,67%	8,33%	8,33%	25,00%	16,67%	25,00%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	8,33%
<b>Üst Kol</b>	16,67%	25,00%	16,67%	25,00%	25,00%	33,33%	16,67%	25,00%	25,00%	33,33%	16,67%	25,00%
<b>Alt Kol</b>	25,00%	25,00%	33,33%	33,33%	33,33%	25,00%	25,00%	33,33%	33,33%	33,33%	25,00%	25,00%
<b>Bilek</b>	33,33%	41,67%	50,00%	41,67%	8,33%	16,67%	50,00%	66,67%	41,67%	41,67%	33,33%	41,67%
<b>Parmaklar</b>	66,67%	66,67%	66,67%	58,33%	41,67%	50,00%	66,67%	66,67%	50,00%	50,00%	66,67%	66,67%
<b>Boyun</b>	0,00%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%
<b>Omuz Arka Bölgesi</b>	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%
<b>Sırt</b>	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%	8,33%	8,33%
<b>Bel Omuru</b>	8,33%	0,00%	0,00%	0,00%	16,67%	16,67%	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%	8,33%	0,00%
<b>El Yüzevi-Başparmak Tarafı</b>	33,33%	41,67%	33,33%	33,33%	25,00%	33,33%	41,67%	33,33%	41,67%	41,67%	33,33%	41,67%
<b>El İç Yüzevi</b>	66,67%	83,33%	75,00%	66,67%	66,67%	75,00%	66,67%	66,67%	83,33%	75,00%	66,67%	83,33%
<b>El Yüzevi-Küçük parmak Tarafı</b>	25,00%	33,33%	33,33%	25,00%	25,00%	25,00%	25,00%	25,00%	33,33%	33,33%	25,00%	33,33%
<b>Başparmak İç Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	33,33%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%
<b>Başparmak İç Bölgesinin Dış Tarafı</b>	16,67%	0,00%	16,67%	25,00%	8,33%	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%	25,00%	16,67%	0,00%
<b>Başparmak Dış Bölgesi</b>	16,67%	8,33%	8,33%	16,67%	0,00%	16,67%	25,00%	8,33%	16,67%	25,00%	16,67%	8,33%
<b>İşaret Parmağı İç Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	16,67%	25,00%	8,33%	16,67%	33,33%	16,67%	25,00%	25,00%	16,67%	16,67%
<b>İşaret Parmağı Orta Bölgesi</b>	0,00%	0,00%	8,33%	16,67%	8,33%	0,00%	25,00%	8,33%	8,33%	8,33%	0,00%	0,00%
<b>İşaret Parmağı Dış Bölgesi</b>	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%	8,33%	0,00%	25,00%	16,67%	8,33%	8,33%	0,00%	0,00%
<b>Orta Parmak İç Bölgesi</b>	41,67%	33,33%	16,67%	25,00%	8,33%	16,67%	41,67%	33,33%	33,33%	41,67%	41,67%	33,33%
<b>Orta Parmak Orta Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%	0,00%	25,00%	8,33%	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%
<b>Orta Parmak Dış Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%
<b>Yüzük Parmağı İç Bölgesi</b>	41,67%	33,33%	25,00%	33,33%	16,67%	16,67%	41,67%	41,67%	41,67%	41,67%	41,67%	33,33%
<b>Yüzük Parmağı Orta Bölgesi</b>	8,33%	8,33%	0,00%	16,67%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	8,33%	0,00%	8,33%	8,33%
<b>Yüzük Parmağı Dış Bölgesi</b>	0,00%	0,00%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	25,00%	16,67%	8,33%	8,33%	0,00%	0,00%
<b>Küçük Parmak İç Bölgesi</b>	16,67%	16,67%	25,00%	25,00%	16,67%	25,00%	25,00%	16,67%	25,00%	25,00%	16,67%	16,67%
<b>Küçük Parmak Orta Bölgesi</b>	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	16,67%	8,33%	16,67%	16,67%	8,33%	16,67%
<b>Küçük Parmak Dış Bölgesi</b>	8,33%	16,67%	25,00%	25,00%	25,00%	8,33%	16,67%	16,67%	16,67%	8,33%	8,33%	16,67%

Çizelge 4.8. 12 deneğin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen hissettikleri zorlanmanın derecesi (1-4)

	TOR1						TOR2					
	Kuru El		Eldivenli		Yağlı		Kuru El		Eldivenli		Yağlı	
	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro
Omuz Ön Bölgesi	0,00	2,00	1,00	1,00	1,50	1,00	0,00	1,00	1,33	1,00	1,00	1,00
Üst Kol	2,00	2,00	1,00	1,00	1,50	1,50	1,00	1,33	1,33	1,33	1,50	2,00
Alt Kol	1,00	1,20	1,25	1,25	1,33	1,25	1,33	1,50	2,00	1,75	1,20	1,40
Bilek	1,14	1,43	1,17	1,33	1,40	1,40	1,00	1,33	1,43	1,50	1,60	1,60
Parmaklar	1,40	1,20	1,33	1,43	1,44	1,63	1,40	1,80	1,60	1,50	1,86	1,86
Boyun	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Omuz Arka Bölgesi	1,50	1,50	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00	3,00	1,00	1,00
Sırt	1,50	1,50	2,00	1,50	1,50	2,00	1,00	1,00	1,50	1,50	1,00	1,00
Bel Omuru	1,00	1,00	0,00	1,00	1,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
El Yüzei-Başparmak Tarafı	1,40	1,60	1,25	1,50	1,50	1,50	1,33	1,40	1,50	1,50	1,60	1,60
El İç Yüzei	2,22	2,13	1,90	2,00	2,11	2,00	1,89	2,00	1,90	2,00	2,50	2,10
El Yüzei-Küçük parmak Tarafı	1,75	2,25	1,33	1,50	1,40	1,40	1,33	1,75	1,75	2,00	1,75	1,80
Başparmak İç Bölgesi	1,00	1,00	1,25	1,50	1,75	1,33	1,00	1,33	1,25	1,50	1,50	1,50
Başparmak İç Bölgesinin Dış Tarafı	0,00	1,00	1,00	1,00	1,67	1,33	1,00	1,00	1,00	2,00	1,33	1,50
Başparmak Dış Bölgesi	1,00	1,00	1,00	1,00	1,50	1,33	1,00	1,00	1,50	1,50	1,50	1,50
İşaret Parmağı İç Bölgesi	1,33	1,50	1,00	1,33	1,33	1,25	1,33	2,00	1,50	1,33	1,33	1,33
İşaret Parmağı Orta Bölgesi	0,00	0,00	1,00	1,00	1,50	2,00	1,00	1,00	2,00	1,00	1,50	1,50
İşaret Parmağı Dış Bölgesi	0,00	0,00	1,00	1,00	2,00	2,00	0,00	1,00	2,00	1,00	1,50	2,00
Orta Parmak İç Bölgesi	1,67	2,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,50	1,50	1,00	1,40	1,00	1,00
Orta Parmak Orta Bölgesi	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Orta Parmak Dış Bölgesi	0,00	0,00	0,00	0,00	2,00	1,00	0,00	1,00	2,00	1,00	0,00	0,00
Yüzük Parmağı İç Bölgesi	2,00	1,50	1,00	1,00	1,00	1,00	1,33	1,33	1,00	1,40	1,00	1,00
Yüzük Parmağı Orta Bölgesi	0,00	0,00	1,00	0,00	1,00	1,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Yüzük Parmağı Dış Bölgesi	0,00	1,00	1,00	1,00	1,33	1,00	2,00	1,50	1,50	1,00	1,00	1,00
Küçük Parmak İç Bölgesi	2,00	1,50	1,50	1,33	1,20	1,17	1,75	2,00	2,00	2,00	1,50	1,60
Küçük Parmak Orta Bölgesi	0,00	1,00	1,00	1,50	1,00	1,00	2,00	1,00	1,50	1,50	2,00	1,33
Küçük Parmak Dış Bölgesi	1,00	1,00	1,00	1,33	1,00	1,00	1,50	1,67	1,33	1,33	1,50	1,25



Cizelge 4.8. (Devam) 12 denegin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen hissettikleri zorlanmanın derecesi (1-4)

	TOR3						TOR4					
	Kuru El		Eldivenli		Yağlı		Kuru El		Eldivenli		Yağlı	
	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro
Omuz Ön Bölgesi	1,00	1,00	1,50	2,00	1,50	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Üst Kol	1,00	1,00	2,00	2,00	1,33	1,50	1,00	1,33	1,50	1,00	2,00	1,50
Alt Kol	1,25	1,25	1,33	1,50	1,20	1,20	1,80	1,17	1,75	1,50	1,33	1,33
Bilek	1,00	1,00	1,33	1,17	1,60	1,60	1,33	1,00	1,50	1,14	1,50	1,67
Parmaklar	1,40	1,60	1,43	1,17	1,29	1,63	2,00	1,33	1,50	1,67	1,63	1,43
Boyun	0,00	1,00	2,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Omuz Arka Bölgesi	1,00	1,00	2,00	1,00	2,00	2,00	1,00	1,50	1,00	1,00	2,00	2,00
Sırt	1,00	1,00	1,50	2,00	1,00	1,00	1,50	1,50	1,50	1,50	2,00	2,00
Bel Omuru	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,50	1,00	1,00	1,00	1,00
El Yüzevi-Başparmak Tarafı	1,67	1,80	1,50	1,75	1,75	1,25	1,75	1,33	1,50	1,50	1,20	1,40
El İç Yüzevi	1,75	1,71	2,11	2,63	2,25	2,11	2,00	2,10	2,00	2,11	2,11	2,33
El Yüzevi-Küçük parmak Tarafı	2,33	2,50	1,33	1,50	2,00	1,75	1,75	1,75	1,50	1,75	1,50	1,75
Başparmak İç Bölgesi	2,00	2,00	1,25	1,33	1,50	1,75	1,00	2,00	1,33	1,33	1,33	1,33
Başparmak İç Bölgesinin Dış Tarafı	1,00	0,00	1,00	1,50	1,33	1,33	0,00	1,50	1,00	1,33	1,50	1,33
Başparmak Dış Bölgesi	0,00	0,00	1,00	1,50	1,33	2,00	1,00	1,00	1,33	1,50	1,50	1,33
İşaret Parmağı İç Bölgesi	2,00	0,00	2,00	1,00	1,50	1,25	1,67	1,00	1,00	1,50	1,33	1,00
İşaret Parmağı Orta Bölgesi	2,00	1,00	2,00	1,00	2,00	1,50	1,00	0,00	2,00	2,00	2,00	1,00
İşaret Parmağı Dış Bölgesi	1,00	0,00	1,50	1,00	2,00	1,50	1,00	0,00	1,50	2,00	2,00	2,00
Orta Parmak İç Bölgesi	2,00	1,00	1,00	1,33	1,25	1,20	2,50	1,33	1,25	1,33	1,00	1,00
Orta Parmak Orta Bölgesi	0,00	1,00	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Orta Parmak Dış Bölgesi	1,00	1,00	2,00	1,00	0,00	1,00	1,50	0,00	1,00	1,00	1,50	1,00
Yüzük Parmağı İç Bölgesi	2,00	1,00	1,00	1,20	1,33	1,17	2,50	1,50	1,33	1,50	1,00	1,00
Yüzük Parmağı Orta Bölgesi	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,00	1,00	1,00	1,00
Yüzük Parmağı Dış Bölgesi	1,00	2,00	1,33	1,00	1,00	1,00	1,67	2,00	1,00	1,00	1,33	1,00
Küçük Parmak İç Bölgesi	2,00	2,00	1,50	1,33	1,50	1,50	2,00	2,00	1,50	1,33	1,25	1,25
Küçük Parmak Orta Bölgesi	1,00	1,00	1,50	1,00	1,50	1,50	1,00	2,00	1,00	1,00	1,33	1,33
Küçük Parmak Dış Bölgesi	1,50	1,50	1,50	1,50	1,25	1,25	1,75	1,50	2,00	1,33	1,40	1,25

Cizelge 4.8. (Devam) 12 denegin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen hissettikleri zorlanmanın derecesi (1-4)

	TOR5						TOR6					
	Kuru El		Eldivenli		Yağlı		Kuru El		Eldivenli		Yağlı	
	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro
Omuz Ön Bölgesi	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,00	1,00
Üst Kol	2,00	1,00	1,50	1,50	2,00	1,50	1,00	1,00	1,50	1,50	1,00	1,67
Alt Kol	1,33	1,00	1,50	1,50	1,40	1,75	1,00	1,33	1,25	1,67	1,25	1,25
Bilek	1,50	1,40	1,33	1,20	1,83	1,80	1,00	1,00	1,20	1,29	1,33	1,33
Parmaklar	1,33	1,20	1,63	1,38	1,86	1,80	2,00	1,40	1,43	1,33	1,71	1,57
Boyun	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Omuz Arka Bölgesi	1,50	1,00	3,00	2,00	2,00	2,00	1,00	1,00	1,00	3,00	2,00	1,00
Sırt	1,00	1,00	1,50	1,50	1,00	1,00	2,00	2,00	2,00	1,50	1,50	2,00
Bel Omuru	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
El Yüzei-Başparmak Tarafı	1,20	1,75	1,50	1,50	1,80	1,80	1,40	1,50	1,20	1,33	1,75	1,75
El İç Yüzei	2,13	2,33	2,33	2,22	2,20	2,56	2,00	2,00	2,09	2,20	2,18	1,91
El Yüzei-Küçük parmak Tarafı	1,75	1,80	1,50	2,00	2,00	2,25	1,67	1,50	1,50	2,00	2,00	2,00
Başparmak İç Bölgesi	1,00	1,50	1,50	1,50	1,75	1,67	1,00	0,00	1,33	1,33	1,33	1,67
Başparmak İç Bölgesinin Dış Tarafı	1,00	1,00	1,00	1,50	2,00	2,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,67
Başparmak Dış Bölgesi	1,00	1,50	1,50	1,50	1,33	2,00	0,00	2,00	1,00	1,67	1,50	1,50
İşaret Parmağı İç Bölgesi	1,00	1,00	1,25	1,25	1,50	1,67	0,00	1,00	1,00	1,33	1,50	1,33
İşaret Parmağı Orta Bölgesi	1,00	0,00	1,50	1,00	2,00	1,50	0,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,50
İşaret Parmağı Dış Bölgesi	1,00	0,00	1,33	1,00	2,00	1,50	0,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,50
Orta Parmak İç Bölgesi	1,33	1,33	1,50	1,33	1,40	1,00	0,00	1,00	2,00	1,25	1,00	1,00
Orta Parmak Orta Bölgesi	1,50	1,50	1,00	1,00	1,00	0,00	1,00	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00
Orta Parmak Dış Bölgesi	1,50	1,00	1,33	1,00	1,00	0,00	1,00	1,00	2,00	0,00	2,00	1,00
Yüzük Parmağı İç Bölgesi	1,40	1,75	1,50	1,20	1,40	1,00	0,00	1,00	1,40	1,20	1,00	1,00
Yüzük Parmağı Orta Bölgesi	1,00	2,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,00	0,00	2,00	2,00	1,00	1,00
Yüzük Parmağı Dış Bölgesi	1,67	2,00	1,33	1,00	1,33	1,00	1,00	1,50	2,00	2,00	1,50	1,00
Küçük Parmak İç Bölgesi	1,75	1,50	1,00	1,50	1,75	1,67	2,00	1,33	1,67	1,67	1,25	1,17
Küçük Parmak Orta Bölgesi	1,00	2,00	1,00	1,00	1,33	1,33	2,00	1,33	2,00	2,00	1,00	1,00
Küçük Parmak Dış Bölgesi	1,50	2,00	1,00	1,00	1,50	1,40	2,00	1,40	2,00	2,00	1,00	1,00

Cizelge 4.8. (Devam) 12 denegin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen hissettikleri zorlanmanın derecesi (1-4)

	TOR7						TOR8					
	Kuru El		Eldivenli		Yağlı		Kuru El		Eldivenli		Yağlı	
	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro
Omuz Ön Bölgesi	1,00	1,00	1,50	2,00	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,00	1,00	1,00
Üst Kol	1,00	1,00	2,00	2,00	1,50	1,67	1,25	1,00	1,67	1,33	1,00	1,33
Alt Kol	1,00	1,40	1,25	1,50	1,25	1,33	1,20	1,33	1,33	1,67	1,25	1,33
Bilek	1,00	1,00	1,33	1,29	1,50	1,40	1,33	1,00	1,20	1,17	1,20	1,20
Parmaklar	1,50	1,20	1,67	1,50	1,43	1,50	1,25	1,25	1,40	1,80	1,38	1,25
Boyun	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,00	0,00	2,00	1,00	1,00	1,00
Omuz Arka Bölgesi	1,00	1,00	1,00	2,00	1,50	2,00	1,00	2,00	2,00	1,50	1,00	2,00
Sırt	1,00	1,00	1,50	1,50	1,00	1,00	1,50	2,00	1,50	1,50	1,50	1,50
Bel Omuru	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
El Yüzei-Başparmak Tarafı	1,25	1,40	1,75	2,00	1,40	1,20	1,50	1,00	1,00	1,00	1,50	1,50
El İç Yüzei	1,57	1,38	2,22	2,10	2,00	2,00	1,88	1,78	2,13	2,25	2,00	2,00
El Yüzei-Küçük parmak Tarafı	1,25	1,75	1,75	2,25	1,50	1,33	1,33	1,67	1,25	1,50	1,50	1,50
Başparmak İç Bölgesi	1,50	1,00	1,00	1,33	1,50	2,33	1,00	0,00	2,00	2,00	1,00	1,33
Başparmak İç Bölgesinin Dış Tarafı	1,00	1,00	1,00	1,00	1,67	1,67	1,00	1,00	1,00	1,00	1,50	1,67
Başparmak Dış Bölgesi	0,00	1,50	1,00	1,33	2,00	2,50	1,00	1,00	1,50	2,00	1,00	1,33
İşaret Parmağı İç Bölgesi	1,50	1,00	1,00	1,50	1,33	1,00	1,00	1,00	2,00	1,50	1,67	1,33
İşaret Parmağı Orta Bölgesi	0,00	0,00	1,00	2,00	2,00	1,00	0,00	1,00	1,50	2,00	1,50	2,00
İşaret Parmağı Dış Bölgesi	0,00	0,00	1,50	1,50	2,00	2,00	1,00	0,00	1,00	2,00	1,50	1,50
Orta Parmak İç Bölgesi	1,00	2,00	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,00	1,50	1,00	1,00	1,00
Orta Parmak Orta Bölgesi	0,00	1,00	1,00	1,00	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00	0,00	0,00	0,00
Orta Parmak Dış Bölgesi	2,00	0,00	1,50	1,00	2,00	0,00	1,00	1,00	0,00	0,00	2,00	1,00
Yüzük Parmağı İç Bölgesi	1,00	1,50	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,00	1,50	1,00	1,00	1,00
Yüzük Parmağı Orta Bölgesi	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,00	1,00	1,00	1,00	0,00	0,00	0,00
Yüzük Parmağı Dış Bölgesi	1,33	1,00	1,50	1,00	1,50	1,00	1,50	1,00	0,00	0,00	1,50	1,00
Küçük Parmak İç Bölgesi	1,00	1,67	1,33	1,33	1,25	1,33	2,00	1,00	1,50	1,00	1,33	1,25
Küçük Parmak Orta Bölgesi	2,00	1,00	1,50	1,50	1,50	1,00	1,50	1,00	1,00	1,00	1,50	1,33
Küçük Parmak Dış Bölgesi	1,50	1,00	1,50	1,00	1,20	1,00	1,33	1,00	0,00	1,00	1,00	1,25

Cizelge 4.8. (Devam) 12 denegin anketlere verdikleri cevaplardan hesap edilen hissettikleri zorlanmanın derecesi (1-4)

	TOR9						TOR10					
	Kuru El		Eldivenli		Yağlı		Kuru El		Eldivenli		Yağlı	
	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro	Sup	Pro
Omuz Ön Bölgesi	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,33	1,50	1,00	1,00	1,00
Üst Kol	1,33	1,50	2,50	1,33	1,00	1,33	1,00	1,25	1,50	1,00	1,67	1,50
Alt Kol	1,40	1,40	1,33	1,33	1,25	1,25	1,00	1,67	1,33	1,25	1,25	1,50
Bilek	1,00	1,00	1,75	1,60	1,33	1,60	2,00	1,00	1,17	1,38	1,60	1,60
Parmaklar	1,25	1,50	1,13	1,13	1,25	1,43	1,00	1,33	1,38	1,25	1,33	1,50
Boyun	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Omuz Arka Bölgesi	1,00	1,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,50	1,00	1,00	1,00
Sırt	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	1,00	1,00	1,50	1,50	2,00	1,50
Bel Omuru	1,00	1,00	1,00	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
El Yüzevi-Başparmak Tarafı	1,50	1,25	1,50	1,40	1,75	1,50	1,33	1,50	1,60	1,25	1,60	1,80
El İç Yüzevi	1,75	1,89	2,00	1,90	2,00	2,13	2,00	1,78	2,13	1,88	2,00	2,00
El Yüzevi-Küçük parmak Tarafı	1,67	2,50	1,33	1,50	1,75	1,67	1,67	1,67	1,67	1,67	1,50	1,75
Başparmak İç Bölgesi	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,50	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,50
Başparmak İç Bölgesinin Dış Tarafı	1,00	0,00	1,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,33	1,33	1,67
Başparmak Dış Bölgesi	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,50	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,33
İşaret Parmağı İç Bölgesi	1,00	1,00	1,50	1,00	1,00	1,33	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,33
İşaret Parmağı Orta Bölgesi	0,00	1,00	0,00	0,00	1,00	1,50	1,00	0,00	1,00	1,00	1,00	2,00
İşaret Parmağı Dış Bölgesi	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00	2,00	1,00	0,00	1,00	1,00	1,00	2,00
Orta Parmak İç Bölgesi	1,50	2,00	1,00	1,00	1,50	1,00	1,00	1,00	1,20	1,00	1,00	1,00
Orta Parmak Orta Bölgesi	0,00	0,00	1,00	1,00	0,00	1,00	1,00	0,00	1,00	1,00	0,00	0,00
Orta Parmak Dış Bölgesi	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,00	0,00
Yüzük Parmağı İç Bölgesi	1,50	2,00	1,40	1,00	1,33	1,00	1,00	1,00	1,20	1,00	1,00	1,00
Yüzük Parmağı Orta Bölgesi	1,00	1,00	1,00	1,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,00
Yüzük Parmağı Dış Bölgesi	1,00	1,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Küçük Parmak İç Bölgesi	1,50	1,50	2,50	1,50	1,33	1,67	1,00	1,33	1,33	1,50	1,33	1,33
Küçük Parmak Orta Bölgesi	1,00	1,00	2,00	1,50	1,00	1,50	1,00	1,00	1,50	2,00	1,00	1,00
Küçük Parmak Dış Bölgesi	1,00	1,50	2,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,50	1,50	1,00	1,00

## 5. TARTIŞMA

### 5.1. Maksimum Dönme Momenti Ölçüm Sonuçları

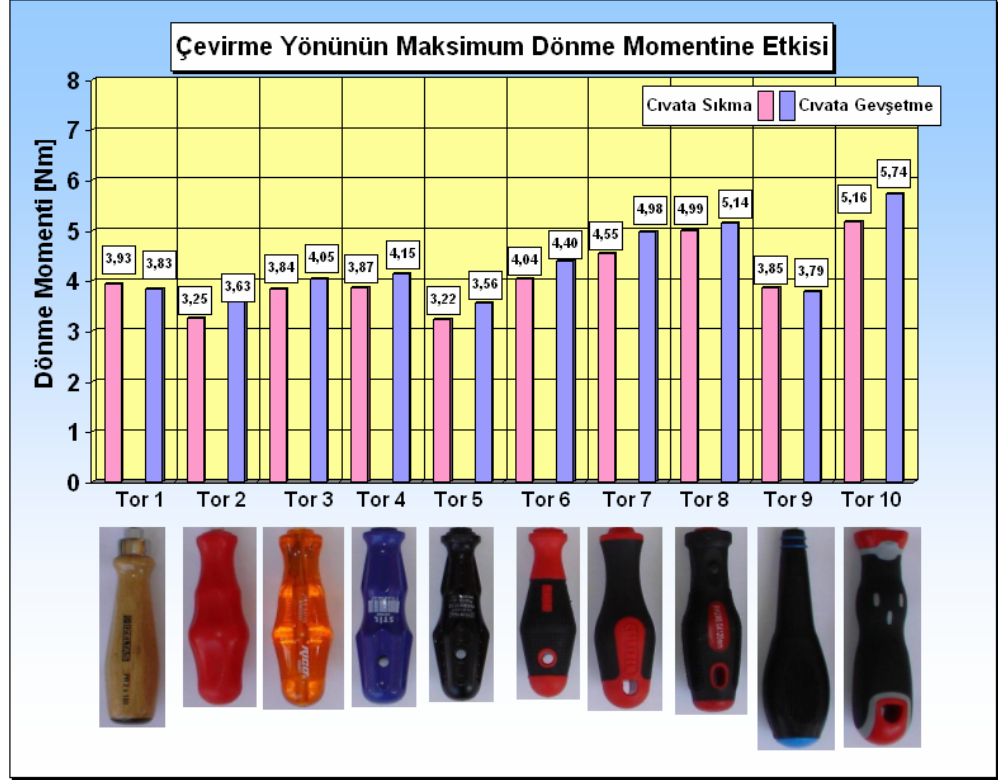
Çizelge 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, ve 4.6’da sunulan 12 erkek gönüllü deneğin 10 farklı saplı tornavida ile gerçekleştirdikleri cıvata-sıkma ve cıvata-gevşetme işlemi esnasında uyguladıkları maksimum dönme momentleri (Nm olarak); deneylerin, kuru elle, sanayi eldiven giymiş olarak, ve yağlı elle yapılmış olmalarına göre, grafiğe geçirildiklerinde elde olunan sonuçlar Şekil 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, 5.1, 5.2, 5.3, 5.4, 5.5, ve 5.6’da sergilenmektedir.

#### 5.1.1. Kuru Elle Yapılan Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme İşlemi Esnasındaki Maks. Dönme Momentlerinin Karşılaştırılması

Kuru elle, 12 denek tarafından yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminde, tornavida başına ortalama maksimum dönme momentleri Şekil 4.1 ve Şekil 4.2 de grafiksel olarak sunulmaktadır.

Cıvata sıkma işlemindeki, “Maks. Dönme Momenti” verileri karşılaştırıldığında, en düşük “Maks. Dönme Momenti” deneklerce, Tor 5, ve Tor 2’ye uygulanırken, en yüksek “Maks. Dönme Momenti” de Tor 8 ve Tor 10’a uygulanmaktadır. Tor 8 ve Tor 10 her ikisinin sapı da polipropilenden üretilmiş olup dış yüzeyleri poliüretanla kaplıdır. Tor 5 ise selülozasetatdan üretilmiştir. Tor 2 ve Tor 5; parlak ve pürüzsüz yüzeye sahipken, Tor 8 pürüklü yüzeyi ile dikkati çekmekte, Tor 10 ise 10 farklı tornavida sapı arasında hacmi en büyük tornavida olarak dikkatleri üzerinde toplamaktadır. Tor 8 ve Tor 10 ayrıca parmak yuvalarına sahip bulunuyorlar. Tor 7 ve Tor 8 şeklen ve hacimce ve üretildikleri kimyasal madde açısından birbirine çok benzemekte ise de, Tor 8, üzerindeki dairesel pürükler ile, Tor 7’ den ayrılmakta ve dışa rotasyondaki “Maks. Dönme Momenti” de Tor 8 için, Tor 7’dekinden daha fazla olmaktadır.

Kuru elle cıvata gevşetme işlemindeki “Maks. Dönme Moment”leri ile ilgili Şekil 4.2 de sunulan grafikler incelendiğinde, en düşük tork değerlerinin Tor 5 ve Tor 2 ile elde olduğu, en yüksek “Maks. Dönme Momenti” değerlerinin de Tor 8 ve Tor 10 ile olduğu görülmektedir. Kuru elle yapılan cıvata sıkma ve gevşetme işlemleri esnasında uygulanan “Maks. Dönme Momenti” verileri karşılaştırıldığında (Şekil 5.1);



Şekil 5.1. Kuru elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin karşılaştırılması



Şekil 5.2. Kuru elle yapılan cıvata sıkma ve gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin birbirlerine karşı üstünlükleri

Tor 1 (tahta silindirik saplı, cilalı) ve Tor 9 dışında, diğer sekiz tornavida için içeri doğru rotasyonda yüksek olmakta, fakat aradaki fark Tor 3’de %1, Tor 5’de % 9.6 iken Tor 8’de % 2.9 ve Tor 10’da % 10’a ve Tor 2’de % 10.3’e yükselmektedir (Şekil 5.2).

Tek solak kişi olan denek 11’in kuru elle cıvata sıkma işlemindeki “Maks.Dönme Momenti”nin ortalama değeri 3.02 Nm iken cıvata gevşetme de ortalama değeri 3.51 Nm olup, aradaki fark % 14 ‘dür. Solak olan denek 11’in kuru elle cıvata sıkma ve gevşetme değerleri Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2’den karşılaştırıldığında Tor 3 hariç, diğer dokuz tornavida sapı için sol kuru elle cıvata gevşetme değerlerinin, sol kuru elle cıvata sıkma değerlerinden daha yüksek olduğu görülmektedir.

Denekler arası karşılaştırılma yapıldığında (Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2) ise denek 6’ya ait “Maks. Dönme Momenti”nin cıvata sıkma değerlerinin cıvata gevşetme değerlerinden daha yüksek olduğu görülmektedir.  $((3.55-3.35)/3.55) \times 100 = \% 5.6$ . Denek 6’nın vücut ölçüleri incelendiğinde ise ortalama değerlere göre zayıf ve minyon yapılı olduğu, ellerinin ölçümlerinin de ortalama değerlerden daha küçük oldukları görülmektedir.

### **5.1.2. Sanayi Eldiven Giyilmiş Olarak Yapılan Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme İşlemi Esnasındaki Maks. Dönme Momentlerinin Karşılaştırılması**

Sanayi eldiven giyilmiş olarak (9 veya 10 no.lu sanayi eldiveni) 12 denek tarafından 10 farklı saplı tornavida ile yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminde, tornavida başına ortalama “Maks. Dönme Moment”leri Şekil 4.3 ve Şekil 4.4’ de sergilenmektedir.

Tornavida başına, cıvata sıkma esnasındaki “Maks. Dönme Momenti” karşılaştırıldığında, en küçük “Maks. Dönme Momenti”nin deneklerce Tor 2, Tor 5 ve Tor 9’a uygulanırken, en yüksek “Maks. Dönme Momenti”nin ise Tor 8 ve Tor 10’a uygulandığı görülmektedir. Tor 8 ve Tor 10’unun her ikisinin sapı da polipropilenden üretilmiş olup dış yüzeyleri poliüretanla kaplıdır. Tor 5 ise selüloz asetatdan üretilmiştir. Tor 2 ve Tor 5 pürüzsüz, parlak yüzeye sahip iken, Tor 8 pürtüklü, mat yüzeyi ile dikkati çekmekte, Tor 10 ise on farklı tornavida sapı arasında hacmi en büyük olarak, dikkatleri üzerinde toplamaktadır. Tor 8 ve Tor 10’un sapında parmak yuvaları mevcuttur. Lakin sanayi eldiveni giyildiğinde kavrama açısından tornavida saplarının dış yüzeyinin fiziksel özellikleri ortadan kalkmaktadır.

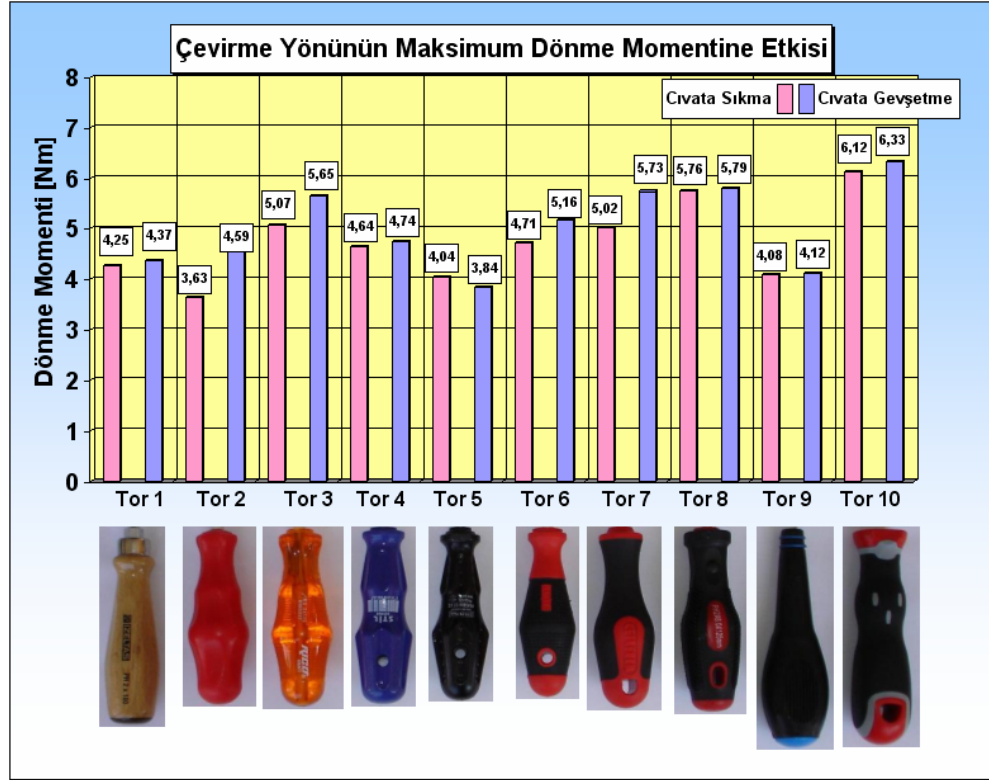
Sanayi eldivenli elle, cıvata gevşetme işlemindeki tornavida başına, ortalama “Maks. Dönme Momenti” verilerinin grafiksel olarak sergilendiği şekil (Şekil 4.4) incelendiğinde, en düşük “Maks. Dönme Momenti” verilerinin Tor 5 ve Tor 9 ile elde olduğu, en yüksek “Maks. Dönme Momenti” değerlerine ise, Tor 7, Tor 8 ve Tor 10 ile ulaşıldığı görülmektedir.

Tor 7 ve Tor 8 hem şeklen, hem dış görünüş ve hem de üretildikleri kimyasal madde açısından birbirinin aynı olup, tek fark Tor 8’in üzerindeki dairesel pürtüklerdir. Ve bu durum kuru elle yapılan cıvata sıkma ve gevşetme işleminde Tor 8 lehine “Maks. Dönme Momenti”ni yükseltirken, eldivenli elle yapılan deneylerde ise eldiven tornavida saplarının özelliklerini (parlak veya pürüzlü yüzey) örttüğünden, Tor 7 ve Tor 8 aynı özellikleri yansıtmaktadırlar. Tor 10’un sapı ise diğer dokuz tornavida sapından daha büyük hacim içerdiğinden, gerek cıvata sıkma ve gerekse cıvata gevşetme işleminde en yüksek ortalama Maks.Dönme Momenti’ni sergilemektedir.

Sanayi eldivenli elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemi esnasında uygulanan “Maks.Dönme Momenti” verileri karşılaştırıldığında (Şekil 5.3) Tor 5 dışında diğer dokuz tornavida için cıvata gevşetme verileri, cıvata sıkma değerlerinden daha yüksek olmakta; aradaki fark Tor 8 için % 0.5, Tor 9 için % 1.1, Tor 1 için % 2.7, Tor 10 için % 3.3, Tor 3 için % 10.2, Tor 7 için % 12.5 ve Tor 2 için ise % 20.9 olmaktadır (Şekil 5.4). Bu da bize hacim, şekil, ve dış görünüş olarak Tor 2’nin, tornavidayı kavrama esnasında baş parmak ile işaret parmağı arasında oluşan (işaret parmağının uzaksal parmak kemiği (uç phalanx),ortanca parmak kemiği (ortanca phalanx), yakınsal parmak kemiği (yakınsal phalanx), başparmak kıvrımı (thump crinkle), başparmağın yakın kemiği (proximal phalanx) ve başparmağın uzaksal kemiği (distal phalanx) arasında) altıgene benzer arakesiti olması, uzunlamasına çift konik silindirik yüzey ile yuvarlak kenarlı olması nedeniyle, elin anatomik yapısına çok uyduğunu fakat imal edildiği malzeme ve dış yüzeyinin pürüzsüzlüğü açısından kuru elle yapılan deneylerde başarısız olduğunu göstermektedir.

Solak olan tek denek 11’in ise eldivenli elle cıvata sıkma “Maks.Dönme Momenti”nin ortalama değeri 3.70 Nm iken, cıvata gevşetmede “Maks.Dönme Momenti”nin ortalama değeri 4.26 Nm olup (Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4); aradaki fark  $((4.26-3.70)/4.70) \times 100 = \% 13.1$  dir. Solak olan denek 11’in sanayi eldivenli elle





Şekil 5.3. Sanayi eldivenli elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin karşılaştırılması



Şekil 5.4. Sanayi eldivenli elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin birbirlerine karşı üstünlükleri

cıvata sıkma ve gevşetme değerleri karşılaştırıldığında, (Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4) Tor 6,ve Tor 9 dışında diğer sekiz tornavida sapı için cıvata gevşetme değerleri, cıvata sıkma değerlerinden daha yüksek olduğu görülmektedir. Aradaki fark Tor 6 için % 3.5 ve Tor 9 için ise % 16.8 gibi büyük bir değere ulaşmaktadır.

Denekler arası karşılaştırma yapıldığında ise, denek 5, denek 7 ve denek 9'a ait ortalama cıvata sıkma ve cıvata gevşetme değerleri karşılaştırıldığında Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4 de, söz konusu üç deneğe ait "Maks. Dönme Momenti"nin, cıvata sıkma ve cıvata gevşetmedeki değerlere üstünlük gösterdiği görülmektedir. Farklar sırasıyla % 0.23, % 5.1,ve % 2.1 gibi düşük değerlerdir. Denek 5, 7,ve 9' un vücut ölçüleri incelendiğinde denek 5 ve 7'nin kilolu oldukları, buna karşın denek 9'un zayıf yapılı olduğu fakat el uzunluğunun diğer deneklerle karşılaştırıldığında denekler arasında en uzun ele sahip olduğu görülmektedir (Çizelge 3.1, Çizelge 3.2 ve Çizelge 3.3).

### **5.1.3. Yağlı Elle Yapılan Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme İşlemi Esnasındaki Maks. Dönme Momentlerinin Karşılaştırılması**

Deneklerin avuç içlerine bebe yağı sürülerek -bebe yağı injektörle ve her deneğe aynı miktarda ( $1.5 \text{ cm}^3$ ) olmak üzere önce bir beze sonra bez de el ayasına sürülerek- hazırlanan yağlı elle-, on farklı saplı tornavida ile yaptıkları cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminde, tornavida başına ortalama "Maks.Dönme Moment"leri Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6 ile Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da sunulmaktadır.

Tornavida başına, cıvata sıkma esnasındaki "Maks. Dönme Momenti" verileri karşılaştırıldığında (Şekil 4.5) en düşük değerlerin deneklerce, Tor2 ve Tor 3'e uygulandığı saptanırken, en yüksek "Maks. Dönme Momenti"nin ise Tor 8 ve Tor 9'a uygulandığı görülmektedir. Tor 2, parlak ve kaygan dış görünüşü ile daha önceki deneylerde de; kuru elle ve sanayi eldiven giymiş olarak da, en düşük cıvata sıkma değerlerini göstermiş idi; Tor 8 ise pürüzlü ve mat yüzeyi, poliüretandan oluşan kılıfı ve geometrik yapısı ile ele uygun, bir tornavida sapını temsil etmektedir.

Yağlı elle cıvata gevşetme işlemindeki tornavida başına ortalama "Maks. Dönme Momenti" verilerinin sunulduğu grafikler (Şekil 4.6) incelendiğinde, en düşük "Maks. Dönme Momenti" verilerinin Tor 2, Tor 3, Tor 6,ve Tor 7 ile elde olunduğu, en yüksek "Maks. Dönme Momenti" değerlerine ise ,Tor 8, Tor 9 ve Tor 10 ile ulaşıldığı

gözlenmektedir. Tor 2 polipropilenden, Tor 3 poliesterden, Tor 6 ve Tor 7 polipropilenden üretilmiş ve yüzeyleri poliüretanla kaplanmıştır.

Yağlı elle uygulanan cıvata sıkma ve gevşetme işlemi esnasında uygulanan “Maks. Dönme Momenti” değerleri karşılaştırıldığında (Şekil 5.5), Tor 6,ve Tor 7 için cıvata gevşetme değerleri cıvata sıkma değerlerinden düşük olmakta, fakat aradaki fark (Şekil 5.6) Tor 6 için % 3.5 iken, Tor 7 için % 1.2 gibi küçük), bir değerde gözlenmektedir.

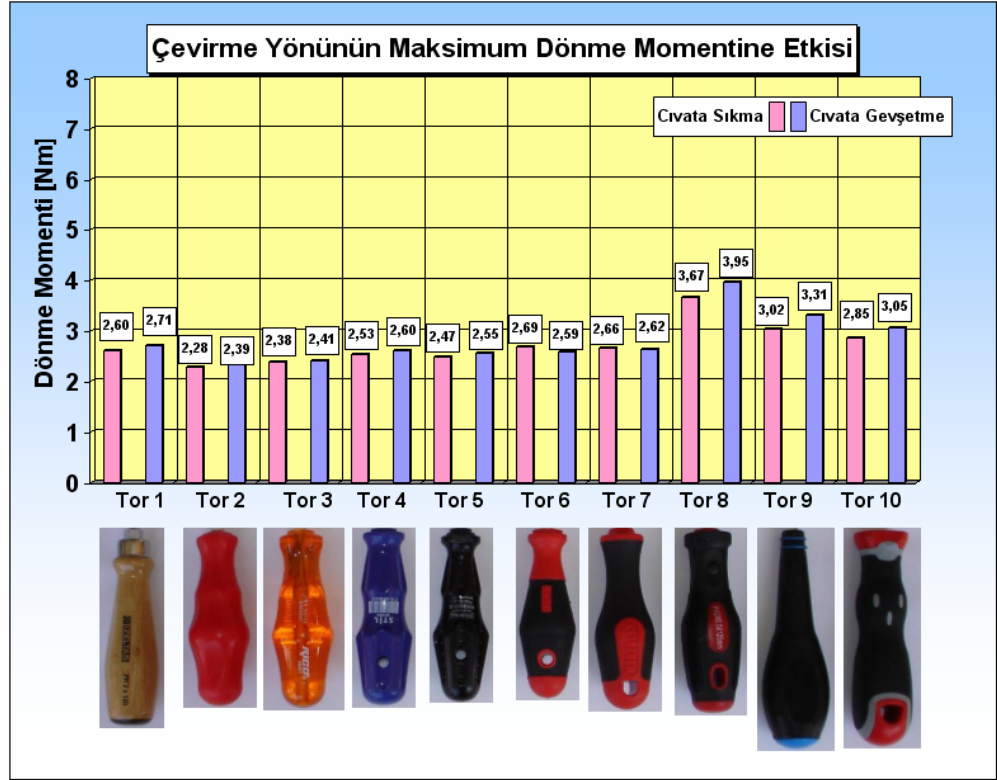
Tor 6 ve Tor 7 dışında, diğer sekiz tornavida sapı için cıvata gevşetme değerlerinin, cıvata sıkma değerlerine üstünlüğü özellikle, Tor 10 için % 6.5, Tor 8 için % 7.1,ve Tor 9 için ise % 8.8 olmaktadır.

Solak olan tek denek 11’in eldivenli elle cıvata sıkmadaki “Maks.Dönme Momenti” ortalama değeri 3.70 Nm iken, cıvata gevşetmede ki “Maks.Dönme Momenti”- ortalama değeri 4.26 Nm olup (Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4); aradaki fark  $((4.26-3.70)/4.70) \times 100 = \% 13.1$  dir. Solak olan denek 11’in sanayi eldivenli elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme değerleri karşılaştırıldığında, (Çizelge 4.3,ve Çizelge 4.4) Tor 6,ve Tor 9 dışında diğer sekiz tornavida sapı için cıvata gevşetme değerlerinin, cıvata sıkma değerlerinden daha yüksek olduğu görülmektedir. Aradaki fark Tor 6 için, % 3.5 ve Tor 9, için ise % 16.8 gibi büyük bir değere ulaşmaktadır.

Solak olan tek denek 11’in yağlı elle cıvata sıkmadaki “Maks.Dönme Momenti” ortalama değeri 1.87 Nm iken, cıvata gevşetmedeki “Maks.Dönme Momenti”- ortalama değeri 1.84 Nm olup (Çizelge 4.5,ve Çizelge 4.6), aradaki fark  $((1.87-1.84)/1.87) \times 100 = \% 1.6$  ihmal edilebilecek kadar küçüktür. Solak olan denek 11’in yağlı elle cıvata sıkma ve gevşetme değerleri karşılaştırıldığında, (Çizelge 4.5,ve Çizelge 4.6) Tor 6,ve Tor 7 dışında diğer sekiz tornavida sapı için cıvata gevşetme değerlerinin, cıvata sıkma değerlerine eşit veya daha küçük olduğu görülmektedir.

#### **5.1.4. Kuru Elin Yağlı Elle, Maks. Dönme Momenti Açısından Karşılaştırılması**

12 erkek deneğin kuru ve yağlı elle gerçekleştirdikleri cıvata sıkma esnasındaki “Maks. Dönme Momenti” ölçümleri karşılaştırıldığında (Şekil 5.7), tüm tornavidalar için kuru elle cıvata sıkma değerlerinin, yağlı elle cıvata sıkma değerlerinden daha yüksek olduğu görülmektedir. En düşük farklar Tor 9, Tor 5,ve Tor 8 ile gerçekleşirken



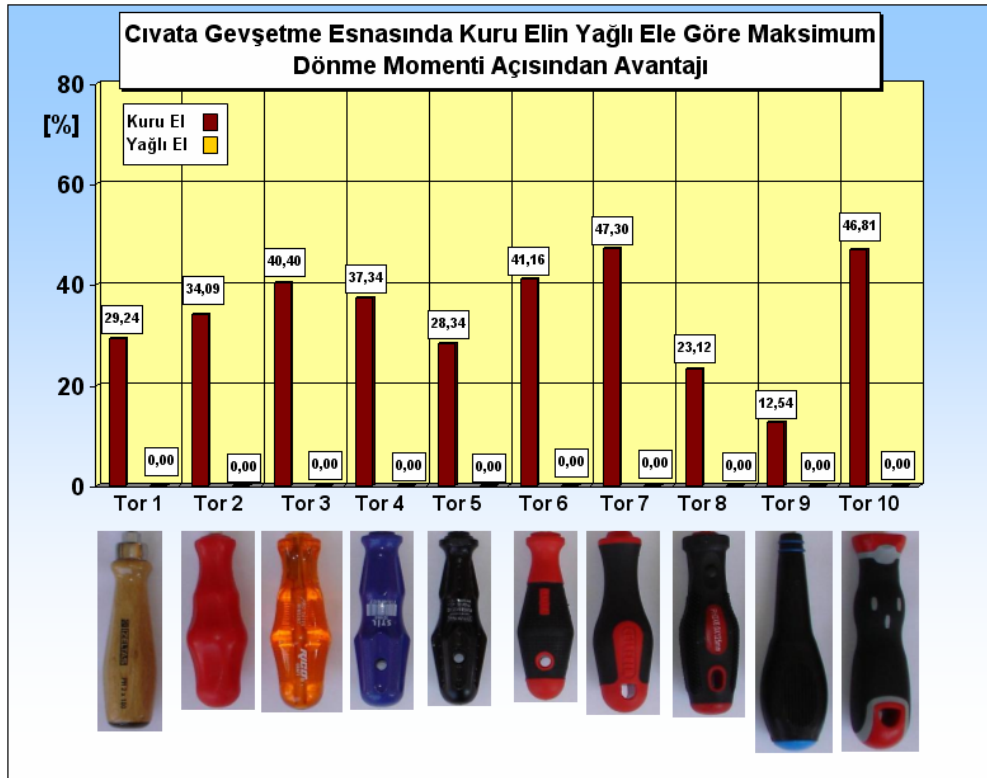
Şekil 5.5. Yağlı elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin karşılaştırılması



Şekil 5.6. Yağlı elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin birbirlerine karşı üstünlükleri



Şekil 5.7. Kuru elin yağlı ele göre cıvata sıkma esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü



Şekil 5.8. Kuru elin yağlı ele göre cıvata gevşetme esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü

( % 21.53, % 23.42 ve % 26.45, sırasıyla), en yüksek farklar ise Tor10, Tor 7,ve Tor 3 ile gerçekleşmektedir (% 44.73, % 41.89,ve % 38, sırasıyla). En düşük farkların gerçekleştiği Tor 8, Tor 9 ile Tor 5 ‘in el tarafından iyi kavrandığını göstermektedir. Tor 9,ve Tor 8 pürtüklü dış yüzeyleri ile dikkatleri üzerlerine çekerken, Tor 5 de elin baş parmak ile işaret parmağı arasında kavrama yapısı olan altıgen şekle benzer bir ara kesite sahip bulunmaktadır Tor 5’in sapı, sellülozastetat butirattan, Tor 8 ve Tor 9’un sapları da polipropilenden imal edilmiş olup, Tor 8 poliüretanla ve Tor 9’da PVC ile kaplanmıştır.

Cıvata gevşetme esnasında kuru elin yağlı ele göre “Maks. Dönme Momenti” açısından avantajı Şekil 5.8 de sunulmaktadır. Kuru elle cıvata gevşetme değerleri, yağlı elle cıvata gevşetme değerlerinden daima yüksek olup; en düşük fark Tor 9 ve Tor 8, ve Tor 5 de görülmektedir(% 12.54, % 23.12,ve % 28.34, sırasıyla). Bu da bize Tor 8 ve Tor 9 ‘un şekil, imal edildiği kimyasal madde ve dış yapı, açısından hem kuru el ve hem de yağlı el tarafından iyi kavrandığını göstermektedir. Tor 8’in uzunlamasına dört sıra şerit üzerindeki dairesel pürtükleri ve ortası dairesel yüksek.olan oval parmak yuvaları ile elin, sapı iyi kavramasını sağladığı ve yağlı elle dahi kaymanın önlediğini gösterirken, Tor 9 da yassı oval yapısı, uzun gövdesi ve üzerindeki uzunlamasına yiv şeklindeki pürtükleri ile el tarafından iyi kavrandığı gerçeğini ortaya çıkarmaktadır. Tor 5, ise elin baş parmağı ile işaret parmağı arasında tornavida sapının kavrandığı altıgene benzer bir şekle yakın ara kesite sahiptir. Bu da kavranmanın mükemmel olmasına yardımcı olacak bir durumdur. “Maks. Dönme Momenti” açısından en yüksek farklar ise Tor 10, Tor 7, Tor 6,ve Tor 3 ile gerçekleşmektedir ( % 48.81, % 47.30, % 41.16 ve % 40.40 sırasıyla). Tor 3, parlak yüzeyi, Tor 10 ve Tor 7 ise pürüzsüz yüzeyleri ve Tor 6 ise deneylerde kullanılan on tornavida arasında sap boyu en kısa olanı olması ve bu sebeple elin onu tam kavrayamaması nedeniyle de dikkatleri üzerlerinde toplamaktadırlar.

#### **5.1.5. Sanayi Eldivenli Elin, Yağlı Elle Maks. Dönme Momenti Açısından Karşılaştırılması**

12 erkek deneğin sanayi eldiven giymiş olarak ve yağlı elle on adet sapları farklı tornavida ile gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki “Maks.

Dönme Momenti” açısından sanayi eldivenli elin yağlı ele göre üstünlüğü Şekil 5.9,ve Şekil 5.10’da sergilenmektedir.

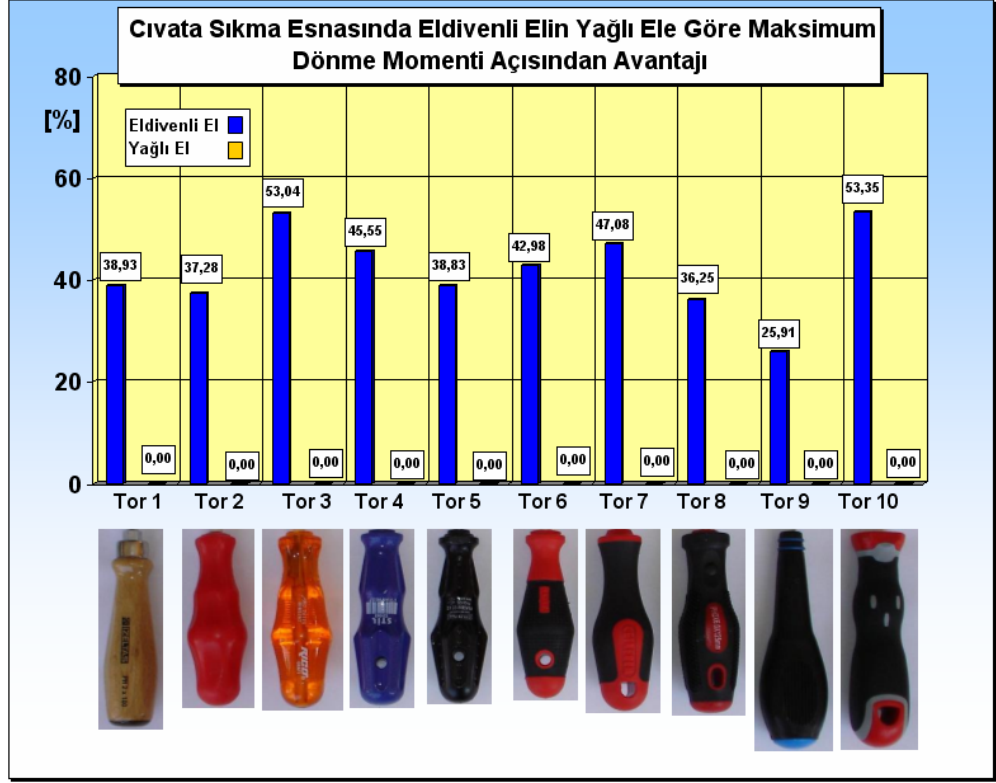
Cıvata sıkma esnasında eldivenli elin yağlı ele göre “Maks. Dönme Momenti” açısından üstünlüğü olduğu: tüm eldivenli ele ait verilerin, yağlı ele ait verilerden yüksek olduğu Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.5 den görülmektedir. Sanayi eldivenli elin yağlı ele cıvata sıkma işlemindeki üstünlüğü Şekil 5.9 da sergilenmektedir. “Maks. Dönme Momenti” açısından eldivenli elin üstünlüğünün en küçük değerleri Tor 9, Tor 8 ve Tor 2 de gerçekleşirken (% 25.91, % 36.25, ve % 37.28 sırasıyla), en yüksek farklar ise Tor 10, Tor 3 ve Tor 7 ile (% 53.35, % 53.04 ve % 47.08 sırasıyla) oluşmaktadır. Bu sonuçlar, kuru elin yağlı ele olan üstünlük değerleri ile örtüşmektedir. Tor 9,ve Tor 8, pürtüklü yapıya ve Tor 2 de elin tornavida sapını kavraması esnasında baş parmak ile işaret parmağı arasında oluşan altıgen yapıya benzer bir ara kesite sahip bulunmakta ise de sanayi eldiveni giyilmiş olmanın aradaki farkları ortadan kaldırması beklenebilir. En yüksek farklar ise Tor 10, Tor 3,ve Tor 7 gibi yüzeyi parlak ve kaygan veya pürtüksüz olan tornavidalar ile gerçekleşmiştir.

Cıvata gevşetme işlemi esnasında ise, sanayi eldivenli elin yağlı ele göre “Maks. Dönme Momenti” açısından üstünlüğünün en küçük değerleri (Şekil 5.10), Tor 9, Tor8,ve Tor 5’de gerçekleşirken (% 19.59, % 31.72,ve % 33.42, sırasıyla), en yüksek farklar ise Tor 3, Tor 7,ve Tor 10 ile oluşmaktadır (% 57.26, % 54.24, ve % 51.78 sırasıyla). Bu sonuçlar; cıvata sıkma esnasında eldivenli elin yağlı ele olan üstünlüğündeki tornavida numaraları ile aynen örtüşmektedir.

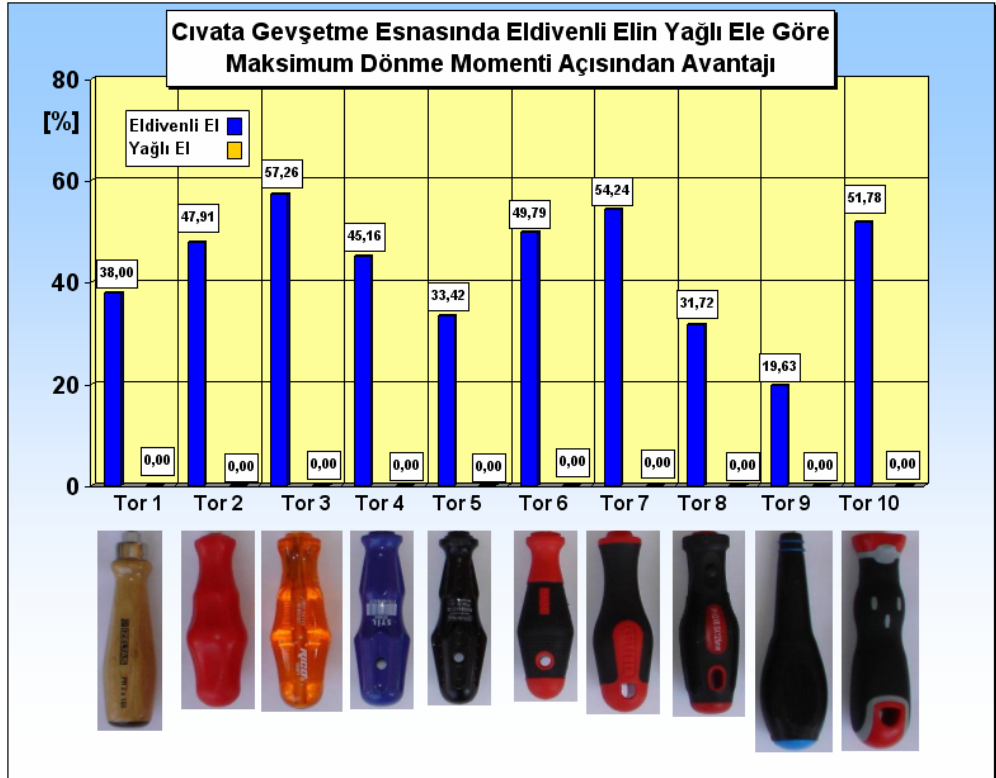
#### **5.1.6. Sanayi Eldivenli Elin, Kuru Elle Maks. Dönme Momenti Açısından Karşılaştırılması**

12 erkek deneğin sanayi eldivenli elle ve kuru elle gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemi esnasındaki “Maks. Dönme Momenti” açısından sanayi eldivenli elin kuru ele olan üstünlükleri Şekil 5.11 ve Şekil 5.12 de sergilenmektedir.

Cıvata sıkma esnasında sanayi eldivenli elin , kuru ele göre “Maks. Dönme Momenti” açısından üstünlüğünün en küçük değerleri; Tor 9,ve Tor 1, de gerçekleşirken (% 5.58,ve % 7.47, sırasıyla), en yüksek değerler de Tor 3, Tor 5,ve Tor 4, ile ( % 24.26, % 20.13,ve % 16.62, sırasıyla) gerçekleşmektedir (Şekil 5.11). En küçük

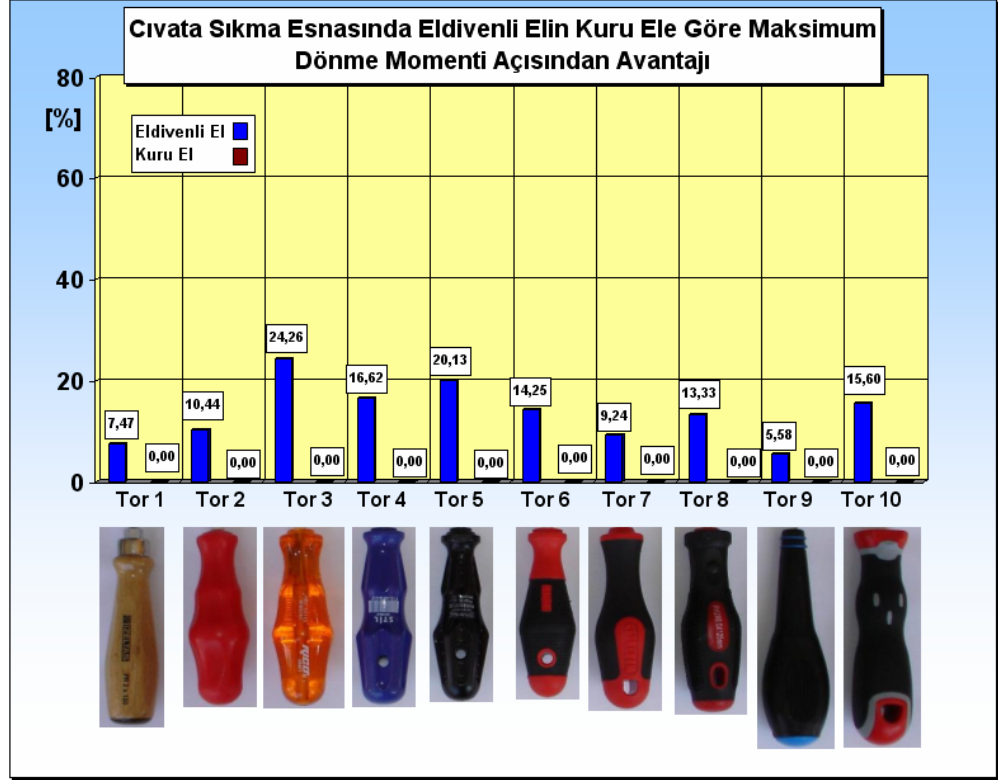


Şekil 5.9. Eldivenli elin yağlı ele göre cıvata sıkma esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü



Şekil 5.10. Eldivenli elin yağlı ele göre cıvata gevşetme esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü





Şekil 5.11. Sanayi eldivenli elin kuru ele göre cıvata sıkma esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü



Şekil 5.12. Sanayi eldivenli elin kuru ele göre cıvata gevşetme esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü

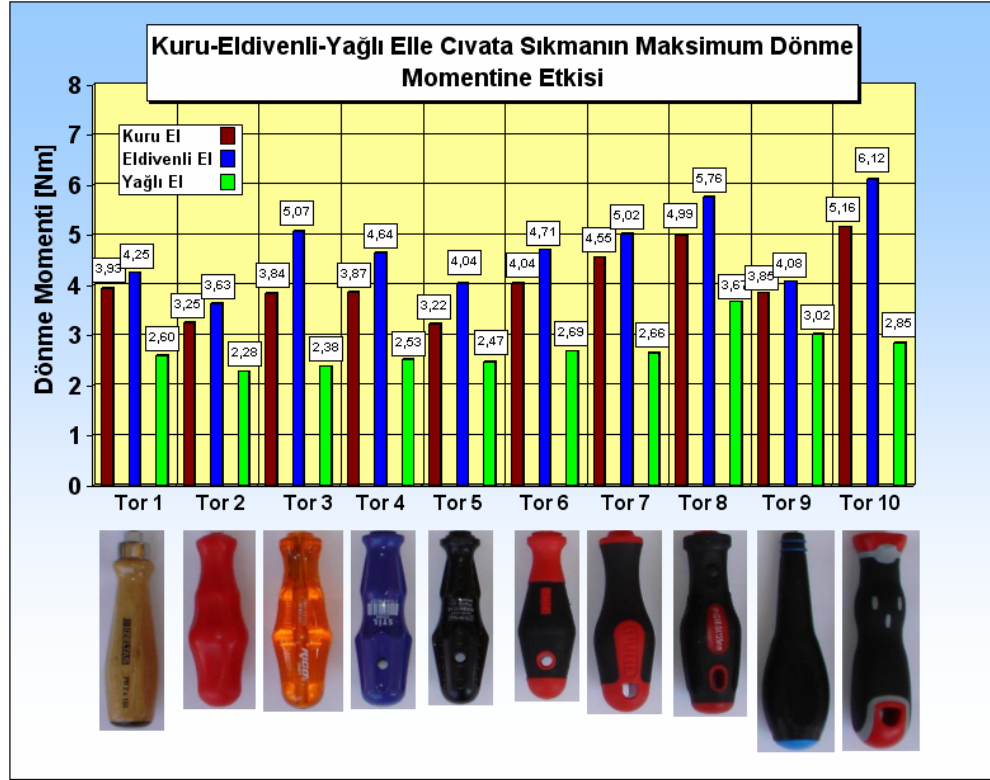
değerlerin elde olduğu Tor 1, tahta saplıdır. Tor 9, ise üzerindeki yivler ile kuru elle, şekil olarak uyum içinde olmaktadır. Ayrıca Tor 9'un sapı polipropilenden üretilmiş ve PVC ile kaplanmıştır. En yüksek farkların gözlemlendiği Tor3, Tor 4,ve Tor 5'in sapları sırasıyla poliester, selülozasetat butirat ve sellülozasetat butirattan üretilmiş olup, parlak, kaygan dış yüzeye sahip bulunmaktadırlar.

Cıvata gevşetme işlemi esnasında ise, sanayi eldivenli elin kuru ele göre "Maks. Dönme Momenti" açısından üstünlüğünün en küçük değerleri Tor 5, Tor 9,ve Tor 10, ile oluşurken (% 7.08, % 8.11,ve % 9.35, sırasıyla), en yüksek "Maks. Dönme Momenti" üstünlüğü ise Tor 3, Tor 2,ve Tor 6'da (% 28.30, % 20.97 ve % 14.67 sırasıyla) gerçekleşmektedir (Şekil 5.12). Tor 5'in sapı altıgen ara kesiti ile dikkati çekerken. Tor 9, ve Tor 10'da büyük hacimli saplarıyla el anatomisine uyum sağlamakta başarılı olmaktadırlar. Tor 3,ve Tor 2'nin sapları altıgen ara kesite sahip olmalarına rağmen parlak ve cilalı yüzeyleri nedeniyle elle iyi kavranamamaktadırlar. Tor 6'nın sapı ise polipropilenden imal edilmiş ve poliüretanla kaplanmış olmasına rağmen, on tornavida arasında sapı en kısa olanıdır.

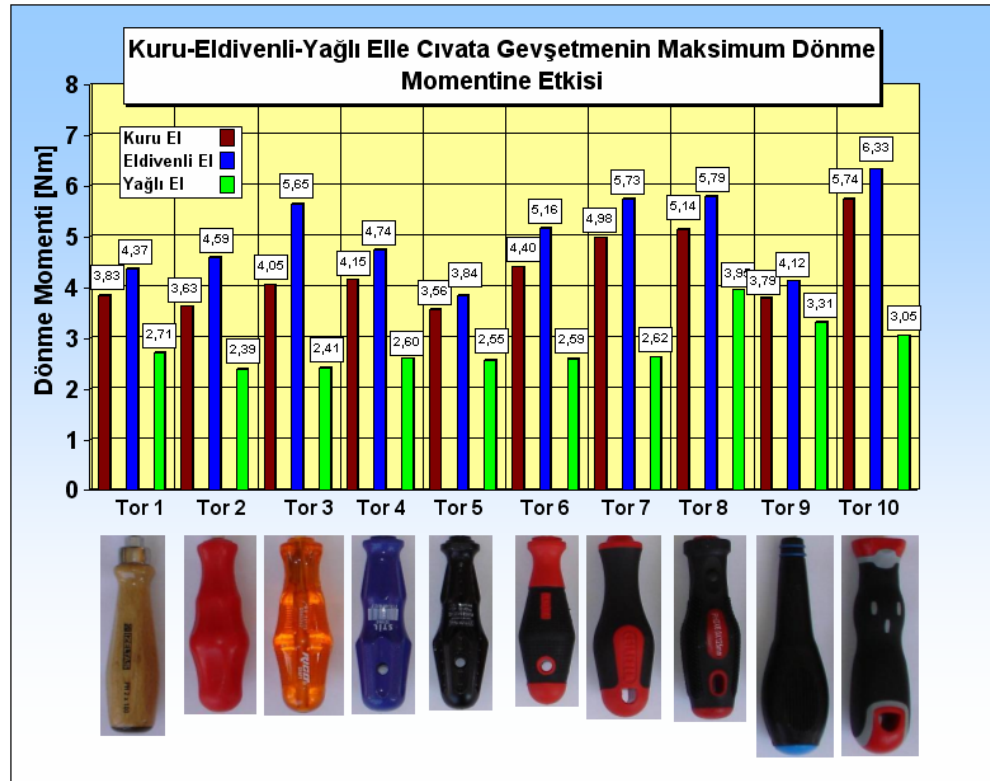
#### **5.1.7. Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Yapılan Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme İşlemi Esnasındaki Maks. Dönme Momentlerinin Karşılaştırılması**

12 erkek deneğin, kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle, gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemi esnasındaki "Maks. Dönme Momenti" ölçümleri karşılaştırıldığında (Şekil 5.13, Şekil 5.14 ve Çizelge 5.1) gerek cıvata sıkma ve gerekse cıvata gevşetme işlemi esnasında "Maks.Dönme Moment"lerinin, eldivenli el için ,kuru el,ve yağlı ele ait değerlerden daha yüksek olduğu görülmektedir. Eldivenli elin kuru ve yağlı ele göre cıvata sıkmadaki üstünlüğündeki en düşük farklar (Şekil 5.15) Tor 9, Tor 1, Tor 2, ve Tor 8 ile gerçekleşirken (% 5.58 kuru elle, % 25.91 yağlı elle, % 7.47 kuru elle, % 38.93 yağlı elle; % 10.44 kuru elle, % 37.28 yağlı elle; % 13.33 kuru elle,% 36.25 yağlı elle sırasıyla), en yüksek farklar da Tor 3, Tor 4, Tor 5, ve Tor 10 ile gerçekleşmektedir ( %24.26 kuru elle, % 53.04 yağlı elle; % 16.82 kuru elle, % 45.55 yağlı elle; % 20.13 kuru elle, % 38.83 yağlı elle; % 15.60 kuru elle, % 53.35 yağlı elle sırasıyla ).

12 erkek deneğin on farklı tornavida ile kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirdikleri cıvata gevşetme esnasındaki "Maks. Dönme Momenti" değerleri



Şekil 5.13. Kuru-Sanayi eldivenli-yağlı elle yapılan cıvata sıkma esnasındaki maksimum dönme momentlerinin karşılaştırılması

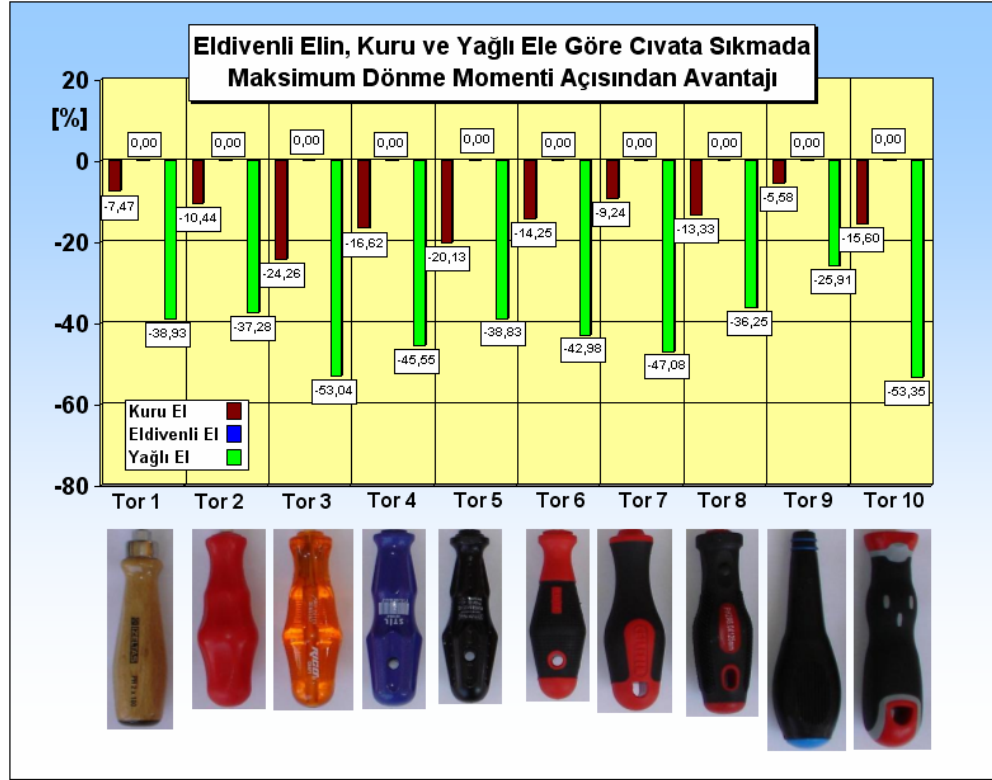


Şekil 5.14. Kuru-Sanayi eldivenli-yağlı elle yapılan cıvata gevşetme esnasındaki maksimum dönme momentlerinin karşılaştırılması

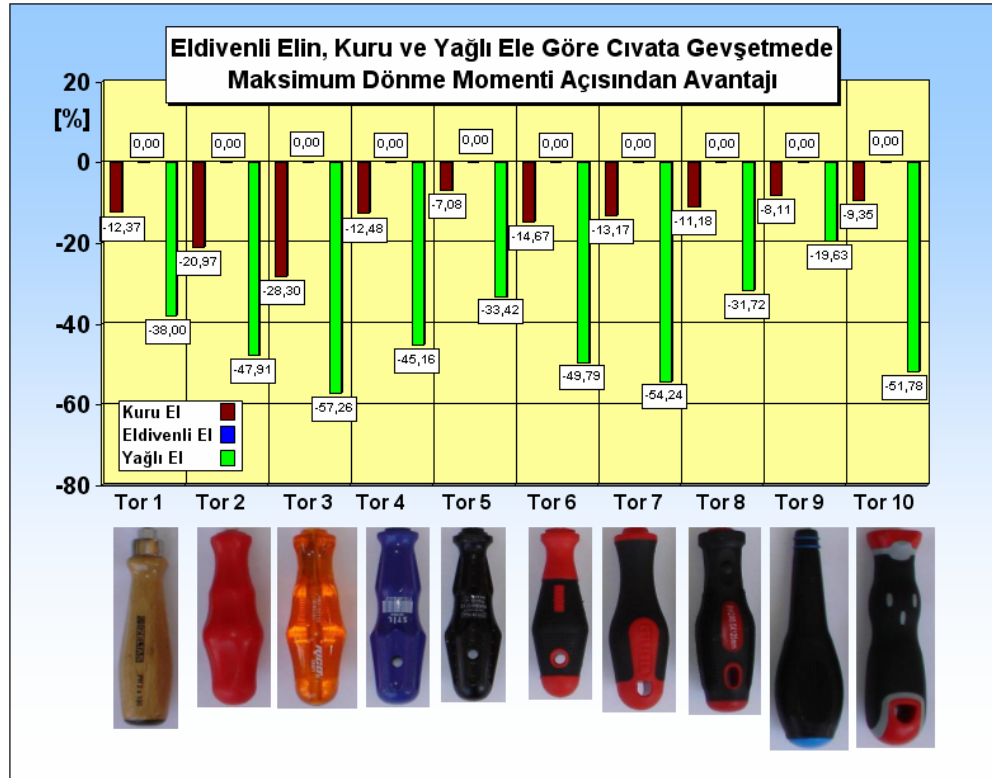
Çizelge 5.1. Deneylerde kullanılan tornavidaların saplarının yapıldığı malzeme, geometrik özellikleri ve farklı çalışma koşullarında ortaya koydukları “maksimum dönme momentinin ortalama değerleri”

TOR 1		TOR 2		TOR 3		TOR 4		TOR 5		
MEŞE AĞACINDAN, DIŞ YÜZEY CİLALI		POLİPROPİLEN		POLİESTER		SELÜLOZASETAT BUTİRAT		SELÜLOZASETAT BUTİRAT		
Altıgen arakesitli, alt ve üst arakesiti dairesel.		Altıgen arakesit. Uzunlamasına çift konik silindirik yüzey.		Altıgen arakesit. Uzunlamasına çift konik silindirik yüzey, dış yüzey pürtüklü.		12 kenarlı arakesit, 6 adet parmak yuvası içeriyor.		12 kenarlı ara kesit, 6 adet parmak yuvası içeriyor.		
	Cıv. sıkma	Cıv. gevşetme	Cıv. sıkma	Cıv. gevşetme	Cıv. sıkma	Cıv. gevşetme	Cıv. sıkma	Cıv. gevşetme	Cıv. sıkma	Cıv. gevşetme
Kuru El	3,93 Nm	3,83 Nm	3,25 Nm	3,63 Nm	3,84 Nm	4,05 Nm	3,87 Nm	4,15 Nm	3,22 Nm	3,56 Nm
Eldivenli El	4,25 Nm	4,37 Nm	3,63 Nm	4,59 Nm	5,07 Nm	5,65 Nm	4,64 Nm	4,74 Nm	4,04 Nm	3,84 Nm
Yağlı El	2,60 Nm	2,71 Nm	2,28 Nm	2,39 Nm	2,38 Nm	2,41 Nm	2,53 Nm	2,60 Nm	2,47 Nm	2,55 Nm





Şekil 5.15. Sanayi eldivenli elin, kuru ve yağlı ele göre cıvata sıkma esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü



Şekil 5.16. Sanayi eldivenli elin, kuru ve yağlı ele göre cıvata gevşetme esnasında maksimum dönme momenti açısından üstünlüğü

karşılaştırıldığında (Şekil 5.16) ve (Çizelge 5.1), sanayi eldiven giyilerek elde olunan verilerin tüm tornavidalar için kuru elle ve yağlı elle gerçekleştirilen cıvata gevşetme işlemindeki değerlerden yüksek olduğu saptanmıştır. Sanayi eldivenli elle cıvata gevşetme değerleri Tor 5 dışında eldivenli el için cıvata sıkma değerlerinden yüksek bulunmaktadır (Şekil 5.13 ve Şekil 5.14 ‘den). Eldivenli elin cıvata gevşetme işleminde kuru elle ve yağlı elle “Maks. Dönme Momenti” cinsinden üstünlüğü olarak en düşük farklar Tor 9, Tor 8, Tor 5, ve Tor 1 ile elde olunurken ( %8.11 kuru elle, % 19.63 yağlı elle; % 11.18 kuru elle, % 31.72 yağlı elle; % 7.08 kuru elle, % 33.42 yağlı elle; % 12.37 kuru elle, % 38.00 yağlı elle sırasıyla), en yüksek farklar da Tor 2, Tor 3, Tor 4, Tor 6, Tor 7, ve Tor 10 ile elde olunmaktadır ( % 20.97 kuru elle, % 47.91 yağlı elle; %28.30 kuru elle, % 57.26 yağlı elle; % 12.48 kuru elle, % 45.16 yağlı elle; % 14.87 kuru elle, % 49.79 yağlı elle; % 14.87 kuru elle , % 49.79 yağlı elle; % 13. 17 kuru elle, % 54.24 yağlı elle ve % 9.35 kuru elle, % 51.78 yağlı elle sırasıyla).

12 erkek denekle on saplı farklı tornavida ile cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminde gerçekleştirilen “Maks. Dönme Momenti” ölçümlerinin sonuç tartışmaları Tor 10, ve Tor 8’in tercih edilebilir tornavidalar olduklarını göstermektedir. Tor 8 ve Tor 10’un sapları polipropilenden imal edilmiş olup, her ikisinin de dış yüzeyleri poliüretanla kaplanmıştır.

## **5.2. 12 Deneğin, 10 Farklı Saplı Tornavida ile Kuru- Sanayi Eldivenli ve Yağlı Elle Gerçekleştirdikleri Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme İşlemi Esnasındaki 12 Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetleri ile İlgili Sonuçların Tartışılması**

12 deneğe ait 5 kasın, 10 farklı tornavida ile kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme prosesi esnasındaki fizyolojik maliyetlerini gösteren grafikler gerçekte (denek sayısı x tornavida sayısı x çevirme yönü sayısı x üç ayrı koşul) yani (12 x 10 x 2 x 3), 720 adet olduğundan, Bölüm 4.2 de belirtilen nedenlerle, burada yalnız 10 no.lu deneğe ait 5 kasın Tor2, Tor 5, ve Tor 8 ile gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki fizyolojik maliyetleri tartışılmaktadır.

### **5.2.1. Kuru Elle 2 no.lu Torna Vidayı Kullanan 10 no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerine, Çevirme Yönünün Etkisi**

10 no.lu deneğin 2 no.lu torna vidayı ile kuru elle gerçekleştirdiği cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasında üst ekstremitte kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA değerleri grafiksel olarak 5 sn.sürelilik Şekil 4.12, ve 4.13'de sunulmaktadır. m.deltoideus p.clavicularis'in cıvata sıkma sEA değerleri gecikmiş bir reaksiyon göstererek maks. % 43'e yükselmektedir. Cıvata gevşetmede ise bu değerler maks. % 32'lere gerilemektedir. Bu da kavrama kası olan m.deltoideus p.clavicularis'in cıvata sıkmadan cıvata gevşetmeye geçme esnasında gerilim seviyesinin belirgin bir şekilde azaldığını göstermektedir. m. biceps brachii'nin cıvata sıkma maksimum değerleri % 60'ı aşarken, cıvata gevşetmede maks. değer % 25'lere düşmektedir. m.biceps brachii esnasında ön kola fleksiyon ve sağ kola dışa rotasyon (cıvata sıkma ) yaptırmaktadır. Bu nedenle de m.biceps brachii için cıvata gevşetmede gerilim seviyesi belirgin bir şekilde azalmakta ve sonuçlar kasın görevi ile uyum içinde bulunmaktadır. m.flexor digitorum orta tabaka kası olup, 4 orta parmağın ortanca phalanxlarına fleksiyon yaptırmaktadır.Ve bu kasla ilgili cıvata sıkma sonuçları ise % 35'lerde seyrederken, cıvata gevşetme değerleri ise %30'un altına düşmektedir. Bu da fleksiyonun dışa rotasyonda daha güçlü olduğunu göstermektedir. m.brachioradialis ön kola fleksiyon yaptırır ve ön kolu yarı pronasyona sokar. Bu kas ile ilgili cıvata sıkma değerleri gecikmeli olarak %60'a ulaşırken cıvata gevşetme değerleri ise kararlı olup % 55'lerde seyretmektedir. Bu da m.brachioradialis'in ön kola yarı pronasyon yaptırma özelliği ile uyum içinde olan bir sonuçtur. m.extensor digitorum el ve parmaklara ekstansiyon yaptırır ve bu kas için cıvata sıkma değerleri %70'lerde olup, cıvata gevşetmede % 80'ni gecikmeli olarak aşmaktadır. m.extensor digitorum kasının hem cıvata sıkmadaki ve hem de cıvata gevşetmedeki fizyolojik maliyetleri diğer 4 kasın fizyolojik maliyetlerinden daha yüksek bulunmaktadır.

### **5.2.2. Kuru Elle 5 no.lu Torna Vidayı Kullanan 10 no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerine, Çevirme Yönünün Etkisi**

10 no.lu deneğin 5 no.lu torna vidayı ile kuru elle gerçekleştirdiği cıvata sıkma ve cıvata gevşetme prosesi esnasında üst ekstremitte kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA değerleri grafiksel olarak 5 sn. süreli



Şekil 4.14 ve 4.15’de sunulmaktadır. İki grafik karşılaştırıldığında m.deltoideus p.clavicularis’in cıvata sıkma da sEA değerleri %45 civarında seyredirken, cıvata gevşetme değerleri daha kararlı olup %40’ın biraz üzerinde bulunmaktadır. m.biceps brachii’nin sEA değerleri cıvata sıkma da %46’nın üzerinde seyredirken, cıvata gevşetmede gecikmeli olarak %45 çizgisini aşabilmektedir. m.flexor digitorumla ilgili cıvata sıkma sonuçları ise %40 civarında seyredirken, cıvata gevşetmede % 40’ın altında seyretmektedir. m.brachioradialis ile ilgili cıvata sıkma da fizyolojik maliyetler, %60’ı zorla aşarken, cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetler, %50 civarında seyretmektedir. Böylece m.brachioradialis için cıvata gevşetme değerleri cıvata sıkmadan az farklı olmaktadır. m.extensor digitorum için cıvata sıkma değerleri, %80’leri zor aşarken, cıvata gevşetmede, %80’lerin üzerinde seyretmektedir.

### **5.2.3. Kuru Elle 8 no.lu Torna vidayı Kullanan 10 no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerine, Çevirme Yönünün Etkisi**

10 no.lu deneğin 8 no.lu torna vida ile kuru elle gerçekleştirdiği cıvata sıkma ve cıvata gevşetme prosesi esnasında üst ekstremitte kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA değerleri, grafiksel olarak 5 sn.sürelili Şekil 4.16,ve 4.17’de sunulmaktadır. İki grafik karşılaştırıldığında m.deltoideus p.clavicularis’in cıvata sıkma da sEA değerleri %43 civarında seyredirken, cıvata gevşetme değerleri daha kararlı olup %45’in biraz üzerinde bulunmaktadır. m.biceps brachii gibi sağ kola dışa rotasyon (cıvata sıkma) yaptıran kas da sEA değerleri cıvata sıkma da, gecikmeli, tedricen artarak %75’lere ulaşırken, cıvata gevşetmede %30’lara gerilemektedir. m.flexor digitorumla ilgili cıvata sıkma da fizyolojik maliyet sonuçları ise, tedricen artarak % 60’lara zorla ulaşırken, cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetler düşerek % 44’lere gerilemektedir. m.brachioradialis ile ilgili cıvata sıkma da fizyolojik maliyetler % 70’in üzerinde seyredirken, cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetler %42’lere gerilemektedir. Böylece m.brachioradialis için cıvata gevşetme değerleri cıvata sıkmadan çok farklı olmaktadır. m.extensor digitorum için cıvata sıkma değerleri hızlı artarak % 90’lara ulaşırken, cıvata gevşetmede ancak birkaç noktada % 80’lere ulaşmaktadır.

#### 5.2.4. Sanayi Eldivenli Elle 2 no.lu Torna Vidayı Kullanan 10 no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerine, Çevirme Yönünün Etkisi

10 no.lu deneğin 2 no.lu tornavida ile sanayi eldivenli elle gerçekleştirdiği cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasında üst ekstremitte kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA değerleri, grafiksel olarak 5 sn. süreli Şekil 4.18 ve 4.19'da sunulmaktadır. İki grafik karşılaştırıldığında m.deltoideus p.clavicularis'in cıvata sıkma sEA değerleri %40'ın altında cereyan ederken, cıvata gevşetmede % 40'ı ancak aşabilmektedir. Oysaki kuru elle cıvata sıkma Tor 2 için sEA değerleri % 43'lere yükselirken, cıvata gevşetmede % 32'lere gerilemekteydi (Şekil 4.12, ve Şekil 4.13).

Sanayi eldivenli elle gerçekleştirilen cıvata sıkma, m.biceps brachii'nin sEA değerleri, Tor 2 için ise % 60'lara yakın seyrederken, cıvata gevşetmede % 43'lere gerilemektedir. Kuru elle yapılan cıvata sıkma ise söz konusu değerler % 60'ı aşarken, cıvata gevşetmede % 25'lere düşmektedir (Şekil 4.12, ve Şekil 4.13).

m.flexor digitorumla ilgili sanayi eldivenli elle cıvata sıkma fizyolojik maliyet sonuçları ise, Tor 2 ile, % 55 civarında cereyan etmekte, çok kısa süreli olarak % 60'ı aşmaktadır. Cıvata gevşetmede ise fizyolojik maliyetler süratle düşerek % 23 civarına gerilemektedir. Oysaki kuru elle cıvata sıkma sEA değerleri denek 10 için Tor 2 ile % 40 civarında seyrederken cıvata gevşetmede % 30'ların altına düşmektedir (Şekil 4.12 ve Şekil 4.13). Sanayi eldiven giyilmiş olması, ne cıvata sıkma ve ne de cıvata gevşetme değerlerinde bir gelişmeye neden olmamıştır.

m.brachioradialis ile ilgili cıvata sıkma fizyolojik maliyetler önce hızla yükselip (% 75) sonra % 66 civarında sabit kalmakta, cıvata gevşetmede ise % 60'ın altına düşmekte ve % 50 civarında sabit olmaktadır.

m.extensor digitorum kasının sanayi eldivenli elle cıvata sıkma % 95'lere varan fizyolojik maliyet, cıvata gevşetmede % 60-75 arasında dalgalanmaktadır. 10 no.lu deneğin m.extensor digitorum kası, Tor 2 ile cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede, söz konusu diğer 4 kasa ait sEA değerlerinden daha yüksek değerler oluşturmaktadır. Aynı kasa ait kuru elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme değerleri ise sırasıyla; % 80 ve % 80'nin altındadır.

### 5.2.5. Sanayi Eldivenli Elle 5 no.lu Torna Vidayı Kullanan 10 no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerine, Çevirme Yönünün Etkisi

10 no.lu deneğin 5 no.lu tornavida ile sanayi eldivenli elle gerçekleştirdiği cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasında üst ekstremitte kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA değerleri grafiksel olarak 5 sn. süreli Şekil 4.20, ve 4.21’de sunulmaktadır. İki grafik karşılaştırıldığında m.deltoideus p.clavicularis’in cıvata sıkma sEA değerleri %30’un altında, ve dalgalı değerler gösterirken, cıvata gevşetmede değerler daha kararlı olup, % 50’lerde seyretmektedir. Oysaki kuru elle cıvata sıkma Tor 5 için sEA değerleri % 46’lara yükselirken, cıvata gevşetmede % 40’ı zorlayarak geçebilmektedir. O halde sanayi eldiven giymek suretiyle, 10 no.lu denek Tor 5’in kullanılmasında cıvata sıkma ve cıvata gevşetmenin fizyolojik maliyetlerinde gözle görünür bir değişiklik yapamamıştır (Şekil 4.14, ve Şekil 4.15). m.biceps brachii’nin eldivenli elle cıvata sıkma prosesindeki sEA değerleri Tor 5, için ise % 60’ların üzerinde, arada % 70’lere çıkarak, dalgalı bir şekilde seyrederken, cıvata gevşetmede, % 60’ların altına inmektedir. Kuru elle yapılan cıvata sıkma ise söz konusu değerler cıvata sıkma % 50’nin altında seyrederken, cıvata gevşetmede % 40’ları zorla geçebilmektedir (Şekil 4.14 ve Şekil 4.15). Demek ki sanayi eldiveni giymek suretiyle 10 no.lu denek tarafından Tor 5’in kullanılmasında cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetler yükselmiştir. m.flexor digitorum’un fizyolojik maliyetleri, cıvata sıkma dalgalı olarak % 40 civarında seyrederken, cıvata gevşetmede % 30 civarında kararlı bir eğri çizmektedir. Bu kas için kuru elle fizyolojik maliyet sonuçları ise, Tor 5 ile cıvata sıkma % 40 civarında cereyan etmektedir. Cıvata gevşetmede ise fizyolojik maliyetler % 40’ın altında % 37 civarındadır (Şekil 4.14 ve Şekil 4.15). m.flexor digitorum 4 orta parmağın ortanca phalanxlarına fleksiyon yaptırmaktadır. m.flexor digitorum ile ilgili grafiklerden okunan değerler kuru elle ve eldivenli elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetlerde önemli bir değişikliğin olmadığını göstermektedir. Bu da, sanayi eldiven giyilmesinin, el parmaklarının kavramasında etkili olmadığını göstermektedir. m.brachioradialis ile ilgili cıvata sıkma fizyolojik maliyetler % 60 civarında dalgalı bir yapı gösterirken, cıvata gevşetmede bu değerler daha kararlı olup, % 60 civarındadır. Oysaki kuru elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetler sırasıyla % 60 ve % 50 civarındadır. Ön kola fleksiyon yaptıran ve yarı pronasyona getiren m.brachioradialis’e eldiven

giydirilmiş olması cıvata sıkma ve cıvata gevşetme değerlerini pek değiştirmemektedir. m.extensor digitorum'un sanayi eldivenli elle cıvata sıkmasında % 95'lere varan fizyolojik maliyet, cıvata gevşetmede % 60-75 arasında dalgalanmaktadır. 10 no.lu deneğin m.extensor digitorum kası, Tor 5 ile cıvata sıkmada ve cıvata gevşetmede, söz konusu diğer 4 kasa ait sEA değerlerinden daha yüksek değerler oluşturmaktadır. Aynı kasa ait kuru elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme değerleri ise sırasıyla; % 80 ve % 80'nin altındadır.

#### **5.2.6. Sanayi Eldivenli Elle 8 no.lu Tornavidayı Kullanan 10 no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerine, Çevirme Yönünün Etkisi**

10 no.lu deneğin 8 no.lu tornavida ile sanayi eldivenli elle gerçekleştirdiği cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasında üst ekstremitte kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA değerleri, grafiksel olarak 5 sn. süreli, Şekil 4.22, ve 4.23'de sunulmaktadır. İki grafik karşılaştırıldığında m.deltoideus p.clavicularis'in cıvata sıkmada ve cıvata gevşetmede sEA değerleri hemen hemen aynı olup %40'ın üzerinde seyretmektedir. Kuru elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede de benzer değerler görülmektedir. Burada kavrama kası olan m.deltoideus p.clavicularis'un sanayi eldivenli işlemden etkilenmediği görülmektedir. Sanayi eldivenle gerçekleştirilen cıvata sıkmada, m.biceps brachii'nin sEA değerleri, Tor 8, için % 55'lerde gezinirken, cıvata gevşetmede % 20'lere kadar düşmektedir. Kuru elle yapılan cıvata sıkmada ise söz konusu değerler % 75'e yükselirken, cıvata gevşetmede kararlı bir şekilde % 30 olmaktadır. (Şekil 4.16 ve Şekil 4.17). Demek ki sanayi eldiven giymek suretiyle 10 no.lu denek tarafından Tor 8'in kullanılmasında cıvata sıkmada ve cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetlerde düşme olmuştur. Bu da sanayi eldiven giyilmiş olmasının, daha iyi bir kavramaya neden olduğunu göstermektedir. m.flexor digitorum'un fizyolojik maliyetleri, cıvata sıkmada kararlı olarak % 45-50 civarında seyrederken, cıvata gevşetmede % 40-50'lerde gezinmektedir. Oysa bu kas için kuru elle fizyolojik maliyet sonuçları ise, Tor 8 ile cıvata sıkmada % 60 civarında cereyan etmektedir. Cıvata gevşetmede ise fizyolojik maliyetler % 44'dür (Şekil 4.16 ve Şekil 4.17). m.flexor digitorum 4 orta parmağın ortanca phalanxlarına fleksiyon yaptırmaktadır. m.flexor digitorum ile ilgili grafiklerden okunan değerler kuru elle ve eldivenli elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetlerde önemli bir

değişikliğinin olmadığını göstermektedir. Bu da, sanayi eldiven giyilmesinin, el parmaklarının kavramasına bir etkisi olmadığını göstermektedir. *m.brachioradialis* ile ilgili cıvata sıkma ve gevşetme fizyolojik maliyetler % 60'ın üzerinde cereyan ederken, cıvata sıkma ve gevşetmede bu değerler % 40 ila % 75 arasında dalgalanmaktadır. Oysaki kuru elle cıvata sıkma ve gevşetme fizyolojik maliyetler Tor 8 ile % 70'lerde seyrederken, cıvata sıkma ve gevşetmede % 42'lere düşmektedir. *m.extensor digitorum*'un sanayi eldivenli elle Tor 8 ile gerçekleştirilen cıvata sıkmasında fizyolojik maliyetler % 80-90'larda gezinirken, cıvata sıkma ve gevşetmede söz konusu değerler ise % 80'nin biraz üzerinde seyretmektedir. 10 no.lu deneğin *m.extensor digitorum* kası, Tor 8 ile kuru elle cıvata sıkma ve gevşetmede , söz konusu değerler sırasıyla % 90 ve % 80'dir. Tor 8'e ait kuru elle ve sanayi eldivenli elle cıvata sıkma ve gevşetme işlemi esnasındaki benzer fizyolojik maliyetler Tor 8'in sapının ergonomik olarak denek 10'nun eline daha uygun olduğunu göstermektedir. Özetle, *m.extensor digitorum* kası vida sıkma ve gevşetme işleminde ölçümü yapılan 5 kas arasında fizyolojik maliyeti en yüksek olanıdır. Sanayi eldiven giymiş olarak veya kuru elle yapılan cıvata sıkma ve gevşetmede kavrama aynı olup, fizyolojik maliyetlerde önemli bir değişiklik saptanmamıştır.

### **5.2.7. Yağlı Elle 2 no.lu Tornavidayı Kullanan 10 no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerine, Çevirme Yönünün Etkisi**

10 .lu deneğin 2 no.lu tornavida ile yağlı elle gerçekleştirdiği cıvata sıkma ve gevşetme esnasında üst ekstremite kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA değerleri, grafiksel olarak 5 sn. süreli, Şekil 4.24 ve 4.25'de sunulmaktadır. İki grafik karşılaştırıldığında *m.deltoideus p.clavicularis*'in cıvata sıkma ve gevşetme sEA değerleri, %40'ın altında, seyrederken, cıvata sıkma ve gevşetmede değerler dalgalanarak, % 40'ı kısa süreli aşabilmektedir. Oysaki kuru elle cıvata sıkma ve gevşetme için sEA değerleri, gecikmiş bir reaksiyon göstererek maks. % 43'e yükselirken, cıvata sıkma ve gevşetmede bu değerler maks % 32'lere gerilemektedir (Şekil 4.12, ve Şekil 4.13). Diğer bir söyleyişle, kavrama kası olan *m.deltoideus p. clavicularis*'in gerilim seviyesinde tornavida sapının yağlanması ile bir değişiklik olmamıştır. Bu da 10 no.lu deneğin 2 no.lu tornavidayı yağlı elle de çok sıkı kavrayabildiğini göstermektedir. Yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkma ve gevşetme, *m.biceps brachii*'nin sEA değerleri, Tor 2, için % 40-50 arasında, cıvata sıkma ve gevşetmede ise % 30'larda seyretmektedir. Kuru elle yapılan

cıvata sıkımda ise Tor 2 için söz konusu değerler % 60'ı geçerken, cıvata gevşetmede %30'ları zorla aşmaktadır (Şekil 4.12 ve Şekil 4.13). m.flexor digitorum'un yağlı elle gerçekleştirilen, cıvata sıkımda fizyolojik maliyetleri dalgalı olarak % 33-48 civarında seyrederken, cıvata gevşetmede % 30 civarında kararlı bir eğri çizmektedir. Bu kas için kuru elle fizyolojik maliyet sonuçları ise, Tor 2 ile cıvata sıkımda % 40 civarında cereyan etmektedir. Cıvata gevşetmede ise fizyolojik maliyetler % 30'un altına düşmektedir. (Şekil 4.12 ve Şekil 4.13). m.flexor digitorum 4 orta parmağın ortanca phalanxlarına fleksiyon yaptırmaktadır. m.flexor digitorum ile ilgili grafiklerden okunan değerler kuru elle ve yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetlerde önemli bir değişikliğin olmadığını göstermektedir. Bu da, 10 no.lu deneğin Tor 2'yi iyi kavradığını veya gerilimi arttırabilmek için postüründe ufak bir değişiklik yaptığını göstermektedir. m.brachioradialis ile ilgili yağlı elle cıvata sıkımda fizyolojik maliyetler önce % 75'lere çıkmakta sonra %50'lere inmektedir. Cıvata gevşetmede bu değerler daha kararlı olup % 55-73 civarındadır. Bu kas ile ilgili kuru elle cıvata sıkma değerleri gecikmeli olarak %60'a ulaşırken cıvata gevşetme değerleri ise kararlı olup % 55'lerde seyretmektedir. Ön kola fleksiyon yaptıran ve yarı pronasyona getiren m.brachioradialis'in yağlı elle cıvata sıkma değerleri pek değişmezken, cıvata gevşetme değerlerinde hafif bir yükselme gözlenmektedir. m.extensor digitorum'un yağlı elle cıvata sıkılmasında % 80'lere varan fizyolojik maliyet, cıvata gevşetmede % 90'lara ulaşmaktadır. 10 no.lu deneğin m.extensor digitorum kası, Tor 2 ile ve yağlı elle cıvata sıkımda ve cıvata gevşetmede, söz konusu diğer 4 kasa ait sEA değerlerinden daha yüksek değerler oluşturmaktadır. Aynı kasa ait kuru elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme değerleri ise sırasıyla; % 70 ve % 80'nin altındadır. Yağlı elle Tor 2 ile cıvata sıkımda fizyolojik maliyet kuru ele göre yükselmiştir.

#### **5.2.8. Yağlı Elle 5 no.lu Torna Vidayı Kullanan 10 no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerine, Çevirme Yönünün Etkisi**

10 no.lu deneğin 5 no.lu torna vida ile yağlı elle gerçekleştirdiği cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasında üst ekstremite kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA değerleri, grafiksel olarak 5 sn. süreli, Şekil 4.26 ve 4.27 de sunulmaktadır. İki grafik karşılaştırıldığında m.deltoideus p.clavicularis'in cıvata sıkımda sEA değerleri %30'un üzerinde kararlı bir şekilde oluşurken, cıvata

gevşetmede değerler dalgalı olarak, % 40-55'lerde seyretmektedir. Oysaki kuru elle cıvata sıkmada Tor 5 için sEA değerleri % 46'lere yükselirken cıvata gevşetmede % 40'ı zorla aşmaktadır. O halde, 10 no.lu denek Tor 5'in, yağlı elle kullanılmasında cıvata sıkma ve cıvata gevşetmenin fizyolojik maliyetlerinde gözle görünür bir değişiklik yapamamıştır (Şekil 4.14, ve Şekil 4.15). 10 no.lu deneğin yağlı elleri, Tor 5 gibi parlak, cilalı yüzlü sapı olan bir tornavidanın daha iyi kavranmasına ve fizyolojik maliyetlerin düşmesine neden olamamıştır.

Yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkmada, m.biceps brachii'nin sEA değerleri Tor 5, için ise sürekli artarak % 40'lardan % 95'lere ulaşmaktadır. Cıvata gevşetmede ise fizyolojik maliyetler % 35-55 arasında değişmektedir. Kuru elle yapılan cıvata sıkmada ise söz konusu değerler cıvata sıkmada % 50'nin altında seyrederken, cıvata gevşetmede % 40'ları zorla geçebilmektedir (Şekil 4.14 ve Şekil 4.15). Demek ki yağlı elle 10 no.lu denek tarafından Tor 5'in kullanılmasında cıvata sıkmada ve cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetler yükselmiştir. Fizyolojik maliyetlerin eğri – ilerlemesindeki artış, tornavida sapının elde hafifçe kaymasının geri-beslenmesinden kaynaklanan kol postürü değişiminden ileri gelmiş olabilir.

m.flexor digitorum'un Tor 5 ile yağlı elle, cıvata sıkmada fizyolojik maliyetleri kararlı bir şekilde % 40 civarında seyrederken, cıvata gevşetmede, % 30-35 civarında kararlı bir eğri çizmektedir. Bu kas için kuru elle fizyolojik maliyet sonuçları ise, Tor 5 ile cıvata sıkmada % 40 civarında cereyan etmektedir. Cıvata gevşetmede ise fizyolojik maliyetler % 40'ın altında % 37 civarındadır (Şekil 4.14 ve Şekil 4.15). m.flexor digitorum 4 orta parmağın ortanca phalanxlarına fleksiyon yaptırmaktadır. m.flexor digitorum ile ilgili grafiklerden okunan değerler kuru elle ve yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetlerde önemli bir değişikliğin olmadığını göstermektedir. Bu da, elin veya tornavida sapının yağlanması, el parmaklarının kavramasına bir etkisi olmadığını gösterebilir. m.brachioradialis ile ilgili cıvata sıkmada fizyolojik maliyetler % 70 civarında kararlı bir yapı gösterirken, cıvata gevşetmede söz konusu değerler dalgalanmakta ve % 80'lere ulaşmaktadır. Oysaki kuru elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetler sırasıyla % 60 ve % 50 civarındadır. Ön kola fleksiyon yaptıran ve yarı pronasyona getiren m.brachioradialis'in cıvata sıkma, ve cıvata gevşetme değerlerinde yağlı elle önemli derecede artma kaydedilmiştir. Bu durum, işin doğasına uygundur. m.extensor digitorum'un yağlı elle cıvata sıkmasında %

95'lere varan fizyolojik maliyet, cıvata gevşetmede % 90'lara ulaşmaktadır. 10 no.lu deneğin, m.extensor digitorum'unun fizyolojik maliyetleri, Tor 5 ile kuru elle cıvata sıkımda % 80'leri aşarken, cıvata gevşetmede de, söz konusu kasa ait fizyolojik maliyetler %80'i aşmaktadır. Diğer bir söyleyişle fizyolojik maliyetler yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede kuru ele nazaran daha yüksek olmaktadır. Bu da yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede, tornavida sapının avuç içinde kayması ile açıklanabilir.

### **5.2.9. Yağlı Elle 8 no.lu Tornavidayı Kullanan 10 no.lu Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerine, Çevirme Yönünün Etkisi**

10 no.lu deneğin 8 no.lu tornavida ile yağlı elle gerçekleştirdiği cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasında üst ekstremite kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA değerleri, grafiksel olarak 5 sn.sürelili, Şekil 4.28 ve 4.29'da sergilenmektedir. İki grafik karşılaştırıldığında m.deltoideus p.clavicularis'in yağlı elle cıvata sıkılmasında sEA değerleri %40 civarında seyrederken, cıvata gevşetme değerleri daha kararsız olup % 40-50 arasında seyretmektedir. Kuru elle Tor 8 ile cıvata sıkımda, fizyolojik maliyetler maks.% 45'e yükselmektedir. Cıvata gevşetmede ise bu değerler aynı olup maks. % 45 civarındadır. Diğer bir söyleyişle söz konusu kas için yağlı elle çalışmak fizyolojik maliyetleri önemli derecede etkilememiştir. Bu da 10 no.lu deneğin Tor 8 'in sapını yağlı ve kuru elle iyi kavradığını ve avuç içinde yağlı elle kaymanın olmadığını göstermektedir. m.biceps brachii gibi sağ kola dışa rotasyon (cıvata sıkma) yaptıran kas da sEA değerleri yağlı elle cıvata sıkımda tedricen artarak % 120'lere ulaşırken , cıvata gevşetmede maks. % 35 olmaktadır. 10 no.lu deneğin Tor 8 ile kuru elle gerçekleştirdiği cıvata sıkımda fizyolojik maliyetler %75'lere ulaşırken, cıvata gevşetmede %30'lara gerilemektedir. 10 no.lu deneğin yağlı elle Tor 8 ile gerçekleştirdiği cıvata sıkımda fizyolojik maliyetlerde büyük bir artma saptanmaktadır. Bu da yağlı elle kavramanın zorluğunu ve doğal olarak fizyolojik maliyetlerde yükselme olacağını göstermektedir. m.flexor digitorumla ilgili yağlı elle Tor 8 ile gerçekleştirilen cıvata sıkımda fizyolojik maliyet sonuçları ise, tedricen artarak % 60'lara zorla ulaşırken, cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetler düşerek % 40'lara gerilemektedir. Oysa Tor 8 ile kuru elle yapılan cıvata sıkımda fizyolojik maliyetler tedricen artarak % 60'lara ulaşırken, cıvata gevşetme değerleri de % 43 olmaktadır.



Diğer bir söyleyişle, elin veya tornavida sapının yağlanması Tor 8 ile yapılan vidalama prosesinde m.flexor digitorumun fizyolojik maliyetlerini etkilememektedir. m.brachioradialis ile yağlı elle Tor 8 ile ilgili cıvata sıkma fizyolojik maliyetler dalgalanmakta, % 80’ni zorla aşmakta ve genelde % 80-60 arasında değişmektedir. Cıvata gevşetmede ise söz konusu değerler % 70-75 civarındadır. Kuru elle Tor 8 ile ilgili cıvata sıkma fizyolojik maliyetler %75’lerde seyrederken, cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetler %42’lere gerilemektedir. Böylece m.brachioradialis için yağlı elle Tor 8 ile gerçekleştirilen cıvata sıkma ve cıvata gevşetme değerleri kuru elle gerçekleştirilen cıvata sıkma ve cıvata gevşetme değerlerinden yüksektir. Bu durum yağlı elde kayma olacağından, işin doğasına uygundur. m.extensor digitorum için yağlı elle cıvata sıkma değerleri % 100’ü aşarken, cıvata gevşetmede % 85-90 olmaktadır. Aynı kas için kuru elle cıvata sıkma fizyolojik maliyetler hızlı artarak % 90’lara ulaşırken, cıvata gevşetmede ancak birkaç noktada % 80’lere ulaşmaktadır. Söz konusu kas ele ve parmaklara ekstansiyon yaptırmaktadır. Ve yağlı elle Tor 8 ile cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede fizyolojik maliyetlerde kuru ele nazaran artma saptanmıştır.

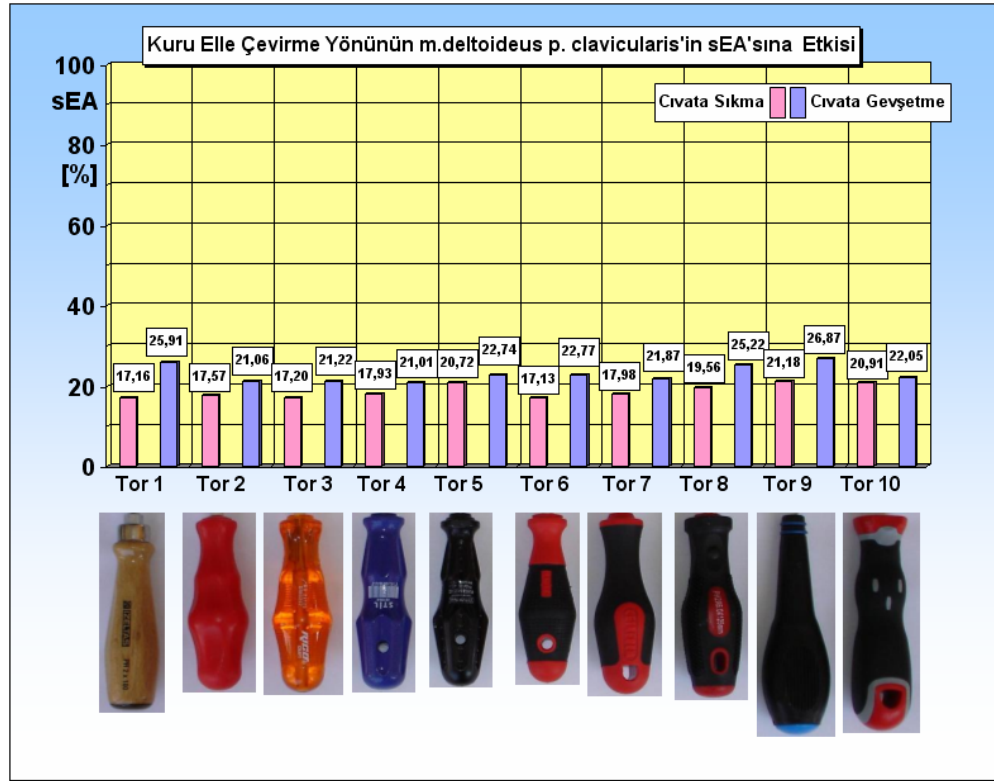
Özetle, katı/sıvı yağların ve nemin el aletlerinin sapının yüzeyinde etkili ve sürekli olarak kullanım koşullarını değiştireceği bir gerçektir. Tornavida saplarının kuru olması veya yağlı olması tornavida sapı ile onu kavrayan el arasındaki sürtünme katsayısını değiştirecektir. Büyük kuvvet uygulanması gerektiğinde de, tornavida sapı elde kolayca kayabilir, söz konusu negatif kavrama değişimleri çok farklı etkiler yapabilir. sEA eğrilerindeki değer artışları, tornavida sapının elde hafif kaymasının geri-beslenmesinden kaynaklanan kol postürü değişiminden de oluşabilir. Bazen tornavida sapının plastiği “kaymaz” özellik gösterirken, tornavida sapının küçük hacimli olması da kayma-direncini iyileştirmede bir potansiyel olarak rol oynamaktadır. Temiz elle yüksek kuvvet transferinde de zaten tornavida sapı el içinde kaymaktadır. Bu nedenle yağlı elle ve kuru elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme değerlerinin karşılaştırılmasında ,bir başka deyişle kasların gerilim eğrilerinden önemli bir fark saptanamamaktadır. Yalnız transfer edilen tork (Maks. Dönme Momenti) yağlı elle çalışmada açıkça daha az olmaktadır.

Keller ve Strasser (1996), Keller ve Strasser (1998), Keller ark.,(2000), Kluth ve ark. (1997, 2004) göre, tornavida sapının tipi ile fizyolojik maliyetler arasında güvenli yorum yapabilmek için kasların belirli deney-postüründe geriliminin göz önüne

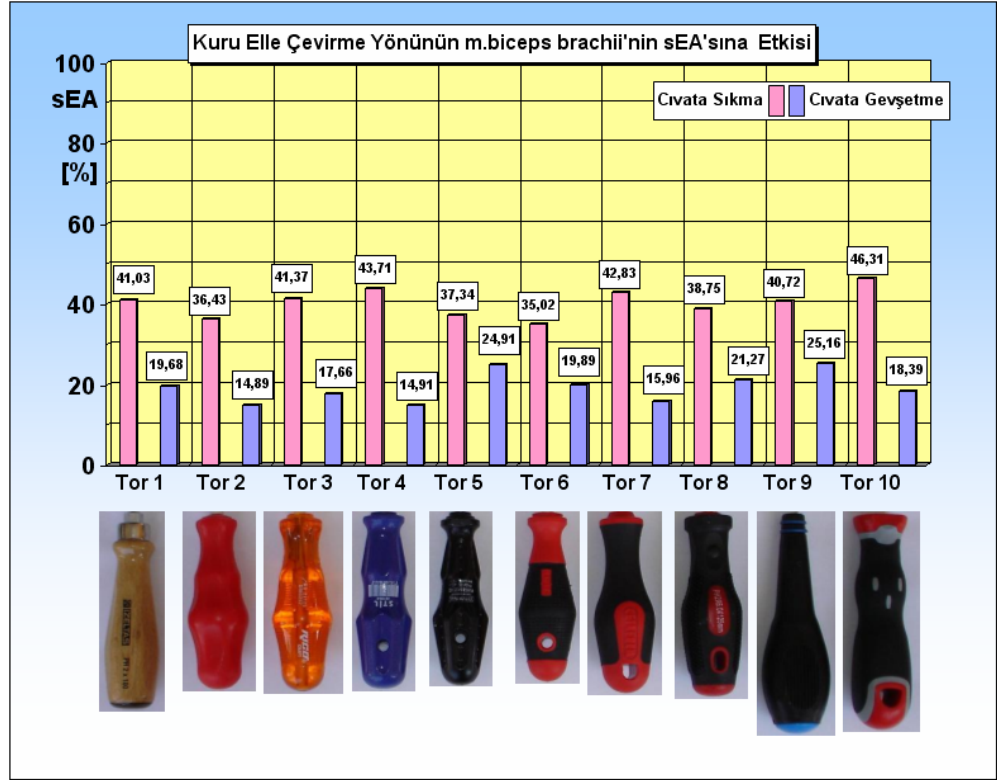
alınması gerektiğinden, tek denek ile elde olunan sonuçlar yeterli olamayacağından doğruya yakın bir değerlendirme yapabilmek için 12 deneğin belirli bir tornavida sapı için söz konusu kasın fizyolojik maliyetlerinin ortalamasının alınması şarttır. Bu noktada başka bir sorunla da karşılaşmaktadır. Deneklerin beden ve el ölçüleri farklı olduğu gibi kaslarının gelişme derecesi de farklıdır. Kasın büyüklüğü de sEA değerlerini etkilemektedir.

### 5.2.10. Kuru Elle 10 Farklı Saplı Tornavidayı Kullanan 12 Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerinin Ortalamasına Çevirme Yönünün Etkisi.

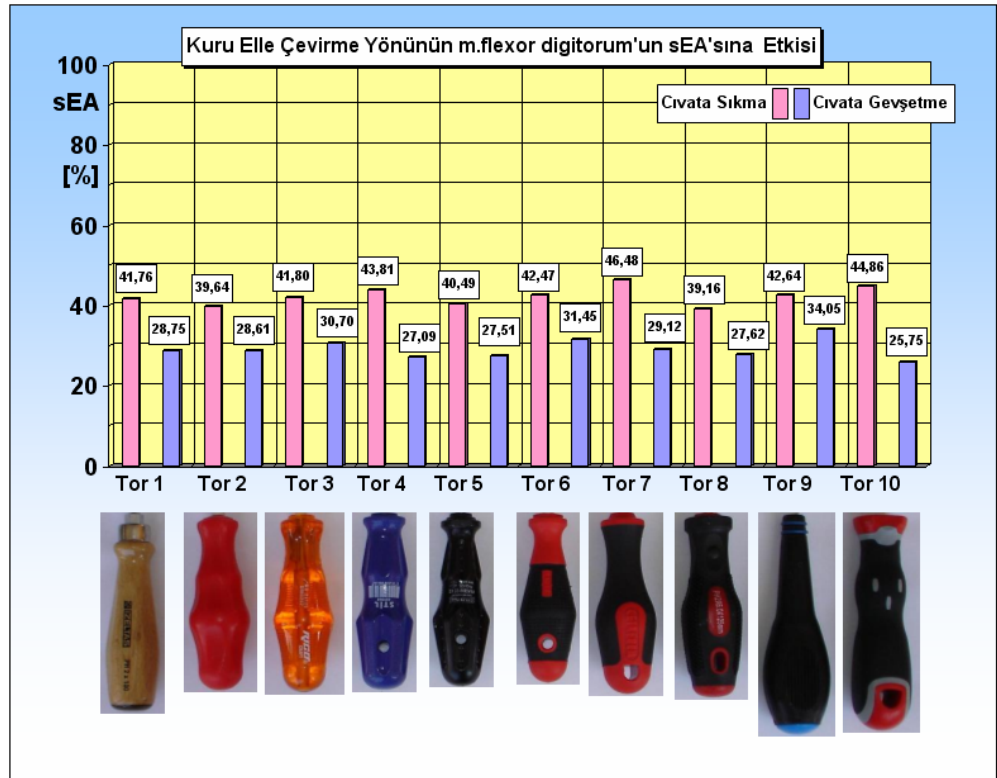
12 deneğin 10 farklı saplı tornavidayı kuru elle kullanarak gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasında üst ekstremite kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA'nın ortalama değerleri, tornavida başına Şekil 5.17-5.21'de sütun grafikleri şeklinde sunulmaktadır. Böylece cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemindeki söz konusu kasa ait fizyolojik maliyetlerin karşılaştırılması mümkün olabilmektedir.



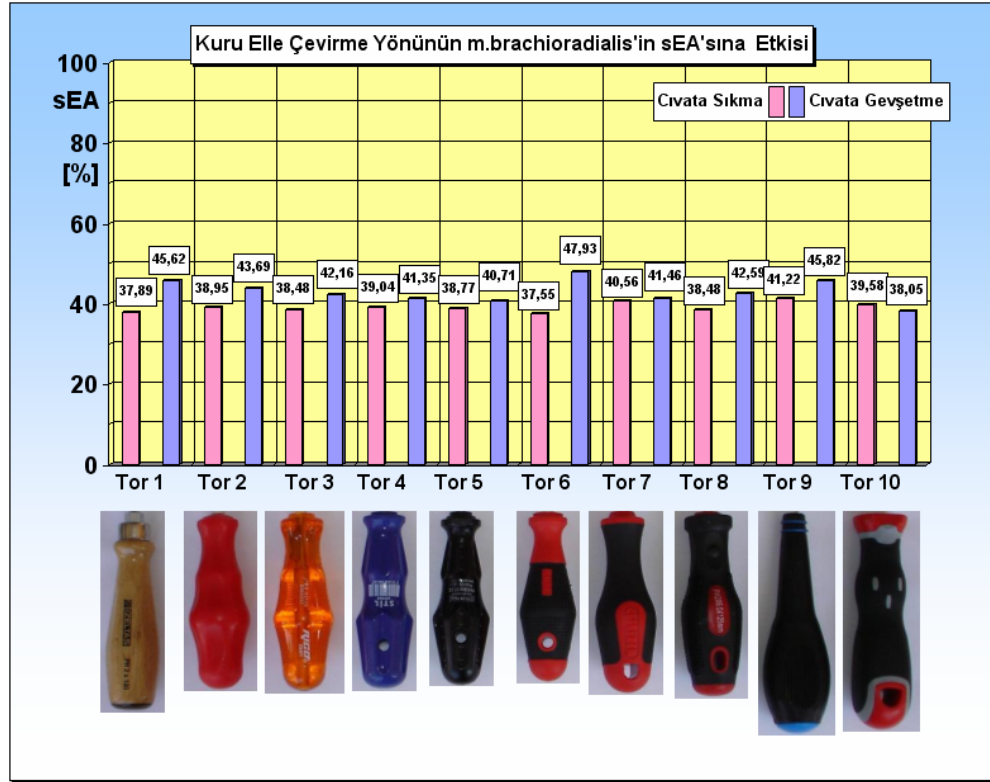
Şekil 5.17. Kuru elle çevirme yönünün m.deltoideus p. clavicularis'in sEA'sına etkisi



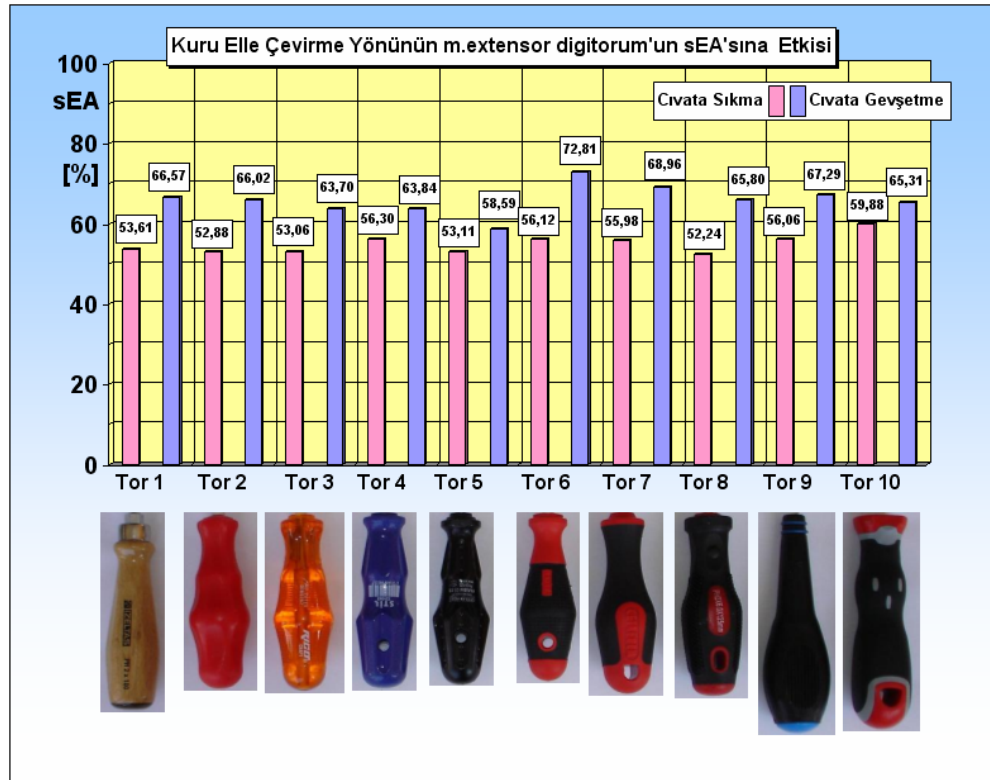
Şekil 5.18. Kuru elle çevirme yönünün m.biceps brachii'nin sEA'sına etkisi



Şekil 5.19. Kuru elle çevirme yönünün m.flexor digitorum'un sEA'sına etkisi



Şekil 5.20. Kuru elle çevirme yönünün m.brachioradialis'in sEA'sına etkisi



Şekil 5.21. Kuru elle çevirme yönünün m.extensor digitorum'un sEA'sına etkisi

m.deltoideus p.clavicularis'e ait ortalama cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminin fizyolojik maliyetleri Şekil 5.17 de sergilenmektedir. Tüm tornavidalar için cıvata gevşetme ortalama değerleri cıvata sıkma ortalama değerlerinden yüksek bulunmuştur. Yükselme en çok Tor 1 de olurken, en az Tor 10 da gerçekleşmektedir.

m.biceps brachii'ye ait ortalama cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminin fizyolojik maliyetleri Şekil 5.18 de sergilenmektedir. Tüm tornavidalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek saptanmıştır. m.biceps brachii, esasında ön kola fleksiyon ve sağ kola dışa rotasyon (cıvata sıkma) yaptırmaktadır. Bu nedenle de bu sonuçlar kasın görevi ile uyum içinde bulunmaktadır. En büyük farklar Tor 2, Tor 3, Tor 4, Tor 7, ve Tor 10 ile oluşurken en düşük farklar da Tor 8, ve Tor 9 ile gerçekleşmektedir.

m.flexor digitorum'a ait ortalama cıvata sıkma ve cıvata gevşetme fizyolojik maliyetleri Şekil 5.19'da sergilenmektedir. Tüm tornavidalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek saptanmıştır. m.flexor digitorum, esasında 4 orta parmağın ortanca phalanxlarına fleksiyon yaptırır. Bu nedenle de bu sonuçlar fleksiyonun dışa rotasyonda daha güçlü olduğunu göstermektedir. En büyük farklar, Tor 4, Tor 7, ve Tor 10 ile oluşurken en düşük fark da Tor 9 ile gerçekleşmektedir.

m.brachioradialis'e ait ortalama cıvata sıkma ve cıvata gevşetme fizyolojik maliyetleri Şekil 5.20'de sunulmaktadır. Tüm tornavidalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden Tor 10 hariç düşük saptanmıştır. m.brachioradialis'in görevi esasında ön kola fleksiyon yaptırıp, yarı pronasyona getirmektir. Bu nedenle cıvata gevşetme değerlerinin yüksek olması da bu sonuçların kasın görevi ile uyum içinde olduğunu göstermektedir. En büyük fark, Tor 6 ile oluşurken en düşük fark da Tor 10 ile gerçekleşmektedir. Tor 6 ve Tor 10'nun sapları aynı maddeden-polipropilenden imal edilmiş olup, her ikisi de poliüretan kılıf içermektedir.

m.extensor digitorum'a ait ortalama cıvata sıkma ve cıvata gevşetme fizyolojik maliyetleri Şekil 5.21'de sunulmaktadır. Tüm tornavidalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden düşük saptanmıştır. m.extensor digitorum'un görevi esasında el ve parmaklara ekstansiyon yaptırmaktır. Bu nedenle hem cıvata sıkmada ve hem de cıvata gevşetmede

güçlü gerilim uygulaması görülmektedir. En büyük fark, Tor 1, Tor 2, Tor 6, ve Tor 7 ile oluşurken en düşük fark da Tor 5, ve Tor 10 ile gerçekleşmektedir.

### **5.2.11. Sanayi Eldivenli Elle 10 Farklı Saplı Tornavidayı Kullanan 12 Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerinin Ortalamasına Çevirme Yönünün Etkisi**

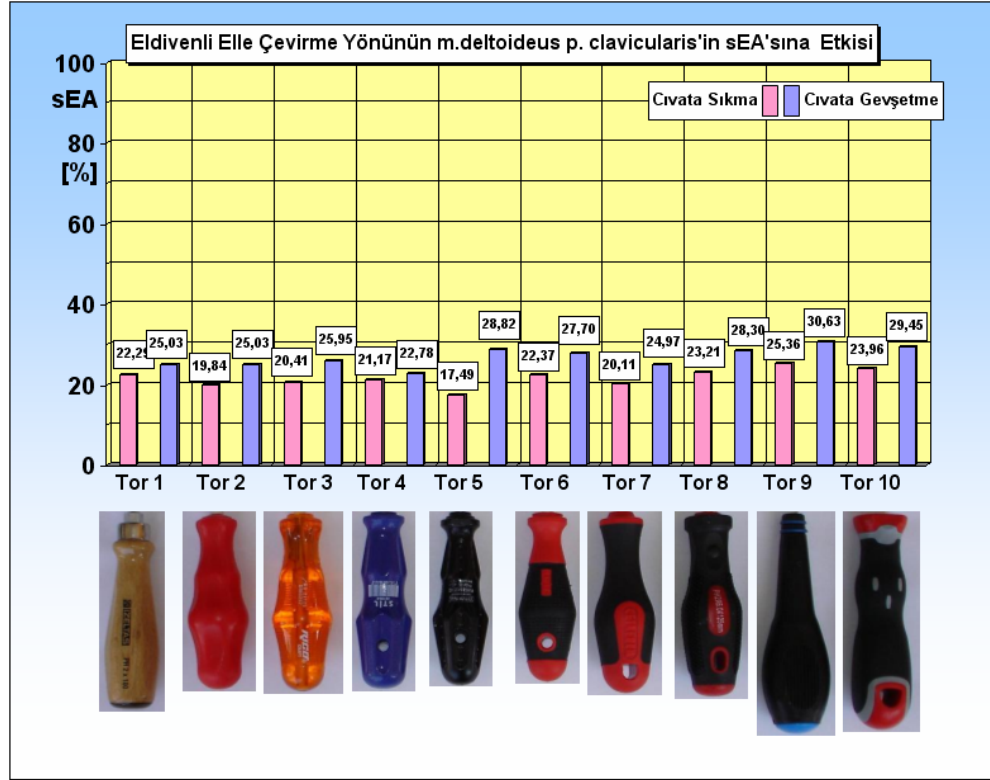
12 deneğin 10 farklı saplı tornavidayı sanayi eldiveni kullanarak gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasında üst ekstremite kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA'nın ortalama değerleri, tornavida başına Şekil 5.22-5.26'da sütun grafikleri şeklinde sunulmaktadır. Böylece cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemindeki söz konusu kasa ait fizyolojik maliyetlerin karşılaştırılması mümkün olabilmektedir.

m.deltoideus p.clavicularis'e ait ortalama cıvata sıkma ve cıvata gevşetme fizyolojik maliyetleri Şekil 5.22 de sergilenmektedir. Tüm tornavidalar için cıvata gevşetme ortalama değerleri cıvata sıkma ortalama değerlerinden yüksek bulunmuştur. Yükselme en çok Tor 5 de olurken, en az Tor 4'de gerçekleşmektedir.

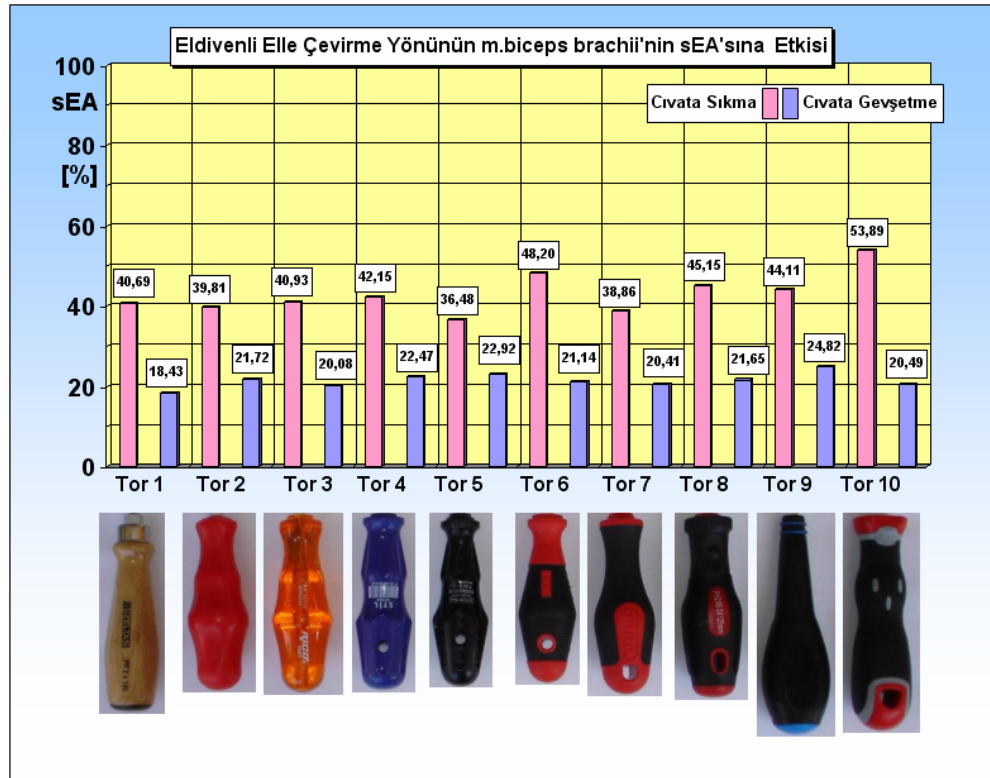
m.biceps brachii'ye ait cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminin ortalama fizyolojik maliyetleri Şekil 5.23 de sergilenmektedir. Tüm tornavidalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek saptanmıştır. m.biceps brachii, esasında ön kola fleksiyon ve sağ kola dışa rotasyon yaptırmaktadır. Bu nedenle de bu sonuçlar kasın görevi ile uyum içinde bulunmaktadır. En büyük farklar Tor 6, Tor 8, ve Tor 10 ile oluşurken en düşük farklar da Tor 2, Tor 5, ve Tor 9 ile gerçekleşmektedir.

m.flexor digitorum'a ait ortalama cıvata sıkma ve cıvata gevşetme fizyolojik maliyetleri Şekil 5.24'de sergilenmektedir. Tüm tornavidalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek saptanmıştır. m.flexor digitorum, esasında 4 parmağın ortanca phalanxlarına fleksiyon yaptırır. Bu nedenle de bu sonuçlar fleksiyonun dışa rotasyonda daha güçlü olduğunu göstermektedir. En büyük farklar, Tor 1, Tor 4, ve Tor 8 ile oluşurken en düşük farklar da Tor 5, ve Tor 7 ile gerçekleşmektedir.

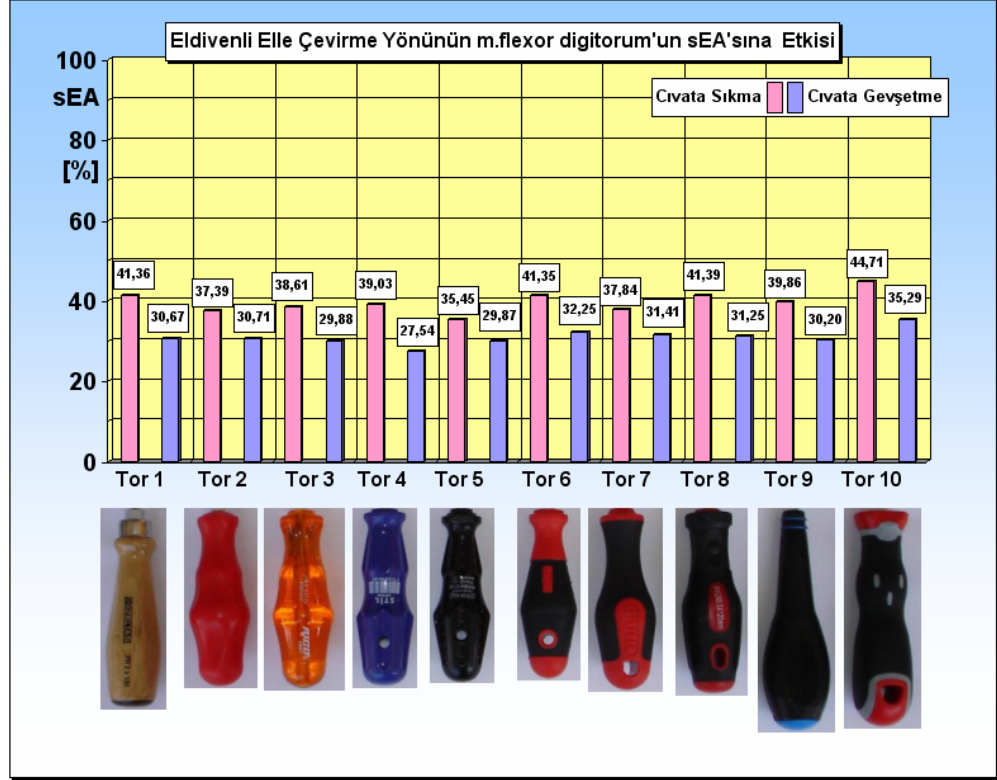
m.brachioradialis'e ait ortalama cıvata sıkma ve cıvata gevşetme fizyolojik maliyetleri Şekil 5.25'de sunulmaktadır. Tüm tornavidalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden



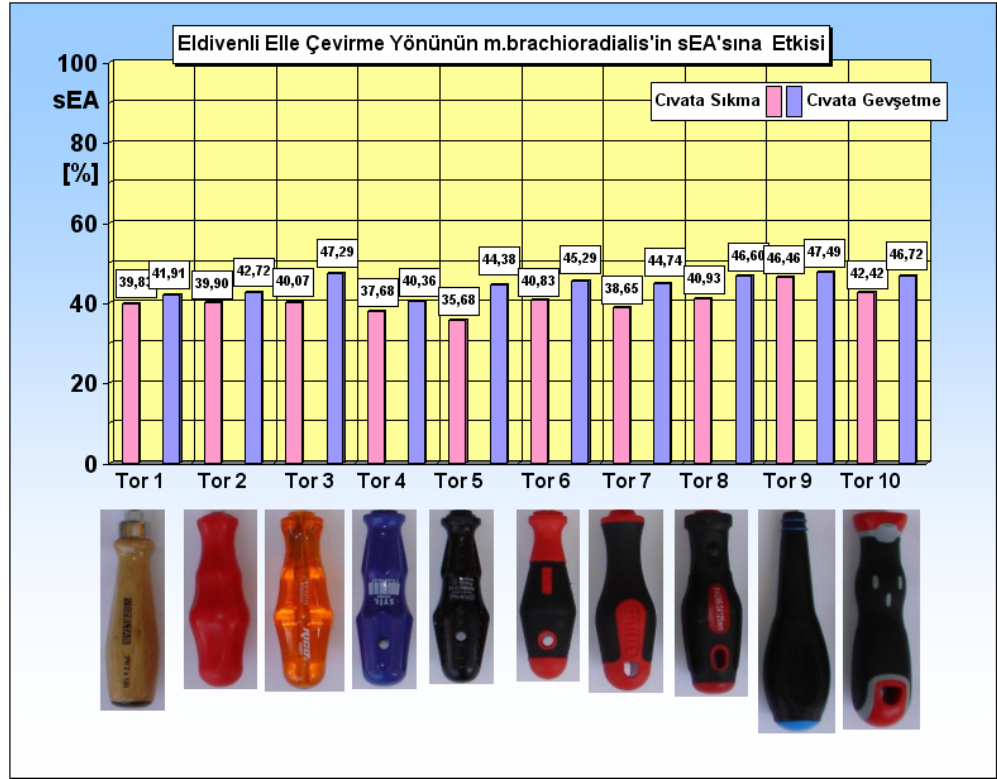
Şekil 5.22. Sanayi eldivenli elle çevirme yönünün m.deltoideus p. clavicularis'in sEA'sına etkisi



Şekil 5.23. Sanayi eldivenli elle çevirme yönünün m.biceps brachii'nin sEA'sına etkisi

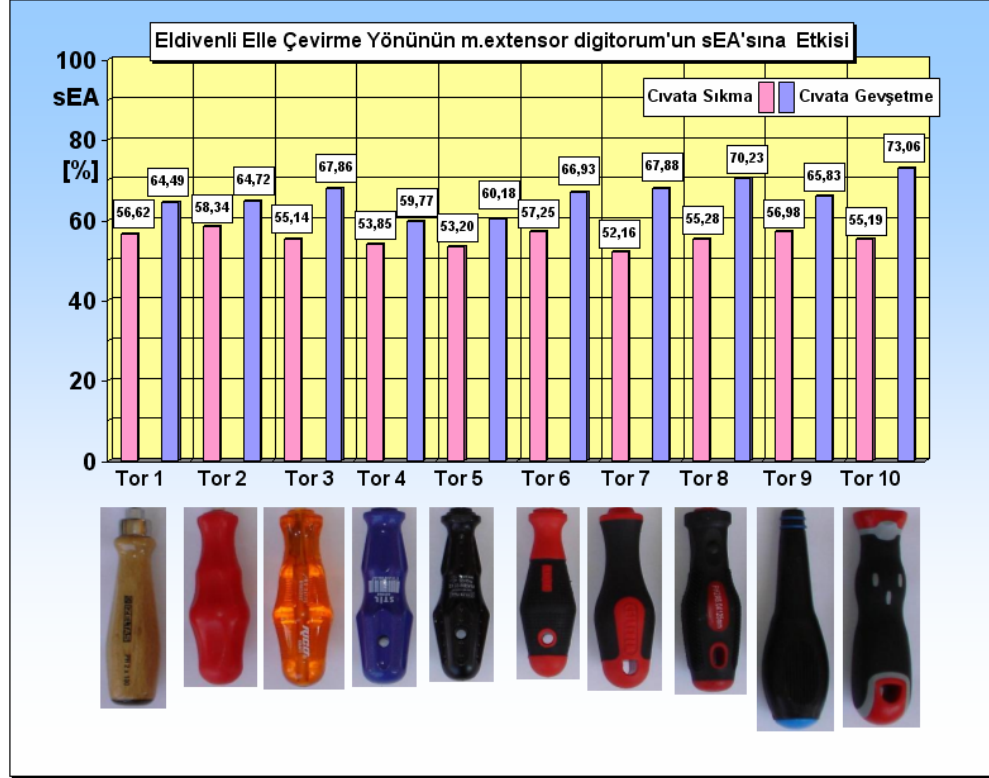


Şekil 5.24. Sanayi eldivenli elle çevirme yönünün m.flexor digitorum'un sEA'sına etkisi



Şekil 5.25. Sanayi eldivenli elle çevirme yönünün m.brachioradialis'in sEA'sına etkisi





Şekil 5.26. Sanayi eldivenli elle çevirme yönünün m.extensor digitorum'un sEA'sına etkisi

düşük bulunmuştur. m.brachioradialis'in görevi esasında ön kola fleksiyon yaptırıp, yarı pronasyona getirmektir. Bu nedenle cıvata gevşetme değerlerinin yüksek olması da bu sonuçların kasın görevi ile uyum içinde olduğunu göstermektedir. En büyük fark, Tor 5, ile oluşurken en düşük farklar da Tor 1, Tor2, Tor 4,ve Tor9 ile gerçekleşmektedir.

m.extensor digitorum'a ait cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminin ortalama fizyolojik maliyetleri Şekil 5.26'da sunulmaktadır. Tüm tornavidalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden düşük fakat tüm cıvata sıkma ve cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler diğer 4 kasa ait değerlerden yüksek olmaktadır. m.extensor digitorum'un görevi esasında el ve parmaklara ekstansiyon yaptırmaktır. Bu nedenle m.extensor digitorum, hem cıvata sıkmada ve hem de cıvata gevşetmede güçlü gerilim uygulaması yapmaktadır. En büyük fark, Tor 8,ve Tor 10 ile oluşurken en düşük farklar da Tor 2,ve Tor 4 ile gerçekleşmektedir.

### 5.2.12. Yağlı Elle, 10 Farklı Saplı Tornaııdayı Kullanan 12 Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerinin Ortalamasına evirme Yönünün Etkisi

12 deneğin 10 farklı saplı tornaııdayı yağlı elle kullanarak, gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasında st ekstremite kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA'nın ortalama değerleri, tornaııda başına Şekil 5.27-5.31'de sütun grafikleri Şeklinde sunulmaktadır. Böylece cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemindeki söz konusu kasa ait fizyolojik maliyetlerin karşılaştırılması mümkün olabilmektedir.

m.deltoideus p.clavicularis'e ait cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminin ortalama fizyolojik maliyetleri Şekil 5.27'de sergilenmektedir. Tüm tornaııdalar için (ortalama Tor 9, ile Tor 7 hariç) cıvata gevşetme ortalama değerleri cıvata sıkma ortalama değerlerinden yüksek bulunmuştur. Yükselme en çok Tor 3 de oluşurken, en az fark Tor 7'de gerçekleşmektedir.

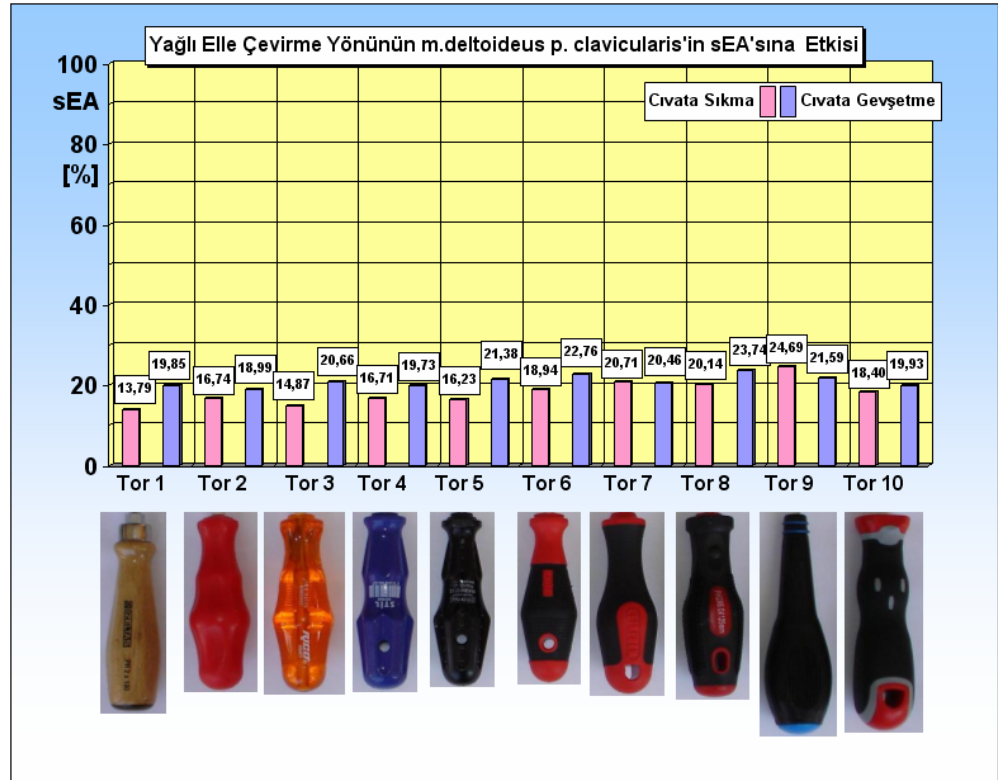
m.biceps brachii'ye ait cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminin ortalama fizyolojik maliyetleri Şekil 5.28'de sergilenmektedir. Tüm tornaııdalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek bulunmuştur. m.biceps brachii, esasında n kola fleksiyon ve sağ kola dışa rotasyon yaptırılmaktadır. Bu nedenle de bu sonuçlar kasın görevi ile uyum içinde bulunmaktadır. En büyük farklar Tor 6, Tor 7,ve Tor 8 ile gerçekleşirken en düşük farklar da Tor 2, Tor 3,ve Tor 4 ile saptanmaktadır.

m.flexor digitorum'a ait cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminin ortalama fizyolojik maliyetleri Şekil 5.29'da sergilenmektedir. Tüm tornaııdalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek saptanmıştır. m.flexor digitorum, esasında 4 orta parmağın ortanca phalanxlarına fleksiyon yaptırır. Bu nedenle de bu sonuçlar fleksiyonun dışa rotasyonda daha güçlü olduğunu göstermektedir. En büyük farklar, Tor 1, Tor2,ve Tor 3 ile oluşurken en düşük farklar da Tor 6, ve Tor 8 ile gerçekleşmektedir.

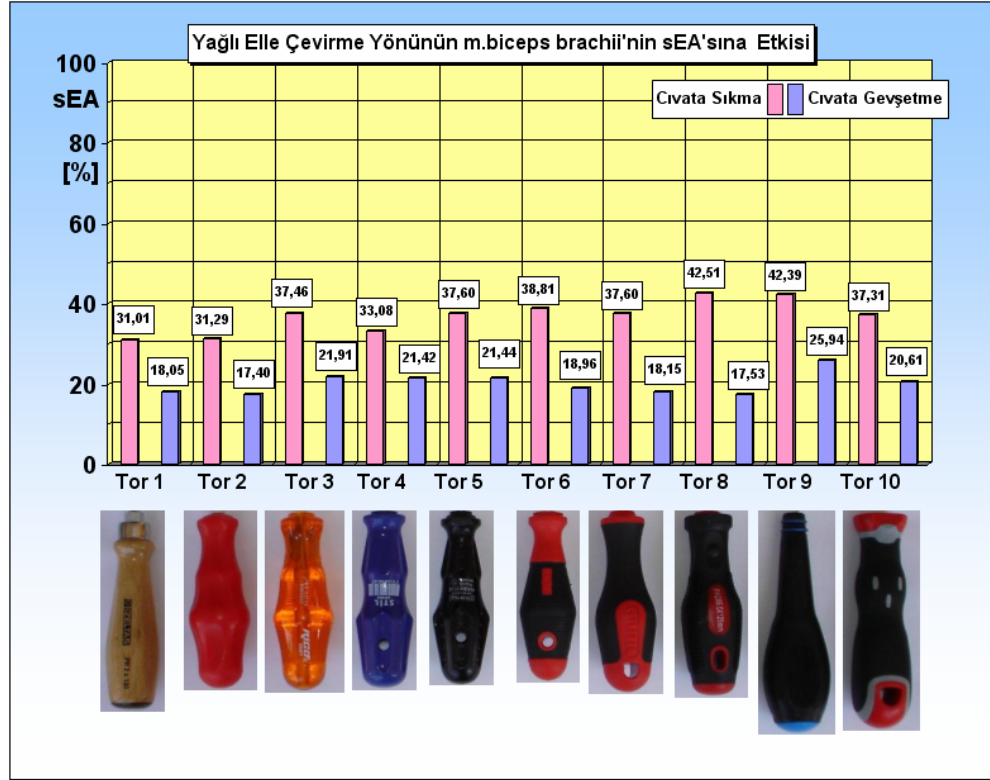
m.brachioradialis'e ait cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminin ortalama fizyolojik maliyetleri Şekil 5.30'da sunulmaktadır. Bazı tornaııdalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden düşük olurken, diğerleri için yüksek olarak saptanmaktadır. m.brachioradialis'in görevi esasında n kola fleksiyon yaptırıp, yarı pronasyona

getirmektedir. Bu nedenle cıvata gevşetme değerlerinin yüksek olması beklenirken, yağlı elle kavramadaki zorluklar ve tornavida sapının avuç içinde kayması nedeniyle beklenmeyen sonuçlarla karşılaşmıştır. Bununla beraber aradaki fark çok azdır.

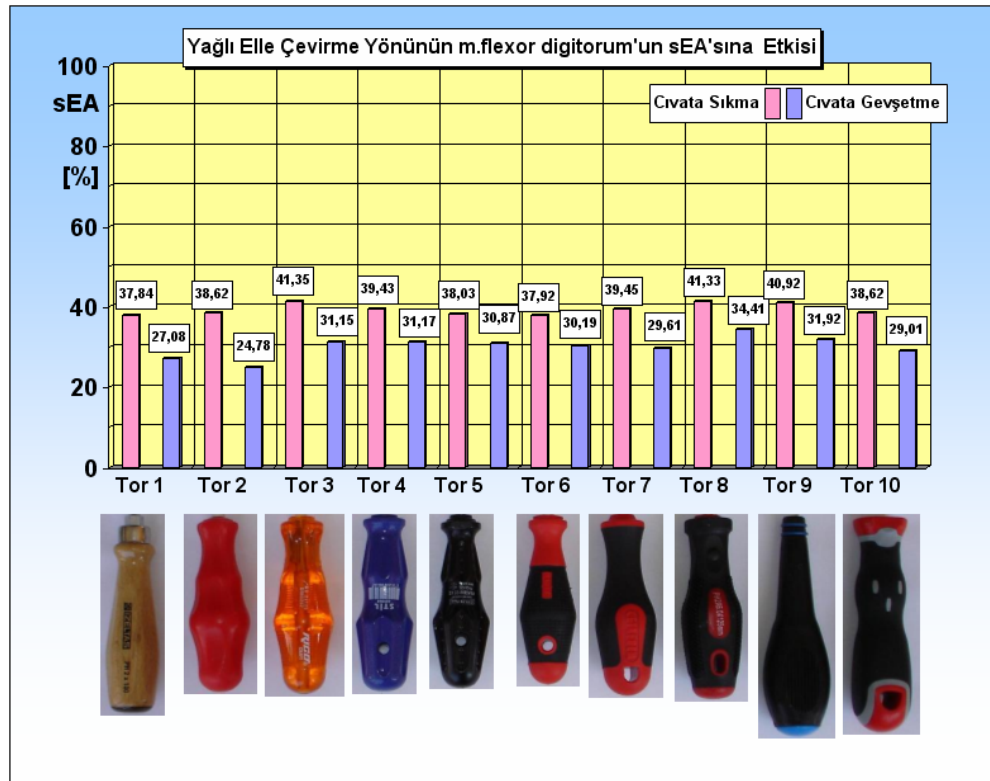
m.extensor digitorum'a ait cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminin ortalama fizyolojik maliyetleri Şekil 5.31'da sunulmaktadır. Tüm tornavidalar için cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler cıvata gevşetmeye ait ortalama fizyolojik maliyetlerden daha düşük fakat tüm cıvata sıkma ve cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler diğer 4 kasa ait değerlerden yüksek olmaktadır. Yalnız Tor 2, ve Tor 5'de değerler birbirine çok yakındır. m.extensor digitorum'un görevi esasında el ve parmaklara ekstansiyon yaptırmaktır. Bu nedenle hem cıvata sıkma ve hem de cıvata gevşetmede güçlü gerilim uygulaması yapmaktadır.



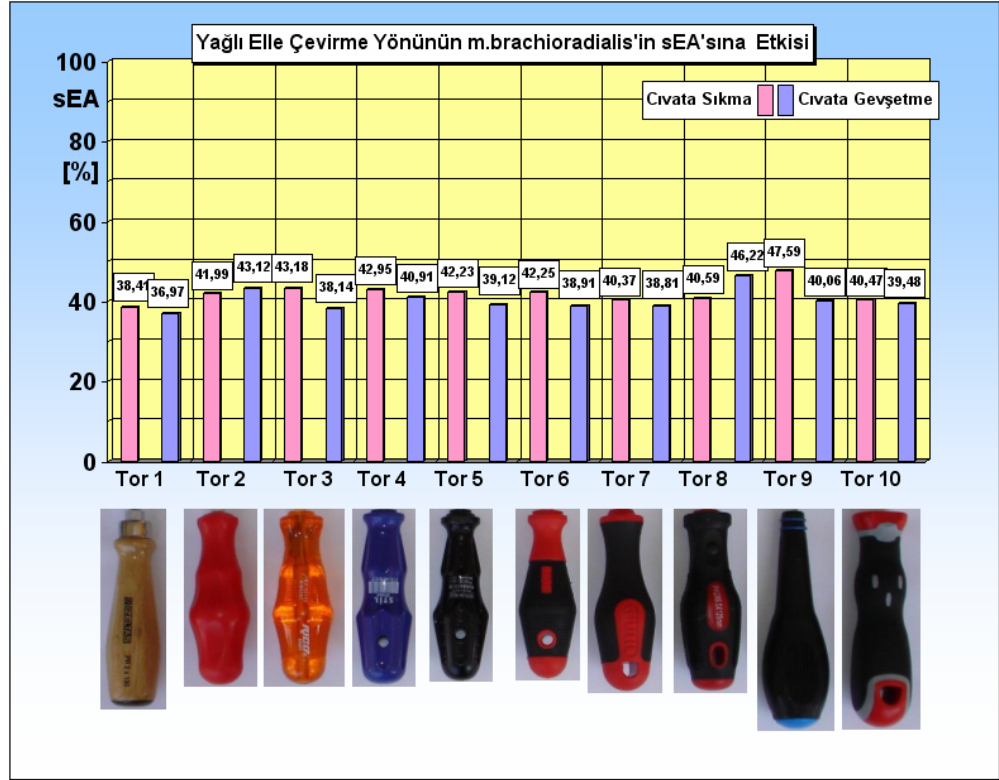
Şekil 5.27. Yağlı elle çevirme yönünün m.deltoidus p. clavicularis'in sEA'sına etkisi



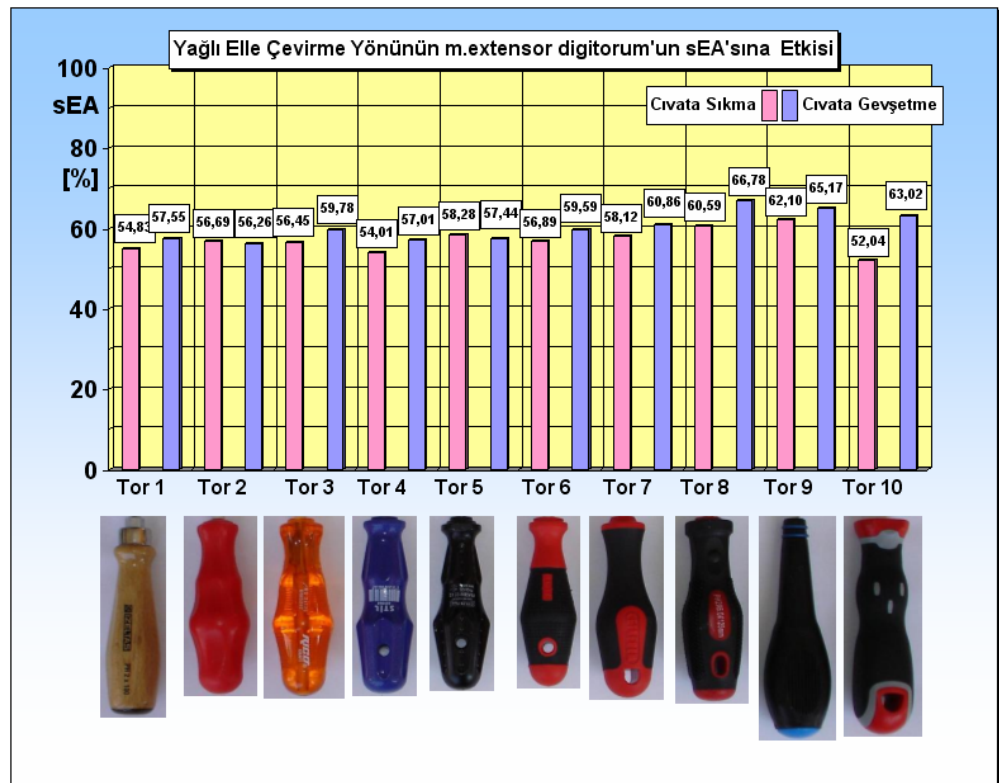
Şekil 5.28. Yağlı elle çevirme yönünün m.biceps brachii'nin sEA'sına etkisi



Şekil 5.29. Yağlı elle çevirme yönünün m.flexor digitorum'un sEA'sına etkisi



Şekil 5.30. Yağlı elle çevirme yönünün m.brachioradialis'in sEA'sına etkisi



Şekil 5.31. Yağlı elle çevirme yönünün m.extensor digitorum'un sEA'sına etkisi

### **5.2.13. Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle, 10 Farklı Saplı Torna Vidayı Kullanan 12 Deneğe ait 5 Kasın Fizyolojik Maliyetlerinin Ortalamasına Çevirme Yönünün Etkisi**

#### **5.2.13.1.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkmanın m.Deltoideus p.clavicularis'in Ortalama Fizyolojik Maliyetine Etkisi**

12 deneğin 10 farklı saplı torna vidayı kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle kullanarak, gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasında üst ekstremite kaslarından 5 tanesinin Elektromiyografik Aktiviteleri: (%) olarak sEA'nın ortalama değerleri, tornavida başına Şekil 5.32-5.41'de sütun grafikleri şeklinde sunulmaktadır.

m.deltoideus p.clavicularis'e ait kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler Şekil 5.32'de sergilenmektedir. Tüm torna vidalar için -Tor 5, ile Tor 7 hariç-, sanayi eldivenli elle cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler kuru elle ve yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek bulunmuştur. Tüm torna vidalar için -Tor5, Tor7, ve Tor 9 hariç- yağlı elle cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler, kuru elle ve eldivenli elle cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetlerden daha düşük saptanmıştır.

#### **5.2.13.2.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Gevşetmenin m.Deltoideus p.clavicularis'in Ortalama Fizyolojik Maliyetine Etkisi**

m.deltoideus p.clavicularis'e ait kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirilen cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler Şekil 5.33'de sergilenmektedir. Tüm torna vidalar için -Tor 1- hariç, sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler kuru elle ve yağlı elle gerçekleştirilen cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek bulunmuştur. Tüm torna vidalar için yağlı elle cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler, kuru elle ve eldivenli elle cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetlerden küçük bulunmaktadır.

#### **5.2.13.3.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkmanın m.Biceps Brachii'nin Ortalama Fizyolojik Maliyetine Etkisi**

m.biceps brachii'ye ait kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler, Şekil 5.34'de sergilenmektedir. Tüm torna vidalar için -Tor 5, ile Tor 7 hariç-, sanayi eldivenli elle cıvata sıkmadaki ortalama

fizyolojik maliyetler kuru elle ve yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek bulunmuştur. Tüm tornavidalar için -Tor5,ve Tor6, hariç- yağlı elle cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler, kuru elle ve eldivenli elle cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetlerden daha düşük olarak saptanmıştır.

#### **5.2.13.4.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Gevşetmenin m.Biceps Brachii'nin Ortalama Fizyolojik Maliyetine Etkisi**

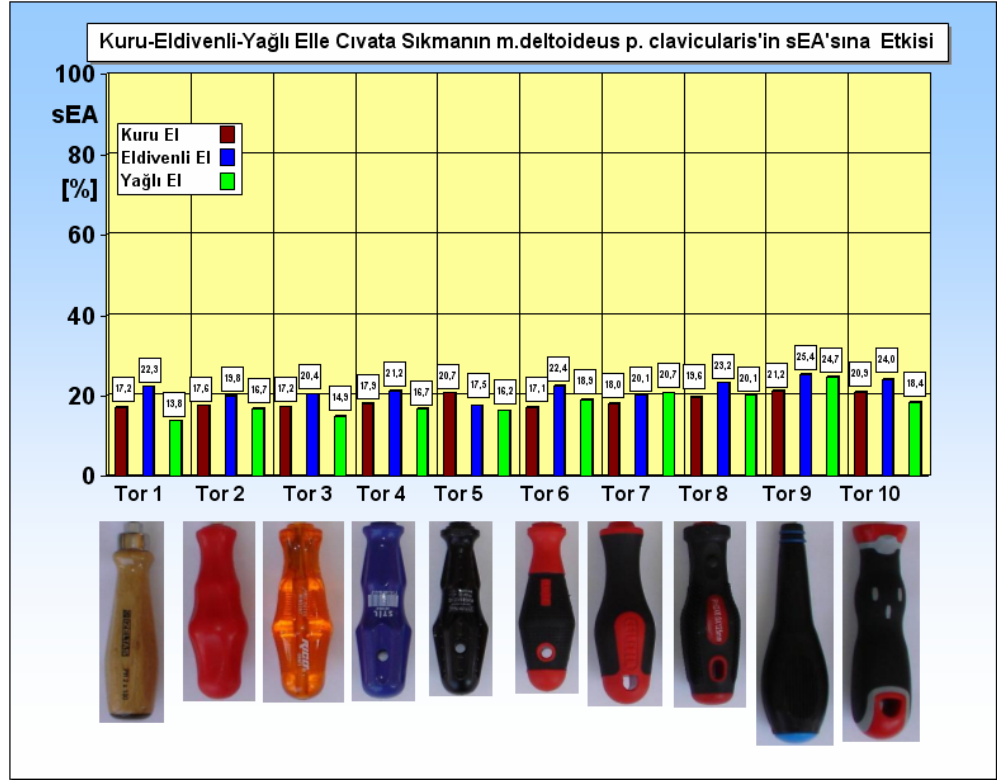
m.biceps brachii'ye ait kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirilen cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler, Şekil 5.35'de sergilenmektedir. Tüm tornavidalar için -Tor 1, Tor3,ve Tor 5 hariç-, sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler kuru elle ve yağlı elle gerçekleştirilen cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek bulunmuştur. Tüm tornavidalar için yağlı elle cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler, kuru elle ve sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmedeki değerlere yakın veya onlardan az yüksek olmaktadır. Bu durum ancak tornavida saplarının yağlı elle iyi kavranamaması ile açıklanabilir.

#### **5.2.13.5.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkmanın m.Flexor Digitorum'un Ortalama Fizyolojik Maliyetine Etkisi**

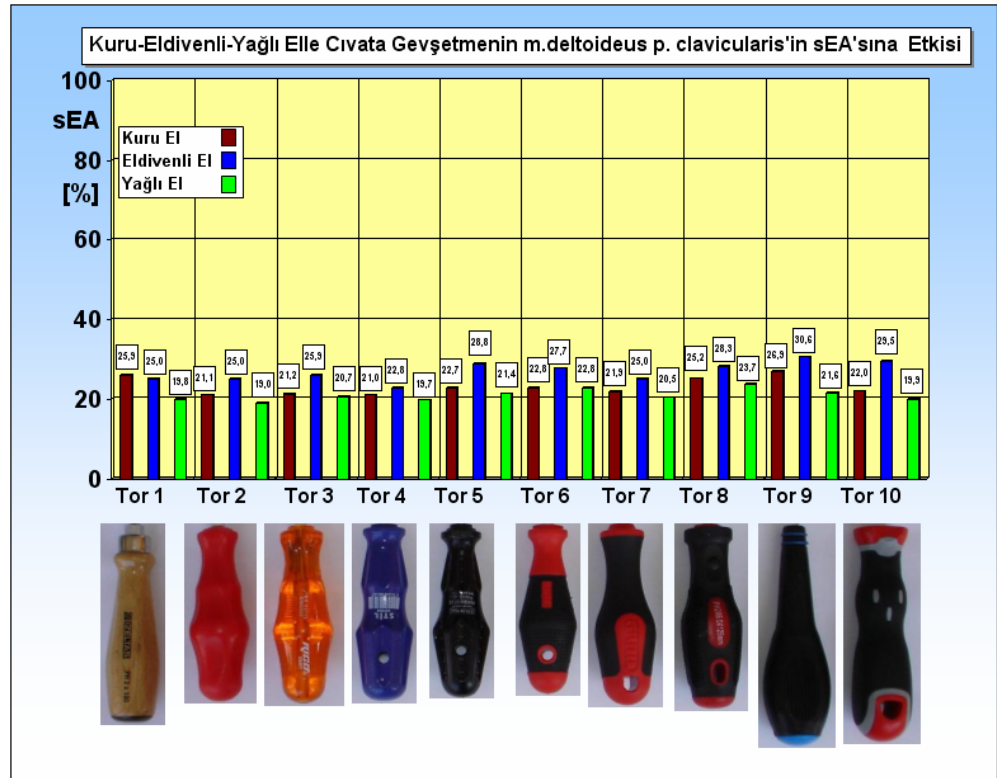
m.flexor digitorum'a ait kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler, Şekil 5.36'da sergilenmektedir. Tüm tornavidalar için -Tor 8, hariç-, sanayi eldivenli elle cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler kuru elle ve yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetlerden düşük bulunmuştur. Tüm tornavidalar için -Tor 3, Tor 7, Tor 8,ve Tor9, hariç- yağlı elle cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler,kuru elle ve eldivenli elle cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetlerden düşüktür. m.flexor digitorum, 4 orta parmağın ortanca phalanxlarına fleksiyon yaptırmaktadır. Bu da yağlı elle parmakların kavramasında bir iyileşme olduğu intibamı vermektedir.

#### **5.2.13.6.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Gevşetmenin m.Flexor Digitorum'un Ortalama Fizyolojik Maliyetine Etkisi**

m.flexor digitorum'a ait kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirilen cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler, Şekil 5.37'de sergilenmektedir. Tüm

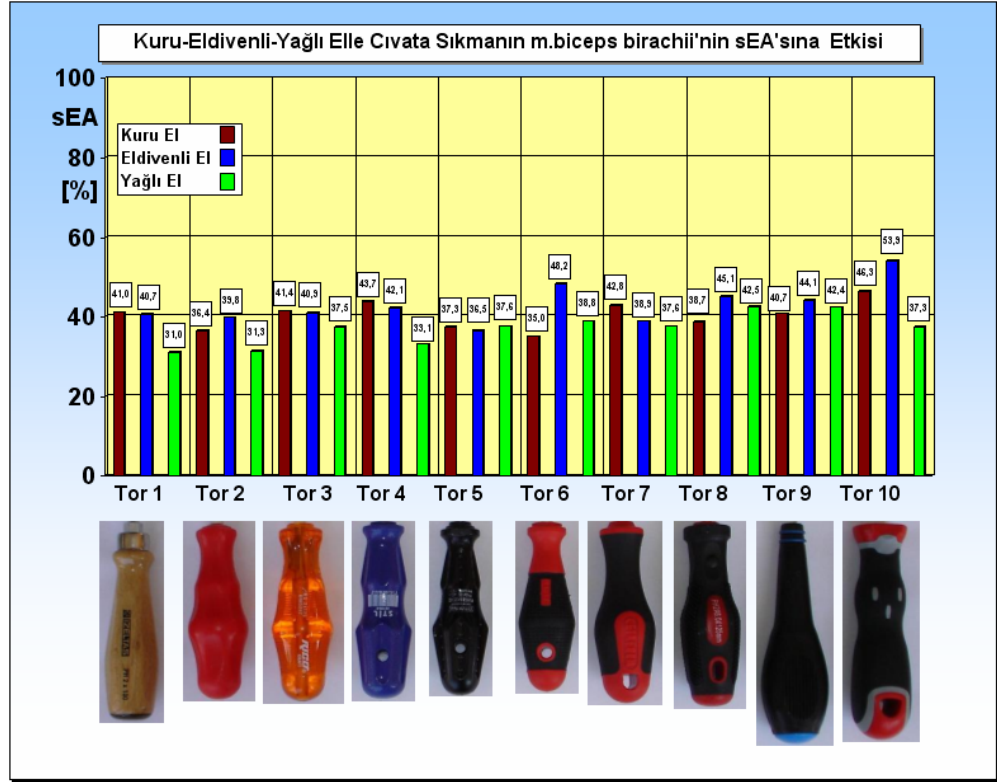


Şekil 5.32. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata sıkmanın m. deltoideus p. clavicularis'in sEA'sına etkisi

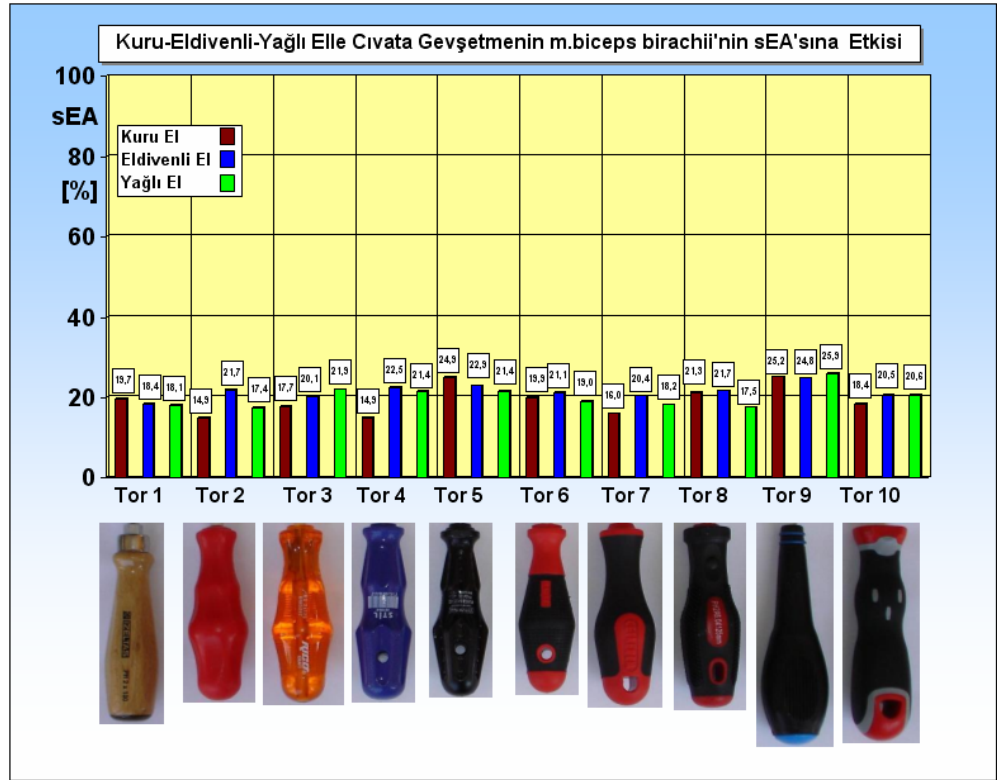


Şekil 5.33. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata gevşetmenin m. deltoideus p. clavicularis'in sEA'sına etkisi





Şekil 5.34. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata sıkmanın m. biceps brachii'nin sEA'sına etkisi



Şekil 5.35. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata gevşetmenin m. biceps brachii'nin sEA'sına etkisi

tornavidalar için -Tor 3, Tor 5,ve Tor 8,ve Tor9 hariç-, sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik değerler kuru elle ve yağlı elle gerçekleştirilen cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek bulunmuştur. Tüm tornavidalar için, -Tor 3, Tor 5,ve Tor 8,ve Tor9 hariç-, yağlı elle cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler, kuru elle ve sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmedeki değerlerden düşük bulunmuştur.

#### **5.2.13.7.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkmanın m.Brachioradialis'in Ortalama Fizyolojik Maliyetine Etkisi**

m.brachioradialis'e ait kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler, Şekil 5.38'de sergilenmektedir. Tüm tornavidalar için -Tor 8,ve Tor 10 hariç-, sanayi eldivenli elle cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetlerden düşük bulunmuştur. Tüm tornavidalar için -Tor 1,ve Tor 10, hariç- yağlı elle cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetler, kuru elle ve eldivenli elle cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksektir. Bu durum yağlı elle kavramada tornavida sapının avuç içinden kayması sonucu oluşan ekstra gerilim ile açıklanabilir.

#### **5.2.13.8.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Gevşetmenin m.Brachioradialis'in Ortalama Fizyolojik Maliyetine Etkisi**

m.brachioradialis'e ait kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirilen cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler Şekil 5.39'da sergilenmektedir. Tüm tornavidalar için -Tor 1, Tor 2, Tor 4 ve Tor 6 hariç-, sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmedeki fizyolojik ortalama değerler kuru elle ve yağlı elle gerçekleştirilen cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek bulunmuştur. Tüm tornavidalar için, -Tor 10 hariç-, yağlı elle cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler, kuru elle cıvata gevşetmedeki değerlerden düşük fakat birbirine çok yakın değerlerdir.

#### **5.2.13.9.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkmanın m.Extensor Digitorum'un Ortalama Fizyolojik Maliyetine Etkisi**

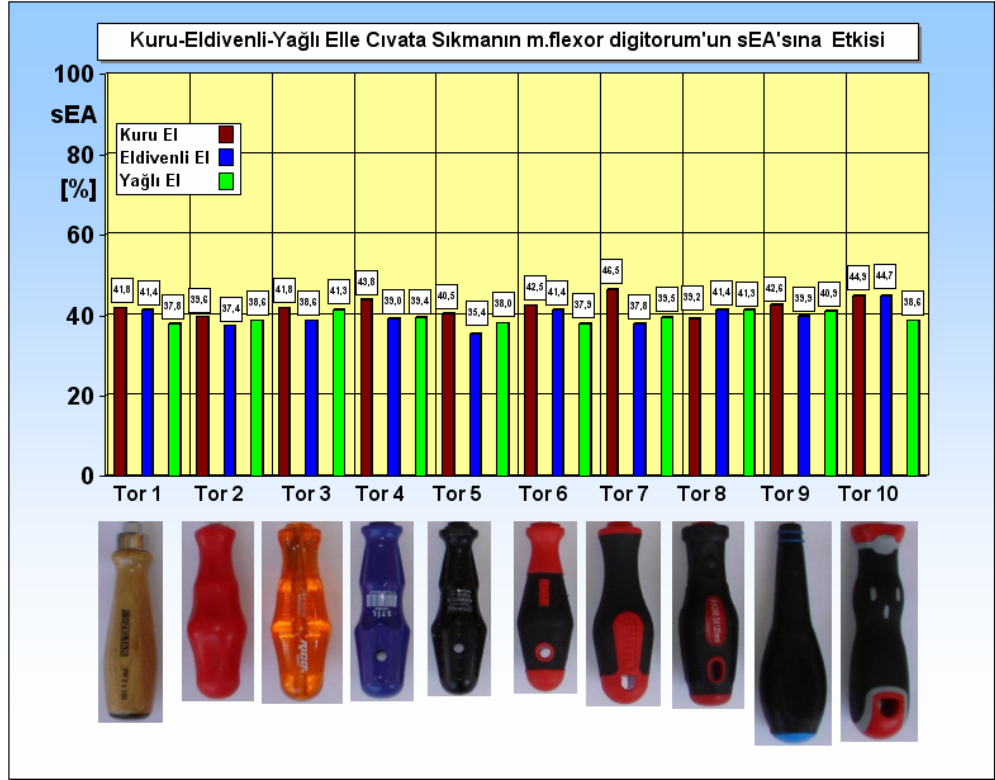
m.extensor digitorum'a ait kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyetleri, Şekil 5.40'da sergilenmektedir. Tüm

tornavidalar için, kuru, sanayi eldivenli ,ve yağlı elle gerçekleştirilen cıvata sıkmadaki ortalama fizyolojik maliyet değerleri yüksek olup, aynı zamanda birbirlerine de yakın değerlerdir. m.extensor digitorum el ve parmaklara ekstansiyon yaptırdığından cıvata sıkmada ister kuru, ister yağlı ve isterse sanayi eldivenli elle olsun yüksek gerilim altında bulunmaktadır.

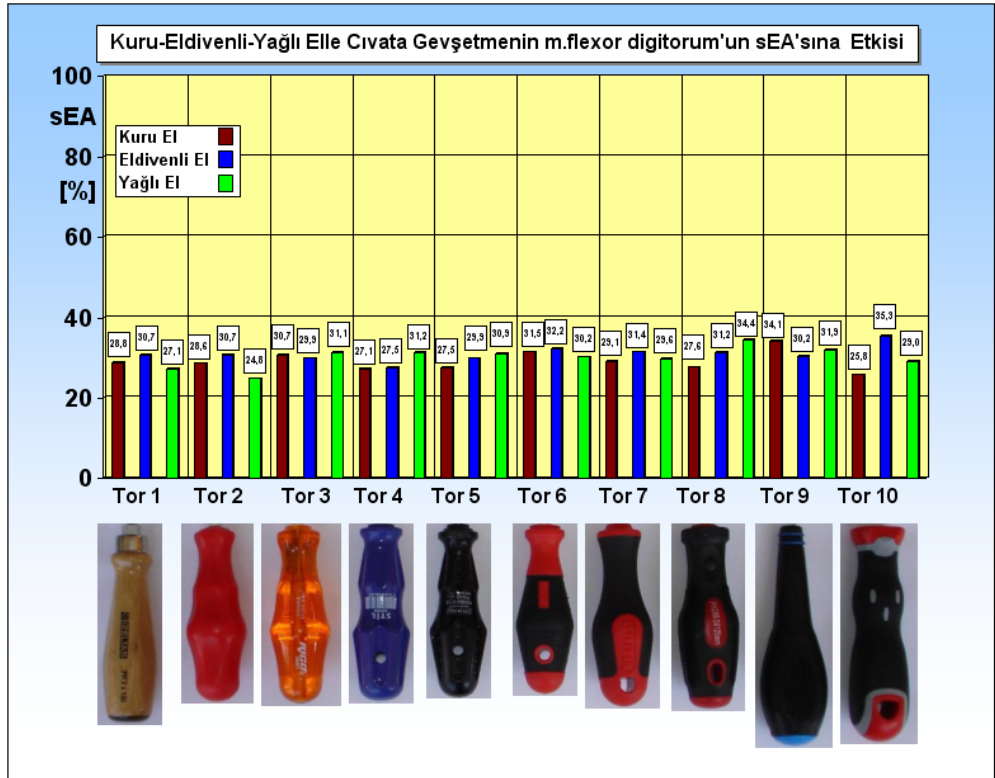
#### **5.2.13.10.Kuru-Sanayi Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Gevşetmenin m.Extensor Digitorum’un Ortalama Fizyolojik Maliyetine Etkisi**

m.extensor digitorum’a ait kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle gerçekleştirilen cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler, Şekil 5.41’de sergilenmektedir. Tüm tornavidalar için -Tor 8 hariç-, kuru elle cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler yağlı elle gerçekleştirilen cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetlerden yüksek bulunmuştur. Tüm tornavidalar için, -Tor 1, Tor 2, Tor 4,ve Tor 6 hariç-, sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmedeki ortalama fizyolojik maliyetler, kuru elle cıvata gevşetmedeki değerlerden yüksek bulunmuştur.

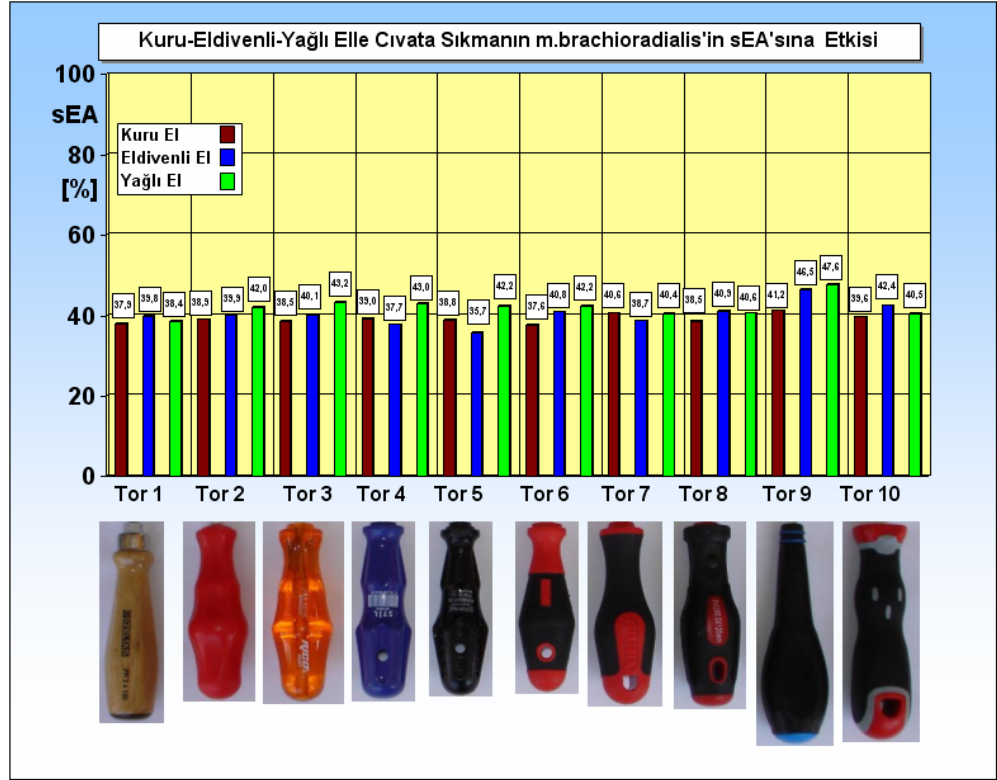
Yukarıda 5.1 ve 5.2 bölümlerinde sunulan ve tartışılan deney sonuçlarına göre, tornavida deneylerinde, yüksek kas gerilmeleri ön planda rol oynamamakta, fakat maks. dönme momenti önemli olmaktadır. Kas gerilmeleri, bu durumda veri toplamada kalite kontrol görevini yerine getirmektedir. Tüm deneklerin el-kol-omuz sistemindeki yüzeysel kaslarından cıvata sıkma ve gevşetme işlemi yapılırken her zaman aynı Maks. İstemli Kas Kasılmalarının ölçülmesi ( $EA_{maks.}$ ) güvenli birer indeks olabilir. Bu nedenle Elektromiyografik Aktivite ölçümleri, hem maksimum kuvvet ölçümlerinde kontrol edilebilirliği ve hem de tork ölçümlerinde kalite güvenliği özelliğini sunarlar. Lakin, deneğin tornavida sapını iyi kavrayamaması veya deney postüründen sapmalar biyolojik güç karşılaştırılmasını engelleyebilir. Kolun cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemi esnasında yoğun bir şekilde kullandığı 5 kasın sEA değerlerinin karşılaştırılmasından görüleceği gibi; aynı biyolojik harcamalarda bile tornavida sapının avuç içinde kayması işlemsel performansı sergilemede önemli farklılıklara neden olabileceğinden tornavida sapının değerlendirilmesinde sEA değerleri sonuçta uygun bir veri olarak görülmemektedir



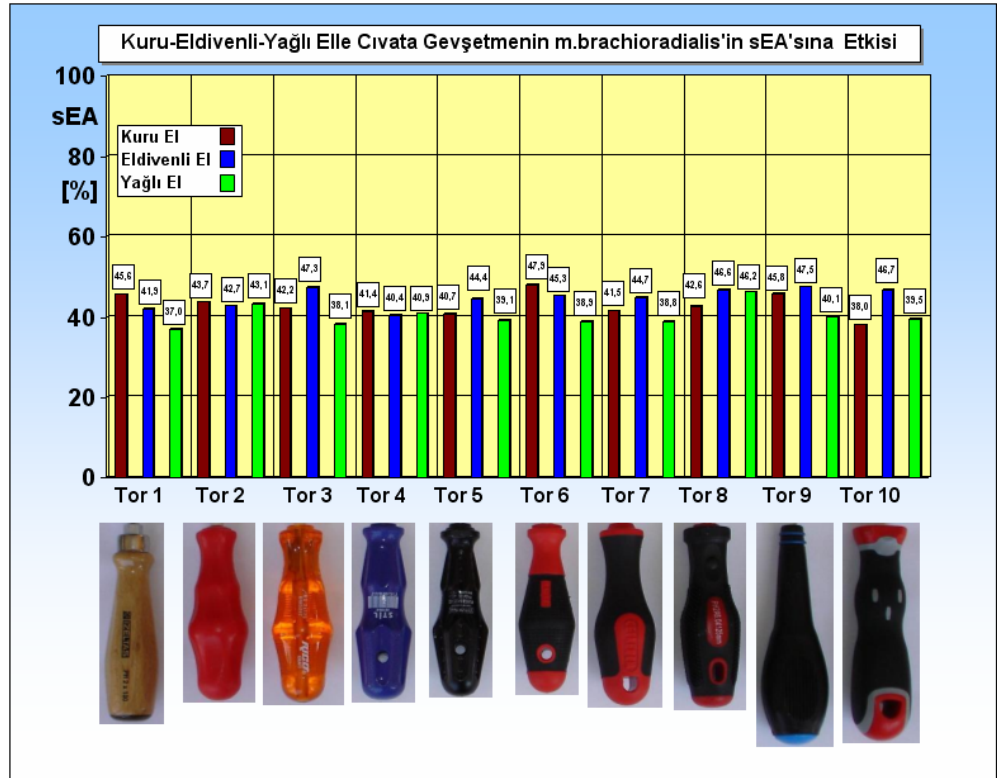
Şekil 5.36. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata sıkmanın m. flexor digitorum'un sEA'sına etkisi



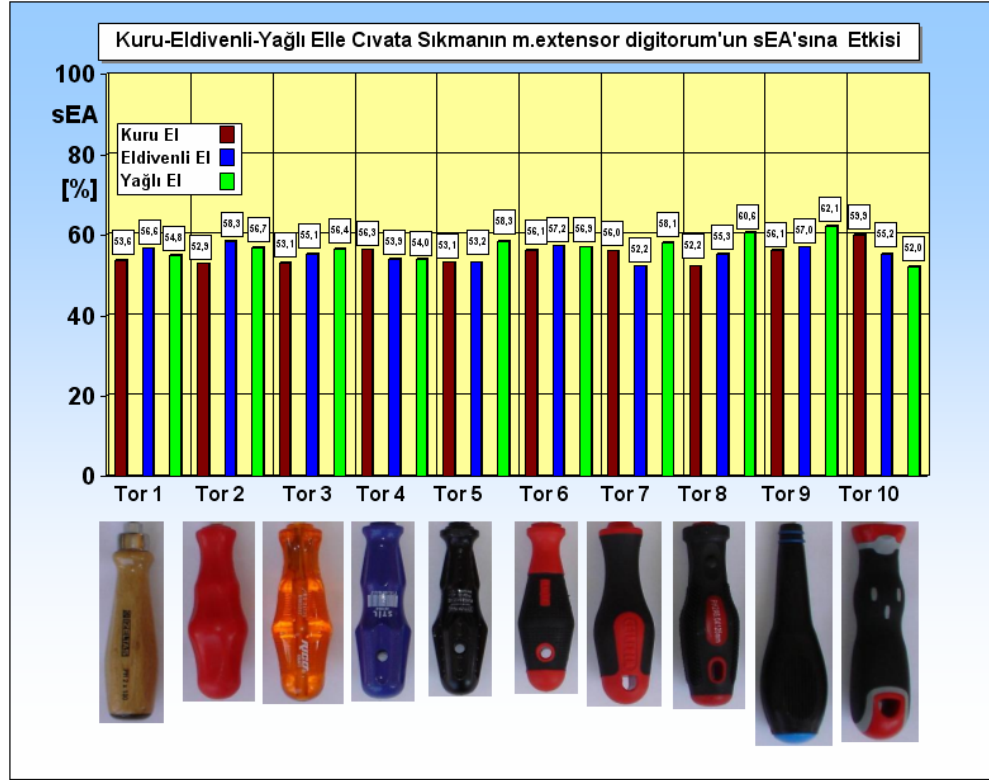
Şekil 5.37. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata gevşetmenin m. flexor digitorum'un sEA'sına etkisi



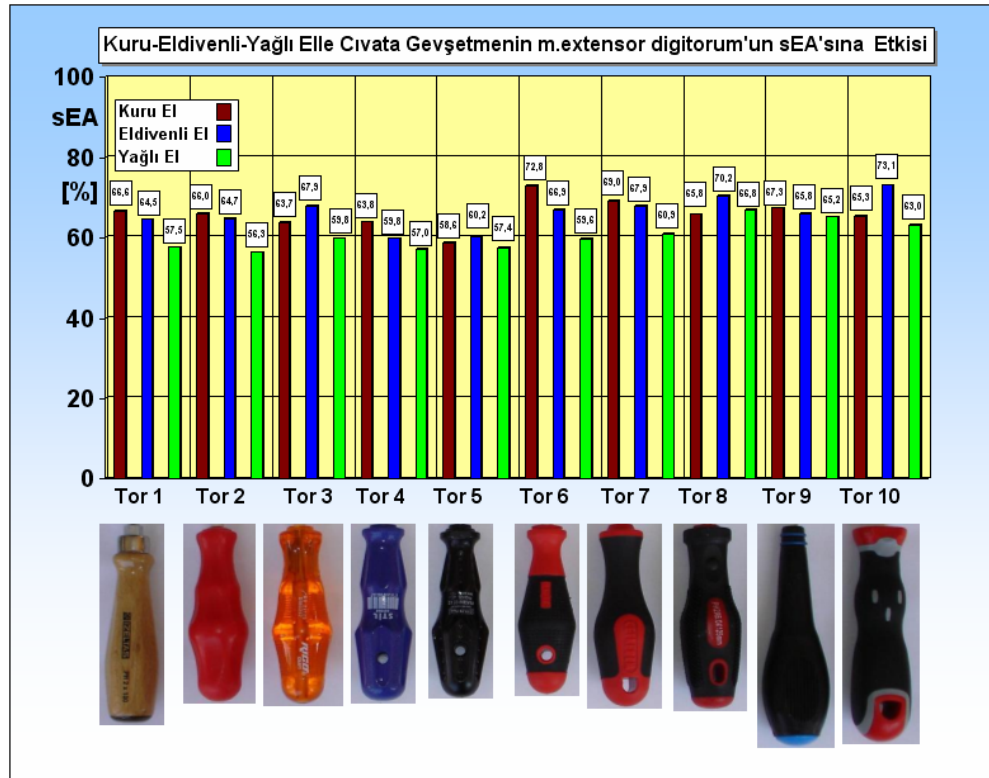
Şekil 5.38. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata sıkmanın m. brachioradialis'in sEA'sına etkisi



Şekil 5.39. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata gevşetmenin m. brachioradialis'in sEA'sına etkisi



Şekil 5.40. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata sıkmanın m. extensor digitorum'un sEA'sına etkisi



Şekil 5.41. Kuru-sanayi eldivenli-yağlı elle cıvata gevşetmenin m. extensor digitorum'un sEA'sına etkisi

### **5.3. Kişisel Değerlendirme (Anket) Sonuçlarının Değerlendirilmesi**

#### **5.3.1. Deneklerin Tornavida Sapını Değerlendirme Sonuçları**

Deneklerden, 10 farklı tornavida sapını, cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminde kullandıktan sonra, her defasında tornavida sapı hakkında düzenlenen anket formlarını cevaplandırmaları istenmiştir ve sorular EKLER’de sunulmaktadır. Deneklerin görüşleri ( Çok iyi +4 ile Çok kötü de -4 ile iki kutuplu ölçekte gösterilerek) istatistik olarak değerlendirilerek grafiksel olarak sunulmaktadır. Deneklere anket formlarında sorulan 17 sorunun sonuçları şöyledir.

##### **5.3.1.1.Tornavida Sapının Kavranması İle İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.42’deki grafiklerde deneklerin her tornavida sapının kavranması ile ilgili verdikleri -4 den +4 olan değerlendirme puanlarının ortalama değerleri sergilenmektedir. Buna göre en yüksek ortalamalar Tor 8 ,Tor 10, Tor 7 ve Tor 6 için verilirken (+4 üzerinden; 2.25, 2.00, 0.50 ve 0.25 sırasıyla), en kötü puanlarda Tor 2, Tor 5, Tor 1, Tor 4, Tor 3 ve Tor 9’a verilmiştir (-4 üzerinden; -1.68,-1.33, -1.25, -0.92, -0.75,ve -0.68 sırasıyla). Tor 8, Tor 10, Tor 7 ve Tor 6’nın sapları aynı kimyasal madden (polipropilen) imal edilmiş ve üzerlerine de aynı madde(poliüretan) kılıf olarak kullanılmıştır. Söz konusu maddelerin sapın iyi kavranmış olma duygusunu deneklerde yarattığı, anketlerden açıkça görülmektedir. Tor 8 üzeri pürüklü yapısı ile el tarafından daha da iyi kavranırken Tor 10 da deneylerde kullanılan 10 tornavida arasında hacmi en büyük olan olarak dikkatleri üzerinde toplamaktadır. Tor2’nin sapı polipropilenden, Tor 5’in sapı selülozasetatdan, Tor 4’ün sapı selülozasetatdan, Tor 3’ün sapı poliesterden, Tor 1’in sapı tahtadan ve, Tor 9’un sapı da polipropilenden imal edilmişlerdir.

##### **5.3.1.2.Tornavida Sapının Boylamsal Taslağı ile İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.43’deki grafiklerde deneklerin her tornavida sapının boylamsal taslağı ile ilgili -4 den +4’e kadar verdikleri değerlendirme puanları sunulmaktadır. Şekil 5.43’e göre en yüksek ortalamalar Tor 8 ve Tor 10 için verilirken (+4 üzerinden; 2.33 ve 1.60, sırasıyla), en düşük puanlar da Tor 1,Tor 5, Tor 9, Tor 4 ve Tor 6’ya verilmiştir (-4 üzerinden; -0.92,-0.67, -0.67, -0.60, ve -0.60, sırasıyla). Tor 8 ‘in sapının üzerindeki boylamasına dört şerit üzerindeki pürükleri ile iyi kavranmaktadır. Tor 10 ise en uzun

iki tornavida sapından biridir. Diğeri ise (Tor 9) denekler tarafından en kötü saplardan biri olarak değerlendirilmiştir.

### **5.3.1.3.Tornavida Sapının Kesit Alanı ile İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.44'deki grafiklerde deneklerin her tornavida sapının kesit alanı ile ilgili -4 den +4'e kadar verdikleri değerlendirme puanları sergilenmektedir. Şekil 5.44'e göre en yüksek ortalamalar Tor 8 ve Tor 10'a ait olurken (+4 üzerinden; 2.08 ve 1.33 sırasıyla), en düşük puanlar da Tor 5, Tor1,ve Tor 9'a verilmiştir (-4 üzerinden; -1.08, -0.75 ve -0.67 sırasıyla).

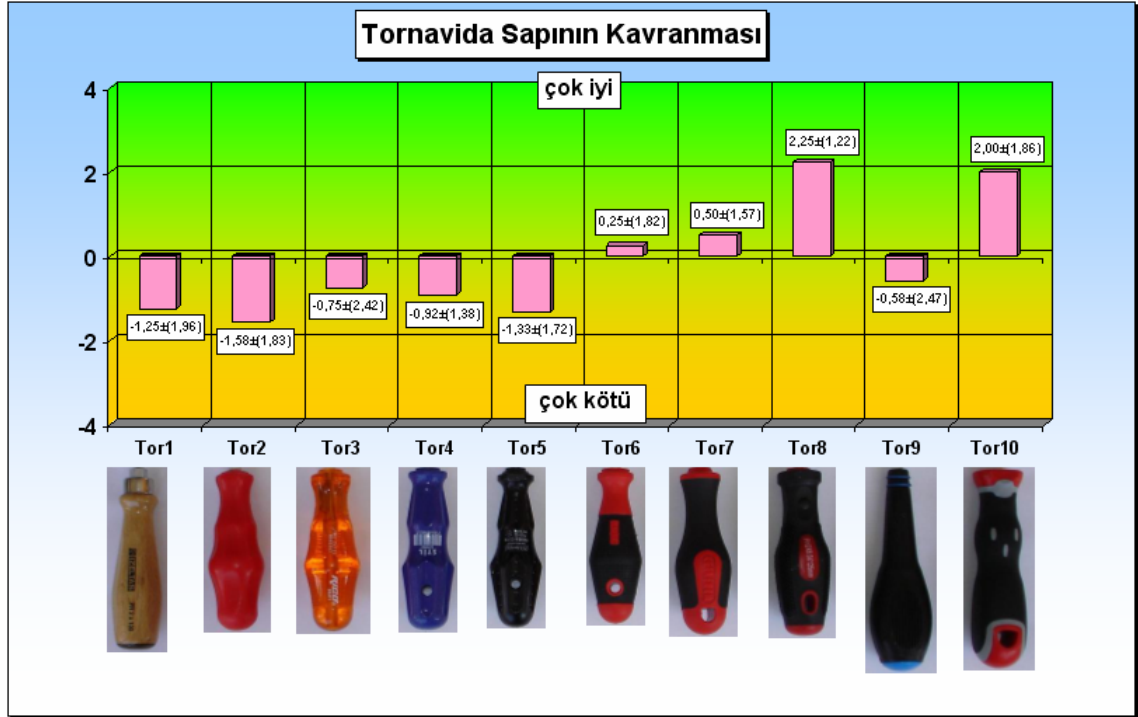
### **5.3.1.4.Tornavida Sapının Döndürme Momentinin Tedarik Edilmesi İçin Şeklin Uygunluğu ile İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.45'deki grafiklerde deneklerin her tornavida sapının Döndürme Momentinin Tedarik Edilmesi için Şeklin Uygunluğu ile ilgili -4'den +4'e kadar verdikleri değerlendirme puanları gösterilmektedir. Şekil 5.45'e göre en yüksek ortalamalar, Tor 8,ve Tor 10'a verilirken (+4 üzerinden;1.91 ve 1.58 sırasıyla), en düşük puanlarda Tor 3, Tor 1,ve Tor 5'e verilmiştir (-4 üzerinden; -1.33, -1.26 ve -1.17 sırasıyla).

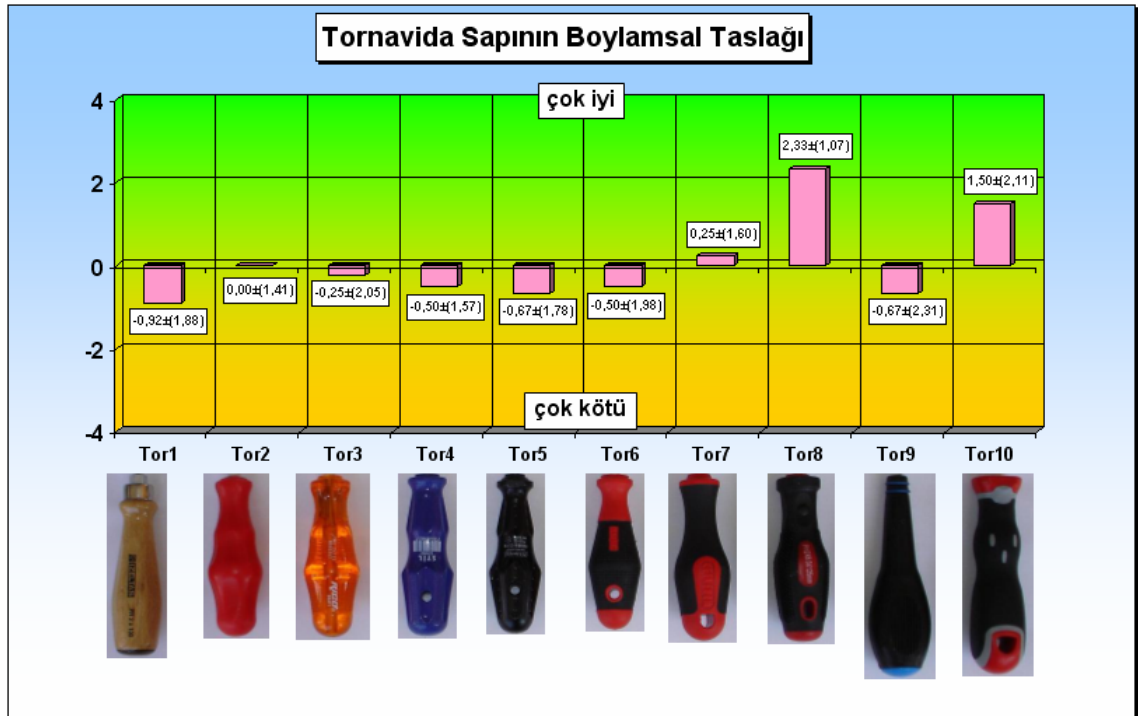
### **5.3.1.5.Tornavida Sapının Parmak Yuvalarının Şekli ile İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.46'daki grafiklerde deneklerin her tornavida sapının eğer varsa parmak yuvasının şekli ile ilgili -4 den +4'e kadar verdikleri değerlendirme puanları gösterilmektedir. Deneylede kullanılan 10 tornavidadan dördünde parmak yuvası bulunmamaktadır. Söz konusu tornavidalar Tor 1, Tor 6, Tor 7,ve Tor 9'dur.Şekil 5.46'ya göre en yüksek ortalamalar Tor 8 ve Tor 10'a verilirken (+4 üzerinden; 1.42 ve 0.83, sırasıyla), en düşük puanlar da, Tor 1, Tor 9, Tor 7, Tor 5 Tor 6, ve Tor 4'e verilmiştir (-4 üzerinden; -2.08, -1.83,-1.60, -1.58, -1.50, ve -1.08 sırasıyla). Tor 4 ve Tor 5'de parmak yuvası bulunmasına rağmen deneklerin onları kötü tanımlamasının nedeni parmak yerlerinin ufak olması ve sap yüzeyinin parlak ve kaygan olmasıdır. Tor 3'de parlak ve kaygan yüzeyli olmasına rağmen, parmak yuvasının daha geniş olması nedeniyle parmak yuvası şekli açısından "az kötüler" arasına girmiş bulunmaktadır. 10 tornavida arasından en iyi seçilen Tor 8'in parmak yuvası şekli oval olup ortasındaki

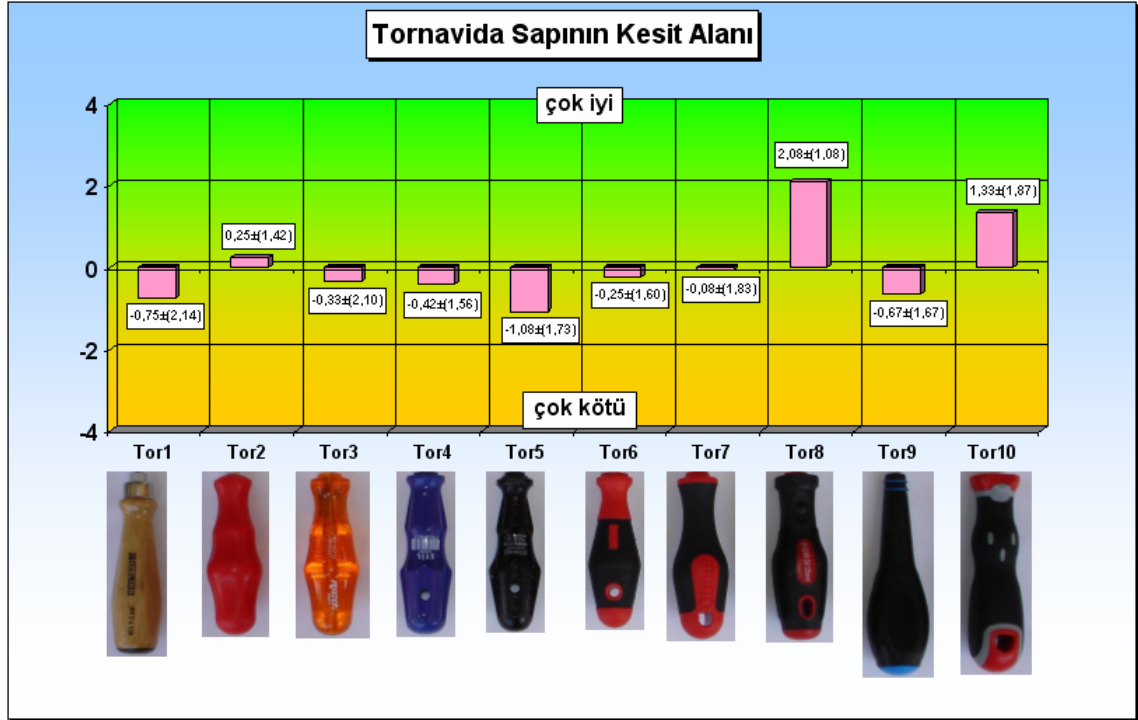




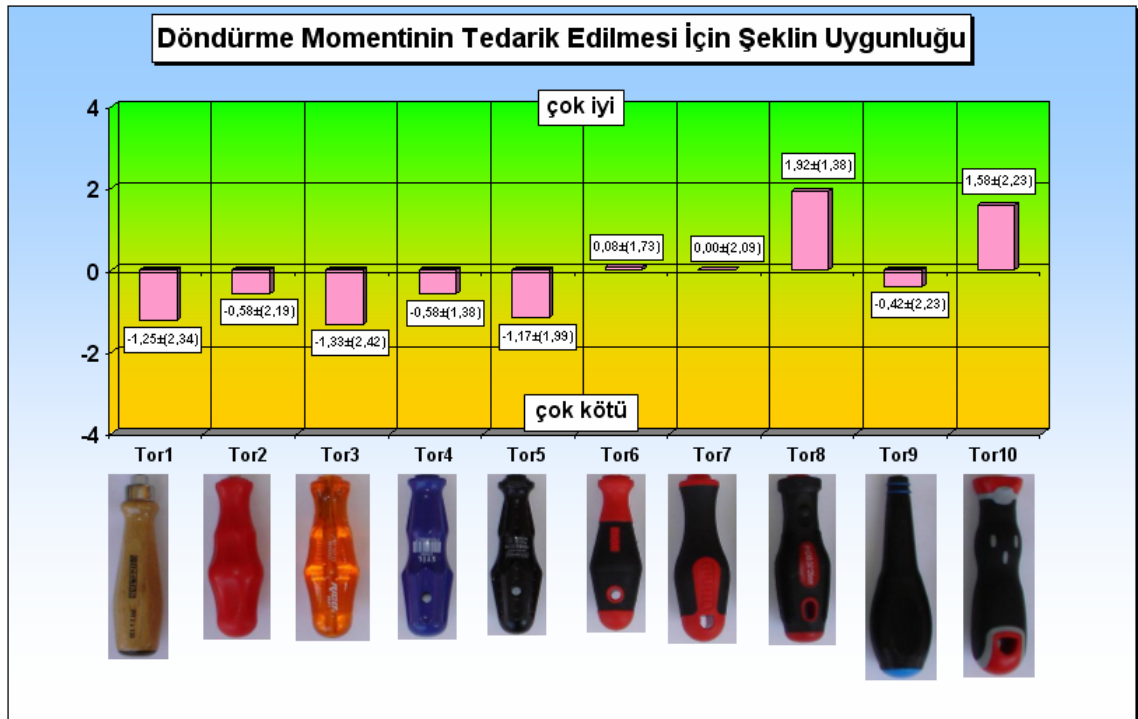
Şekil 5.42. Tornavida sapının kavranması ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.43. Tornavida sapının boylamsal taslağı ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.44. Tornavida sapının kesit alanı ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.45. Tornavida sapının döndürme momentinin tedarik edilmesi için şeklinin uygunluğu ile ilgili anket sonuçları

yuvarlak çıkıntı ile başparmağın etli kısmının tornavida sapını iyi kavramasına neden olmaktadır. Denek anketlerinde ikinci en iyi seçilen Tor 10' un da parmak yuvası şekli yarım daire şeklinde bir yüzey olup baş parmağın özellikle üst kısmının sapı kavramasına yardımcı olmaktadır.

### **5.3.1.6.Tornavida Sapında Kavramanın Şekli ile İlgili Anket Sonuçları**

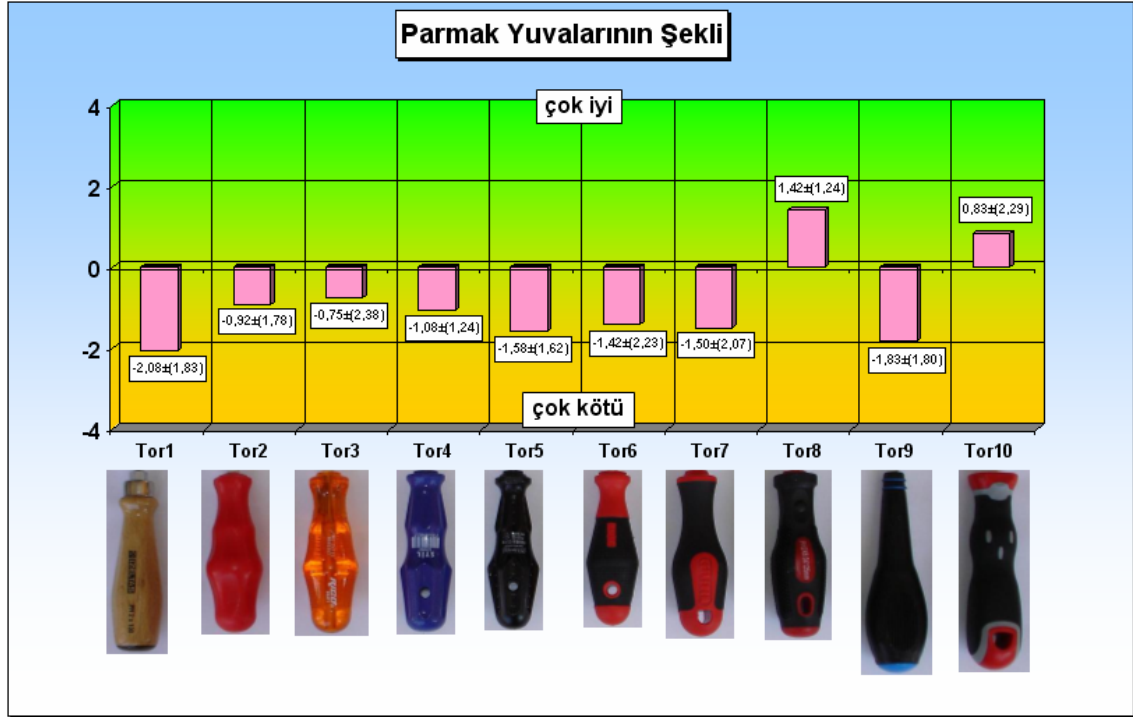
Şekil 5.47'deki grafiklerde deneklerin her tornavida sapının kavrama şekli ile ilgili -4 den +4'e kadar verdikleri değerlendirme puanları gösterilmektedir. Şekil 5.47'ye göre en yüksek ortalamalar Tor 8,ve Tor 10'a verilirken (+4 üzerinden; 1.92 ve 1.67, sırasıyla), en düşük puanlarda Tor 1, Tor 5, Tor 4, Tor 2,ve Tor 9'a verilmiştir (-4 üzerinden; -1.92, -1.25, -1.17, -1.00, ve -0.92, sırasıyla).

### **5.3.1.7.Tornavida Sapının Malzemesi ile İlgili Anket Sonuçları**

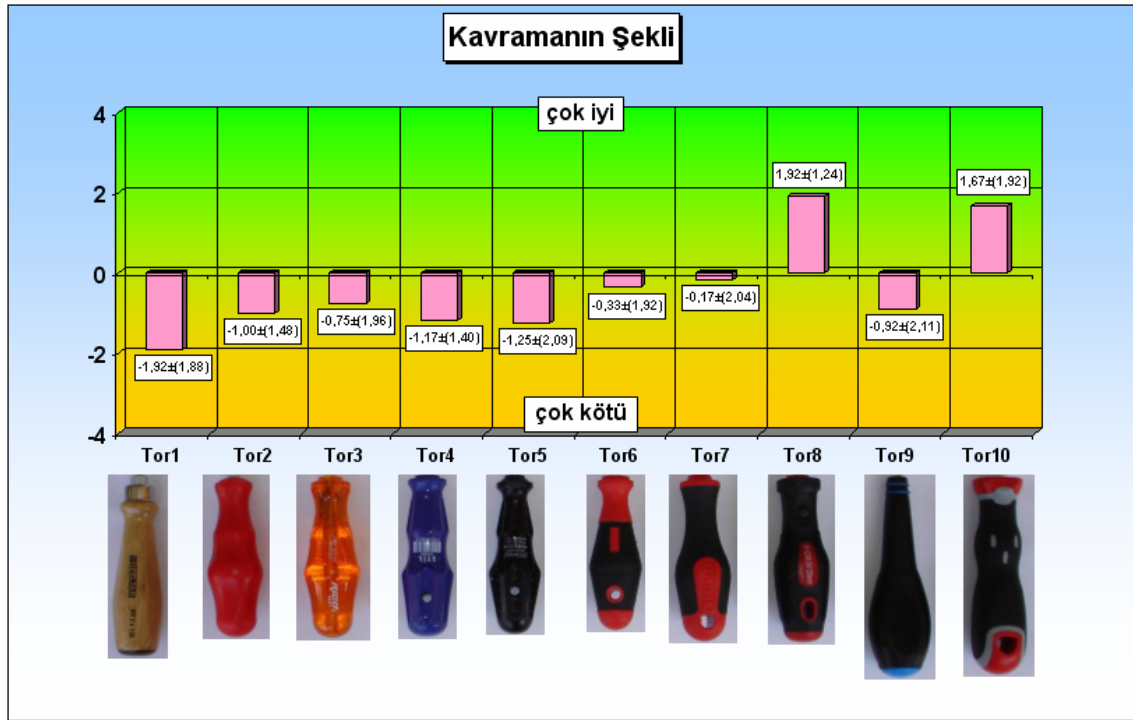
Şekil 5.48'deki grafiklerde deneklerin, her tornavida sapının malzemesi ile ilgili -4 den +4'e kadar verdikleri değerlendirme puanları sunulmaktadır. Şekil 5.48'e göre en yüksek ortalamalar Tor 10 ve Tor 8'e verilirken (+4 üzerinden; 2.58 ve 1.33, sırasıyla), en düşük puanlarda Tor 5, Tor 4, Tor 3, Tor 2,ve Tor 1'e verilmiştir (-4 üzerinden; -2.00, -1.75, -1.50, -1.50, ve -1.08, sırasıyla). Tor 8 ve Tor 10 polipropilenden üretilmiş ve üzerleri de poliüretanla kaplanmıştır. Tor 10 mat yüzeyi ile dikkati çekerken aynı kimyasal malzemeden yapılmış olan Tor 8 ise pürüklü yüzeyi ve parmak yuvasının şekli ile tüm deneklerin ilgi kaynağı olmuştur.

### **5.3.1.8.Kayma Olmadan Kuru Elle, Yüksek Dönme Momentinin Sağlanması için Tornavida Sapının Malzeme Yüzeyinin Uygunluğu ile İlgili Anket Sonuçları**

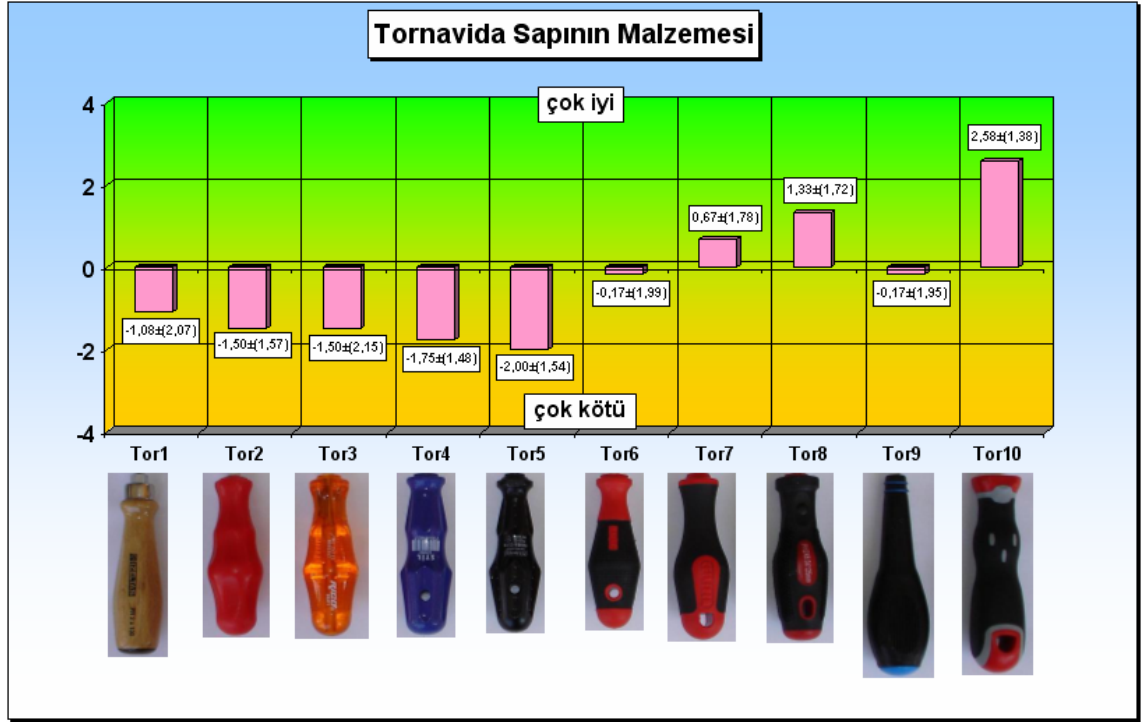
Şekil 5.49'daki grafiklerde deneklerin, kayma olmadan kuru elle yüksek dönme momentinin sağlanması için tornavida sapının malzeme yüzeyinin uygunluğu ile ilgili -4 den +4'e kadar verdikleri değerlendirme puanları sunulmaktadır. En yüksek puanlar Tor 10,ve Tor 8'e verilirken (+4 üzerinden; 2.17 ve 1.58, sırasıyla), en düşük puanlarda Tor 2, Tor 3, Tor 4, Tor 1, ve Tor 5'e verilmiştir (-4; üzerinden, -2.33, -2.25, -1.75, -1.58, ve -1.50, sırasıyla). Tor 8 ve Tor 10'nun yüzeyleri poliüretanla kaplanmış olup, Tor 10 mat yüzeyi ile dikkati çekerken aynı kimyasal malzemeden yapılmış olan Tor 8 ise pürüklü yüzeyi ve parmak yuvası şekli ile tüm deneklerin ilgi kaynağı olmuştur.



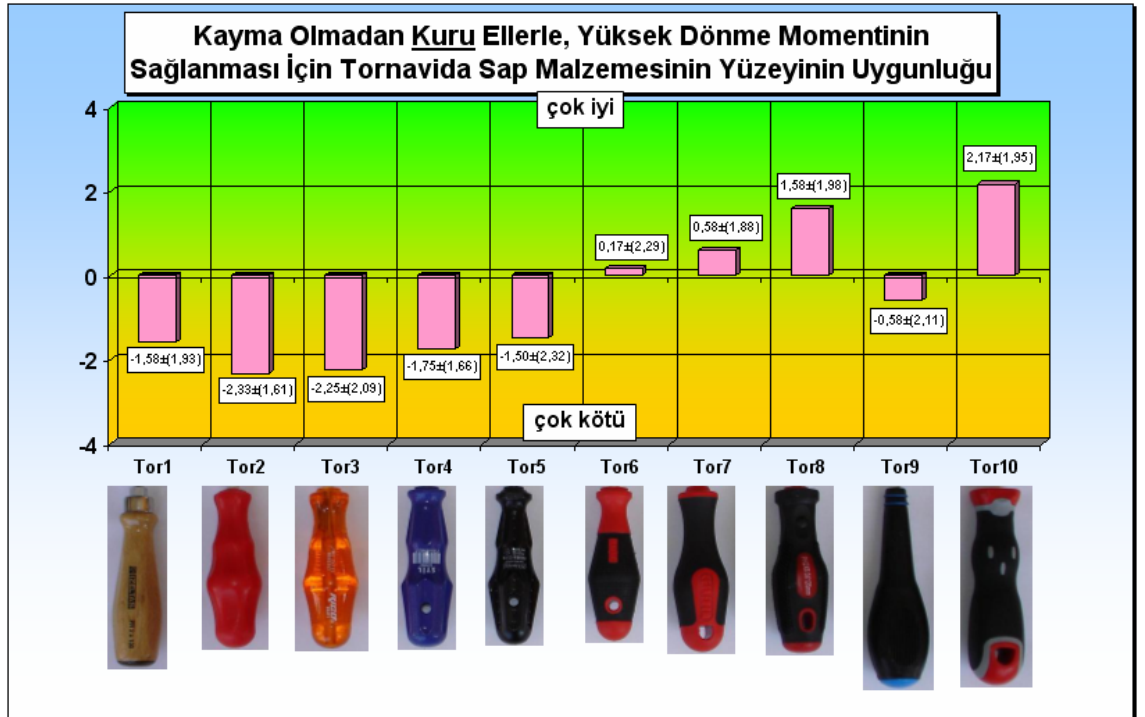
Şekil 5.46. Tornavida sapının parmak yuvasının şekli ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.47. Tornavida sapında kavramanın şekli ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.48. Tornavida sapının malzemesi ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.49. Kayma olmadan kuru elle, yüksek dönme momentinin sağlanması için tornavida sapının malzeme yüzeyinin uygunluğu ile ilgili anket sonuçları

### **5.3.1.9.Tornavida Sapının Kayma Olmadan Sanayi Eldivenli Elle, Yüksek Dönme Momentinin Sağlanması İçin Sap malzemesinin Uygunluğu ile İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.50'deki grafiklerde deneklerin her tornavida sapının kayma olmadan sanayi eldivenli elle “Yüksek Döndürme Momentinin Sağlanması” için “Sap Malzemesinin Uygunluğu” ile ilgili -4 den +4'e kadar verdikleri değerlendirme puanları gösterilmektedir. Şekil 5.50'ye göre en yüksek ortalamalar Tor 10 ve Tor 8'e verilirken (+4 üzerinden; 2.92 ve 2.50 sırasıyla), en düşük puanlar da Tor 2, Tor 1,ve Tor 5'e verilmiştir (-4 üzerinden; -1.67, -1.50 ve -1.50 sırasıyla).

### **5.3.1.10.Tornavida Sapının Kayma Olmadan Yağlı Elle, Yüksek Dönme Momentinin Sağlanması İçin Sap Malzemesi Yüzeyinin Uygunluğu ile İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.51'deki grafiklerde deneklerin her tornavida sapının kayma olmadan yağlı elle, “Yüksek Döndürme Momentinin” sağlanması için “Sap Malzemesinin Uygunluğu” ile ilgili -4 den +4'e kadar verdikleri değerlendirme puanları gösterilmektedir. En yüksek ortalamalar Tor 8 ve Tor 9'a verilirken (+4 üzerinden; 2.17 ve 0.83 sırasıyla), en düşük puanlarda Tor 2, Tor 5 ve Tor 1'e verilmiştir (-4 üzerinden; -2.00, -1.83 ve -1.67 sırasıyla). Tor 8 ve Tor 9'un yüzeyleri poliüretanla matlaştırılmıştır.

### **5.3.1.11.Tornavida Sapının Basınç Noktasının Oluşumundaki Risk ile İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.52'deki grafiklerde deneklerin her tornavida sapının “Basınç Noktasının Oluşumundaki Risk” ile ilgili -4 den +4'e kadar verdikleri değerlendirme puanları gösterilmektedir. Şekil 5.52'ye göre en yüksek ortalamalar Tor 8,ve Tor 10'a verilirken (+4 üzerinden; 2.17 ve 1.17, sırasıyla), en düşük puanlarda Tor 5, Tor 2,ve Tor 4'e verilmiştir (-4 üzerinden; -2.17, -2.00 ve -1.75 sırasıyla).

### **5.3.1.12.Tornavida Sapının Genel Olarak Yüzey Malzemesinin Tasarımı ile İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.53'deki grafiklerde deneklerin her tornavida sapının “Genel Olarak Yüzey Malzemesinin Tasarımı” ile ilgili -4'den +4'e kadar verdikleri değerlendirme

puanları gösterilmektedir. Şekil 5.53'e göre en yüksek ortalamalar Tor 8, ve Tor 10'a verilirken (+4 üzerinden; 1.50 ve 1.42, sırasıyla), en düşük puanlarda Tor 5, Tor 3, Tor 1, Tor 2, ve Tor 4'e verilmiştir (-4 üzerinden; -2.25, -1.67, -1.58, -1.50, ve -1.50, sırasıyla).

#### **5.3.1.13.Tornavida Sapının Proses Kalitesi ile İlgili Anket Sonuçları**

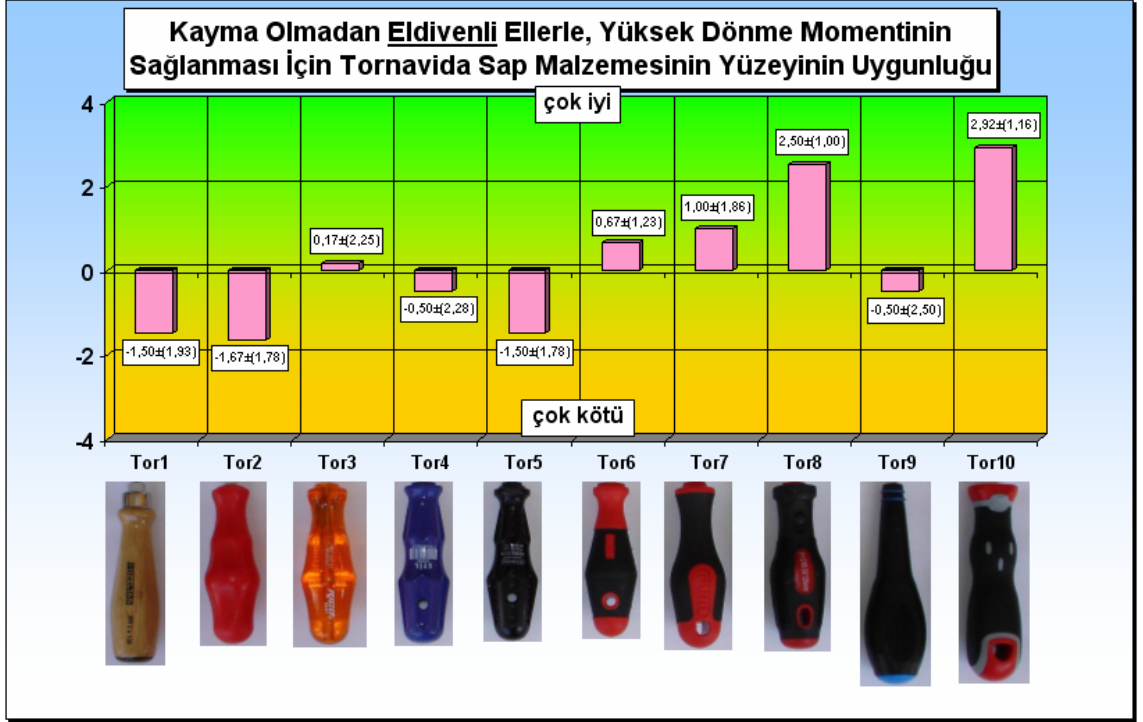
Şekil 5.54'deki grafiklerde deneklerin, tornavida sapının proses kalitesi ile ilgili -4 den +4'e kadar verdikleri değerlendirme puanları gösterilmektedir. Şekil 5.54'e göre en yüksek ortalamalar Tor 10 ve Tor 8'e verilirken (+4 üzerinden; 2.17 ve 1.33, sırasıyla), en düşük puanlarda Tor 5, Tor 4, Tor 3, Tor 2, Tor 1 ve Tor 9'a verilmiştir (-4 üzerinden; -2.00, -1.67, -1.58, -1.33, 1.33, ve -1.17, sırasıyla).

#### **5.3.1.14.Genel Olarak Tornavida Sapının Tasarımı ile İlgili Anket Sonuçları**

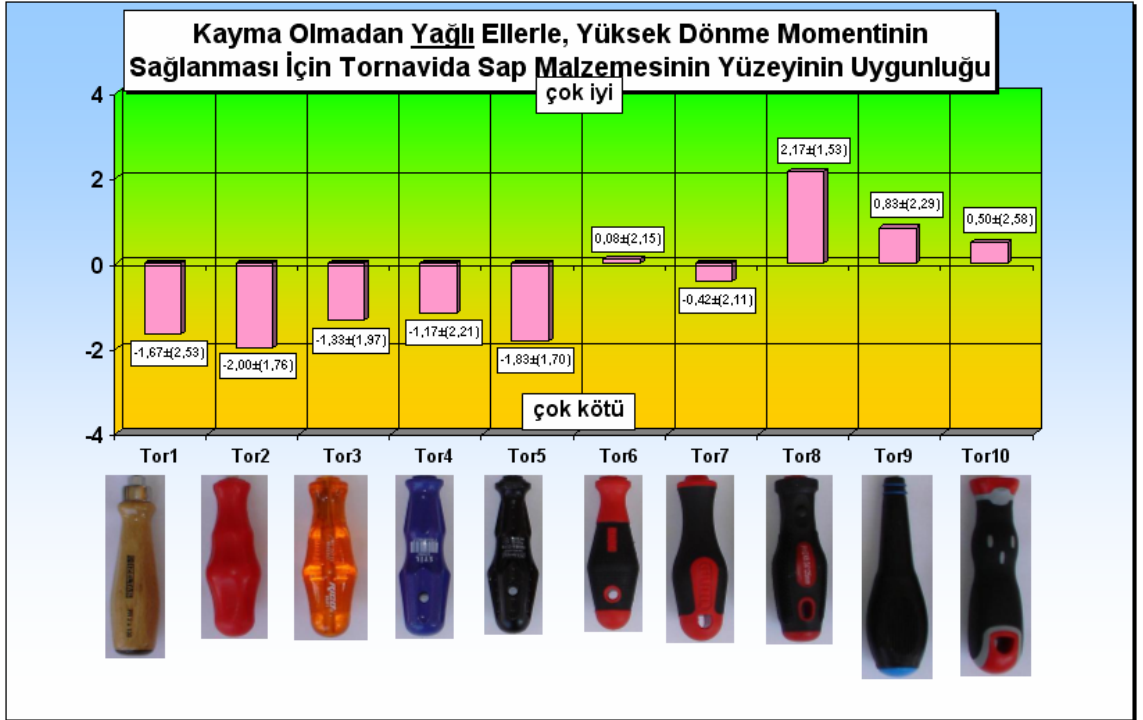
Şekil 5.55'deki grafiklerde deneklerin, tornavida sapının tasarımı ile ilgili -4 den +4'e kadar verdikleri değerlendirme puanları gösterilmektedir. Şekil 5.55'e göre en yüksek ortalamalar Tor 8 ve Tor 10'a verilirken (+4 üzerinden; 1.67 ve 1.58, sırasıyla), en düşük puanlarda Tor 5, Tor 4, Tor 1, Tor2, Tor 3 ve Tor 9'a verilmiştir (-4 üzerinden; -1.67, -1.58, -1.58, -1.50, -1.33 ve -1.08, sırasıyla). Tor 8'in sapının yapıldığı malzeme, sap uzunluğu ,sapın üzerinde boylamasına 4 adet şerit üzerindeki dairesel pürtükleri ve uygun parmak yuvaları ile Tor 8 denekler tarafından en iyi sap tasarımı olan tornavida seçilmiş bulunmaktadır. Denekler ikinciliğe Tor 10'u yerleştirmiş bulunuyorlar. Tor 10 da 10 tornavida arasında hacmi en büyük olan ve çift dairesel kesiti ve yarım daire şeklindeki parmak yuvaları ve yapıldığı malzemenin kavramaya uygun olması ile deneklerce tercih edilen bir tornavida olmaktadır.

#### **5.3.1.15.Tornavida Sapının Çap Büyüklüğü ile İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.56'daki grafiklerde deneklerin, tornavida sapının çap büyüklüğü ile ilgili anket formunda ideal sap büyüklüğü için 0 (sıfır) ve çok küçük ve çok büyük çap tanımlaması için ise -4 den 0. kadar verdikleri değerlendirme puanları gösterilmektedir. Şekil 5.56'ya göre ideal çap büyüklüğü açısından en yüksek ortalamalar Tor 8, ve Tor 10'a, verilmiştir. Tor 8'in sap çapı için deneklerin % 67'si ideal, % 17'si çok küçük (-4

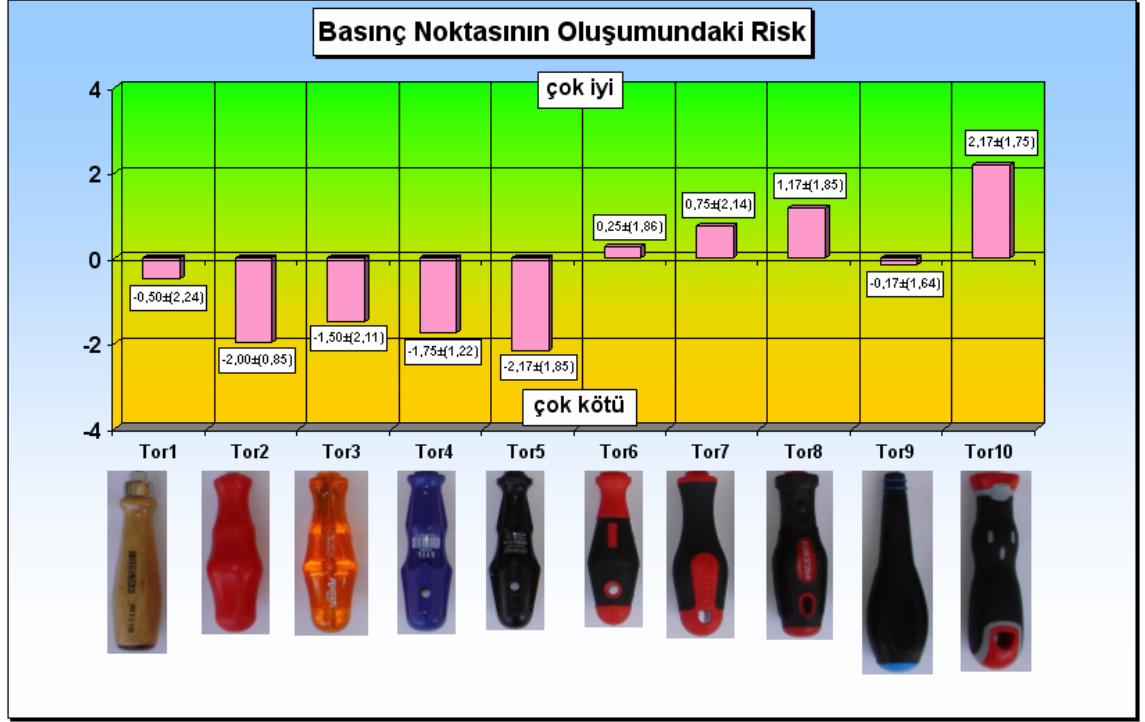


Şekil 5.50. Kayma olmadan sanayi eldivenli ellerle, yüksek dönme momentinin sağlanması için tornavida sapının malzeme yüzeyinin uygunluğu ile ilgili anket sonuçları

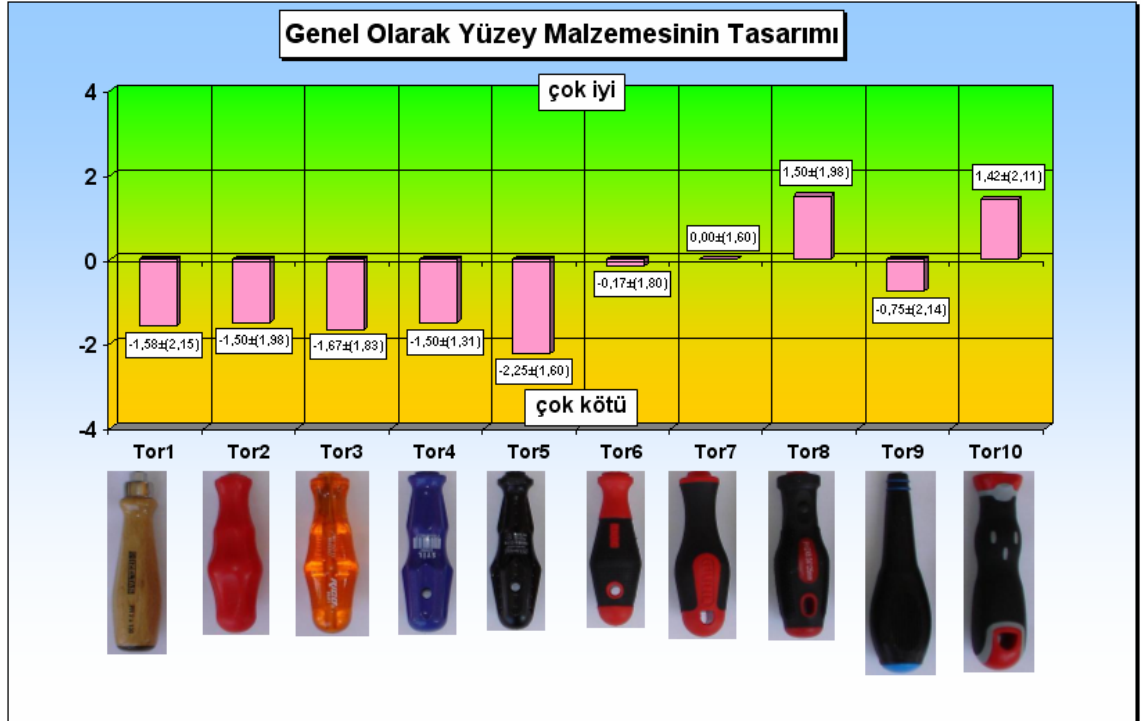


Şekil 5.51. Kayma olmadan yağlı ellerle, yüksek dönme momentinin sağlanması için tornavida sapının malzeme yüzeyinin uygunluğu ile ilgili anket sonuçları





Şekil 5.52. Tornavida sapının basınç noktasının oluşumundaki riski ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.53. Tornavida sapının genel olarak yüzey malzemesinin tasarımı ile ilgili anket sonuçları

üzerinden; -1.00) ve %17'si çok büyük (-4 üzerinden -1.50) ifadesi kullanmışlardır. Tor 10'un sap çapı için deneklerin % 67'si ideal, % 8'i çok küçük (-4 üzerinden; -1.00) deneklerin % 25'i çok büyük (-4 üzerinden; -1.33) tanımı kullanmışlardır Tor 6 için ise deneklerin % 42'si ideal, % 25'i çok küçük (-4 üzerinden; -1.67) ve % 33'ü çok büyük (-4 üzerinden; -1.75) ifadesini anketlerde kullanmışlardır. Tornavida sapının deneklerce çok büyük bulunduğu tornavidalar ise Tor 9 ve Tor 3 dür. Tor 9'un çapı için deneklerin %25'i ideal, % 25'i çap çok küçük (-4 üzerinden; -1.00) ve % 50'si çok büyük (-4 üzerinden; -2.33) ifadesi kullanmışlardır. Tor 3'ün çapı için deneklerin %50'si çok büyük derken (-4 üzerinden; -2.17), % 33'ü ideal ve % 17'si de çok küçük (-4 üzerinden; -1.50 ) yorumlaması yapmaktadırlar. Tor 4'ün tornavida sapının çapının. büyüklüğü hakkında ise denekler karar verememişlerdir Tor 4'ün çapı için deneklerin % 33'ü ideal derken, %33'ü çok küçük (-4 üzerinden; -1.75) ve %33'ü de çok büyük (-4 üzerinden; -2.00) olarak yorum yapmışlardır.

### **5.3.1.16. Tornavida Sapının Uzunluğu ile İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.57'deki grafiklerde deneklerin, tornavida sapının uzunluğunun büyüklüğü ile ilgili anket formunda ideal sap uzunluğu 0 (sıfır) ve çok küçük ve çok büyük çap tanımlaması için ise -4 den 0. kadar verdikleri değerlendirme puanları gösterilmektedir. Şekil 5.57'ye göre ideal sap uzunluğu açısından en yüksek ortalamalar Tor 8, Tor 4, ve Tor 3'e, verilmiştir. Tor 8'in sap uzunluğu için deneklerin % 50'si ideal, % 50'si çok kısa (-4 üzerinden; -1.17) ifadesi kullanmışlardır. Tor 4'ün sap uzunluğu için deneklerin % 50'si ideal, % 8'i çok uzun (-4 üzerinden; -2.00) ve % 42'si çok kısa (-4 üzerinden -1.60) tanımı kullanmışlardır Anketlerin tornavida sapının kısa olduğunu gösterdiği tornavidalar ise Tor 6, Tor 5, Tor 2, ve Tor 1'dir. Anketlerde deneklerin % 92'si Tor 6'nın çok kısa olduğunu söylerken (-4; üzerinden -2.09), % 75'i Tor 5'in, %75'i Tor2'nin ve % 58'i de Tor 1'in çok kısa olduğunu belirtiyorlar. Deneklerin % 75'i Tor 9'u çok uzun buluyorlar (-4 üzerinden; -2.00). Gerçekten de ölçümler 10 tornavida arasında en uzun saplı olanın Tor 9 olduğunu göstermektedir. Ayrıca Tor 10 anketlerde %58 oy alarak ikinci en uzun tornavida seçilmiştir. Tor 8 ve Tor 3 için ise deneklerin % 50'si ideal, % 50'si de çok kısa (-4 üzerinden; -1.17, ve -1.67sırasıyla) ifadesi kullanarak, söz konusu tornavidalar için kararsız kalmışlardır. Deneklerin, deneylerde kullanılan on adet farklı tornavida sapı için anket

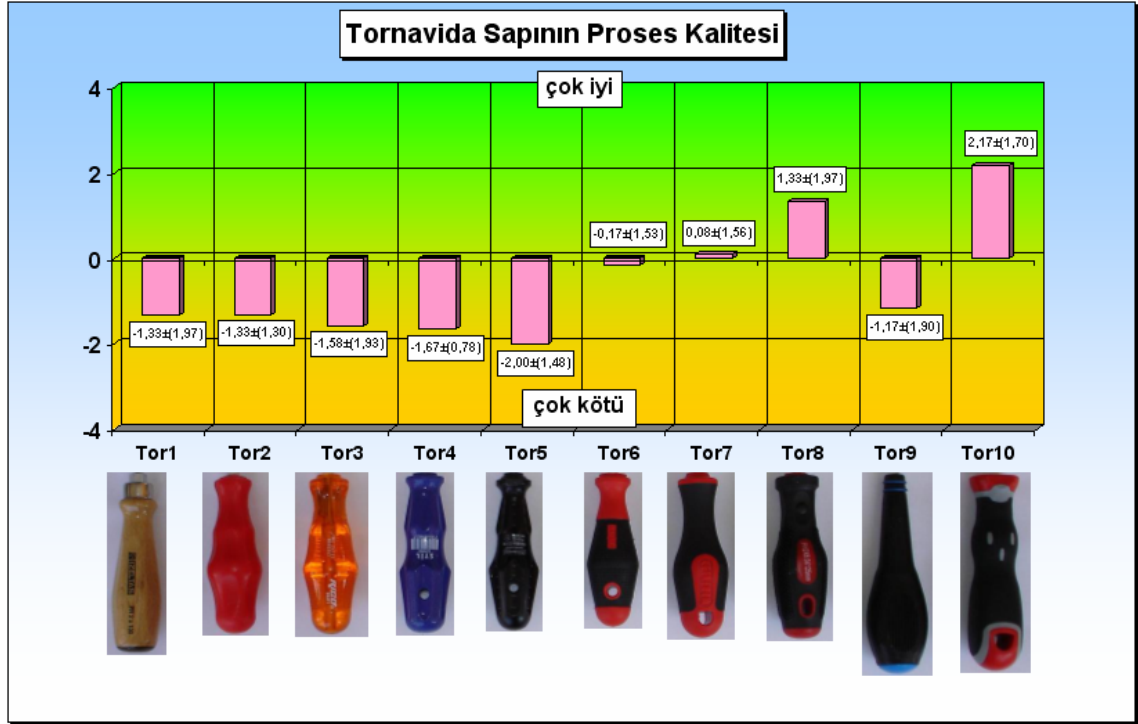
formundaki sapla ilgili sorulara verdikleri cevapların genel değerlendirilmesi yapıldığında cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemine en uygun tornavidaların: Tor 8 ve Tor 10 olduğunu, buna karşın Tor 5, Tor1, Tor 2, Tor 4, ve Tor 3'ün ise sırasıyla en kullanışsız tornavidalar seçtikleri görülmektedir. Tor 1 hariç diğer 4 tornavida sapında kılıf bulunmamakta ve yüzeyleri parlak ve kaygandır.

### **5.3.1.17.Tornavida Sapının Yapıldığı Malzemenin Sertliği ile İlgili Anket Sonuçları**

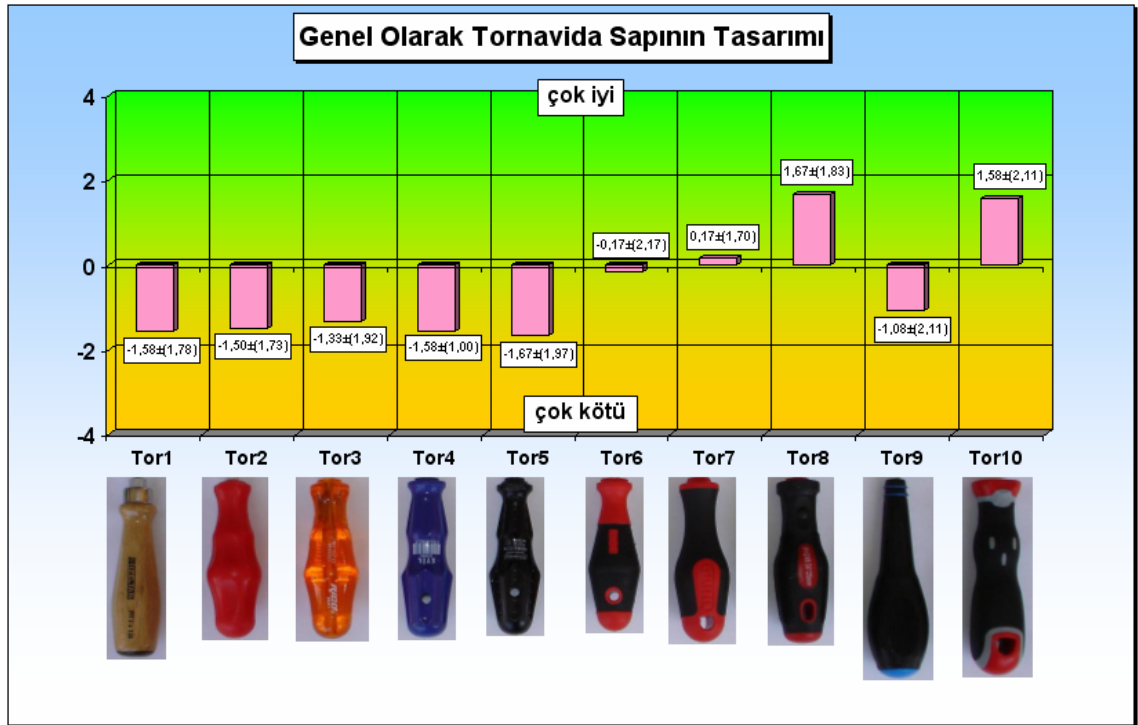
Şekil 5.58'deki grafiklerde deneklerin, tornavida sapının yapıldığı malzemenin sertliği ile ilgili ideal sap malzemesi için 0 (sıfır) ve çok yumuşak ile çok sert malzeme tanımlaması için ise -4 den 0. kadar verdikleri değerlendirme puanları gösterilmektedir. Şekil 5.58'e göre ideallik açısından en yüksek ortalamalar Tor 10, Tor 8, Tor 7,ve Tor 9 'a verilmiştir. Tor 10 için deneklerin % 58 i ideal,% 25'i çok yumuşak (-4 üzerinden; -1.33) ve %17'si çok sert (-4 üzerinden; -1.00) ifadesi kullanmışlardır.Tor 8 için deneklerin % 50'si ideal,% 8'i çok yumuşak (-4 üzerinden -2.00) ve % 42'si çok sert (-4 üzerinden -1.60) ifadesi kullanmışlardır. Tor 7 için ise deneklerin % 42'si ideal, % 17'si çok yumuşak (-4 üzerinden -1.00) ve % 42'si çok sert (-4 üzerinden; -1.00) ifadesini anketlerde kullanmışlardır. Tor 9 için ise deneklerin % 42'si ideal, % 33'ü çok yumuşak (-4 üzerinden; -1.75) ve % 25'i çok sert (-4 üzerinden; -1.33) ifadesi kullanmışlardır. Tornavida sapının deneklerce çok sert bulunduğu tornavidalar ise Tor 2, Tor 4, Tor 5, Tor1, ve Tor 3 dür. Deneklerin % 100'ü Tor 2, Tor 4,ve Tor 5'i % 100 çok sert , %92'si Tor1'i ve %83'ü de Tor 3'ü çok sert bulduklarını anketlerde ifade etmişlerdir.(-4 üzerinden; -2.55 ve ,ve 2.90 sırasıyla).

### **5.3.2. Deneklerin Tornavidayı Her Kullanıştan Sonra Alt Boyun Bölgesi, Omuz, Sırt, Bel Omuru ve Üst Ekstremitte Bölgesinde Hissettikleri Gerilmenin Şiddeti ile İlgili Anket Sonuçları**

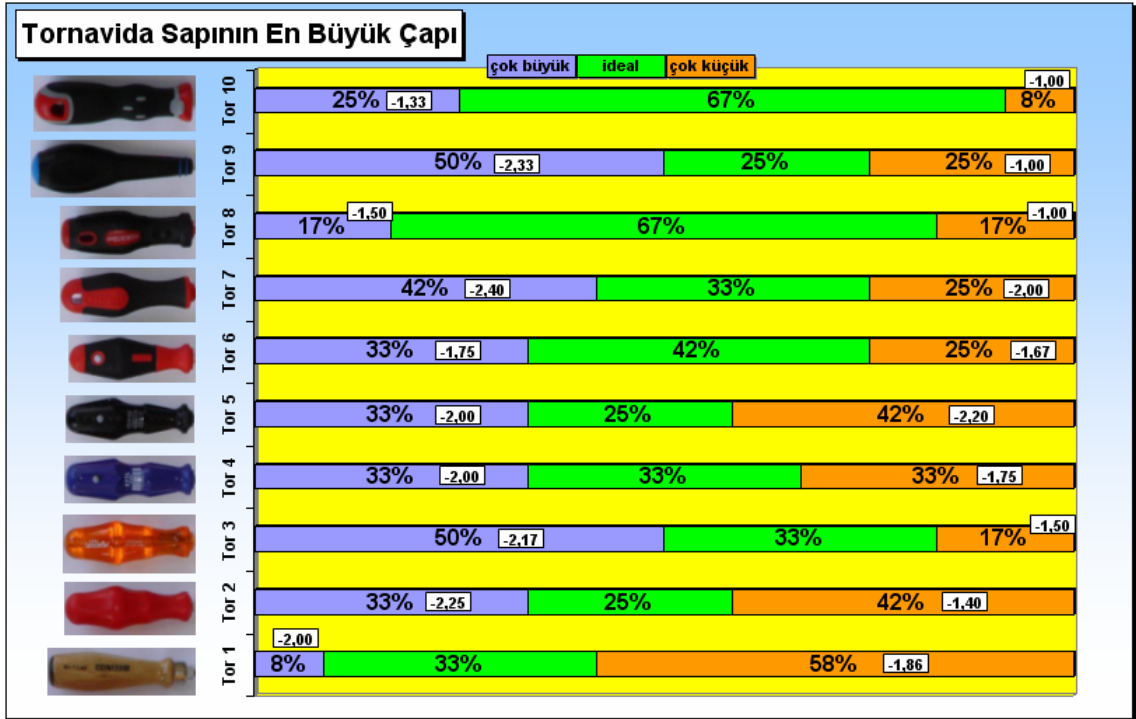
Deneklere her tornavida ile gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işleminden sonra vücutlarının alt boyun bölgesi, omuz, sırt, bel omuru, ve üst ekstremitte bölgesinde (üst kol, ön kol, el ve parmaklar) gerilme (tension) hissedip,hissetmedikleri ile ilgili 27 soru yöneltildi ve alınan cevaplar daha sonra tornavida başına 12 deneğin % 'si olarak çevrilip Çizelge 4.7 de sunulmaktadır. Her deneğin on tornavida için ayrı ayrı



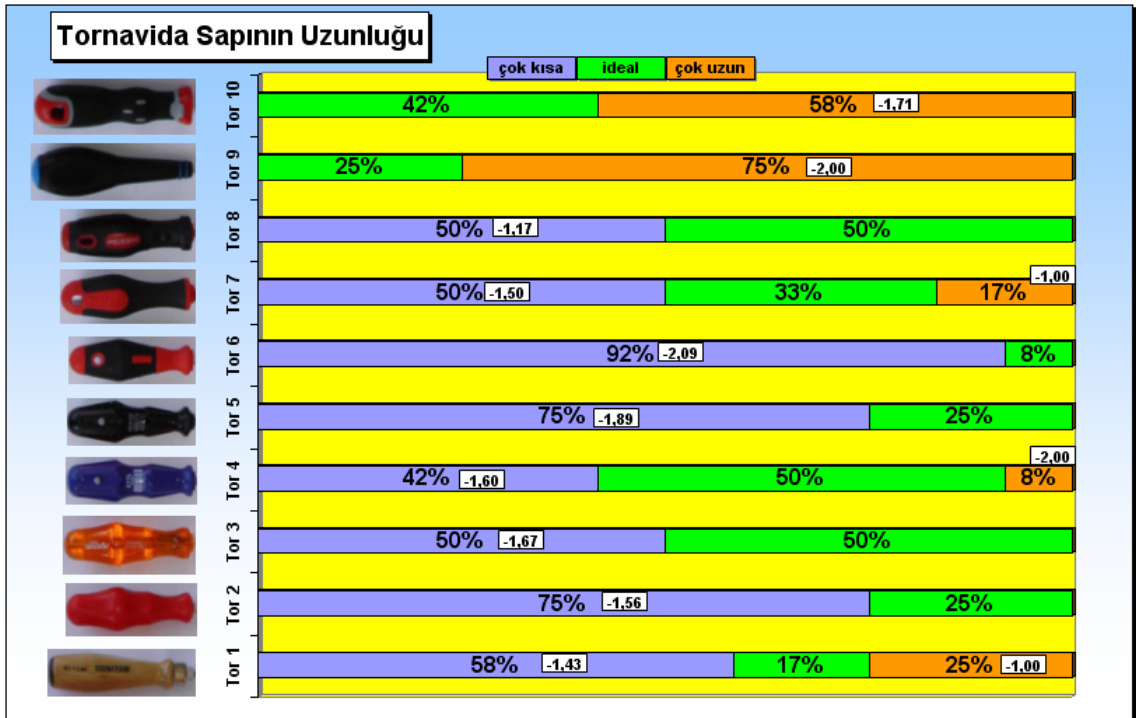
Şekil 5.54. Tornavida sapının proses kalitesi ile ilgili anket sonuçları



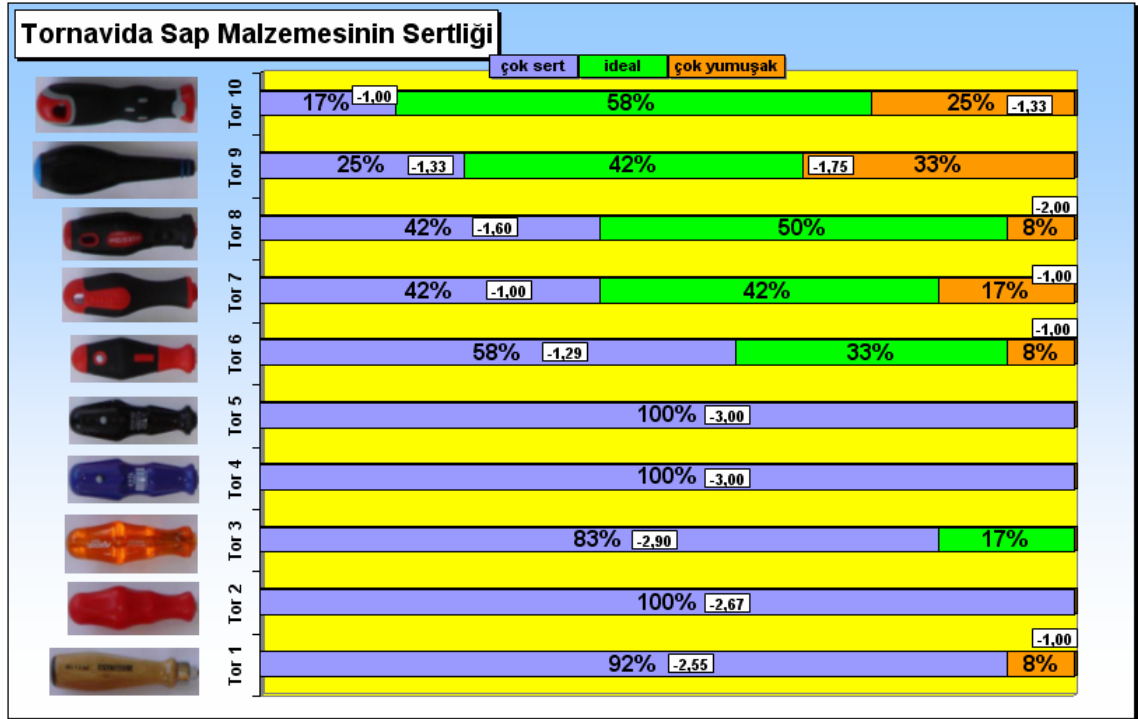
Şekil 5.55. Genel olarak tornavida sapının tasarımı ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.56. Tornavida sapının çap büyüklüğü ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.57. Tornavida sapının uzunluğu ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.58. Tornavida sapının yapıldığı malzemenin sertliği ile ilgili anket sonuçları

cevaplandığı söz konusu anket sonuçlarını topluca ve kolay anlaşılır bir şekilde ifade edebilmek için karşılaştırmalı histogram grafikte gösterme yöntemi uygulandı.

Tornavida başına deneklerin verdikleri cevaplar önce üç grupta toplandı. Sonra her grup kendi içinde cıvata sıkma ve cıvata gevşetme sonrası anket formları olmak üzere tekrar gruplandı.

1. Kuru elle
  - a) cıvata sıkma sonrası
  - b) cıvata gevşetme sonrası
2. Sanayi eldivenli elle
  - a) cıvata sıkma sonrası
  - b) cıvata gevşetme sonrası
3. Yağlı elle
  - a) cıvata sıkma sonrası
  - b) cıvata gevşetme sonrası

12 denek tarafından 10 farklı tornavida için vücudun 27 farklı bölgesi ile ilgili verilen “EVET” cevapları önce %’deye çevrildi. Ve sonra “Karşılaştırmalı Histogram Grafiği” çizme işlemi yapıldı. Kuru elle yapılan prosesler için “% de olarak verilen cevaplar “karmen pembesi” renginde, sanayi eldivenli elle yapılan işlemler sonrası verilen cevaplar “beyaz” renkle ve yağlı elle yapılan işlemler sonrası verilen cevaplar da “yeşil” renkle aynı grafik eksenlerinde gösterildi. Amaç her tornavida için her işlemde sonra verilen  $12 \times 3 \times 2 = 72$  adet cevabı aynı eksenlerde sunabilmektir. Grafik eksenlerinden ordinatta vücut bölgeleri ve apsis de ise “% olarak verilen cevaplar” işaretlendi. Apsis ekseninin sol tarafı cıvata sıkmayla ilgili anket sonuçlarını ve sağ tarafı da cıvata gevşetmeyle ilgili anket sonuçlarını sunmaktadır. Doğal olarak üç farklı koşulda (kuru elle, sanayi eldivenli elle, ve yağlı elle yapılan) işlemler de tornavida başına % değerlerinin toplamı % 300’e kadar değer alabileceğinden “% de sonuçları” her durum için 1/3 alınarak grafiğe geçirildi. Böylece grafiklerden okunan “% değerleri” üçle çarpılarak “gerçek % değerleri” hesaplanabilmektedir. Ayrıca, deneklerden üç farklı koşulda cıvata sıkma ve cıvata gevşetme sonrası hissedilen zorlanmanın şiddetinin tek-kutuplu ölçekte ifade edilmesi de istendi. Eğer zorlanma hissedilmiyorsa sonuç “0” (sıfır) ile gösterildi. Şayet zorlanma hissediliyorsa, deneklerden zorlanmanın şiddetini 1, 2, 3, 4 sayıları ile ifade etmeleri istendi.

Şekil 5.59’da Tor 1 için vücut ve avuç içi zorlanmaların % olarak değerlendirilmeleri ve Şekil 5.60’da de zorlanmaların deneklerce ifade edilen şiddetlerinin ortalamaları hem cıvata sıkma ve hem de cıvata gevşetme işlemi sonrası anketlerden elde edilen sonuçlar olarak sunulmaktadır.

### 5.3.2.1.Tor 1 ile İlgili Anket Sonuçları

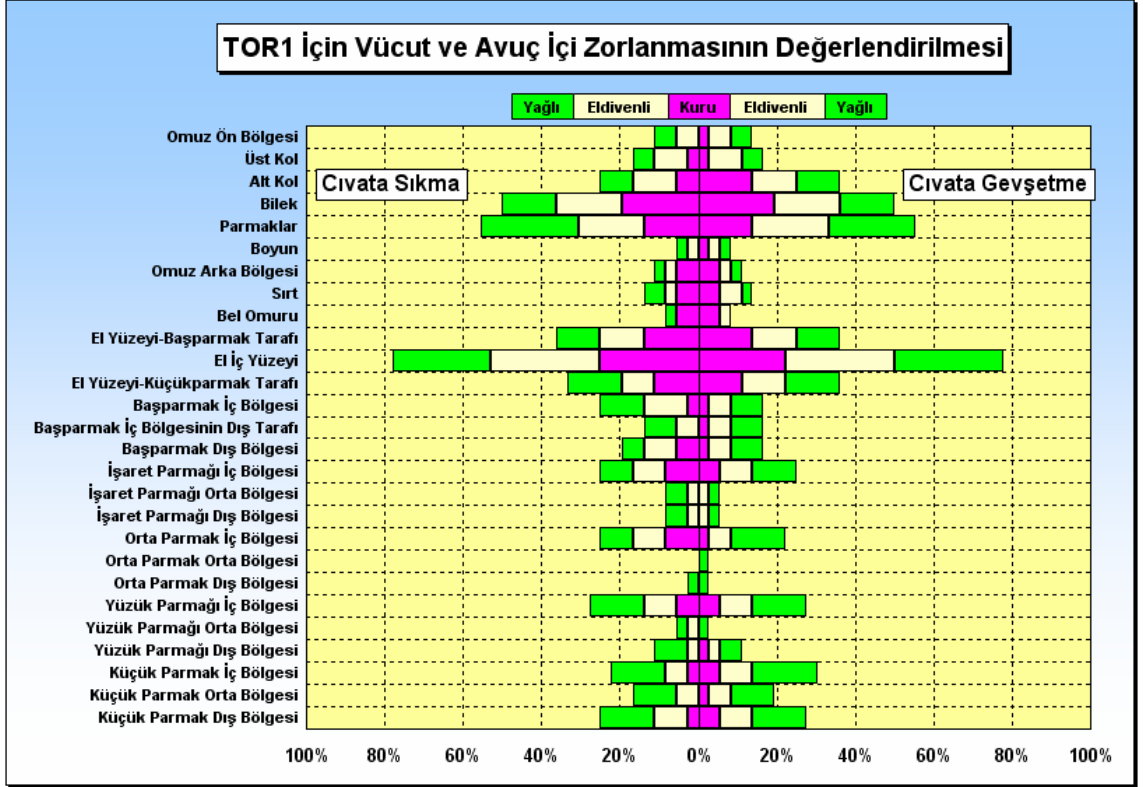
Şekil 5.59 incelendiğinde Tor 1 için yapılan anketlerde kuru elle yapılan cıvata sıkmadan sonra denekler “ omuz ön bölgesi ” için zorlanmanın olmadığını ifade ederken , aynı deneklerin % 8.33’ü cıvata gevşetme sonrası için “omuz ön bölgesinde” zorlanma hissettiklerini bildirmişlerdir. Ve denekler zorlanma şiddetini ortalama 2.00 olarak ifade etmişlerdir (Şekil 5.60). Kuru elle cıvata sıkmada deneklerin çoğu (%75) el iç yüzeyinde, 2.22 şiddetinde zorlanma hissederken eldivenli elle cıvata sıkmada deneklerin %83.33 iç el yüzeyinde 1.90 şiddetinde, yağlı elle cıvata sıkmada ise deneklerin % 75’i el iç yüzeyinde, 2.11 şiddetinde zorlanma hissetmişlerdir. Kuru elle

cıvata gevşetmede ise deneklerin %66.67'si 2.13 şiddetinde zorlanma hissederken, sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmede deneklerin %83.33'ü 2.00 şiddetinde, ve yağlı elle cıvata gevşetmede ise deneklerin %83.33'ü 2.00 şiddetinde zorlanmayı el iç yüzeyinde hissetmişlerdir. Şekil 5.59 incelendiğinde işaret parmağı orta bölgesi ile işaret parmağının dış bölgesinde, orta parmak orta bölgesi ile ortaparmak dış bölgesinde, ve yüzük parmak orta bölgesinde, kuru elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme de deneklerce zorlanma olmadığı bildirilmiştir. Buna karşın aynı parmak bölgelerinde yağlı elle cıvata gevşetmede zorlanma hissedilmiştir. Orta parmak dış bölgesi için yağlı elle cıvata sıkmada deneklerin %8.33'ü, 2.00, şiddetinde ve cıvata gevşetmede deneklerin % 8.33'ü 1.00 şiddetinde zorlanma bildirmişlerdir. Şekil 5.59'da ayrıca Tor1'in alt kol, bilek ve parmaklar ile bel omurunu kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle yapılan hem cıvata sıkmada ve hem de cıvata gevşetmede etkileyerek zorlanma oluşturduğu görülmektedir.

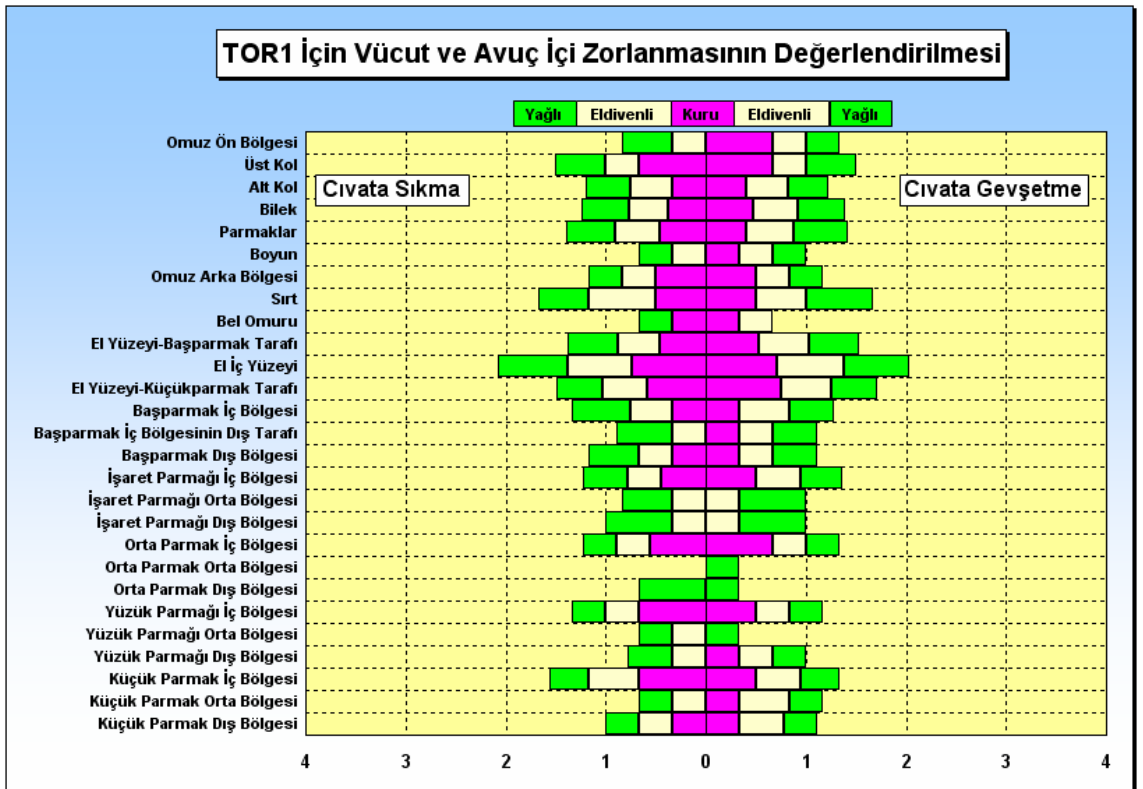
### **5.3.2.2.Tor 2 ile İlgili Anket Sonuçları**

Şekil 5.61 ve Şekil 5.62 incelendiğinde Tor 2 için yapılan anketlerde kuru elle yapılan cıvata sıkmadan sonra denekler “omuz ön bölgesi” için zorlanmanın olmadığını ifade ederken, aynı deneklerin %8.33'ü cıvata gevşetme sonrası için “omuz ön bölgesinde” zorlanma hissettiklerini bildirmişlerdir. Ve denekler zorlanmanın şiddetini ortalama 1.00 olarak ifade etmişlerdir (Şekil 5.62). Kuru elle cıvata sıkmada deneklerin çoğu (%75) el iç yüzeyinde, 1.89 şiddetinde zorlanma hissederken eldivenli elle cıvata sıkmada deneklerin %83.33 iç el yüzeyinde 1.90 şiddetinde, yağlı elle cıvata sıkmada ise deneklerin % 83.33'ü el iç yüzeyinde, 2.50 şiddetinde zorlanma hissetmişlerdir. Kuru elle cıvata gevşetmede ise deneklerin % 66.67'si 2.00 şiddetinde zorlanma hissederken, sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmede deneklerin % 83.33'ü 2.00 şiddetinde, ve yağlı elle cıvata gevşetmede ise deneklerin % 83.33 'ü 2.10 şiddetinde zorlanmayı el iç yüzeyinde hissetmişlerdir. Şekil 5.61 incelendiğinde orta parmak orta bölgesi ile yüzük parmağının orta bölgesinde, kuru elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme da deneklerce zorlanma olmadığı bildirilmiştir. Buna karşın aynı parmak bölgelerinde sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede zorlanma hissedilmiştir. Yüzük parmağın orta bölgesi için yağlı elle cıvata sıkmada deneklerin %8.33'ü, 1.00, şiddetinde ve cıvata gevşetmede deneklerin % 8.33'ü 1.00





Şekil 5.59. Tor 1 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.60. Tor 1 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları

şiddetinde zorlanma bildirmişlerdir. Şekil 5.61’de ayrıca Tor 2’nin alt kol, bilek ve parmaklar ile bel omurunu kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle yapılan hem cıvata sıkma ve hem de cıvata gevşetmede etkileyerek zorlanma oluşturduğu görülmektedir.

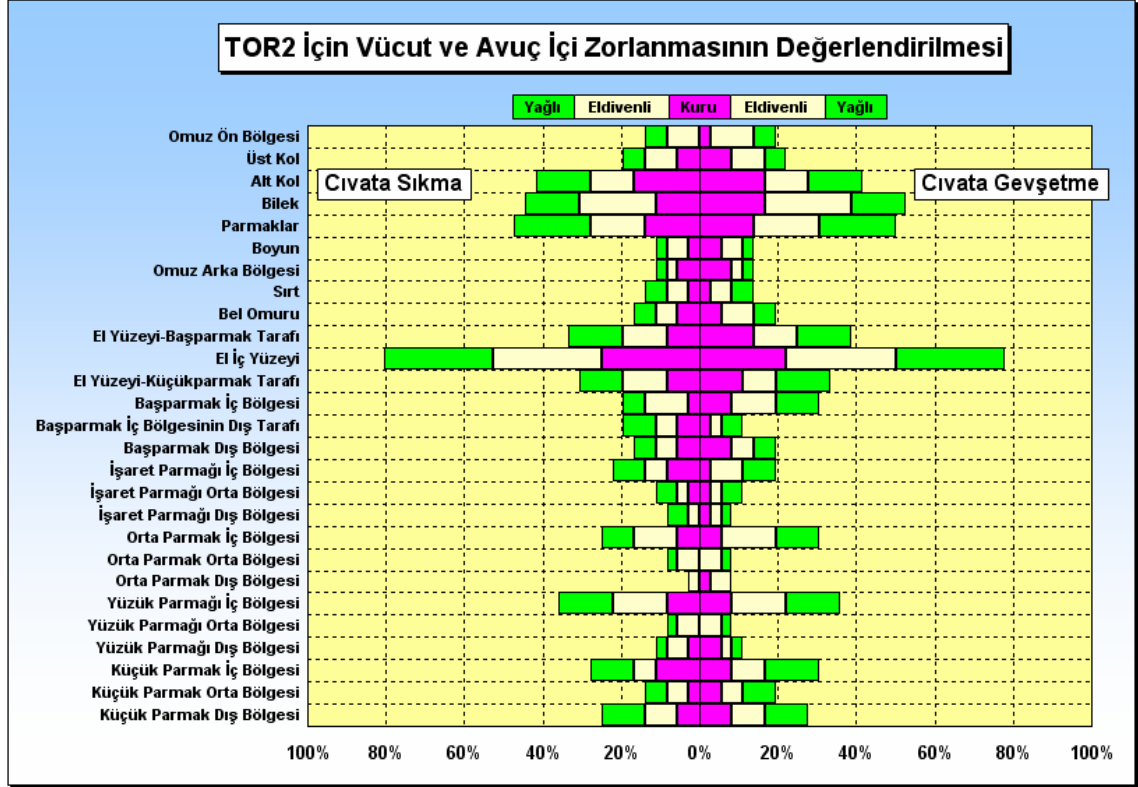
### 5.3.2.3.Tor 3 ile İlgili Anket Sonuçları

Şekil 5.63 ve Şekil 5.64 incelendiğinde Tor 3 için yapılan anketlerde deneklerin, orta parmağının orta bölgesi kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle yapılan cıvata sıkmadan etkilenmemekte ve denekler söz konusu bölge için hiç zorlanma hissetmemektedirler. Ancak, orta parmağın orta bölgesi cıvata gevşetmeden etkilenmekte ve hem kuru el ve hem de yağlı el için deneklerin %16.67’si anketlerde 1.00 şiddetinde zorlanma bildirmektedirler (Şekil 5.64). Kuru elle cıvata sıkma da deneklerin çoğu (%75)

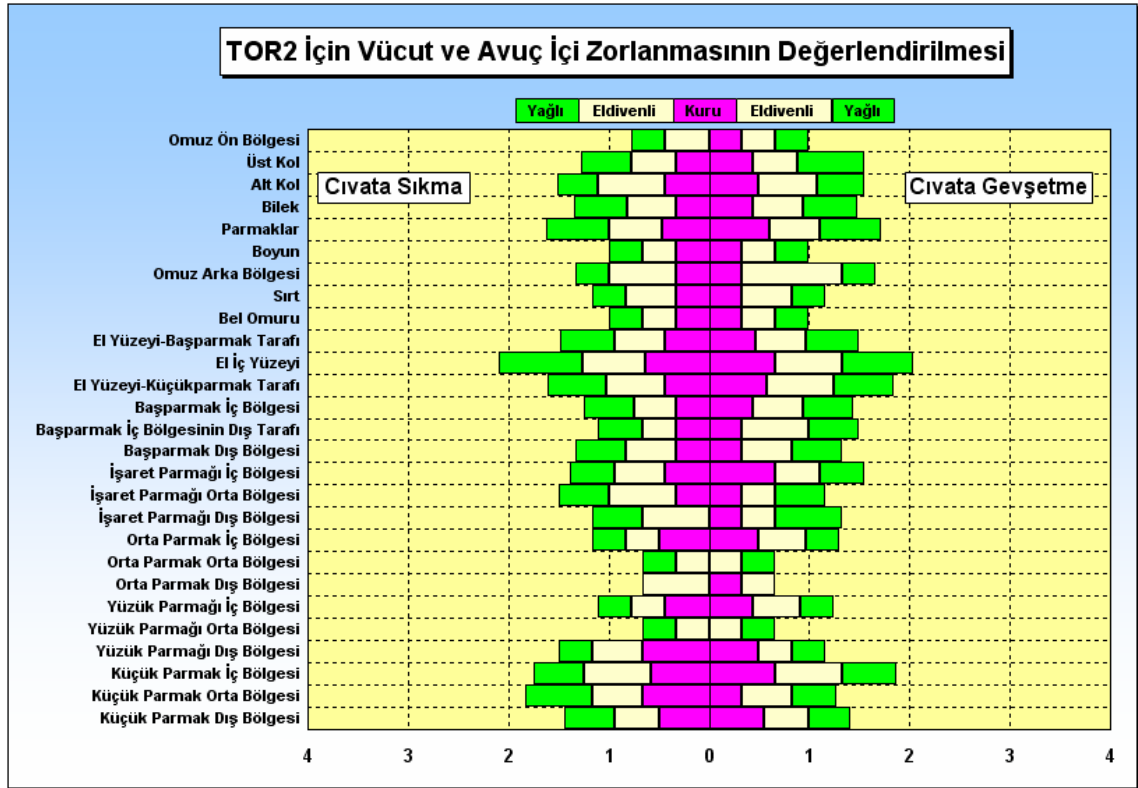
el iç yüzeyinde, 1.89 şiddetinde zorlanma hissederken eldivenli elle cıvata sıkma da deneklerin %83.33 iç el yüzeyinde 1.90 şiddetinde, yağlı elle cıvata sıkma da ise deneklerin % 83.33’ü el iç yüzeyinde,2.50 şiddetinde zorlanma hissetmişlerdir. Kuru elle cıvata gevşetmede ise deneklerin % 66.67’si 2.00 şiddetinde zorlanma hissederken, sanayi eldivenli elle cıvata gevşetmede deneklerin % 83.33’ü 2.00 şiddetinde, ve yağlı elle cıvata gevşetmede ise deneklerin % 83.33 ‘ü 2.10 şiddetinde zorlanmayı el iç yüzeyinde hissetmişlerdir. Şekil 5.63 incelendiğinde orta parmak orta bölgesi ile yüzük parmağının orta bölgesinde, kuru elle cıvata sıkma da deneklerce zorlanma olmadığı bildirilmiştir.Buna karşın aynı parmak bölgelerinde sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede zorlanma hissedilmiştir. Yüzük parmağın orta bölgesi için yağlı elle cıvata sıkma da deneklerin %8.33’ü, 1.00, şiddetinde ve cıvata gevşetmede deneklerin % 8.33’ü 1.00 şiddetinde zorlanma bildirmişlerdir. Şekil 5.63’de ayrıca Tor3’ün alt kol,bilek ve parmaklar ile bel omurunda, kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede zorlanma oluşturduğu görülmektedir.

### 5.3.2.4.Tor 4 ile İlgili Anket Sonuçları

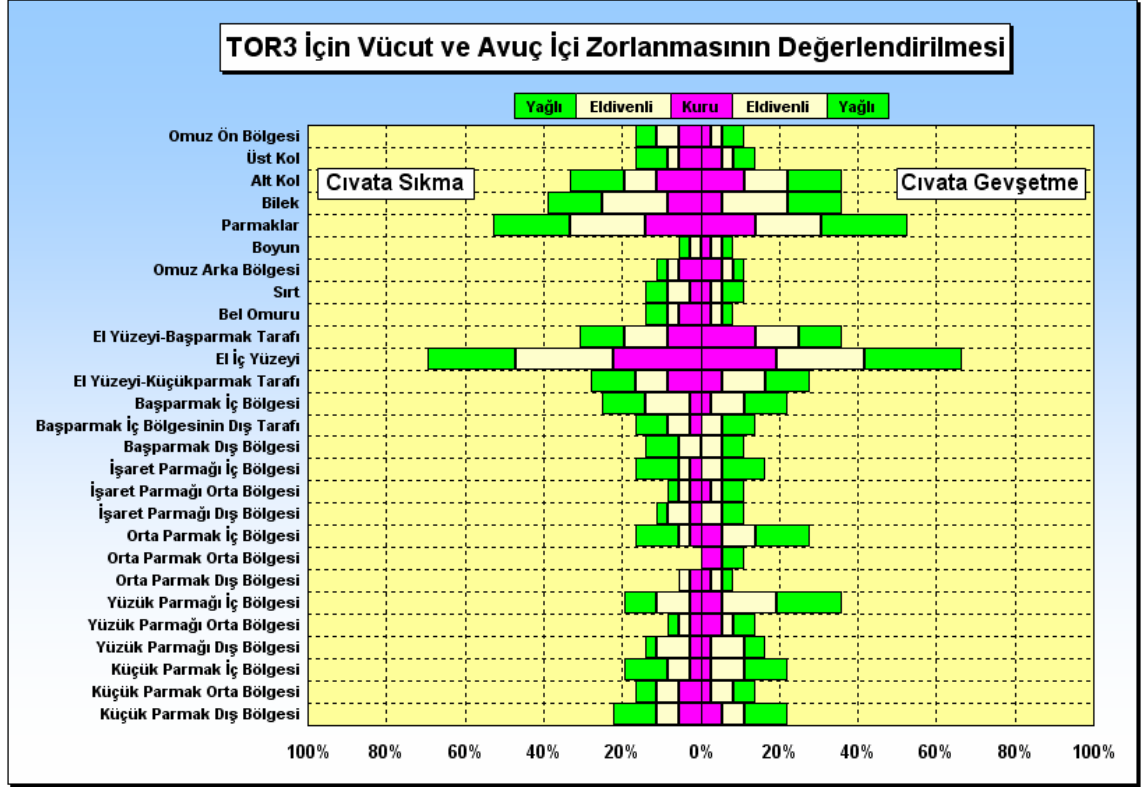
Şekil 5.65 ve Şekil 5.66 incelendiğinde Tor 4 için yapılan anketlerde deneklerin, başparmağının iç bölgesinin dış kısmının kuru elle ve yüzük parmağının orta bölgesinin



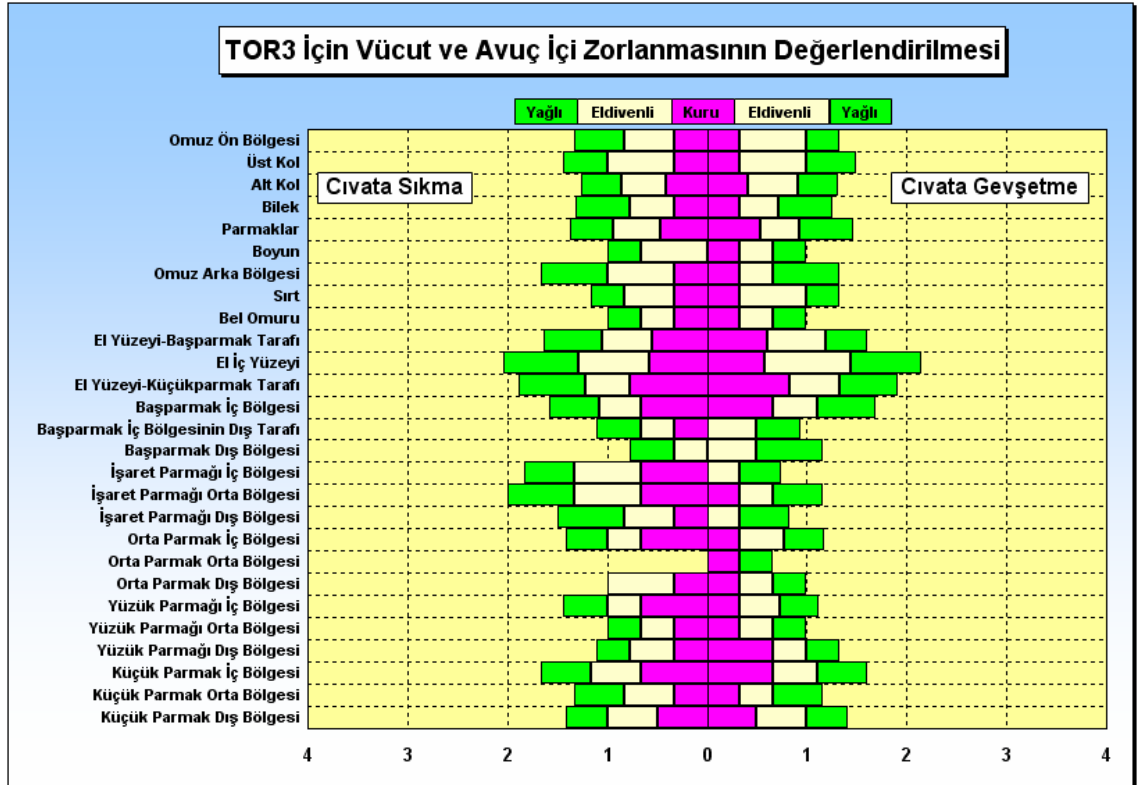
Şekil 5.61. Tor 2 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.62. Tor 2 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.63. Tor 3 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları

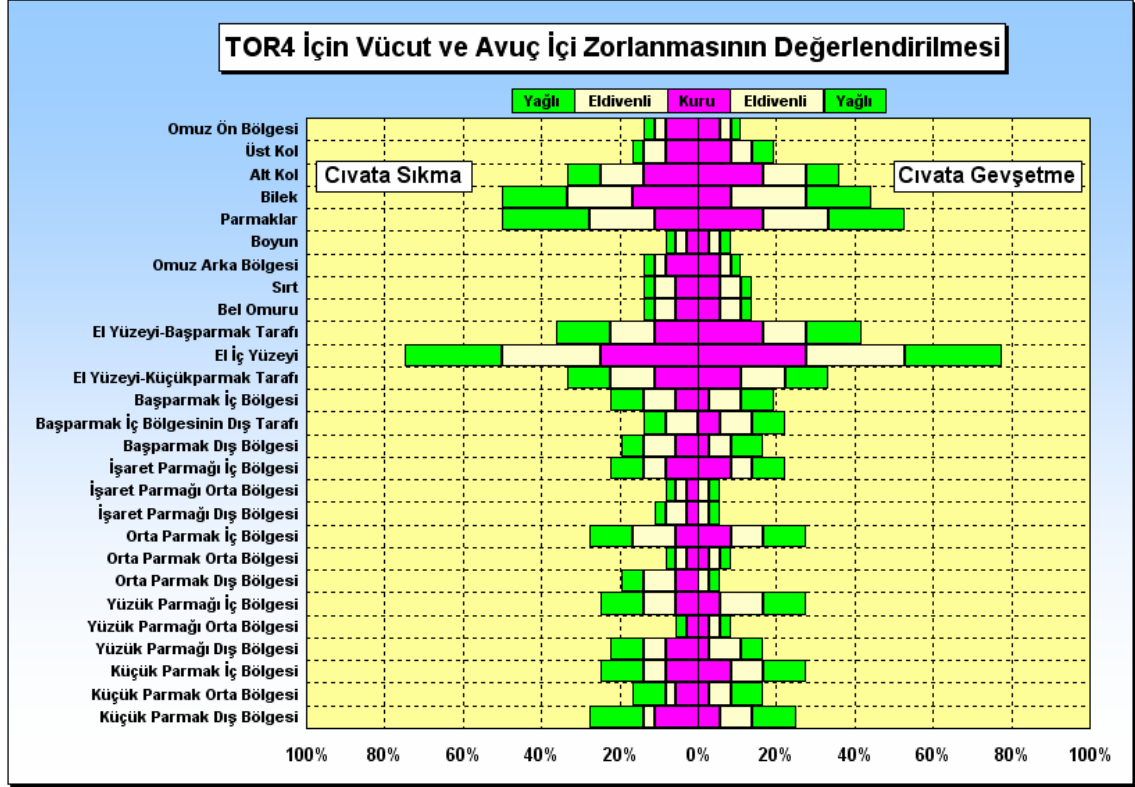


Şekil 5.64. Tor 3 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları

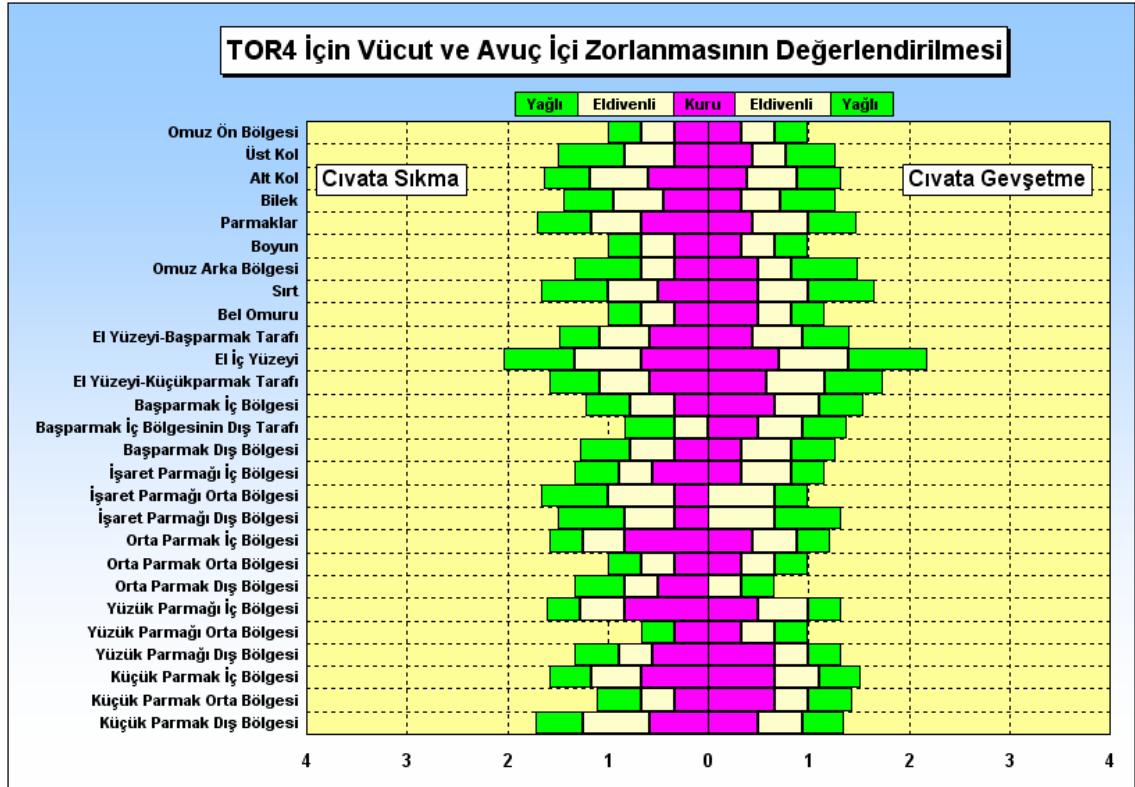
eldivenli elle, cıvata sıkmadan etkilenmediği ve deneklerin söz konusu bölge için hiç zorlanma hissetmedikleri görülmektedir. İşaret parmağın orta bölgesi ile işaret parmağın dış bölgesi ile orta parmağın dış bölgesi kuru elle cıvata gevşetmeden etkilenmemektedir. Buna karşın, hem sanayi eldivenli elle ve hem de yağlı el için deneklerin % 8.33'ü anketlerde 2.00 şiddetinde zorlanma bildirmişlerdir (Şekil 5.66). Kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata sıkmada deneklerin çoğu (%75) el iç yüzeyinde, 2.00, 2.00 ve 2.11 şiddetinde sırasıyla zorlanma hissederken, kuru elle cıvata gevşetmede deneklerin % 83.33'ü 2.10 şiddetinde, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata gevşetmede ise deneklerin % 75.00'i 2.11 ve 2.33 şiddetinde sırasıyla zorlanmayı el iç yüzeyinde hissetmişlerdir. Şekil 5.65 incelendiğinde orta parmak orta bölgesi ile yüzük parmağının orta bölgesinde, kuru elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme de deneklerce zorlanma olmadığı bildirilmiştir. Buna karşın aynı parmak bölgelerinde sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede zorlanma hissedilmiştir. Yüzük parmağın orta bölgesi için yağlı elle cıvata sıkmada deneklerin %8.33'ü, 1.00, şiddetinde ve cıvata gevşetmede deneklerin % 8.33'ü 1.00 şiddetinde zorlanma bildirmişlerdir. Şekil 5.65'de ayrıca Tor 4'ün alt kol, bilek ve parmaklar ile el yüzeyi başparmak tarafı kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle yapılan hem cıvata sıkmada ve hem de cıvata gevşetmede etkileyerek zorlanma oluşturduğu görülmektedir.

### 5.3.2.5.Tor 5 ile İlgili Anket Sonuçları

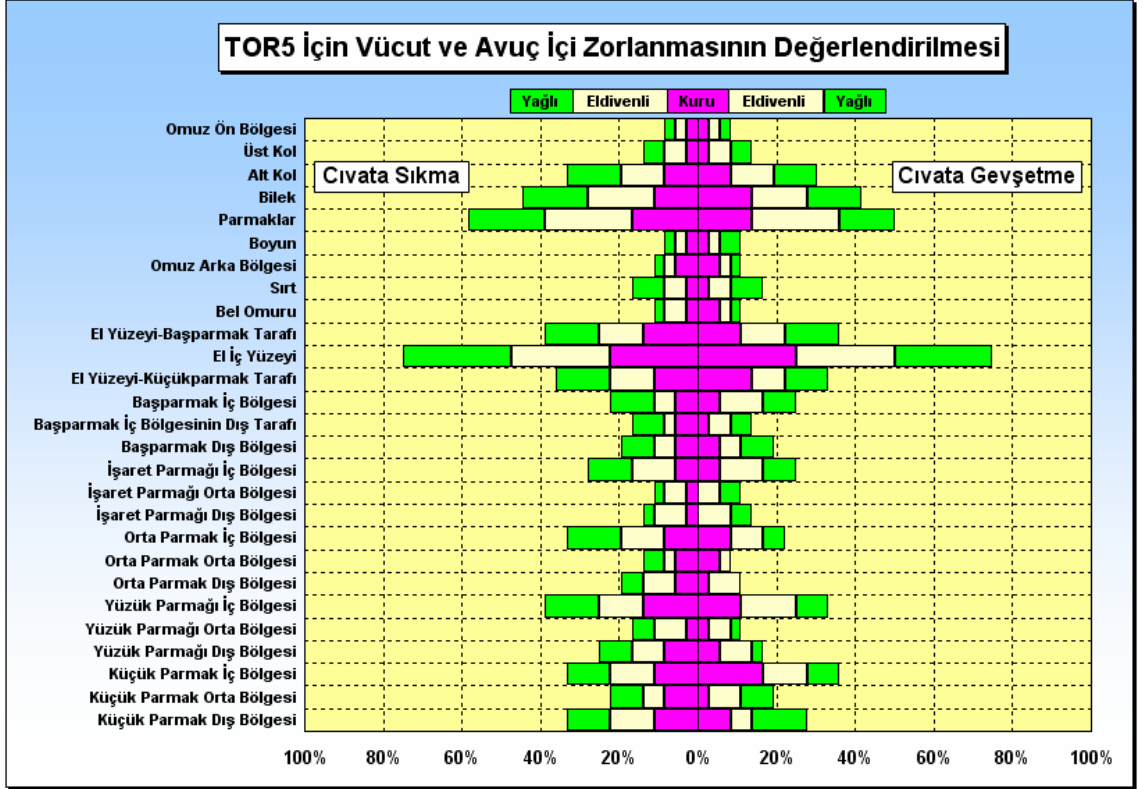
Şekil 5.67 ve Şekil 5.68 incelendiğinde Tor 5 için yapılan anketlerde deneklerin, işaret parmağının orta bölgesi ile işaret parmağının dış bölgesinin, kuru elle, cıvata gevşetmeden etkilenmediği ve deneklerin söz konusu bölge için hiç zorlanma hissetmedikleri görülmektedir. Buna karşın, hem sanayi eldivenli elle ve hem de yağlı el için deneklerin % 25.00, ve % 16.67 'si sırasıyla anketlerde 1.00 ve 1.50 şiddetinde sırasıyla zorlanma bildirmişlerdir(Şekil 5.68). Kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata sıkmada deneklerin çoğu (%66.67, %75.00 ve % 83.33'ü sırasıyla) el iç yüzeyinde, 2.13, 2.33 ve 2.20 şiddetinde sırasıyla zorlanma hissederken, kuru elle cıvata gevşetmede deneklerin, % 75.00'i, 2.33 şiddetinde, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata gevşetmede ise deneklerin % 75.00'i 2.22 ve 2.56 şiddetinde sırasıyla zorlanmayı el iç yüzeyinde hissetmişlerdir. Şekil 5.67 incelendiğinde orta parmak orta bölgesinde,



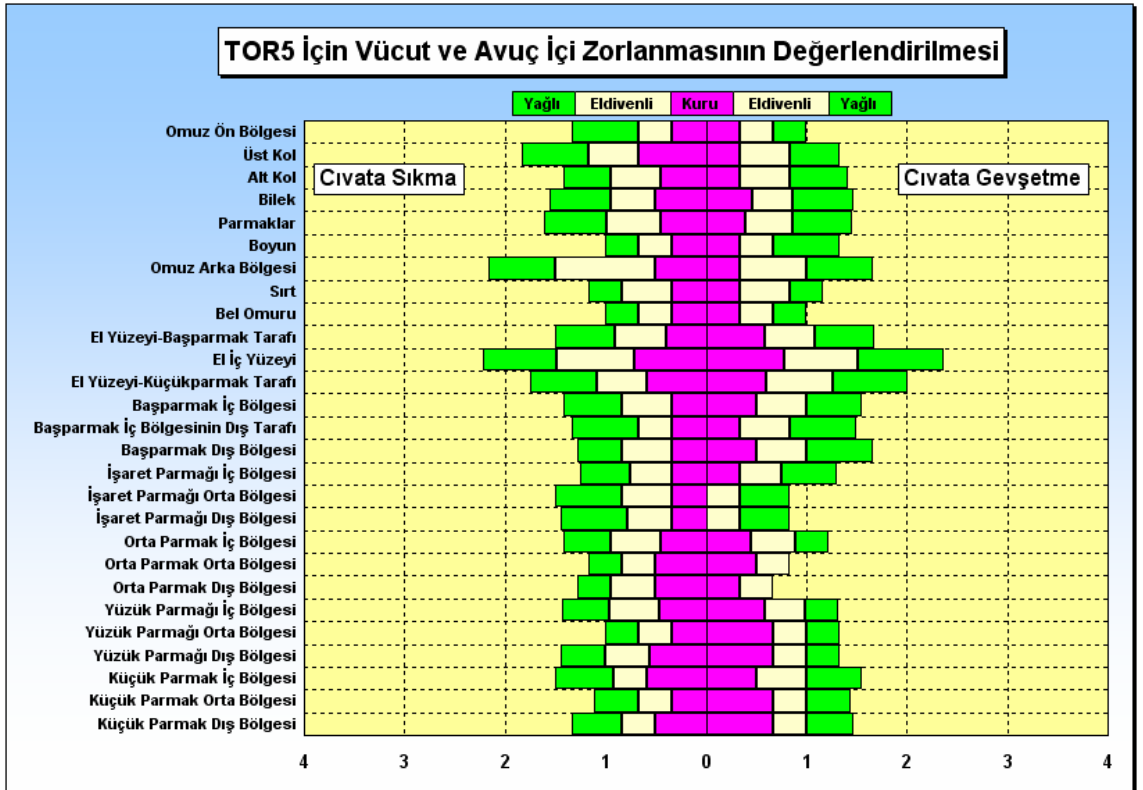
Şekil 5.65. Tor 4 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.66. Tor 4 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları



şekil 5.67. Tor 5 için vct ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları



şekil 5.68. Tor 5 için vct ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları

eldivenli elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme da deneklerce zorlanma olmadığı bildirilmiştir. Buna karşın aynı parmak bölgesinde yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede zorlanma hissedilmiştir. Yüzük parmağın iç bölgesi için yağlı elle cıvata sıkmada deneklerin %41.67'si, 1.40 şiddetinde ve cıvata gevşetmede deneklerin % 25.00'i 1.00 şiddetinde zorlanma bildirmişlerdir. Şekil 5.67'de ayrıca Tor 5 alt kol, bilek ve parmaklar ile el yüzeyi, küçük parmağın iç, orta, ve dış bölgesi ile yüzük parmağın iç, dış, ve orta bölgelerini, kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle yapılan hem cıvata sıkmada ve hem de cıvata gevşetmede etkileyerek zorlanma oluşturmaktadır.

### 5.3.2.6 Tor 6 ile İlgili Anket Sonuçları

Şekil 5.69 ve Şekil 5.70 incelendiğinde Tor 6 için yapılan anketlerde deneklerin, yüzük parmağının orta bölgesi ile boyun bölgesinin, kuru elle, yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetmeden etkilenmediği ve deneklerin söz konusu bölgeler için hiç zorlanma hissetmedikleri görülmektedir. Buna karşın, hem sanayi eldivenli el ve hem de yağlı el için deneklerin % 8.33'ü cıvata sıkmada yüzük parmağın orta bölgesi için anketlerde sırasıyla 2.00 ve 1.00 şiddetinde zorlanma bildirmişlerdir (Şekil 5.70). Kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata sıkmada deneklerin çoğu (%66.67, %91.67 ve % 91.67'si sırasıyla) el iç yüzeyinde, sırasıyla 2.00, 2.09 ve 2.18 şiddetinde zorlanma hissederken, kuru elle cıvata gevşetmede deneklerin, % 75.00'i, 2.00 şiddetinde, sanayi eldivenli elle deneklerin %83.33ü, 2.20, ve yağlı elle cıvata gevşetmede ise deneklerin % 91.67'si 1.91, şiddetinde zorlanmayı el iç yüzeyinde hissetmişlerdir. Şekil 5.69 incelendiğinde orta parmak orta bölgesinde, eldivenli elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme de deneklerce zorlanma olmadığı bildirilmiştir. Buna karşın aynı parmak bölgesinde yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede zorlanma hissedilmiştir. Şekil 5.69'da ayrıca Tor 6'nın alt kol, bilek ve parmaklar ile el yüzeyi, yüzük parmağın iç ve dış bölgesi ile küçük parmağın iç, orta, ve dış bölgesini, kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle yapılan hem cıvata sıkmada ve hem de cıvata gevşetmede etkileyerek zorlanma oluşturduğu görülmektedir.

### 5.3.2.7.Tor 7 ile İlgili Anket Sonuçları

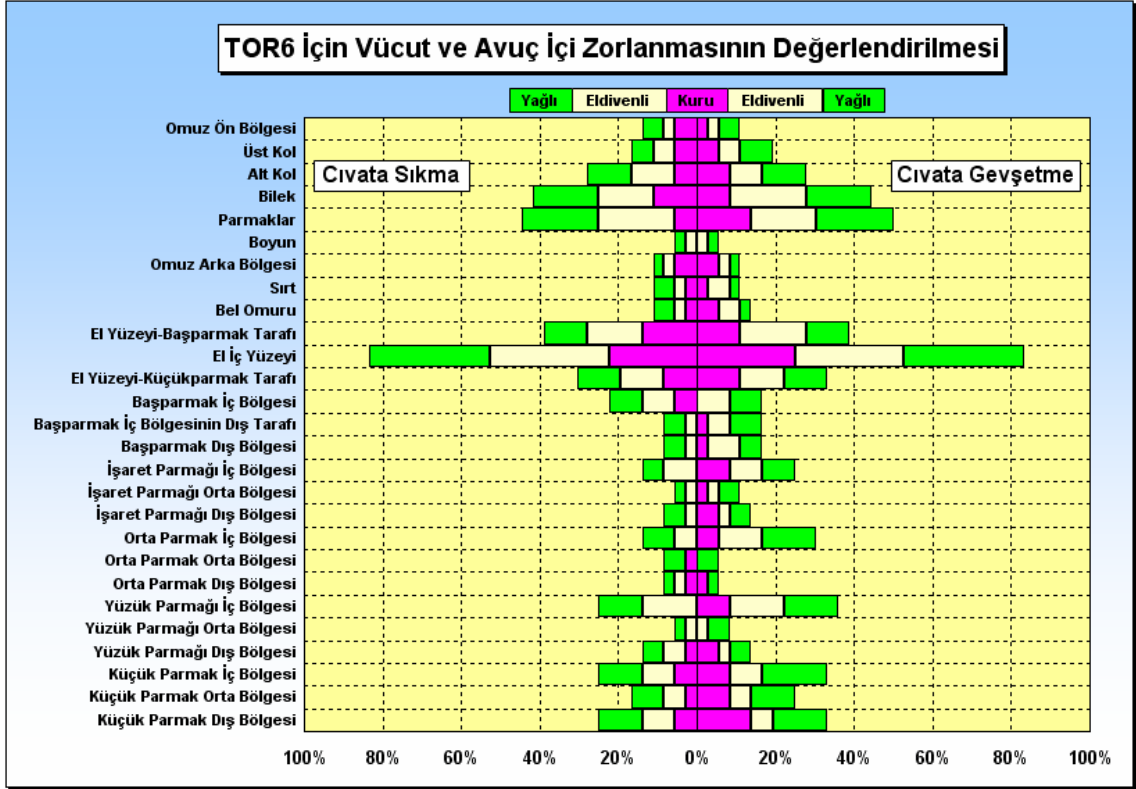
Şekil 5.71 ve Şekil 5.72 incelendiğinde Tor 7 için yapılan anketlerde deneklerin, boyun bölgesi ile işaret parmağının orta ve dış bölgelerinin, kuru elle,yapıla cıvata



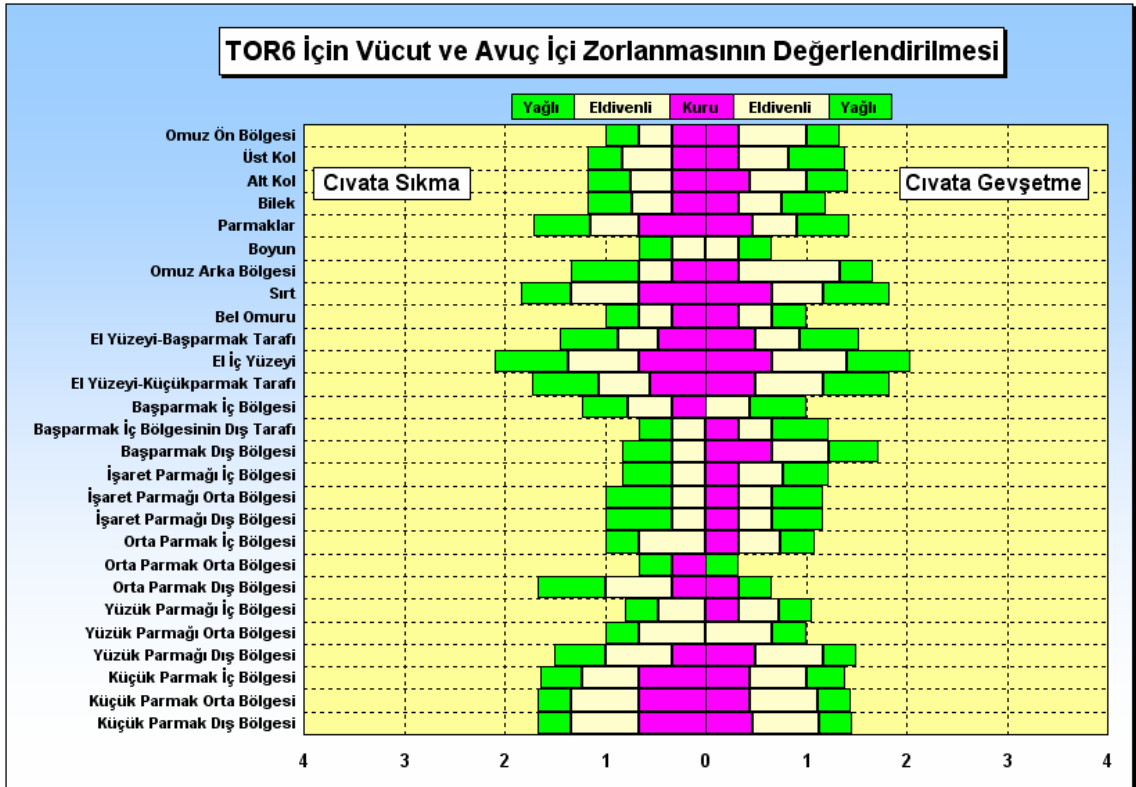
sıkma dan ve cıvata gevşetmeden etkilenmediği ve deneklerin söz konusu bölgeler için hiç zorlanma hissetmedikleri görülmektedir. Buna karşın, hem sanayi eldivenli elle ve hem de yağlı el için deneklerin, sırasıyla % 16.67'si ve % 8.33'ü cıvata sıkma boyunu bölgesi için anketlerde sırasıyla 1.00 ve 1.00 şiddetinde zorlanma bildirmişlerdir(Şekil 5.72). Kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata sıkma deneklerin çoğu (%58.33, % 75, ve % 83.33'ü sırasıyla) el iç yüzeyinde, sırasıyla 1.57, 2.22, ve 2.00, şiddetinde zorlanma hissederken, kuru elle cıvata gevşetme deneklerin, % 66.67'si, 1.38 şiddetinde, sanayi eldivenli elle deneklerin %83.33'ü, 2.10, ve yağlı elle cıvata gevşetme ise deneklerin % 75.00'i 2.00, şiddetinde zorlanmayı el iç yüzeyinde hissetmişlerdir. Şekil 5.71 incelendiğinde orta parmak orta bölgesinde, yağlı elle yapılan cıvata sıkma ve cıvata gevşetme de deneklerce zorlanma olmadığı bildirilmiştir. Buna karşın aynı parmak bölgesinde eldivenli elle hem cıvata sıkma ve hem de cıvata gevşetme işleminde zorlanma hissedilmiştir. Şekil 5.72'de ayrıca Tor 7'nin alt kol, bilek ve parmaklar ile el yüzeyi, yüzük parmağın iç ve dış bölgesi ile küçük parmağın iç, orta, ve dış bölgesini, kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle yapılan hem cıvata sıkma ve hem de cıvata gevşetme işleminde etkileyerek zorlanma oluşturduğu görülmektedir.

### **5.3.2.8.Tor 8 ile İlgili Anket Sonuçları**

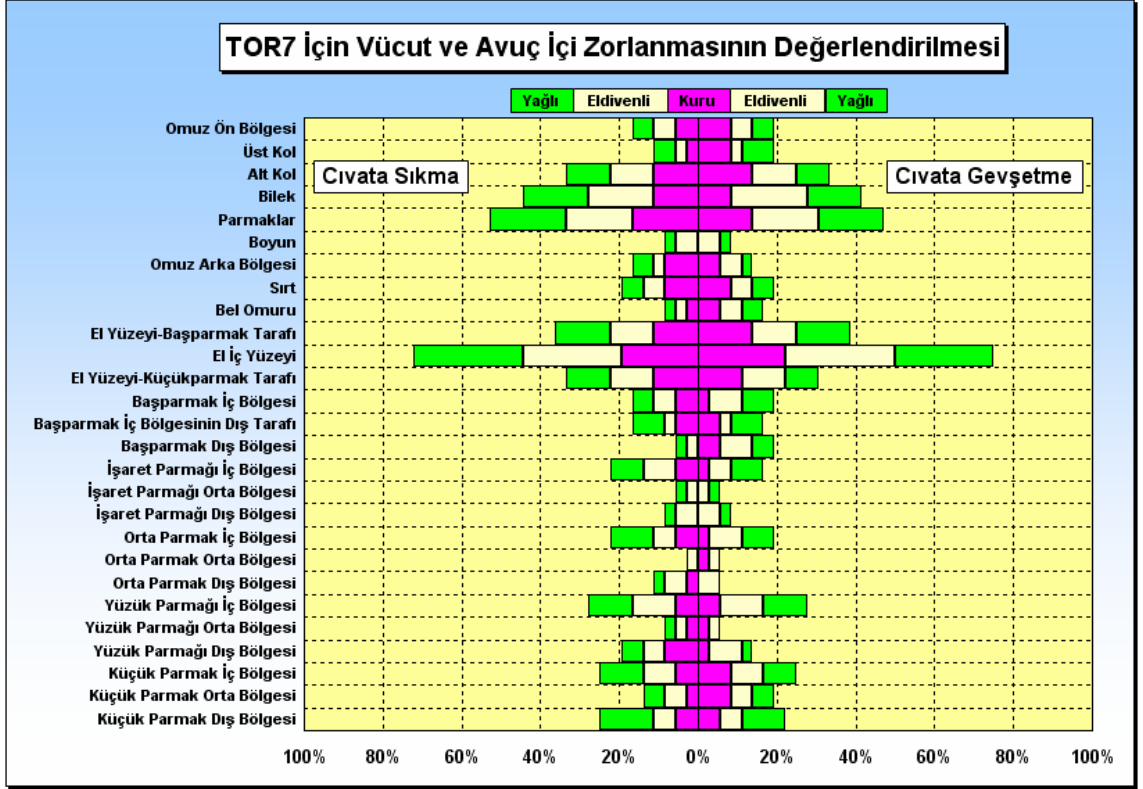
Şekil 5.73 ve Şekil 5.74, incelendiğinde Tor 8 için yapılan anketlerde deneklerin, orta parmağının orta bölgesi ile yüzük parmağın orta bölgesinin, yağlı elle yapılan cıvata sıkmadan ve cıvata gevşetmeden etkilenmediği ve deneklerin söz konusu bölgeler için hiç zorlanma hissetmedikleri görülmektedir. Buna karşın, orta parmağın orta bölgesi yalnız sanayi eldivenle yapılan cıvata sıkma deneklerin %8.33'ü 1.00 şiddetinde etkilenirken, aynı bölge için yalnız kuru elle yapılan cıvata gevşetme deneklerin %8.33'ü 1.00 şiddetinde zorlanma hissetmektedirler. Tor 8 ile, kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata sıkma deneklerin çoğu (%66.67, % 66.67, ve % 83.33'ü sırasıyla) el iç yüzeyinde, sırasıyla 1.88, 2.13, ve 2.00, şiddetinde zorlanma hissederken, kuru elle cıvata gevşetme deneklerin, %75'i, 1.78 şiddetinde, sanayi eldivenli elle deneklerin %66.67'si, 2.25, ve yağlı elle cıvata gevşetme ise deneklerin % 83.33'ü, 2.00, şiddetinde zorlanmayı el iç yüzeyinde hissetmişlerdir. Şekil 5.73'de ayrıca Tor 8'in üst kol, alt kol, bilek ve parmaklar ile el yüzeyi-başparmak tarafı, el yüzeyi-küçük parmak tarafı, başparmak dış bölgesi, orta parmağın iç bölgesi ile



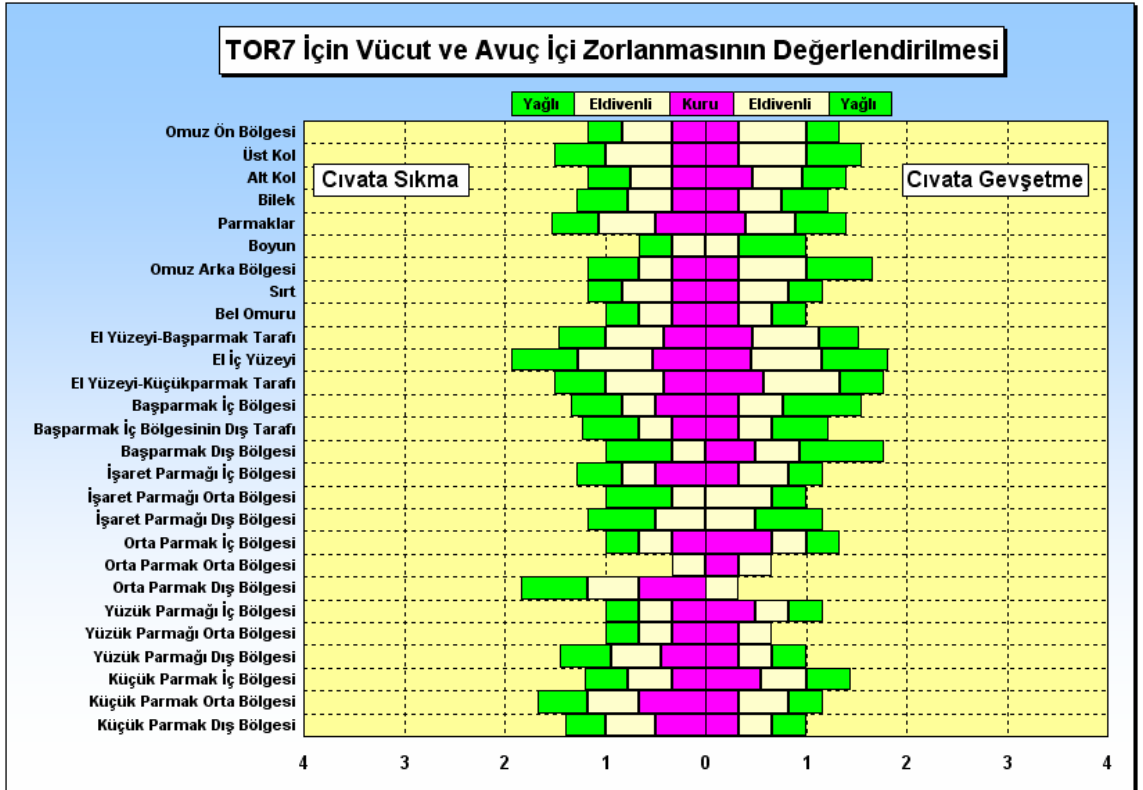
Şekil 5.69. Tor 6 için vucut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları



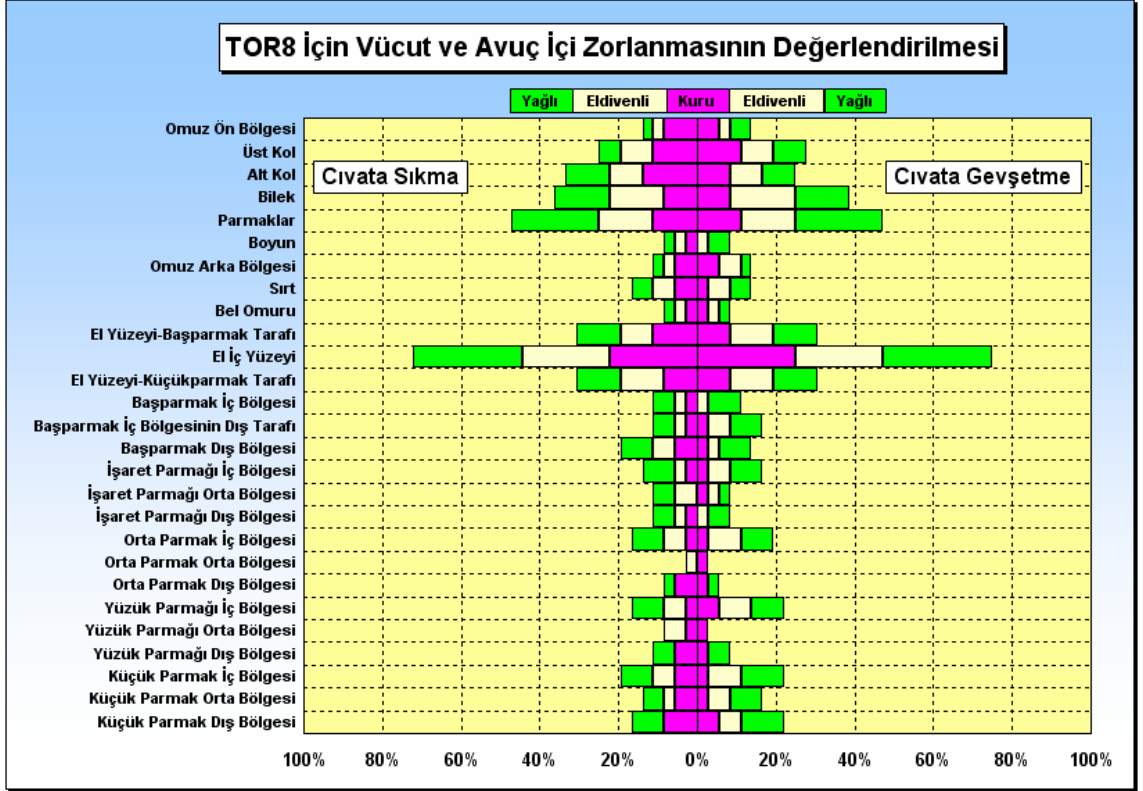
Şekil 5.70. Tor 6 için vucut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları



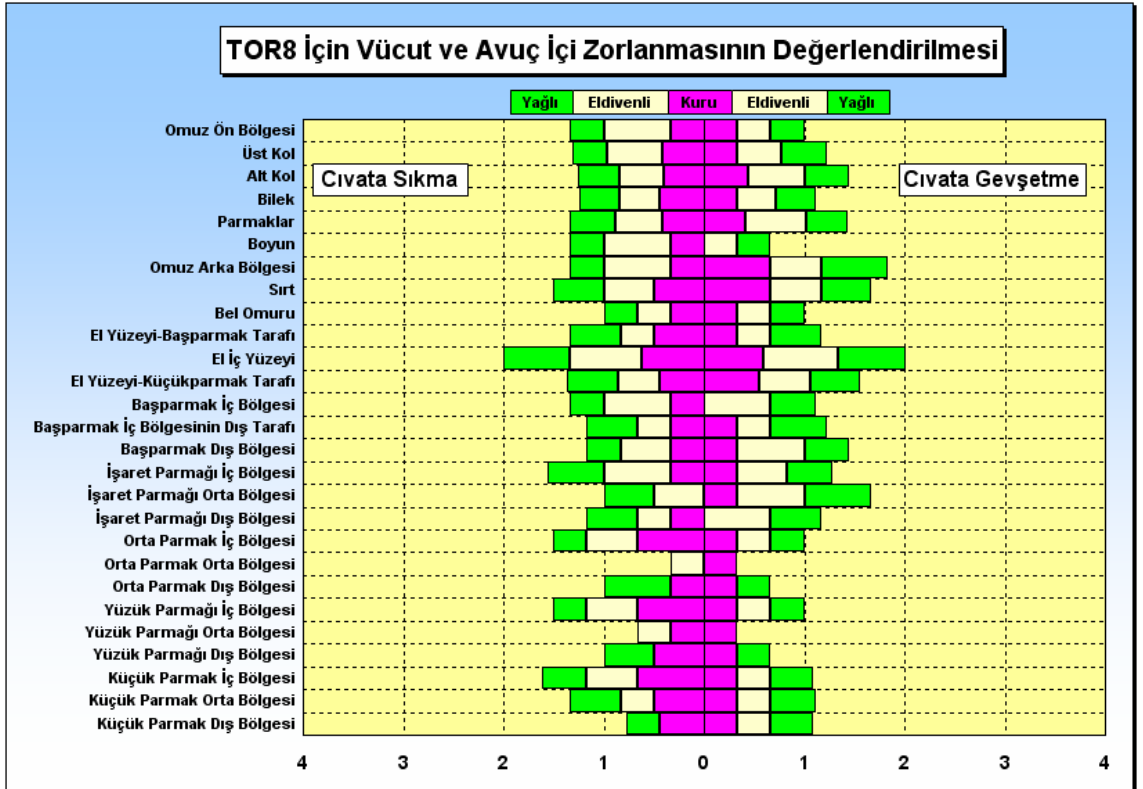
Şekil 5.71. Tor 7 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları



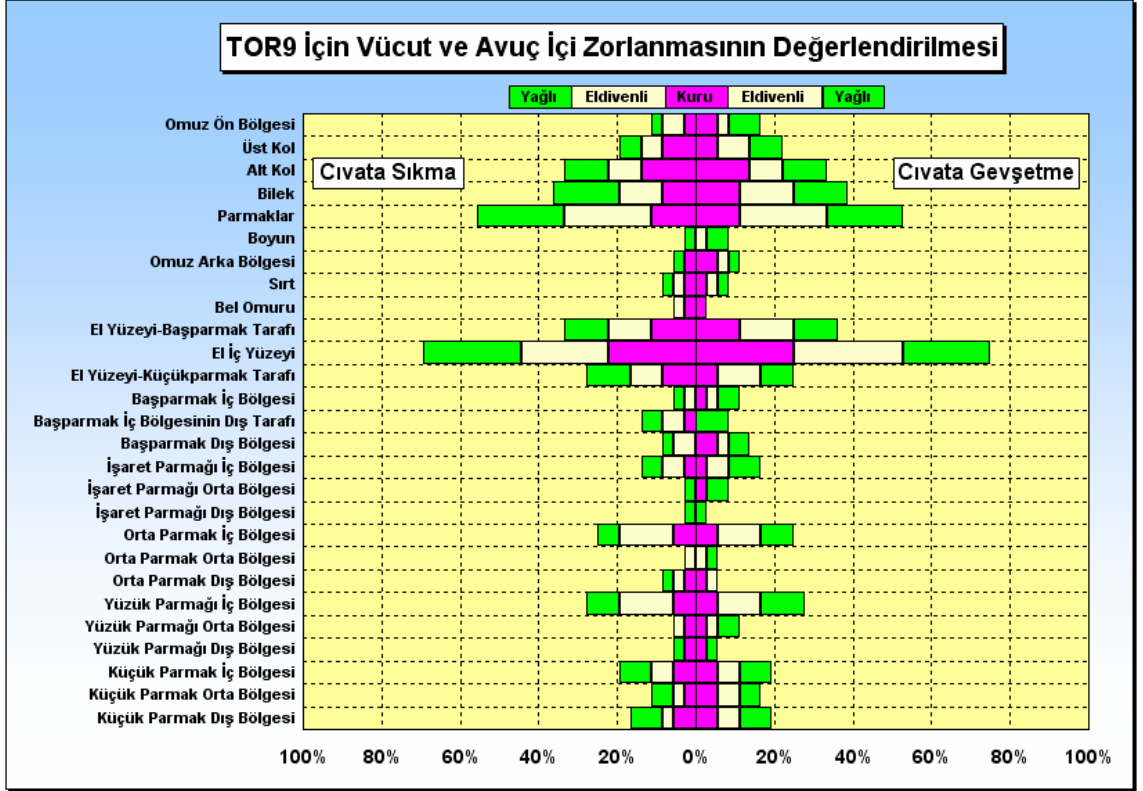
Şekil 5.72. Tor 7 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları



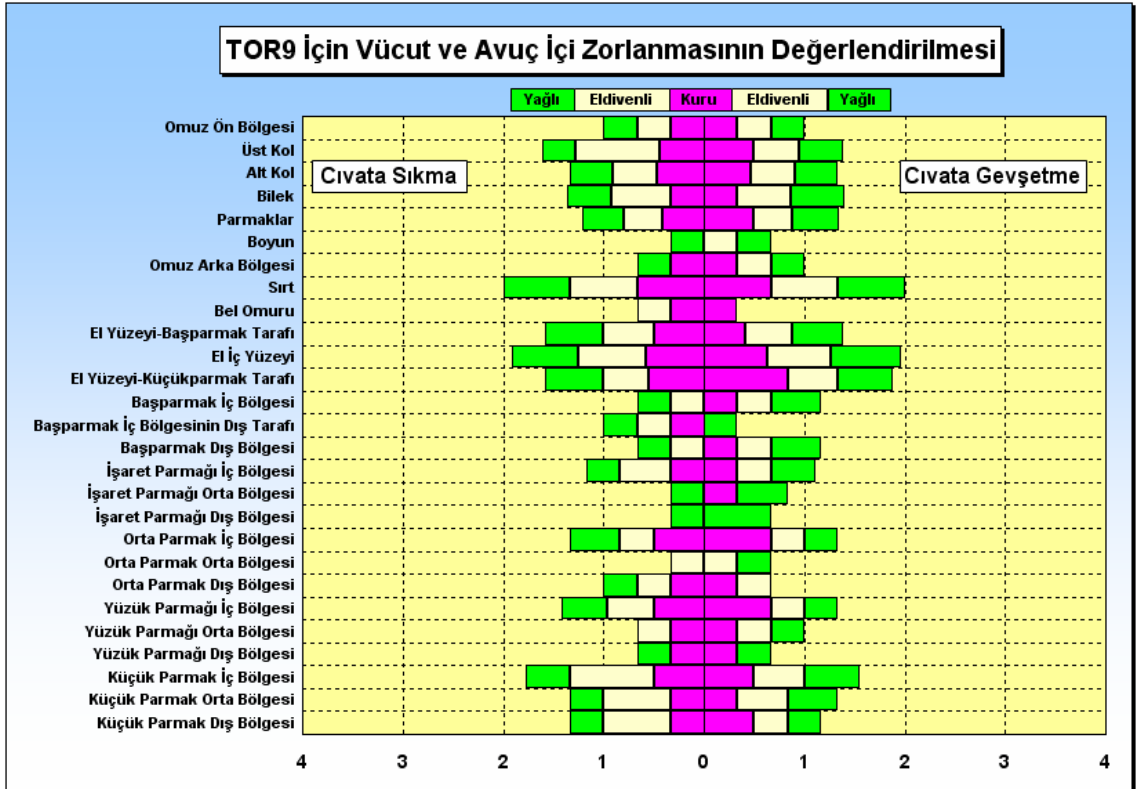
Şekil 5.73. Tor 8 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.74. Tor 8 için vücut ve avuç içi zorlanmasının şiddeti ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.75. Tor 9 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.76. Tor 9 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları

yüzük parmağın iç bölgesi ile küçük parmağın, iç, orta, ve dış bölgesini, kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle yapılan hem cıvata sıkma ve hem de cıvata gevşetme işleminde etkileyerek zorlanma oluşturduğu görülmektedir

### **5.3.2.9.Tor 9 ile İlgili Anket Sonuçları**

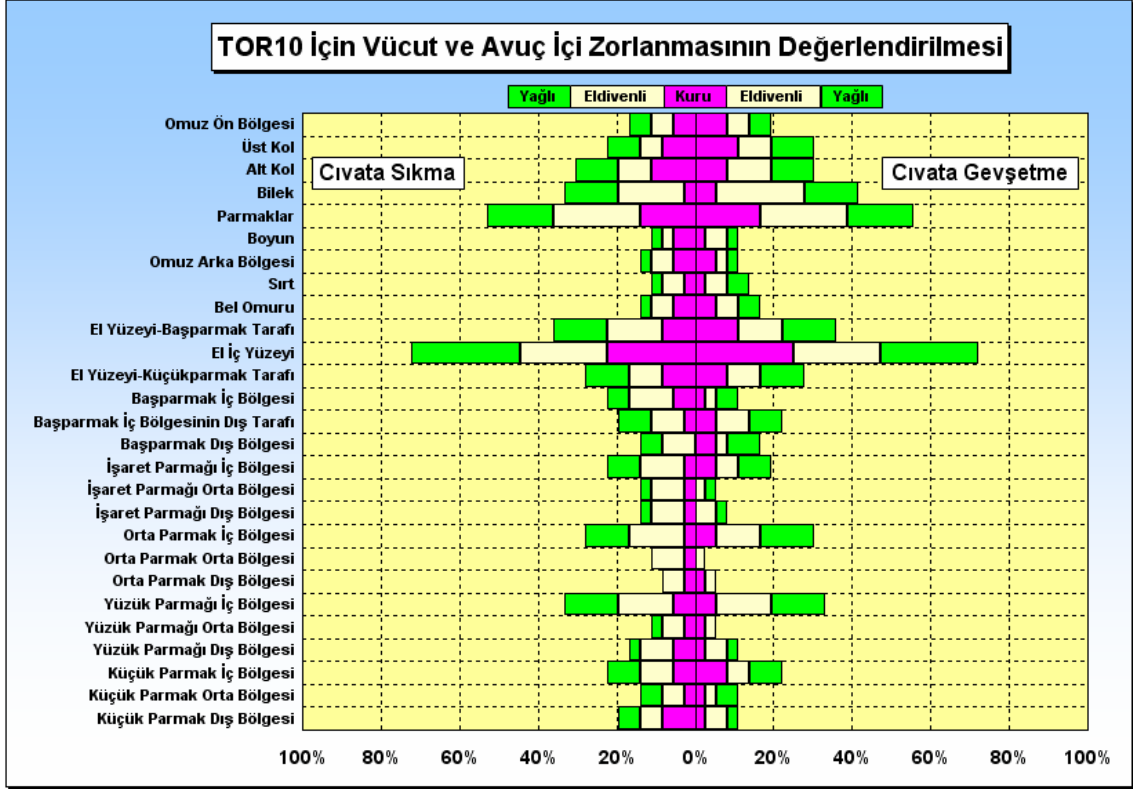
Şekil 5.75 ve Şekil 5.76, incelendiğinde Tor 9 için yapılan anketlerde, deneklerin, orta parmağının orta bölgesinin, kuru elle yapılan cıvata sıkmadan ve cıvata gevşetmeden etkilenmediği ve deneklerin söz konusu bölgeler için hiç zorlanma hissetmedikleri görülmektedir. Tor 9, işaret parmağının orta ve dış bölgelerinde, sanayi eldivenli elle, cıvata sıkma ve cıvata gevşetmede gerilim yaratmazken, yağlı elle cıvata sıkmada deneklerin %8.33'ü 1.00 şiddetinde etkilenirken, aynı bölge için yağlı elle yapılan cıvata gevşetmede deneklerin %8.33'ü 1.50 şiddetinde zorlanma hissetmektedirler. Tor 9 ile, kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata sıkmada deneklerin çoğu (%66.67, % 66.67, ve % 70.00'i sırasıyla) el iç yüzeyinde, sırasıyla 1.75, 2.00, ve 2.00, şiddetinde zorlanma hissederken, kuru elle cıvata gevşetmede deneklerin, %75'i, 1.89 şiddetinde, sanayi eldivenli elle deneklerin %83.33'ü, 1.90, ve yağlı elle cıvata gevşetmede ise deneklerin % 66.67'si, 2.13, şiddetinde zorlanmayı el iç yüzeyinde hissetmişlerdir. Şekil 5.75'de ayrıca Tor 9'un ön omuz bölgesi, üst kol, alt kol, bilek ve parmaklar ile sırt, el yüzeyi-başparmak tarafı ,el yüzey-küçük parmak tarafı, işaret parmağı iç bölgesi,orta parmağın iç bölgesi ile yüzük parmağın iç bölgesi ve küçük parmağın ,iç, orta, ve dış bölgesini, kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle yapılan hem cıvata sıkma ve hem de cıvata gevşetme işleminde etkileyerek zorlanma oluşturduğu görülmektedir. İlginçtir ki yağlı elle hem cıvata sıkma ve hem de cıvata gevşetme işlemi esnasında bel omurunda zorlanma saptanmamıştır.

### **5.3.2.10.Tor 10 ile İlgili Anket Sonuçları**

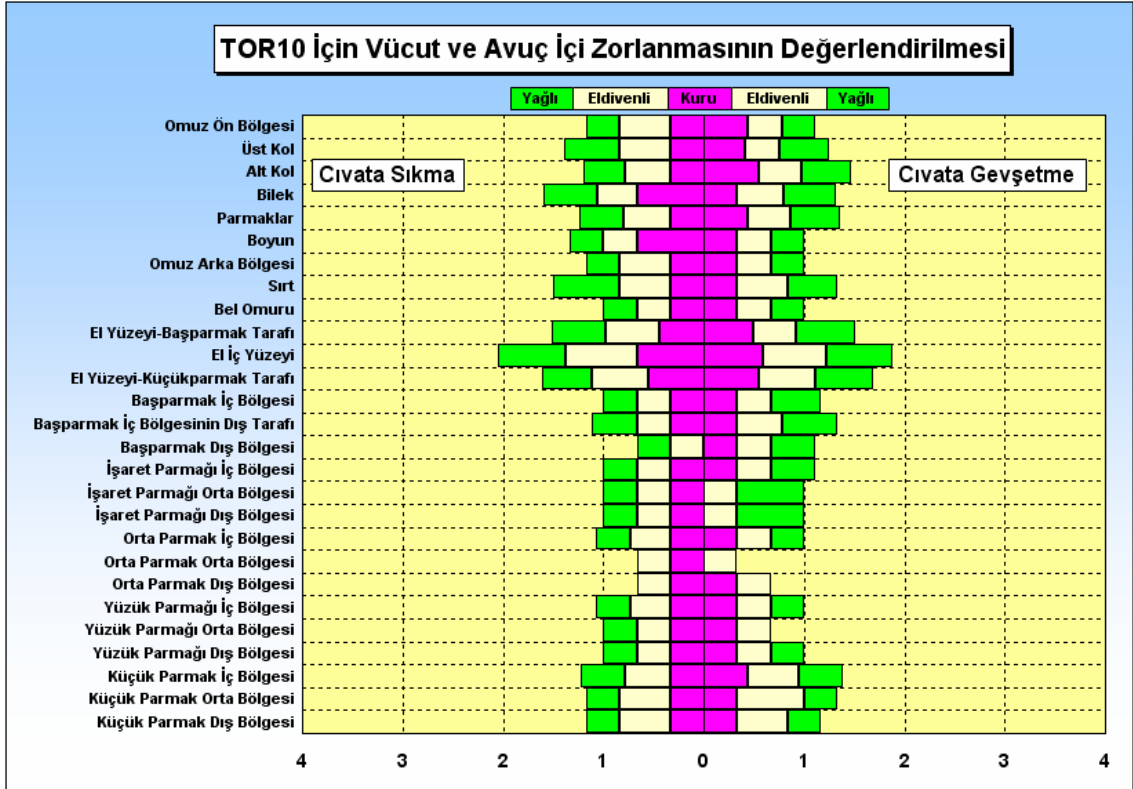
Şekil 5.77 ve Şekil 5.78, incelendiğinde Tor 10 için yapılan anketlerde, deneklerin, orta parmağının orta bölgesi ile orta parmağın dış bölgesinin, yağlı elle yapılan cıvata sıkmadan ve cıvata gevşetmeden etkilenmediği ve deneklerin söz konusu bölgeler için hiç zorlanma hissetmedikleri görülmektedir. Tor 10, işaret parmağının orta ve dış bölgelerinde, kuru elle, cıvata gevşetmede gerilim yaratmazken, yağlı elle cıvata sıkmada deneklerin %8.33'ü, 1.00 şiddetinde etkilenirken, aynı bölge için yağlı elle

yapılan cıvata gevşetmede deneklerin %8.33'ü, 2.00 şiddetinde zorlanma hissetmektedirler. Tor 10 ile, kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle cıvata sıkımda deneklerin çoğu (%66.67, % 66.67, ve % 83.33'ü, sırasıyla) el iç yüzeyinde, sırasıyla 2.00, 2.13, ve 2.00, şiddetinde zorlanma hissederken, kuru elle cıvata gevşetmede deneklerin, %75'i, 1.78 şiddetinde, sanayi eldivenli elle deneklerin %66.67'si, 1.88, ve yağlı elle cıvata gevşetmede ise deneklerin % 75.00'i, 2.00, şiddetinde zorlanmayı el iç yüzeyinde hissetmişlerdir. Şekil 5.77 de ayrıca Tor 10'un ön omuz bölgesi, üst kol, alt kol, bilek ve parmaklar, ile, boyun, arka omuz bölgesi, sırt, bel omuru, el yüzeyi-başparmak tarafı ,el yüzey-küçük parmak tarafı, işaret parmağı iç bölgesi, orta parmağın iç bölgesi ile yüzük parmağın iç bölgesi ve küçük parmağın, iç, orta, ve dış bölgesini kuru elle, sanayi eldivenli elle ve yağlı elle yapılan hem cıvata sıkma ve hem de cıvata gevşetme işleminde etkileyerek zorlanma oluşturduğu görülmektedir.

Sonuçta, 12 deneğin 10 farklı saplı tornavida ile gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemlerinde bedeni konfor ve efor açısından aleni farklılıklar saptanırken, tornavida sapı ile ilgili test öncesi ve test sonrası uygulanan kişisel değerlendirme anketlerine deneklerin verdikleri cevaplar değişmemiştir. Testlerden önce 6 denek Tor 8'i tercih ederken, 4 denek de Tor 10'u favori göstermişlerdir (Çizelge 3.1). 17 madde içeren birinci kişisel anket sonuçlarına göre, denekler 4 adımlı iki kutuplu ölçeğe göre, Tor 8 ve Tor 10 hakkında gayet pozitif düşünüyorlar. Fakat denekler Tor 2, Tor3, Tor 4 ve Tor 5'i tercih etmiyorlar. Tornavidaların ergonomik tasarımları ile sıkı ilişkili olarak deneklerin, omuz-kol-bilek-el-parmaklar sistemi ile ilgili yakınmaları çok yüksek olmayıp tek-kutuplu ölçekte en yüksek "2.33" idi ("0"= gerilme yok, "4"=gerilme çok fazla). Denekler gerilmeyi en fazla, Tor 8 ile el iç yüzeyinde, parmaklarda ve bilekte elin her üç koşulunda hissederken, orta parmak orta bölgesi ile yüzük parmak orta bölgesinde yağlı elle hem cıvata sıkımda ve hem de cıvata gevşetmede gerilme hissetmemişlerdir.



Şekil 5.77 Tor 10 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları



Şekil 5.78. Tor 10 için vücut ve avuç içi zorlanmasının sıklığı ile ilgili anket sonuçları



#### 5.4. Deneysel Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

12 erkek gönüllü denekle 10 farklı saplı tornavida ile gerçekleştirilen cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemlerinin kuru-sınai eldivenli- yağlı elle gerçekleştirilmesinde ölçülen Maksimum Dönme Momentlerinin değerleri istatistiksel olarak değerlendirildi.

Toplumla ilgili olan verilerde varsayımlar ön görülüyorsa, non-parametrik testlerin uygulanması önerilmektedir (Kan, 1998). Bu testler, sıralayıcı ölçekteki ve sınıflayıcı ölçekteki değerlere uygulanabilmektedir. Non-parametrik bir test, örneğin alındığı toplumun parametreleri hakkında koşulları belirlemeyen bir testtir.

Non -parametrik testlerin yararları:

- a) Sınıflandırma şeklinde ölçülendirilen verilere uygulanırlar. (Örneğin, kuru-eldivenli-yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme değerleri gibi).
- b) Toplum dağılımlarının şekli hakkında varsayımların (normallik, homojenlik) şüpheli olduğu durumda uygulanmaktadır.
- c) Parametrik testler, non-parametrik testlere göre daha güçlü testlerdir. Ancak, varsayımların varoluşundan şüpheye düşüldüğü durumlarda non-parametrik testler uygulanmaktadır. Bu nedenle her parametrik test için bazı non-parametrik testler geliştirilmiştir.

Birkaç bağımsız örneklerin aynı toplumdan gelip gelmediğini test etmede genellikle kullanılan parametrik teknik; “tek yönlü varyans analizi” veya F-testidir. Bu çalışmada “tek yönlü varyans analizi” ne tekabül eden “Kruskal-Wallis non-parametrik testini uygulandı. (Kruskal Wallis, 1952; Siegel, 1977 ve Kan, 1998 tarafından site edilmektedir). Amaç, üç bağımsız grupta (kuru-sınai eldivenli elle-yağlı elle) vida sıkma ve gevşetme esnasında ölçülen Maksimum Dönme Momenti değerleri arasında görülen farkların anlamlılığını test etmek idi. Kruskal Wallis’in sınıflandırma yoluyla tek-yönlü varyans analizi, bağımsız “k” örneklemin farklı toplumdan gelip gelmediğini karar vermede kullanılan bir yöntemdir. Örneklem değerleri her zaman için bir dereceye kadar farklı olur, fakat burada ortaya çıkan sorun, örneklemeler arasında görülen farkların gerçek toplum farklarına işaret edip etmediği veya bunların sadece aynı toplumdan alınan rastgele-şansa bağlı değişiklikleri temsil edip etmediğidir (Siegel, 1977). Kruskal Wallis tekniği, k örneklemin aynı toplumdan veya ortalamalar açısından eşit toplumlardan geldiği şeklindeki sıfır hipotezini test etmektir. Testin reddetme

bölgesi  $H'$ 'nin öylesine büyük değerlerinden oluşmaktadır ki  $H_0$  koşulu altında, bunların ortaya çıkış olasılığı  $\alpha=0.05$ 'e eşit veya daha küçüktür (Siegel, 1977). İkili gruba ait gözlemlerin karşılaştırılmasında ise non-parametrik Mann-Whitney U Testi uygulanmaktadır. U testi, gözlemlerden elde edilen bilgilerin en azından sıralı ölçme ile ölçüldürüldüğü iki bağımsız örneğin (kuru-yağlı elle cıvata sıkmadaki Maksimum Dönme Momenti verileri gibi), ait oldukları sıra ile toplamlarının dağılımlarının aynı olup olmadığını test etmektedir (Kan,1998).

#### **5.4.1. Kuru-Sınai Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme İşlemindeki Maksimum Dönme Momenti Verilerinin Kruskal-Wallis Testi ile İkili Çalışma Koşullarının ise Mann-Whitney U Testi ile Değerlendirilmesi**

Kuru-Sınai Eldivenli-Yağlı Elle Cıvata Sıkma ve Cıvata Gevşetme İşlemindeki Maksimum Dönme Momenti verilerinin Kruskal-Wallis Testi ile değerlendirilme sonuçları Çizelge 5.2'de sunulmaktadır.

Çizelge 5.2'den görüldüğü gibi, 12 deneğin 10 farklı saplı tornavida ile kuru-eldivenli-yağlı elle gerçekleştirdikleri cıvata sıkmadaki üçlü veriler Tor1 den Tor 10'a kadar anlamlı bulunmuştur. Özellikle Tor 3, Tor 6 Tor 7 ve Tor 10 için üçlü maks. dönme momenti ölçümleri son derece anlamlıdır. Üçlü anlamlılık testinde  $p<0.05$  olduğu durumda aynı tornavida için Mann-Whitney U testi uygulanarak cıvata sıkmadaki ikili değerlerden hesaplanan anlamlılıklar ise genelde kuru/eldivenli deney sonuçları için anlamsızlık ("non-significant", 0 veya "Anlamlı Değil", AD) göstermekte ve Mann-Whitney U testi; deney sonuçları arasında anlamlı bir farklılık saptayamamaktadır. Buna karşın Tor 3, Tor 6, Tor 7 ve Tor 10' la yapılan Kuru-yağlı, eldivenli-yağlı ikili maksimum dönme momenti sonuçları, aralarında son derece anlamlı bulunmuştur. Genel olarak cıvata gevşetmedeki Tor 9 ile elde olunan üçlü anlamlılık testinde  $p>0.05$  bulunduğundan ikili anlamlılık testi bu tornavida için uygulanamamıştır. Tor 3, Tor 6, Tor 7 ve Tor 10'la ilgili 12 deneğe ait Maksimum Dönme Momenti verilerinin ortalama değerleri karşılaştırıldığında kuru elin yağlı ele göre cıvata sıkma ve gevşetmedeki üstünlüğü en yüksek Tor 10 ve Tor 7' de olurken (Şekil 5.7 ve 5.8), eldivenli elin yağlı ele göre cıvata sıkma ve gevşetmedeki üstünlüğü ise en yüksek Tor3, Tor 7 ve Tor 10 da gerçekleşmektedir (Şekil 5.9 ve 5.10). Tor 7 ve Tor 10'a ait dönme momenti sonuçları üçlü ve ikili karşılaştırmalarda çok anlamlı olmaktadır.

Çizelge 5.2. Kuru-eldivenli-yağlı elle cıvata sıkma ve cıvata gevşetme esnasındaki deneysel verilerin istatistiksel olarak karşılaştırılması

Tor No:	Cıvata sıkma		Cıvata gevşetme	
	Kuru – Eldivenli – Yağlı Elle	Kuru-Eldivenli	Kuru – Eldivenli – Yağlı Elle	Kuru-Eldivenli
		Kuru-Yağlı		Kuru-Yağlı
		Eldivenli-Yağlı		Eldivenli-Yağlı
1	P=0.017 *	P= 0.630 AD P= 0.024 * P= 0.008 **	P=0.030 *	P=0.478 AD P=0.101 AD P=0.007 **
2	P= 0.010 **	P= 0.843 AD P= 0.008 ** P= 0.008 **	P= 0.002 **	P= 0.198 AD P= 0.014 * P= 0.000 ***
3	P=0.000 ***	P= 0.128 AD P= 0.000 *** P= 0.000 ***	P= 0.000 ***	P= 0.028 * P= 0.003 ** P= 0.000 ***
4	P= 0.006 **	P= 0.410 AD P=0.014 * P=0.003 **	P=0.002 **	P= 0.347 AD P= 0.008 ** P= 0.001 ***
5	P= 0.006 **	P= 0.060 AD P= 0.219 AD P= 0.001 ***	P= 0.028 *	P= 0.242 AD P= 0.198 AD P= 0.006 **
6	P= 0.000 ***	P= 0.291 AD P= 0.000 *** P= 0.000 ***	P= 0.000 ***	P= 0.347 AD P= 0.000 *** P= 0.000 ***
7	P= 0.000 ***	P= 0.551 AD P= 0.000 *** P= 0.000 ***	P= 0.000 ***	P= 0.478 AD P= 0.000 *** P= 0.000 ***
8	P= 0.002 **	P= 0.291 AD P= 0.008 ** P= 0.000 ***	P= 0.014 *	P= 0.160 AD P= 0.114 AD P= 0.004 **
9	P= 0.006 **	P= 0.219 AD P= 0.020 * P= 0.003 **	P= 0.056 AD	
10	P= 0.000 ***	P= 0.068 AD P= 0.000 *** P= 0.000 ***	P= 0.000 ***	P= 0.378 AD P= 0.000 *** P= 0.000 ***

Tor 8 ve Tor 9'a ait Maksimum Dönme Momenti sonuçları üçlü karşılaştırmalar da çok anlamlı bulunmamış ve ikili karşılaştırmalarda ise cıvata gevşetme değerleri "anlamlı değil" olmaktadır. Bu da Tor 8 ve Tor 9'un yapısından kaynaklanmaktadır. Tor 8 hem şeklen, hem de üretildiği madde açısından ele çok uygun olup üzerinde ayrıca dairesel pürtükler bulunmaktadır. Bu nedenle el tarafından iyi kavranan Tor 8 ile kuru ve eldivenli elle gerçekleştirilen cıvata sıkma ve gevşetmedeki dönme momenti verileri arasında uygulanan anlamlılık testi farkların AD olduğunu göstermektedir.

Tor 9 , yassı oval yapısı, uzun gövdesi ve üzerindeki uzunlamasına yiv şeklindeki pürtükleri ve PVC ile kaplı olması nedeniyle hem kuru el hem eldivenli el ve hem de yağlı el tarafından iyi kavrandığı için özellikle cıvata gevşetmesinde üçlü ve ikili karşılaştırmalarda anlamlılık testi farkların AD olduğunu göstermektedir (Çizelge 5.2).

Bu çalışmada, 12 deneğin 10 farklı saplı tornavida ile kuru/sanayi eldivenli/yağlı elle gerçekleştirdiği cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemlerinde elde edilen değerler; aynı biyolojik harcamalar söz konusu olduğunda bile tornavida sapının avuç içinde kaymasına bağlı olarak, sapın az veya çok iyi kavranması gibi işlemsel performansı sergilemekteki farklılıklar nedeniyle tornavida sapının değerlendirilmesinde çok kanallı PAR-PORT/F cihazı ile ölçülen 5 kasa ait sEA değerleri direkt karşılaştırmada, eşit performansa rağmen çok farklı olabilmektedir. Bu sebepten 5 kasa ait sEA değerlerine istatistiksel anlamlılık testi uygulanamamıştır.

## 5.5. Sonuçlar

Bu araştırmadan elde olunan sonuçlar şöyle sıralanabilir.

1. Elektromiyografi araştırmacının iskelet-kas sistemi içine "süzülerek" bireysel kas seviyesinde ne olup bittiğini görmeye müsaade eden birkaç teknikten biridir. Uygun kayıt teknikleri kullanıldığında, parazitlerden, amplifikatör devresinde amplifikasyon nedeniyle oluşan, istenmeyen dalgalanmaların hareketinden yoksun temiz bir EMG elde edilebildiği takdirde yüzey kayıtları özellikle kolaydır.

2. EMG'nin uygun işlemleri araştırmacıyı her bir kasın faz aktivasyonunu ve kas gerilimini tahmin edebilecek şekilde modellemeye ve karmaşık aktiviteler esnasında bireysel kasların veya kas gruplarının zorlanmasını yaratan aktivitelerin saptanmasını mümkün kılmaktadır.

3. EMG, belli bir aktivitenin olası devam süresini de değerlendirirken, fizyolojik olarak savunulan iş-dinlenme molası rejiminin tesisi için temel oluşturmaktadır.

4. Çok kanallı kayıt cihazlarından yararlanmak suretiyle, birden fazla çalışan kasın fizyolojik yanıtları ayrıntılı olarak şekil ve rakamlarla eş zamanlı ölçülebilmekte, aşağı-yukarı ergonomik olarak tasarlanmış el aletleri; işle ilgili kas zorlanması açısından, farklı fizyolojik maliyetlere neden olabilmektedirler. Bilgisayar program paketi, miyoelektrik datanın kayıt, analiz ve değerlendirilmesini mümkün kılmaktadır.

5. Elektromiyografik aktivitenin ortalaması,  $EA(t)$ , ki amplifike, filtre edilmiş, ve rektifiye miyoelektrik sinyali temsil eder ve statik kas işinin değerlendirilmesinde kullanılır. İşle bağlantılı elektromiyografik yanıtların kas zorlanmasının indikatörü olarak yorumlanmasında önkoşul olarak-istenilen toplam kişisel kapasite miktarı olarak tanımlanan-  $EA_{maks.}$ , değerleri (maksimum istemli kasılma esnasında ölçülen EA değeri) ile kasın çalışma postüründe ve dinlenme anındaki  $EA_0$  (dinlenme aktivitesi) değerlerine gereksinim vardır. Kas zorlanmasının ölçümünde “fizyolojik maliyet” (cost) (sEA);  $EA(t)$ ,  $EA_{maks.}$ , ve  $EA_0$  değerlerinden hesap edilmektedir.

6. Miyoelektrik datanın uygun kayıt ve işlem görmesi ile bağlantılı bilgi bilgisayar sistemine verilmektedir. Program sisteminin başlıca avantajı, hem laboratuvar ve hem de ilgili alan çalışmaları için geliştirilmiş bilgisayar paketi olması, kayıt, analiz ve miyoelektrik datayı değerlendirecek (sEA) programları ile enformasyon sistemini içermesidir.

7. Bu çalışmada, 12 deneğin 10 farklı saplı tornavida ile kuru/sanayi eldivenli/yağlı elle gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemlerinde elde edilen değerler; tornavida sapının avuç içinde kaymasına bağlı olarak sapın az veya çok iyi kavranması gibi işlemsel performansı sergilemedeki farklılıklar nedeniyle tornavida sapının değerlendirilmesinde çok kanallı PAR-PORT/F cihazı ile ölçülen 5 kasa ait sEA değerleri direkt karşılaştırmada, eşit performansa rağmen çok farklı olabilmektedir.

8. 12 deneğin 10 farklı saplı tornavida ile kuru, eldivenli ve yağlı elle gerçekleştirdikleri cıvata sıkma ve cıvata gevşetme işlemlerinde, en çok ve en az dönme momenti uygulayabilen tornavidalar ile deneklerin her üç halde en çok ve en az beğendikleri tornavidaları gösteren 5.3 no.lu çizelge objektif ölçüm ile sübjektif beğeni değerlendirmesi arasında önemli bir paralellik olduğunu göstermektedir. Çizelge 5.3'e

Çizelge 5.3. 10 farklı Tornavidanın 12 denek tarafından farklı çalışma koşullarında kullanılması esnasında saptanan en yüksek ve en düşük tork değerleri ile kişisel anket sonuçlarına göre, çok iyi ve çok kötü seçilen dörder tornavida

ÇALIŞMA KOŞULLARI							
		Kuru El		Eldivenli El		Yağlı El	
		Cıvata sıkma	Cıvata gevşetme	Cıvata sıkma	Cıvata gevşetme	Cıvata sıkma	Cıvata gevşetme
En Yüksek 2 Tork Değeri		Tor 10 = 5,16 Nm Tor 8 = 4,99 Nm	Tor 10 = 5,74 Nm Tor 8 = 5,14 Nm	Tor 10 = 6,12 Nm Tor 8 = 5,76 Nm	Tor 10 = 6,33 Nm Tor 8 = 5,79 Nm	Tor 8 = 3,67 Nm Tor 9 = 3,02 Nm	Tor 8 = 3,95 Nm Tor 9 = 3,31 Nm
		Tor 5 = 3,22 Nm Tor 2 = 3,25 Nm	Tor 5 = 3,56 Nm Tor 2 = 3,63 Nm	Tor 2 = 3,63 Nm Tor 5 = 4,04 Nm	Tor 5 = 3,84 Nm Tor 9 = 4,12 Nm	Tor 2 = 2,28 Nm Tor 3 = 2,38 Nm	Tor 2 = 2,39 Nm Tor 3 = 2,41 Nm
Çok İyi 2 Sap Malzemesi		Tor 10 = 2,17±(1,95) Tor 8 = 1,58±(1,98)		Tor 10 = 2,92±(1,16) Tor 8 = 2,50±(1,00)		Tor 8 = 2,17±(1,53) Tor 9 = 0,83±(2,29)	
		Tor 2 = -2,33±(1,61) Tor 3 = -2,25±(2,09)		Tor 2 = -1,67±(1,78) Tor 5 = -1,50±(1,78)		Tor 2 = -2,00±(1,76) Tor 5 = -1,83±(1,70)	
Çok Kötü 2 Sap Malzemesi							

göre polipropilenden üretilen ve poliüretan ile kaplanmış tornavida sapları ile yapılan çalışmalarda verim diğer saplara göre daha yüksek bulunmuştur (Tor 8 ve Tor 10). Tor 8 pürütlü yüzeyi ve parmak yuvaları ile dikkat çekerken, Tor 10'da , sözü geçen 10 tornavida arasında hacmi en büyük olanıdır.

Pürüzlü yüzeye sahip tornavida (Tor 8) ile oval kesitli eksensel yönde yivli tornavida (Tor 9) ise yağlı elle çalışmada belirgin bir üstünlük göstermektedirler.

Söz konusu 10 tornavida arasında en pahalı tornavida olan ahşap saplı tornavida (Tor 1), vasat değerleri aşmamıştır.

Sapları ele çok sert gelen, çeşitli polimerlerden üretilen tornavidalar ise yüzeylerinde pürüzler olsa da, kesit geometrileri avuç içine uygun tasarlanmış olsalar da (Tor 2 ve Tor 5) en küçük moment değerlerini vermişlerdir. Anketlerde de bu tornavidalar “en kötü” olarak değerlendirilmişlerdir.

**9.** İş gören maksimum dönme kuvveti harcarken, ergonomik açıdan en kötü tornavidada en iyi tornavidaya göre % 40'a varan oranda daha az moment üretebilmektedir (Çizelge 5.3). Bu, büyük bir verim kaybıdır.

**10.** 12 deneğin 10 farklı saplı tornavida ile gerçekleştirdikleri vida sıkma ve vida gevşetme işlemlerinde bedensel konfor ve efor açısından açık farklılıklar saptanırken, tornavida sapı ile ilgili test öncesi ve test sonrası uygulanan kişisel değerlendirme anketlerine deneklerin verdikleri cevaplar değişmemiştir. Tornavida saplarının tasarımına bağlı olarak deneklerin üst ekstremitelerinin çeşitli bölümlerinde hissettikleri baskı çok yüksek olmayıp, tek yönlü 4 adımlık ölçekte referans “0” noktasına göre 2.33 derecesindedir.

**11.** “Maks. Dönme Momenti” ölçümleri ile “Elektromiyografik Data” ve “Kişisel Değerlendirme Anketleri”, gösteriyor ki ergonomik olmayan el aletlerinin kullanıldığı işlerde daha yüksek kas kuvvetine gereksinim olmaktadır. Özellikle el aleti kişiye ve onun antropometrik verilerine adapte edilmemiş buna karşın standart ölçülerde veya tasarımcının estetik anlayışına göre tasarlanmış ise daha yüksek fizyolojik maliyet (cost) gerekmektedir. Ve bunun sonucunda da, denekler üst ekstremitenin değişik bölgelerinde hem cıvata sıkma ve hem de cıvata gevşetme esnasında zorlanma hissetmektedirler. Bu nedenle üst ekstremitede gerilmeleri önleyecek koruyucu ergonomik çözümler kaçınılmaz olmaktadır.

**12.** İnsan ile ilgili fonksiyonel ara kesitin, görevlerin yerine getirilmesine uygun el-kol sisteminin, anatomik ve fizyolojik temel yasaları ile uyum içinde olması zorunluluğu, estetik tasarım isteklerine veya ekseriya fiyata-endeksli üretimle ilgili teknik sınırlandırmalara feda edilmemelidir, kişisel anketlere de önem verilmelidir.

**13.** Her ne kadar el aletleri için hoş görünüş ve düşük üretim fiyatları arzu edilir ve bu tür el aletleri kolayca pazarlanabilirler ise de, bu tür el aletleri uzun vadede kesinlikle etkin ve tatmin edici ürün olamazlar.

**14.** Şekil, boyut (örneğin; küçük, orta büyüklükte ve iri eller için), sap materyali ve sapın kaplandığı kimyasal madde açısından uygun, aşınmaya dayanıklı, avuç içinde kaymaları önleyecek pürüklü yüzeyleri olan el-aletlerinin üretimi, parmaklara, el kavisine, el-kol sisteminin anatomik eklem sistemine uymayabilir ve sonuçta bu tür el aletleri ile çalışmak, kaçınılmaz, gereksiz ekstra fizyolojik maliyete neden olabilir.

**15.** Sonuç olarak, üretimde ekonomik-teknik hedeflerin ekseriya hakim olduğu durumlarda da fizyolojik maliyet tamamen ihmal edilmemelidir. İş yerlerinin düzenlenmesi ve iş aletlerinin tasarımı ile ilgili ergonomik olarak mantıklı tatmin edici çözümlerin, çok uluslu pazarda bulunabileceğini ümit ediyoruz.



## 6. BİR SONRAKİ ÇALIŞMA İÇİN ÖNERİLER

Bu çalışmada, 12 denek 10 farklı saplı tornavidayı, statik kas işinde, cıvata sıkma ve gevşetme işlemi esnasında kullandılar. Dirsek hizasındaki cıvataya, denekler ön kol, üst kolla 90° açı yapacak bir durumda iken vidaları sıktılar ve gevşettiler.

Bir sonraki çalışmada;

1. Statik cıvata sıkma ve gevşetme işindeki deney düzeneği modifiye edilerek “Maksimum Dönme Momenti” ölçümleri esnasında ilaveten, eksensel kuvvetler de ölçülebilir bir duruma getirilebilir.

2. Sabit dinamik vidalama işinde, iş yükünü devamlı arttırmak için, ilave silindirik veya konik makaralar kullanılabilir.

3. Seçilen makara çap büyüklüğü ile genelde aynı dinamik kas işinin performansı sağlanabilir. Böylece, çeşitli tornavida saplarının farklı etkileri ölçülebilir. Örneğin, yukarı doğru vidalamada 10 cm.lik ipin ucundaki 80 N’luk bir ağırlık 10 sn.lik periyotta ortalama  $90 \text{ N} \times 0.1 \text{ m} / 10 \text{ sn} = 8 \text{ W}$ ’lık çıktı deneklerden istenebilir.

4. Cıvata sıkma işinde bazen iki kolun da kullanılması gerekir. O takdirde iki-elli kinematik zincirde, alın kemiği düzlemi ile aktif el arasında bir açı olacak şekilde deneğe postür verilebilir. Bu açı 40°, 60° ve 75° lik değerlerde olacak şekilde tekrarlanabilir.

5. Yukarıda Madde 4.’de ileri sürülen deney sol elini tercih eden deneklerle de tekrarlanabilir.

6. Cıvata sıkma ve cıvata gevşetme prosesine yoğun bir şekilde katılan üst ekstremitelerden kaslarından seçilenlerin, Ag/AgCl bebe elektrotları kullanılarak, Elektriksel Aktiviteleri dinamik kas işi esnasında ölçülebilir. Böylece söz konusu kasların statik ve dinamik vidalama işindeki Elektriksel Aktiviteleri karşılaştırılabilir.

**KAYNAKLAR**

ALMERS, W. 1980. Potassium concentrations changes in the transverse tubules of vertebrate skeletal muscle. Fed. Proc., 39:1527-1532.

ARMSTRONG, J.J. ve D.B. CHAFFIN. 1979. Some biomechanical aspects of the carpal tunnel. Journal of Biomechanics, 12:567-570.

BABALIK, F.C. 2005. Mühendisler için Ergonomi İşbilim. Nobel Yayın Dağıtım. Ankara. s. 80-81.

BALLÉ, W., R. SMOLKA ve A. LUTTMANN,. 1982. Aufbau und erprobung eines meßfahrzeugs zur datenerfassung in arbeitsphysiologischen felduntersuchungen. Zbl. Arbeitsmed., 32:214-218.

BASMAJIAN, J.V. ve C. DE LUCA. 1985. Muscles Alive – Their functions revealed by electromyography (Cilt 5).s.125-127 Williams and Wilkins, Baltimore.

BERGSTROM,R.M.1959. The relation between the number of impulses and the integrated electrical activity in the electromyogram. Acta Physiol. Scand., 45:97-101.

BIGLAND-RITCHIE, B., D.A.JONES ve J.J. WOODS. 1979. Excitation frequency and muscle fatigue: electrical responses during human voluntary and stimulated contractions. Exp. Neurol., 64:414-427.

BIGLAND-RITCHIE, B.,E.F.DONOVAN ve C.S.ROUSSOS 1981. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. J. Appl. Physiol., 51:1300-1305.

BIGLAND-RITCHIE B.,F.FURBUSH ve J.J.WOODS 1986. Fatigue of intermittent sub-maximal voluntary contractions: central and peripheral factors. J. Appl. Physiol., 61:421-429.

- BÖHLEMAN, J., K. KLUTH, K. KOTZBAUER ve H. STRASSER. 1994. Ergonomic assessment of handle design by means of electromyography and subjective rating. *Applied Ergonomics*, 25(6):346-354.
- BOUSENNA, M., E.N. CORLET ve S.T. PHEASANT. 1982. The relation between discomfort and postural loading at the joints. *Ergonomics*, 25:315-322.
- BROMAN, H., G. BILOTTO ve C.J. DE LUCA. 1985. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *J. Appl. Physiol.*, 58:1428-1437.
- BULLINGER, H.-J. ve J.J. SOLF. 1978. Produkt-Ergonomie hilft Berufskrankheiten vermeiden. *REFA-Nachrichten*, 31(1):17-21.
- BYSTROM, S. ve C. FRANSSON-HALL. 1994. Acceptability of intermittent handgrip contractions based on physiological response. *Human Factors*, 36(1):158-171.
- CHAFFIN, D.B. 1973. Localized muscle fatigue – definition and measurement. *J. Occup. Med.*, 15:346-354.
- CHRISTENSEN, H., L.O. MONACO, K. DAHL ve A. FUGLSANG-FREDERIKSEN 1984. Processing of electrical activity in human muscle during a gradual increase in force. *EEG Clin. Neurophysiol.*, 58:230-239.
- CHRISTENSEN, H. 1986. Muscle activity and fatigue in the shoulder muscles during repetitive work. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 54:596-601.
- COBB, S. ve A. FORBES, 1923. Electromyographic studies of muscular fatigue in man. *Am.J. Physiol.*, 65:234-251.
- DE LUCA, C.J. 1979. Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 26:313-329.

DE LUCA, C.J.,R.S.LEFEVER,M.P.MCCUE ve A.P.XENAKIS. 1982. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *J. Physiol.*, 329:113-128.

DOLAN,P.,A.F.MANNON ve M.A.ADAMS. 1995. Fatigue of the erector spinae muscles – a quantitative assessment using “frequency banding” of the surface electromyography signal. *Spine*, 20(2):149-159.

EASON, R.G. 1960. Electromyographic study of local and generalized muscular impairment. *J. Appl. Physiol.*, 15:479-482.

EDMAN, K.A.P. ve F. LOU. 1992. Myofibrillar fatigue versus failure of activation during repetitive stimulation of frog muscle fibres. *J. Physiol.*, 457:655-673.

EKLUND, J. ve A. FREIVALDS. 1993. Hand tools for the 1990s – An Applied Ergonomics special issue based on presentations at the Symposium on Hand Tools and Hand-held Machines, 21. Ağustos 1990, University of Technology, Linköping, Sweden. *Applied Ergonomics*, 24(3):146-147.

FELLOWS, G.L. ve A. FREIVALDS. 1991. Ergonomics evaluation of a foam rubber grip for tool handles. *Applied Ergonomics*. 22(4):225-230.

FERNER, H. ve J.STAUBESAND. 1977. *Atlas of Human Anatomy*. s.192. Urban and Schwarzenberg-München-Berlin-Wien.

GRIEVE, D.W. ve S.T.PHEASANT. 1976. Myoelectric activity, posture and isometric torque in man. *EMG Clin. Neurophysiol.*,16:3-21.

GUYTON,A.C. ve J.E.HALL, 1996. *Text Book of Medical Physiology*. W.B. Saunders Company. Philadelphia. Pennsylvania 19106, 1024 s.

HABES, D.J. 1984. Use of EMG in a kinesiological study in industry. *Appl. Ergonom.*, 15:297-301.

HAGBERG, M. 1981. Muscular endurance and surface elektromogram in isometric and dynamic exercise. *J. Appl. Physiol.*, 51:1-7.

HAGG, G.M. 1991. Comparison of different estimators of electromyographic spectral shifts during work when applied on short test contractions. *Med. Biol. Engng. Comput.*, 29:511-516.

HAGG, G.M., J. SUURKULA ve M. LIEW. 1987. A worksite method for shoulder muscle fatigue measurements using EMG, test contractions and zero crossing technique. *Ergonomics*, 30:1541-1551.

HAGG, G.M, A.LUTTMANN ve M.JAGER. 2000. Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *J. of Electromyography and Kinesiology*. 10:301-312.

IRLE, H., K.KLUTH ve H.STRASSER. 2002. Subjective assessment of working tools, the work schedule, physical complains and the work contentment in chain of self service shops. International Society for Occupational Ergonomics and safety. XVI th Annual International and Occupational Ergonomics and Safety Conference. Toronto, Canada, 10-12 June 2002.

JONSSON, B. 1970. The functions of individual muscles in the lumbar part of the erector spinae muscle. *Electromyography*, 10:5-21.

JØRGENSEN, K., N. FALLENTIN, C. KROGH-LUND ve B. JENSEN. 1988. Electromyography and fatigue during prolonged, low-level static contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 57:316-321.

JØRGENSEN, K.,B.R. JENSEN ve M. KATO. 1991. Fatigue development in the lumbar paravertebral muscles of bricklayers during the working day. *Int. J. Indust. Ergonom.*, 8:237-245.

KADEFORS,R.1978. Application of electromyography in ergonomics: new vistas. *Scand.J.Rehabil.Med.*10:17-33.

KAMON,E.1966.Electromyography of static and dynamic postures of the body supported on the arms.*J.Appl. Physiol.*,21:1611-1618.

KAN,İ. 1998. Biyoistatistik Uludağ Üniversitesi Basımevi, Bursa.237 s.

KELLER, E. ve H. STRASSER. 1996. Ergonomic evaluation of an armrest for typing via electromyographic and subjective assessment. "A. Mital, H. Krueger, S. Kumar, M. Menozzi, J.E. Fernandez (Editörler), *Advances in Occupational Ergonomics and Safety I. ISOES, Cincinnati*", s.838-845.

KELLER, E. ve H. STRASSER. 1998. Electromyographic and subjective evaluation of a wrist rest for VDU operators. *Occupational Ergonomics*, 1(4):239-257.

KELLER, E., R. FLEISCHER ve H. STRASSER. 2000. Subjective assessment of the ergonomic quality of a keyboard for VDU workplaces. "Proceedings of the XIV. Triennial Congress of the Int. Ergonomics Association", San Diego, California/USA.

KLUTH, K., H. KELLERMANN ve H. STRASSER. 1997. Electromyographic and subjective methods for the assessment of the ergonomic quality of file handles. "From Experience to Innovation (Cilt 4). P. Seppala, T. Luopajarvi, C.H. Nygard ve M. Mittala (Editörler),*Proceedings of the XIIIth Congress of the International Ergonomics Association, Finish Institute of Occupational Health, Helsinki/Finland*", s:515-517.

KLUTH, K., H.-C. CHUNG ve H. STRASSER. 2004. Verfahren und Methoden zur Prüfung der ergonomischen Qualität von handgeführten Arbeitsmitteln: Professionelle Schraubendreher im Test. Dr. Curt Haefner – Verlag, Heidelberg.

KÖSSLER, F., G. CAFFIER ve F. LANGE. 1990. Probleme der muskelermüdung – beziehung zur erregungsleitungsgeschwindigkeit und  $K^+$  -konzentration. Z. Ges. Hyg., 36:354-356.

KROGH-LUND, C. ve K.JØRGENSEN. 1993. Myo-electric fatigue manifestations revisited: power spectrum, conduction velocity, and amplitude of human elbow flexor muscles during isolated and repetitive endurance contractions at 30 % maximal voluntary contraction. Eur. J. Appl. Physiol., 66:161-173.

KUMAR,S. ve W.G.S.SCAIFE,1975.Frequency amplitude relationship of signals in isometric surface electromyograms. EMG Clin. Neurophysiol., 15:539-544.

KUMAR,S. ve P.R.DAVIS,1983.Spinal loading in static and dynamic postures: EMG and intra-abdominal pressure study. Ergonomics. 26(9):913-922.

KUMAR,S.1988.Preventative research – an effective therapy. In Ergonomics in Rehabilitation (Ed. A. MITAL & W. KARWOWSKI),s.183-197. Taylor & Francis. London, New York and Philadelphia.

KUMAR,S.1995. Electromyography of spinal and abdominal muscles during garden raking with two rakes and rake handles. Ergonomics,38:1793-1804.

KUMAR S. ve A. MITAL. 1996. Electromyography in Ergonomics. Taylor and Francis, London. 312 s.

LÄNNERGRÉN, J. ve H. ESTERBLAD. 1986. Force and membrane potential during and after fatiguing, continuous high-frequency stimulation of single *Xenopus* muscle fibres. Acta Physiol. Scand., 128:359-368.

LAURIG, W. 1977. Elektromyographie. In Grundkurs Datenerhebung 1 (Ed. K. WILLIMCZIK s.67-94. ),. Limpert, Bad Hamburg.

LAURIG, W., A. LUTTMANN ve M. JÄGER. 1987. Evaluation of strain in shop-floor situations by means of electromyographic investigations. "S.S. Asfour (Editör), Trends in Ergonomics/Human Factors IV, s.685-692. Elsevier Science Publishers, Amsterdam",

LEE, C.-C., J.E. NELSON, K.G. DAVIS ve W.S. MARRAS. 1997. An ergonomic comparison of industrial spray paint guns. Int. J. of Industrial Ergonomics, 19:425:435.

LEWIS, W.G. ve C.V. NARAYAN. 1993. Design and sizing of ergonomic handles for handle tools. Applied Ergonomics, 24(5):351-356.

LINDSTRÖM, L., R. MAGNUSSON ve I. PETERSÉN. 1970. Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studies with frequency analysis of EMG signals. Electromyography, 10:341-356.

LINDSTRÖM, L.H. ve R.I. MAGNUSSON. 1977. Interpretation of myoelectric power spectra: a model and its applications. Proc. IEEE, 65:653-662.

LUTTMANN, A., M. JÄGER ve W. LAURIG. 1988. Surface electromyography in work-physiological field studies for the analysis of muscular strain and fatigue. "W. Wallina, H.B.K. Boom, & J. Devries (Editörler), Electrophysiological Kinesiology Elsevier, Amsterdam", s. 301-304.

LUTTMANN, A., M. JÄGER ve W. LAURIG. 1991. Electromyographical studies on check-out work. "P.A. Anderson, O.J. Hobert & J.V. Danoff (Editörler), Electromyographical Kinesiology, s.145-148. Elsevier, Amsterdam.

LUTTMANN, A. ve M. JÄGER. 1992. Reduction of muscular strain by work design: electromyographical field studies in a weaving mill. "S. Kumar (Editör), Advances in



Industrial Ergonomics and Safety IV, Taylor and Francis. London, Washington”, s.553-560.

LUTTMANN,A.,M.JÄGER,J.SÖKELAND ve W.LAURIG 1996. Electromyographical study on surgeons in urology, part II: determination of muscular fatigue. Ergonomics, 39:298-313.

LUTTMANN,A.,M.JÄGER, ve W.LAURIG. 2000.Electromiyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. Int.J.of Industrial Ergonomics. 25:645-660

MARRAS, S.W. ve R.W. SCHONMARKLIN. 1993. Wrist motion in industry. Ergonomics, 36(4):341-351.

MATON,B.1981. Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contractions.Eur. J. Appl. Physiol., 46:271-281.

McGORRY, R.W., P.G. DEMPSEY ve T.B. LEAMON. 2003. The effect of technique and shaft configuration in snow shoveling on physiologic, kinematic, kinetic and productivity variables. Applied Ergonomics, 34:225-231.

METRAL,S. ve G.CASSAR,1981. Relationship between force and integrated EMG activity during voluntary isometric anisotonic contraction. Eur. J. Appl. Physiol., 346:185-198.

MORITANI,T. ve H.A.DEVRIES 1978. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. Am. J. Phys. Med.,57:263-277.

ÖBERG,T.,L.SANDSJÖ,R.KADEFORS ve S.E.LARSSON1992. Electromyographic changes in work-related myalgia of the trapezius muscle. Eur. J. Appl. Physiol., 65:251-257.

ÖRTERGREN,R.,G.ANDERSSON,H.BROMAN,R.MAGNUSSON ve I. PETERSÉN. 1975. Vocational electromyography: studies of localized muscle fatigue at the assembly line. *Ergonomics*, 18:157-174.

PEIPER,U. 1974. Muskulatur. In *Lehrbuch der Physiologie* (Er. R÷KLINKE & St. SILBERNAGL), s.73-98. Thieme, Stuttgart.

PEHLİVAN, F. 1989. *Biyofizik*. s.115-125, Pelin Ofset Basımevi, Ank.

PETROFSKY,J.S. ve A.R.LIND,1980.The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions. *Eur.J.Appl, Physiol.*, 44:189-200.

PINKHAM, G. 1988. CTD impacts thousands and costs are skyrocketing. *Occupational Health and Safety*, 52-53.

SADOYAM,T.,T.MASUDA ve H.MIYANO 1983. Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.*,51:247-56.

SAKAMOTO, K.,T.USUI,A.HAYAMI ve K.OHKOSHI 1982. The wave analysis with the fast Fourier transform on surface electromyogram and tremor during an acute and an accumulative fagieue. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 22:207-228.

SATO, H., J. OKOSHI ve K. IWANAGA. 1984. Endurance time and fatigue in static constrictions. *Journal of Human Ergology*, 13:147-154.

SCHNEIDER,J.,J.SILNY ve G.RAU 1988.Noninvasive measurement of conduction velocity in motor units influenced by temperature and excitation patent. In *Electrophysiological Kinesiology*. Ed. W. WALLINGA, H.B.K. BOOM & J. DE VRIES),s.251-254. Elsevier, Amsterdam.

SIEGEL,S. 1977.Davranış Bilimleri için Parametrik Olmayan İstatistikler. Çeviren Y. Topsever.A.Ü.Dil ve Tarih-Coğrafya Fakültesi Yayınları. No:274, A.Ü. Basımevi Ankara. s. 191-213.

SJØGAARD,G.1990. Exercise-induced muscle fatigue: the significance of potassium. Acta Physiol. Scand.,140(Suppl.53).

SMOLANDER, J., V. LOUHEVAARA, E. AHONEN, J. POLARI ve T. KLEN. 1995. Energy expenditure and clearing snow: A comparison of shovel and snow pusher. Ergonomics, 34(4):749-753.

SNELL, R.S. 1997. Tıp Fakültesi Öğrencileri İçin Klinik Anatomi. M. Yıldırım (Çeviri Editörü), s.429-435.

STEIN,R.B. 1974. Peripheral control of movement. Physiol. Rev.,54:215-243.

STOKES,I.A.F.,S.RUSH,M.MOFFROID,G.B.JOHNSON ve L.D.HAUGH 1987. Trunk extensor EMG-toque relationship. Spine, 12 (8):770-776.

STRASSER, H., K.-W. MULLER, J. ERNST ve E. KELLER. 1989. Local muscular strain depend on the direction of horizontal arm movements. Ergonomics, 32(7):899-910.

STRASSER, H., M. LAUBER ve W. KOCH. 1990. Product-ergonomische Beurteilungsmethoden für handbetätigte Arbeitsmittel, Zeitschrift für Arbeitswissenschaft. 44(16 NF):205-213.

STRASSER, H. 1991. Different grips of screwdrivers evaluated by means of measuring maximum torque, subjective rating and by registering electromyographic data during static and dynamic test work. "W. Karkowski ve J.W. Yates (Editörler), Advances in Industrial Ergonomics and Safety III, Taylor and Francis, s.413-420", London, New York, Philadelphia.

STRASSER, H. 1995. Ergonomic efforts aiming at compatibility in work design for realizing preventive occupational health and safety. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 16:211-235.

STRASSER, H. 1996. Electromyography of upper extremity muscles and ergonomic applications. "S. Kumar, A. Mital (Editörler), *Electromyography in Ergonomics*, Taylor and Francis, s.183-226", London, New York.

STRASSER, H., B. WANG ve A. HOFFMANN. 1996. Electromyographic and subjective evaluation of hand tools: The example of mason's trowels. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 18(1):183-226.

STRASSER, H. ve B. WANG. 1998. Screwdriver torque strength and physiological cost of muscles dependent on hand preference and direction of rotation. *Occupational Ergonomics*, 1(1):13-22.

STRASSER, H. ve K.-W. MULLER. 1999. Favorable movements of the hand-arm system in the horizontal plane assessed by electromyographic investigations and subjective rating. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 23:339-347.

STRASSER, H., K. KLUTH ve E. KELLER. 1999. Multi-channel electromyography and subjective methods for the evaluation of the ergonomic quality of hand-held tools and computer input devices, in: *Advances in Occupational Ergonomics and Safety III*, G.C.H. Lee, EDITÖR. s.347-352 IOS Press, Ohmsha, Amsterdam /Berlin/ Oxford /Tokyo /Washington DC.

STRASSER, H., R. FLEISCHER ve E. KELLER. 2000. Electromyographic evaluation of muscle strain on the hand-arm-shoulder system during alternating typing at a conventional and ergonomic keyboard. "XIVth Triennial Congress of the International Ergonomics Association and 44 th. Annual Meeting", 29 July, 4 August. San Diego, California/USA.

STRASSER, H. 2001. Electromyography, Methods and Techniques. "W. Karwowski (Editör), International Encyclopedia of Ergonomics and Human Factors, (Cilt 3), Methods and Techniques, (Bölüm12), Taylor & Francis, s.1801-1804", London, New York.

STRASSER,H.,K.KLUTH ve E.KELLER. 2004 a. A computer based system for the use of electromyographic methods for the measurement of physiological costs associated with operating hand-held tools and computer input devices. *Occup. Ergonomics*,4:73-87.

STRASSER, H., R. FLEISCHER ve E. KELLER. 2004 b Muscle strain of the hand-arm-shoulder system during typing at conventional and ergonomic keyboards. *Occupational Ergonomics*, 4(2):105-119.

STUART-BUTTLE, C. 1994. A discomfort survey in a poultry-processing plant. *Applied Ergonomics*, 25(1):47-52.

STULEN, F.B. ve C.J.LUCA.1981. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans. Biomed. Engng.*, 28:515-523.

SUURKULA,J. ve G.M.HAGG.1987.Relations between shoulder/neck disorders and EMG zero crossing shifts in female assembly workers using the test contraction method. *Eronomics*,30:1553-1569.

TANAKA,S. ve J.D.McGLOTHLIN. 1993.A conceptual model for prevention of work related carpal tunnel syndrome(CTS) *Int.J.Indust.Ergonomics*,11:181-193.

TÜZÜN, C. 1993. *Medikal Biyokimya*. s. 57-67, Palme Yayınları, Ankara.

VANDER, A., J.SHERMANT ve D.LUCIANDO. 2001. *Human Physiology*. Mc Graw-Hill Higher Education. N.Y.USA. 800 s.

VENOSA, R.A. ve P.HOROWICZ 1981. Density and apparent location of the sodium pump in frog sartorius muscle. *J. Membr. Biol.*, 59:225-232.

VERGARA, J., F. BEZANILLA ve B.N. SALZBERG 1978. Nile blue fluorescence signals from cut single muscle fibers under voltage or current clamp conditions. *J. Gen. Physiol.*, 72:775-800.

VØLLESTAD, N.K. ve BLOM, P.C.S. (1985). Effect of varying exercise intensity on glycogen depletion in human muscle fibres. *Acta Physiol. Scand.* 125:395-405,

VØLLESTAD, N.K. ve O.M. SEJERSTED. 1988a. Biochemical correlates of fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 57:336-347.

VØLLESTAD, N.K., O.M. SEJERSTED, D. BAHR. ve J.J. WOODS. 1988b. Motor drive and metabolic responses during repeated sub maximal contractions in man *J. Appl. Physiol.*, 64 (4):1421-1427.

VØLLESTAD, N.K., J. WESCHE ve O.M. SEJERSTED. 1990. Gradual increase in leg oxygen uptake during repeated submaximal contractions in humans, *J. Appl. Physiol.*, 68:1150-1156. Abstract-embase.

VØLLESTAD, N.K. (1997) Measurement of human muscle fatigue. *J. Of Neuroscience Methods* 74:219-227.

WESTERBLAD, H., J.A. LEE, A.G. LAMB, S.R. BOLSOVER ve D.G. ALLEN 1990. Spatial gradients of intracellular calcium in skeletal muscle during fatigue. *Pflügers Arch.*, 415:734-740.

WOODBURY, J.W. 1965. The Cell Membrane, Ionic and Potential Gradients and Active Transport. " T.C. Ruch ve H.D. Patton (Editörler), W.B. Saunders Company, s.1-25, Philadelphia.

WU, S.P. ve C.S. HSIEH. Ergonomics study on the handle length and lift angle for the culinary spatula. *Applied Ergonomics*, 33:493:501.

ZIPP, P. 1989. Leitregeln für die Oberflächen-Myographie: Ausgewählte Beispiele.. “R. Daus, K.-H. Leist ve H.-V. Ulmer (Editörler), *Motorikforschung aktuell: Die Elektromyographie in der Motorikforschung, DVS-Protokolle Nr. 35, s.68-73*”, Clausthal,Zellerfeld.

ZWARTS,M.J., T.W.VAN WEERDEN ve H.T.M.HAENEN 1987. Relationship between average muscle fiber conduction velocity and EMG, power spectra during isometric contraction, recovery and applied ischemia. *Eur. J. Appl, Physiol.*, 56:212-216.

## **EKLER**



**Belirli vidalama aktiviteleri esnasında çok komponentli tornavidaların bir DIN tornavidası ile karşılaştırılmasında kavrama(tornavida sapı) tasarımının subjektif değerlendirilmesi için hazırlanan anketler**

**1. Genel İfadeler**

Denek No: .....

Tarih: \_\_ . \_\_ . 2005

Yaş [Yıl]: .....

Ağırlık [kg]: .....

Boy [cm]: .....

Dirsek yüksekliği [cm]: .....

Dominant El:  Sol

Sağ el

Sportif bir aktivite yapıyor musunuz?

evet

hayır

Cevap evet ise, hangi aktiviteleri ne sıklıkla yapıyorsunuz?

1. .... .. Saat/Hafta

2. .... .. Saat/Hafta

3. .... .. Saat/Hafta

Hangi düzenli – (mümkün) mesleki ya da diğer aktiviteyi(leri) öğrendiniz yanında yapıyorsunuz?

.....

.....

.....

**Lütfen tüm soruları cevaplayınız?**

Yardımlarınız için teşekkürler!

Eğer mevcut tornavidalardan birini satın almak isteseydiniz ve bunların fiyatları satın alma kararınızda herhangi bir rol oymasaydı, **hiçbir pratik deneyiminiz olmadan mevcut modellerden hangisinde karar kıldınız?**

**Tornavida No:**



## 2. Deneğin Ölçülendirilmesi

### El Ölçüleri [mm]:

<b>El Uzunluğu</b>	
<b>El Yüzeyi Uzunluğu</b>	
<b>Başparmak Olmadan El Çevresi</b>	
<b>Başparmak Olmadan El Genişliği</b>	

### Parmak Ölçüleri [mm]

<b>Küçük Parmak Genişliği</b>	
<b>Yüzük Parmağı Genişliği</b>	
<b>Orta Parmak Genişliği</b>	
<b>İşaret Parmağı Genişliği</b>	
<b>Başparmak Genişliği</b>	
<b>Küçük Parmak Uzunluğu</b>	
<b>Yüzük Parmağı Uzunluğu</b>	
<b>Orta Parmak Uzunluğu</b>	
<b>İşaret Parmağı Uzunluğu</b>	
<b>Başparmak Uzunluğu</b>	

### Parmak Uzunluk Ölçüleri [mm]

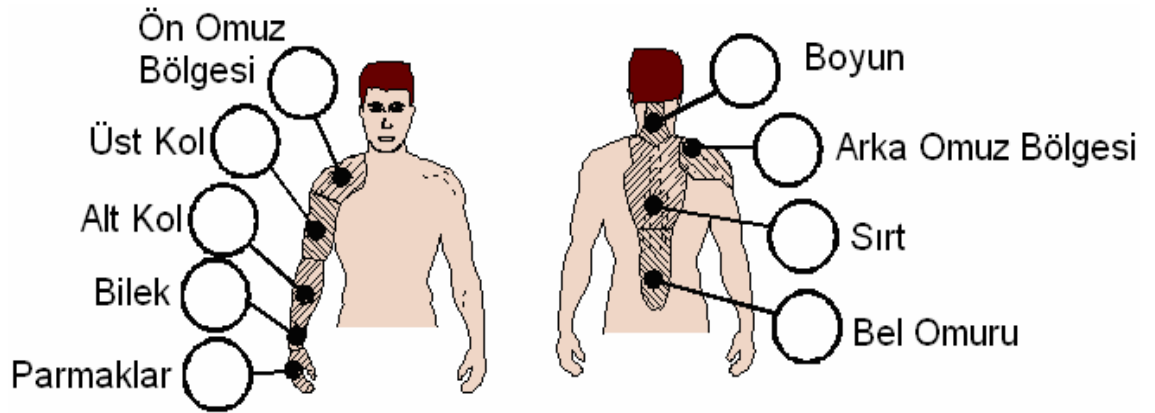
	Temel Uzunluk	Orta Uzunluk	Son Uzunluk
<b>Küçük Parmak</b>			
<b>Yüzük Parmağı</b>			
<b>Orta Parmak</b>			
<b>İşaret Parmağı</b>			
<b>Başparmak</b>			

### 3. Deneyin Uygulanmasından Evvel Anlık Vücut Gerilimi

Lütfen anlık fiziksel durumunuz hakkındaki kişisel yargınızı belirtiniz. Lütfen resimlerin üzerinde belirtilen alanlara hissettiğiniz gerilim, kas ağrısı yada hasar ile uyumlu etki derecelerini giriniz.

Bunun için aşağıdaki skalayı kullanınız:

① yok	① az	② orta	③ kuvvetli	④ çok kuvvetli
<b>Etki Derecesi</b>				



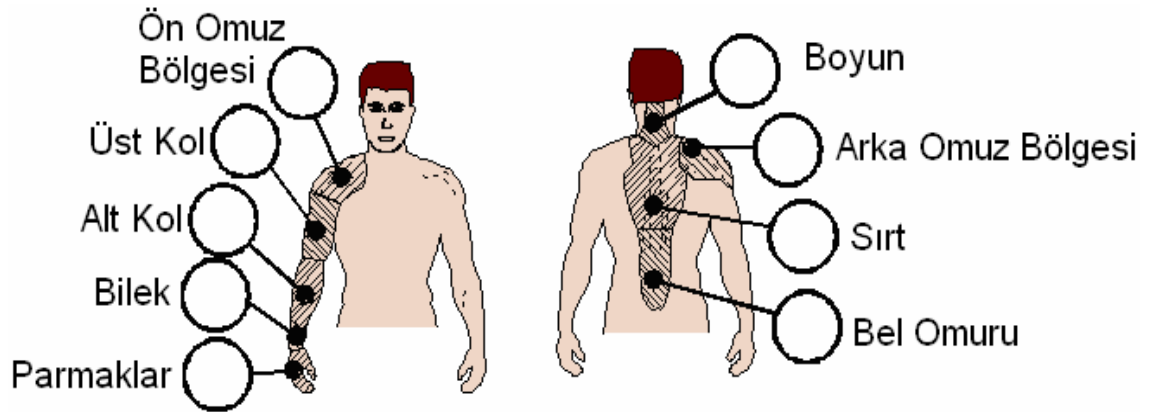
#### 4. Vidalama Esnasındaki Vücut Geriliminin Değerlendirilmesi

**Tornavida No:**

Lütfen tornavida ile vidalama esnasında hissettiğiniz gerilimi kendi kişisel tahmininize göre, resimlerde belirtilen vücut bölümlerini gösteren alanlara işaretleyiniz.

Aşağıdaki skalayı kodlama için kullanınız:

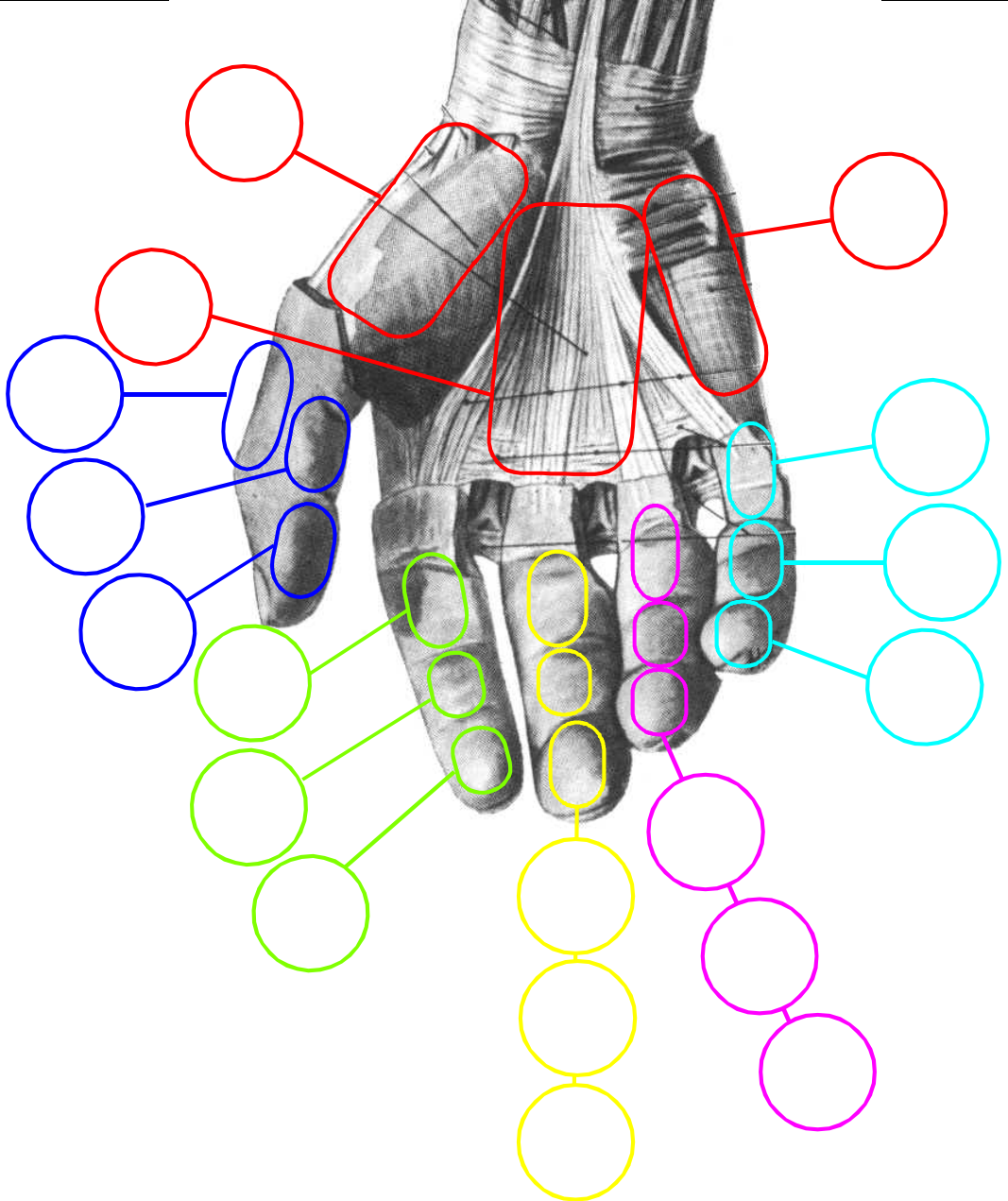
① yok	① az	② orta	③ kuvvetli	④ çok kuvvetli
<b>Etki Derecesi</b>				



**Tornavida No:**

Lütfen ayrıca aşağıdaki taslakta belirtilen bölgelerde, vidalama esnasında hissettiğiniz spesiyal gerilimlileri (sıra dışı yüksek basınç ya da basınç dağılımı) belirtiniz.

① şikayet yok	① az şikayet	② orta şikayet
③ kuvvetli şikayet	④ çok kuvvetli şikayet	
<b>Basınç Hissi</b>		






### 5. Deney Objesinin Karşılaştırmalı Değerlendirmesi

Ekteki anketler, sizin kişisel olarak farklı tornavidaları sübjektif olarak nasıl değerlendirdiğiniz hakkında enformasyon toplamak amacıyla yapılmıştır. Değerlendirme sistemi bir skalada -4'ten +4'e kadar notlandırmaya dayanmaktadır. Siz lütfen tornavidaları değerlendirmek için ayrılmış alanları işaretleyiniz.

Sadece birtakım sorular vasıtasıyla bu sistemler modifiye edilebilir. Mevcut genel takip soruları mantıklı bir şekilde işaretleyiniz.

İlgili özelliği yoğunluğuna göre şu şekilde değerlendiriyorum ....

										
	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	
	kuvvetli		biraz		biraz		kuvvetli			
	çok (kuvvetli)	oldukça	kayda değmez		oldukça	çok (kuvvetli)				

Positiv/negatif işaretlenmiştir.















Bir evvelki bölümde el kısmı ile ilgili soruları cevaplandırdınız. Şimdi lütfen her elemanın ne kadar önemli olduğunu belirtiniz.

Aşağıdaki skalayı kullanınız;

Benim tornavida tutamağının tasarımda öne çıkan karakteristiklerin önem derecesi:

① en önemlisi	② çok önemli	③ az önemli	④ en az önemli
---------------	--------------	-------------	----------------

Aşağıdaki tabloya sıralama numaralarını giriniz. Aynı numarayı birden fazla tatbik etmek mümkündür!

<input type="radio"/> Tutamağın <b>şekli</b>
<input type="radio"/> Tutamağın <b>ölçüleri</b>
<input type="radio"/> Tutamağın <b>malzemesi</b>
<input type="radio"/> Tutamağın <b>yüzeyi</b>

Eğer mevcut tornavidalardan birini satın almak isteseydiniz ve bunların fiyatları satın alma kararınızda herhangi bir rol oymasaydı, **biraz evvel kullandığımız modellerden hangisinde karar kııldınız?**

<b>Tornavida No:</b> <input type="radio"/>
--

DIREZIONE QUALITA

POLIPROPILEN



POLIESTER

SELULOZASETAT  
BUTIRATSELULOZASETAT  
BUTIRATGOVDE ; POLIPROPILEN  
KILIF ; PUGOVDE ; POLIPROPILEN  
KILIF ; PUGOVDE ; POLIPROPILEN  
KILIF ; PUGOVDE ; POLIPROPILEN  
( % 17 MINERAL KATKILI )  
KILIF ; PVCGOVDE ; POLIPROPILEN  
GRI KESIT ; POLIPROPILEN  
KILIF ; PU

Indirizzo di documento:

Argomento :

Pagina : 1

Unità : KİMYA LAB.

Preparatorio : Orhan CAVLUN

Tel. : 29222

E-mail : OrhanC@tofas.com.tr

Data : 9/10/2005

Ora : 09:12

## TEŞEKKÜR

Doktora derecesi için yaptığım çalışmalarında değerli bilgi ve deneyimleri ile çalışmalarımı yönlendiren ve beni daima destekleyen Doktora Tez Danışmanım Sayın Prof.Dr.-Ing. Fatih C. BABALIK'a ve TÜBİTAK A1.GRUBU Araştırma Bursu ile bilgi ve deneyimlerimi arttırmak için gittiğim Almanya'da Siegen Üniversitesi Mühendislik Fakültesi-İş Bilim Kürsüsü Başkanı Sayın Prof. Dr-Ing. Helmut STRASSER'e ve araştırma grubuna gösterdikleri ilgi ve yakınlıktan dolayı en içten teşekkürlerimi iletiyorum.

Deney düzeneğini kurarak, doktora çalışmamın deneysel bölümünü gerçekleştirmeme imkan veren Bursa FIAT-Powertrain Fabrikası yöneticilerine teşekkürlerimi sunuyorum.

Tüm hayatım ve özellikle doktora çalışmalarım süresince beni daima destekleyen, moral veren ve en güzel şeylerin benim olmasını dileyen aileme şükranlarımı iletiyorum.

## ÖZGEÇMİŞ

1975 yılında Ankara’da doğdu. İlk öğrenimini Özel İnal-Ertekin İlkokulu’nda, orta ve lise öğrenimi, Bursa Anadolu Lisesi’nde tamamlandı. Uludağ Üniversitesi Mühendislik- Mimarlık Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü’nden 1998 yılında mezun oldu. 2000 yılında Uludağ Üniversitesi Mühendislik- Mimarlık Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalında Yüksek Lisans çalışmasını tamamladı. Aynı yıl Uludağ Üniversitesi Mühendislik- Mimarlık Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalında Doktora derecesi için çalışmalarına Prof. Dr. Ing. Fatih C. BABALIK’ın Tez danışmanlığında başladı. 2004 yılında TÜBİTAK, NATO, A1 GURUBU bursu kazanarak.Almanya’da Siegen Üniversitesi’nin Institut für Fertigungstechnik’de Prof Dr.-Ing. H.Strasser ile Dr.-Ing. E.Keller’in danışmanlığında Ekim 2004-Mart 2005 tarihlerinde 6 ay süreyle doktora konusuyla ilgili bilgi ve deneyimlerini arttırdı. Yurda döndükten sonra Bursa FIAT-Powertrain Otomobil Fabrikasında kurduğu deney düzeneği ile deneysel çalışmalarını Prof.Dr.Ing. Fatih.C. BABALIK’IN danışmanlığında yaptı. 1998 yılından bu yana Uludağ Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Endüstri Mühendisliği Bölümünde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.