

**T.C.**  
**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**VOLEYBOLCULARDA EL BİLEĞİ KAS KUVVETİ İLE SINIR İLETİ HIZLARININ**  
**KARŞILAŞTIRILMASI**

**Evren Ebru ALTINCI**

**Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliğinin**  
**Beden Eğitimi ve Spor Programı İçin Öngördüğü**  
**DOKTORA TEZİ Olarak Hazırlanmıştır**

**KOCAELİ**

**2015**

**T.C.**  
**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**VOLEYBOLCULARDA EL BİLEĞİ KAS KUVVETİ İLE SİNİR İLETİ HIZLARININ**  
**KARŞILAŞTIRILMASI**

**Evren Ebru ALTINCI**

**Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliğinin**  
**Beden Eğitimi ve Spor Programı İçin Öngördüğü**  
**DOKTORA TEZİ Olarak Hazırlanmıştır**

**Danışman: Yrd. Doç. Dr. Betül BAYAZIT**

**Kocaeli Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu**

**Onay Numarası: 3/14**

**KOCAELİ**

**2015**

**KABUL ve ONAY**

**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE**



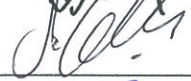
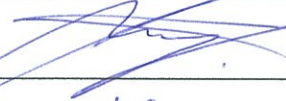
**Tez Adı:** Voleybolcularda El Bileği Kas Kuvveti ile Sinir İleti Hızlarının Karşılaştırılması

**Tez yazarı:** Evren Ebru Altıncı

**Tez savunma tarihi:** 17.06.2015

**Tez Danışmanı:** Yrd. Doç. Dr. Betül BAYAZIT

**Bu çalışma, sınav kurumumuz tarafından Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı Spor Bilimleri BİLİM UZMANLIĞI / DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.**

SINAV KURULU ÜYELERİ		İMZA
ÜNVANI	ADI SOYADI	
BAŞKAN	Prof. Dr. Hayri Ertan	
ÜYE (DANIŞMAN)	Yrd. Doç. Dr. Betül Bayazit	
ÜYE	Doç. Dr. Serap Çolak	
ÜYE	Yrd. Doç. Dr. Serap Mülayim	
ÜYE	Yrd. Doç. Dr. Özgür Dinçer	

**Onay**

Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

.... /.... /2015

Prof. Dr. Mustafa YILDIZ

KOÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## ÖZET

### Voleybolcularda El Bileği Kas Kuvveti ile Sinir İleti Hızlarının Karşılaştırılması

**Amaç:** Bu araştırmanın amacı, üst ekstremitte hareketlerini yoğun olarak kullanan bayan voleybol oyuncularında el bileği ve dirsek kas kuvvetleri ile bu bölgelere yönelik elektro fizyolojik değişiklik hızlarını karşılaştırmaktır.

**Yöntem:** Çalışmamıza 30 profesyonel bayan voleybol oyuncusu katılmıştır. Çalışmaya katılan sporcuların yaş ortalaması 19,70(±1,4 yıl) olarak belirlenmiştir. Denekler, en az 4 yıldır voleybol sporu ile uğraşan elit düzeydeki sporculardan seçilmiştir. Çalışmada öncelikle sporcuların dirsek ve el bileği kas kuvveti ölçümleri alınmıştır. Ölçümler Biodex sistem-3 dinamometresi ile yapılmıştır. İzokinetik dirsek ve el bileği testleri 60°/sn ve 120°/sn olmak üzere farklı hızlarda 5 ve 10 tekrardan oluşan setler halinde ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri ile gerçekleştirilmiştir. Daha sonra sporcuların üst ekstremitelerini ve özellikle el bileği ve dirseklerini yoğun olarak kullanmalarından dolayı üst ekstremitte kaslarının hemen hemen tamamını innerve eden n.radialis, n.medianus ve n.ulnaris sinirlerinin motor sinir ileti hızları EMG aleti ile ölçülmüştür. EMG ölçümleri Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Motor sinir ileti hızları ölçülüp, sinir ileti hızının azalmasına bağlı olarak motor kayıplar değerlendirilmiştir. Elde edilen veriler doğrultusunda sporcuların el bileği ve dirsek kas kuvvetleri ile sinir ileti hızları karşılaştırılmıştır. İstatistik uygulamaları SPSS 22.0 Windows programında yapılmıştır.

**Bulgular:** N.radialis sinir ileti hızı ile hem 60°/sn hem de 120°/sn'deki dominant ve non-dominant el bileği ekstansiyon peak torque değerleri arasında korelasyon tespit edilmiştir (p<0.05). Ayrıca sporcuların n.ulnaris sinir ileti hızı ile 60°/sn ve 120°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değerleri arasında korelasyon tespit edilmiştir (p<0.05). Araştırmaya katılan sporcuların boy ile 60°/sn ve 120°/sn dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında anlamlı ilişki bulunmuştur (p<0.05).

**Sonuç:** Yaş, boy, vücut ağırlığı, BKİ gibi fiziksel karakteristiklerin sinir ileti hızıyla ilişkisini göstermek amacıyla istatistiksel değerlendirmeler yapılmıştır. Sonuç olarak yaş ile sadece n.radialis sinir ileti hızı arasında korelasyon tespit edilmiştir.

**Anahtar sözcükler:** Elektromiyografi, Kuvvet Ölçümü, Sinir İleti.

## ABSTRACT

### Comparing the Muscle Strength of Wrist and Speed of Neural Transmission in Volleyball Players

**Objective:** The purpose of this study is to compare the muscle strengths of wrist and elbow in female volleyball players who use upper limb movements extensively with electrophysiological speeds of change associated with such areas.

**Method:** 30 professional female volleyball players are involved in our study. The average age of recruited athletes in the study is determined as 19.70 ( $\pm 1.4$  years). Subjects are selected among elite athletes who are engaged in volleyball for at least 4 years. In the study, first the muscle strength of elbows and wrists of athletes were measured. The measurements were performed using Biodex system-3 dynamometer. Isokinetic elbow and wrist tests were performed with extension and flexion movements in sets repeated 5 and 10 times with different speeds of 60°/sec and 120°/sec. Then, as the athletes use their upper limbs and especially their wrists and elbows extensively, the speed of motor neural transmission of n.radialis, n.medianus and n.ulnaris nerves that innervate almost all upper limb muscles were measured using EMG. EMG measurements were performed at Neurology Department of Medicine Faculty at Kocaeli University. Speeds of motor neural transmission were measured and motor losses due to reduced speed of neural transmission were assessed. Based on the data obtained, the wrist and elbow muscle strengths of athletes were compared with speeds of neural transmission. Statistical applications were conducted in SPSS 22.0 Windows program.

**Results:** A correlation was determined between speed of neural transmission for n.radialis and extension peak torque values for dominant and non-dominant wrists both at 60°/sec and 120°/sec ( $p < 0.05$ ). Furthermore, a correlation was also determined between athletes' speed of neural transmission for n.ulnaris and flexion peak torque values for dominant elbow both at 60°/sec and 120°/sec ( $p < 0.05$ ). A significant correlation was found between the body height of athletes and dominant wrist flexion peak torque values at 60°/sec and 120°/sec ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** Statistical assessments were made in order to demonstrate the correlation between speed of neural transmission and physical characteristic e.g. age, height, body weight and BMI. As a result, a correlation with age was identified only for speed of neural transmission for n.radialis.

**Key words:** Electromyography, Strength Measurement, Neural Transmission.

## TEŞEKKÜR

Araştırmam süresince hem hoşgörölü hem de yönlendirici desteği için ve problemlere yaklaşımı ile örnek teşkil eden tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Betül BAYAZIT'a, tez araştırmamda komite üyesi olarak görev yapan ve tecrübelerini benimle paylaşan, desteğe ihtiyaç duyduğum her anımda bıkmadan usanmadan yanımda olan Doç. Dr. Serap ÇOLAK'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Yine tez araştırmamda komite üyesi olarak görev yapan ve EMG ölçümleri için sonsuz hoşgörü ve anlayışla destek olan Yrd. Doç. Dr. Serap MÜLAYİM'e içten teşekkürlerimi sunarım. Kuvvet ölçümleri sırasında desteğini hiç esirgemeyen Okutman Enis Çolak'a, doktora eğitimim süresince verdiği derslerle bilgi ve tecrübesini paylaşan Prof. Dr. Yavuz TAŞKIRAN'a en içten teşekkürlerini sunarım. Araştırmaya katılan sporculara yardımcı olan dostum Arş. Gör. Arda ÖZTÜRK'e içten teşekkürlerimi sunarım. Eğitimim süresince zaman ayırarak, fikir anlamında düşüncelerime zenginlik katan ve desteğini esirgemeyen diğer hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.

Verdiğim kararların isabetli olmasında büyük etkisi olan ve her zaman yanımda hissettiğim çok sevdiğim eşim Hüseyin ALTINCI'ya ve bugün var olmamızın nedeni annem Zehra Semra Günal'a yüreğimden sevgilerimi iletiyor ve araştırmamı biricik anneme ithaf ediyorum.

## **TEZİN AŞIRMA OLMADIĞI BİLDİRİSİ**

Tezimde başka kaynaklardan yararlanılarak kullanılan yazı, bilgi, çizim, çizelge ve diğer malzemeler kaynakları gösterilerek verilmiştir. Tezimin herhangi bir yayından kısmen ya da tamamen aşırma olmadığını ve bir İntihal Programı kullanılarak test edildiğini beyan ederim.

**18 / 05 / 2015**

**Adı Soyadı**

Evren Ebru Altıncı

**İmza**

## İÇİNDEKİLER DİZİNİ

KABUL VE ONAY .....	iii
ÖZET .....	iv
İNGİLİZCE ÖZET .....	v
TEŞEKKÜR .....	vi
TEZİN AŞIRMA OLMADIĞI BİLDİRİSİ .....	vii
İÇİNDEKİLER.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	xiv
ÇİZİMLER DİZİNİ .....	xv
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xvi
1. GİRİŞ .....	1
1.1. Voleybol .....	2
1.1.1. Voleybolun Tanımı .....	2
1.1.2. Voleybolun Kökeni .....	2
1.1.3. Voleybolun Popülerliğini Arttırması.....	2
1.1.4. Uluslararası Voleybol Federasyonu'nun (F.I.V.B.) Oluşumu. ....	3
1.1.5. Olimpik Bir Spor Olarak Voleybol .....	3
1.1.6. Voleybolun Farklı Şekilleri .....	3
1.1.7. Bugün Dünyada Voleybol .....	4
1.1.8. Voleybolda Kadınlar .....	4
1.1.9. Kadın Voleybolu ve Medya .....	5
1.1.10. Kadın Voleybolunda Büyüme .....	5
1.1.11. Voleybolun Fizyolojik Temelleri .....	5
1.2. Kol Anatomisi .....	7
1.2.1. Kol Kemiği .....	7
1.2.1.1. Humerus .....	7
1.2.2. Üst Ekstremit Eklemleri .....	8
1.2.3. Kol Kasları (Brachium) .....	9
1.2.3.1. Kolun Ön Bölge (Fleksör) Kasları .....	9



1.2.3.2. Kolun Arka Bölge (Ekstensör) Kasları .....	10
1.2.4. Kolda Seyreden Sinirler .....	10
1.3. Ön Kol ve El Anatomisi .....	11
1.3.1. Ön Kol Kemikleri.....	11
1.3.1.1. Radius.....	11
1.3.1.2. Ulna .....	12
1.3.2. El ve El Bilek Kemikleri .....	13
1.3.2.1. Ossa Carpi (Karpal Kemikler).....	13
1.3.2.2. Ossa Metacarpi (El Kemikleri) .....	14
1.3.2.3. Ossa Digitorum (Parmak Kemikleri) .....	14
1.3.3. El ve El Bilek Eklemleri.....	14
1.3.3.1. Articulatio Radioulnaris Distalis .....	14
1.3.3.2. Articulatio Radiocarpea (Elbileği Eklemi).....	14
1.3.3.2.1. Articulatio Radiocarpea'nın Bağları .....	15
1.3.3.2.2. El Bileği Hareketleri.....	16
1.3.4. Ön Kolun Ön Yüzünde Bulunan Kaslar.....	16
1.3.4.1. Yüzeysel Kaslar .....	16
1.3.4.2. Derin Kaslar .....	16
1.3.5. Ön Kolun Arka Yüzünde Bulunan Kaslar.....	18
1.3.6. Ön Kolun Sinirleri.....	18
1.3.6.1. N. Radialis .....	18
1.3.6.2. N. Musculocutaneus .....	19
1.3.6.3. N. Medianus .....	20
1.3.6.4. N. Cutaneus Brachii Medialis .....	20
1.3.6.5. N. Cutaneus Antebrachii Medialis .....	20
1.3.6.6. N. Ulnaris .....	21
1.4. Kaslar .....	23
1.4.1. Kas Kasılma Tipleri .....	23
1.4.1.1. İzometrik Kasılma (Statik Kasılma).....	23

1.4.1.2. Konsantrik Kasılma (Dinamik Kasılma).....	23
1.4.1.3. Eksantrik Kasılma .....	23
1.4.1.4. İzokinetik Kasılma .....	23
1.4.2. Kas Kasılmasını Etkileyen Faktörler.....	24
1.5. Egzersiz ve Kuvvet.....	25
1.5.1. Spor Biliminde Kuvvet.....	25
1.5.2. Kuvvet Türleri .....	25
1.5.3. Voleybolda Kuvvet .....	26
1.5.4. Kuvvet Ölçüm Araçları ve İzokinetik Ölçüm .....	27
1.5.4.1. İzokinetik Dinamometre.....	28
1.5.4.1.1. İzokinetik Dinamometre Çeşitleri .....	28
1.5.4.1.2. İzokinetik Dinamometrenin Temel Parçaları .....	28
1.5.4.1.3. İzokinetik Dinamometrenin Çalışma Prensibi .....	29
1.5.4.1.4. İzokinetik Dinamometre ile Ölçülebilen Eklem Hareketleri.....	29
1.5.4.1.5. İzokinetik Dinamometrenin Olumlu Yönleri .....	30
1.5.4.1.6. İzokinetik Dinamometrenin Olumsuz Yönleri.....	30
1.5.4.1.7. İzokinetik Dinamometre Test Parametreleri .....	30
1.6. ELEKTROMYOGRAFİ (EMG).....	33
1.6.1. EMG'nin Tanımı ve Yüzeysel Elektromiyografi (Kinezyolojik EMG) .....	33
1.6.2. EMG'nin Tarihsel Gelişimi.....	34
1.6.3. EMG'nin Avantajları.....	34
1.6.4. EMG ile Sinir İleti İncelemeleri.....	35
1.6.4.1. Duysal İleti İncelemeleri .....	35
1.6.4.2. Motor İleti İncelemeleri .....	36
1.6.4.3. Geç Yanıtlar .....	37
1.6.5. EMG Elektrot Tipleri .....	37
1.6.5.1. Yüzeysel Elektrotlar .....	37
1.6.5.2. İğne Elektrotlar.....	38
1.6.5.3. Vajinal ve Anal Proplar .....	38

1.6.6. EMG Sinyalinin Kaydedilmesi .....	38
1.6.7. EMG Sinyalinin Analizi.....	41
1.6.8. EMG Amplitüdü.....	41
1.6.9. EMG Frekans Özellikleri .....	42
1.6.10. Diğer EMG Analiz Teknikleri.....	43
1.6.11. Kas Gücü ve EMG İlişkileri.....	43
2. AMAÇ .....	45
3. YÖNTEM.....	46
3.1. Araştırma Grubu.....	46
3.2. Araştırmada Yapılan Ölçümler .....	46
3.2.1. İzokinetik Dinamometre Ölçümleri .....	46
3.2.2. EMG Ölçümleri.....	48
3.2.2.1. N.medianus'un Sinir İleti Hızının Ölçülmesi.....	49
3.2.2.2. N.ulnaris'in Sinir İleti Hızının Ölçülmesi .....	50
3.2.2.3. N.radialis'in Sinir İleti Hızının Ölçülmesi .....	50
3.3. Çalışmanın Uygulanmasıyla İlgili Alınan İzinler ve Yapılan Toplantılar .....	51
3.4. Verilerin Analizi.....	51
4. BULGULAR.....	52
4.1. Sporcuların Tanımlayıcı Özellikleri.....	52
4.2. Sporcuların 60-120°/sn.'de Dominant ve Non-dominant El Bileği Ekstensiyon/Fleksiyon Peak Torque Kuvvet Değerleri .....	53
4.3. Sporcuların 60-120°/sn.'de Dominant ve Non-dominant Dirsek Ekstensiyon/Fleksiyon Peak Torque Kuvvet Değerleri .....	54
4.4. Sporcuların EMG Latans Ölçüm Değerleri.....	55
4.5. Sporcuların EMG Amplitüd Ölçüm Değerleri .....	55
4.6. Sporcuların El Bileği Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile EMG Ölçümleri Arasındaki İlişki .....	57
4.7. Sporcuların Elbow Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile EMG Ölçümleri Arasındaki İlişki .....	59

4.8. Sporcuların El Bileği Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile Tanımlayıcı Özellikleri Arasındaki İlişki .....	60
4.9. Sporcuların Dirsek Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile Tanımlayıcı Özellikleri Arasındaki İlişki .....	61
4.10. Sporcuların EMG Ölçümleri ile Tanımlayıcı Özellikleri Arasındaki İlişki ..	62
4.11. 60°/sn’de El Bileği Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	63
4.12. 60°/sn’de El Bileği Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	63
4.13. 120°/sn’de El Bileği Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	63
4.14. 120°/sn’de El Bileği Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	64
4.15. 60°/sn’de Dirsek Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	64
4.16. 60°/sn’de Dirsek Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	64
4.17. 120°/sn’de Dirsek Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	65
4.18. 120°/sn’de Dirsek Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	65
4.19. El Bilek Median Sinir Latans Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	65
4.20. El Bilek Median Sinir Amplitud Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	65
4.21. El Bilek Median NCV Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları.....	66
4.22. El Bilek Ulnar Sinir Latans Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	66

4.23. El Bilek Ulnar Sinir Amplitud Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	66
4.24. El Bilek Ulnar NCV Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları.....	66
4.25. nkol Radial Sinir Latans Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	67
4.26. nkol Radial Sinir Amplitud Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	67
4.27. nkol Radial NCV Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları.....	67
5. TARTIŞMA .....	68
5.1. Sınırlılıklar .....	77
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	77
6.1. SonuÇlar.....	77
6.2. neriler.....	80
KAYNAKLAR DİZİNİ .....	81
ZGEŐMİŐ .....	88
EKLER.....	90

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

**BKİ.** Beden Kitle İndeksi

**EMG** Elektromiyografi

## ÇİZİMLER DİZİNİ

Çizim 2.1. Humerus .....	9
Çizim 2.2. Art.humeri .....	9
Çizim 2.3. Art.cubiti .....	10
Çizim 2.4. Kol Kasları .....	11
Çizim 2.5. Üst Ekstremitte Sınırları.....	12
Çizim 2.6. Ön Kol Kemikleri.....	13
Çizim 2.7. El ve El Bilek Kemikleri.....	14
Çizim 2.8. El ve El Bilek Eklemleri .....	16
Çizim 2.9. Önkol Ön Bölge Kasları.....	18
Çizim 2.10. N.radialis .....	20
Çizim 2.11. N.medianus .....	21
Çizim 2.12. N.ulnaris .....	23
Çizim 3.1. İzokinetik Dinamometre ile El Bileği Ölçümü .....	47
Çizim 3.2. İzokinetik Dinamometre ile Dirsek Ölçümü .....	47
Çizim 3.3. EMG ölçümü.....	49
Çizim 4.1. Sporcuların Tanımlayıcı Özelliklerinin Dağılımı .....	52
Çizim 4.2. El Bileği Ekstensiyon/Fleksiyon Peak Torque Kuvvet Ortalamalarına İlişkin Diyagram.....	53
Çizim 4.3. Dirsek Ekstensiyon/Fleksiyon Peak Torque Kuvvet Ortalamalarına İlişkin Diyagram.....	54
Çizim 4.4. Sporcuların EMG Latans Ölçüm Ortalamalarına İlişkin Diyagram ....	55
Çizim 4.5. Sporcuların EMG Amplitüd Ölçüm Ortalamalarına İlişkin Diyagram	56

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. Sporcuların Tanımlayıcı Özellikleri .....	52
Çizelge 4.2. Sporcuların 60-120°/sn.'de Dominant ve Non-dominant El Bileği Ekstansiyon Fleksiyon Peak Torque Kuvvet Değerleri .....	53
Çizelge 4.3. Sporcuların 60-120°/sn.'de Dominant ve Non-dominant Dirsek Ekstansiyon Fleksiyon Peak Torque Kuvvet Değerleri .....	54
Çizelge 4.4. Sporcuların EMG Latans Ölçüm Değerleri .....	55
Çizelge 4.5. Sporcuların EMG Amplitüd Ölçüm Değerleri.....	55
Çizelge 4.6. Sporcuların El Bileği Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile EMG Ölçümleri Arasındaki İlişki .....	57
Çizelge 4.7. Sporcuların Elbow Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile EMG Ölçümleri Arasındaki İlişki .....	59
Çizelge 4.8. Sporcuların El Bileği Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile Tanımlayıcı Özellikleri Arasındaki İlişki.....	60
Çizelge 4.9. Sporcuların Dirsek Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile Tanımlayıcı Özellikleri Arasındaki İlişki .....	61
Çizelge 4.10. Sporcuların EMG Ölçümleri ile Tanımlayıcı Özellikleri Arasındaki İlişki .....	62
Çizelge 4.11. 60°/sn'de El Bileği Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	63
Çizelge 4.12. 60°/sn'de El Bileği Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	63
Çizelge 4.13. 120°/sn'de El Bileği Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	63
Çizelge 4.14. 120°/sn'de El Bileği Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	63
Çizelge 4.15. 60°/sn'de Dirsek Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	64
Çizelge 4.16. 60°/sn'de Dirsek Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin	



Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	64
<b>Çizelge 4.17.</b> 120°/sn’de Dirsek Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	64
<b>Çizelge 4.18.</b> 120°/sn’de Dirsek Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	64
<b>Çizelge 4.19.</b> El Bilek Median Sinir Latans Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	65
<b>Çizelge 4.20.</b> El Bilek Median Sinir Amplitud Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	65
<b>Çizelge 4.21.</b> El Bilek Median NCV Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	65
<b>Çizelge 4.22.</b> El Bilek Ulnar Sinir Latans Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	65
<b>Çizelge 4.23.</b> El Bilek Ulnar Sinir Amplitud Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	66
<b>Çizelge 4.24.</b> El Bilek Ulnar NCV Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	66
<b>Çizelge 4.25.</b> Önkol Radial Sinir Latans Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	66
<b>Çizelge 4.26.</b> Önkol Radial Sinir Amplitud Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	66
<b>Çizelge 4.27.</b> Önkol Radial NCV Değerlerinin Dominant ve Non-dominant Ele Göre Ortalamaları .....	67

## 1. GİRİŞ

Voleybol belirli tekniklerin, belirli kurallar çerçevesinde sergilendiği, güç ve zeka özelliklerinin ön plana çıktığı bir sportif branştır. Aynı zamanda yüksek düzeyde nöromüsküler performans ve koordinasyona ihtiyaç duyulmaktadır (Jay et al., 1999). Son yıllarda bilim adamları sporcuların kas performansını arttırmaya yönelik metodlar üzerinde yoğun çaba sarf etmektedir. Spor bilimciler, kuvvet değerlerinin karşılaştırılması üzerinde dururken, aynı zamanda kondisyon programlarının kas kuvvetini güvenilir bir şekilde ölçmesi için uğraş vermektedir. Antrenör ve hekimler ise kuvvet eksikliğinin altında yatan nedenlerin saptanmasıyla oluşabilecek yaralanmaların önlenmesi ve sporcuların performanslarının artırılması üzerinde yoğun çabalar sarf etmektedirler (Nalçakan, 2001). Sporcularda kas kuvveti, denge ve eklem stabilizasyonunu değerlendirmenin birkaç yolu bulunmaktadır (Olyaei, 2006). Spor bilimleri açısından izokinetik kuvvet testleri uygulama açısından oldukça önemlidir. Çünkü izokinetik test araçları ölçülen kas grubunun kuvvet değerlerinin geçerli ve güvenilir bir şekilde ölçülmesine olanak sağlamaktadır (Sogabe et al., 2009). Dominant/nondominant ve agonist/antagonist arasındaki kas dengesini ve kuvvetlerini belirlemede en kullanışlı yöntem izokinetik dinamometredir (Olyaei, 2006).

Kas içine veya yüzeyine elektrod yerleştirilerek aksiyon potansiyellerinin oluşmasına bağlı olarak zar potansiyelinde ortaya çıkan elektriksel değişikliklerin yazdırılma işlemine elektromiyografi (EMG) denir (Farina et al., 2004). EMG uygulamaları sonucunda elde edilen veriler; merkezi kontrol stratejileri, sinir hücreleri boyunca olan sinyalin sinir kas kavşağına transferi, motor üniteye kas hücrelerinin elektriksel aktivasyonu, karmaşık biyomekaniksel olaylar zinciri, agonist ve antagonist kas tendonları üzerine etki eden ve kemiklere taşınan baskının üretimi hakkında bilgi edinilmesini sağlar. Spor bilimlerinde kassal aktivasyonun değerlendirildiği elektromiyografi uygulamaları ise, teknik gelişimin değerlendirilmesi, uygun antrenman programlarının oluşturulması, sporcunun gelişiminin takip edilmesi, yetenek seçimi amaçlarıyla kullanılabilir. Yüzeysel EMG spor bilimlerinde tek başına ölçüm aracı olarak kullanıldığı gibi, görüntü analizi, kuvvet platformu, izokinetik dinamometre vb. cihazlardan alınan bilgileri destekleyici unsur olarak da kullanılmaktadır (Cerrah ve ark., 2010).

## **1.1. Voleybol**

### **1.1.1. Voleybolun Tanımı**

Voleybol, 1895 yılında William Morgan tarafından “Minotte” adında eğlence amacıyla oynanan bir oyun olarak tanımlanmıştır. Birçok değişiklik geçirerek günümüze kadar gelen voleybol, temel motorik özellikler ve zekâ gerektiren bir spor dalıdır (Vural, 2000). Voleybol kesin bir maç süresine sahip olmayan, temposu yüksek, çabukluğa, kuvvete, hareketliliğe, esnekliğe, dayanıklılığa, sıçramaya dayanan dinamik bir fiziksel oyundur (Erhan, 1995). Bu sporda amaç, topu kendi alanında yere düşürmeden rakip sahada yere düşmesini sağlamak ve rakip takım oyuncularının hata yapmasını sağlayarak sayı kazanmaktır (Vural, 2000). Yüzyılı aşkın bir süredir oynanan voleybol, dinamik, sürekli değişen pozisyonlarla, karmaşık hareketler içeren, çok yönlü sportif beceriler gerektiren bir takım oyunudur (Wulf, 2007).

### **1.1.2. Voleybolun Kökeni**

Voleybolun kökeni hakkında kesin bir bilgi yoktur. Orta ve Güney Amerika'da ve muhtemelen Güney Doğu Asya'da benzer oyunlar yüzyıllar önce oynanmaktaydı. Voleybol sporu 1895 yılında Holyoke, Massachusetts, ABD'de William G. Morgan tarafından iş adamları için bir eğlence aktivitesi olarak başlatıldı. İlk önce "Mintonette" adı verilen spor oyununun ana fikri topu bir file üzerinden ileriye ve geriye "vole vurmak" olduğundan 1896 voleybol olarak anılmaya başladı. Y.M.C.A. (Genç Hıristiyan Erkekler Birliği) bu yeni sporun ABD çapında yayılmasında rol oynadı (McKeever and Came, 1996).

### **1.1.3. Voleybolun Popülerliğini Artırması**

Voleybol tüm dünyada hızlıca yayıldı ve 1900'de Kanada ABD dışında oyunu benimseyen ilk ülke oldu. Aynı yıl voleybol Hindistan'da tanındı ve sonraki on yılda Karayip, Güney Amerika ve Asya (Çin, Japonya ve Filipinler) kıtalarındaki ülkelere yayıldı. Avrupa voleybolla birinci dünya savaşında ABD Ordusu ile tanıştı ve Polonya, Çekoslovakya, Mısır, İtalya ve Fransa gibi ülkelerde hızlıca yaygın hale geldi (McKeever and Came, 1996).

#### **1.1.4. Uluslararası Voleybol Federasyonu'nun (F.I.V.B.) Oluşumu**

1928'de voleybol için uluslararası bir organizasyon kurmak için ilk adımlar atıldı ve Uluslararası Voleybol Federasyonu (F.I.V.B.) ancak ikinci dünya savaşı sonrası 1947 yılında on dört kurucu ülke ile (Belçika, Brezilya, Çekoslovakya, Mısır, Fransa, Hollanda, Macaristan, İtalya, Polonya, Portekiz, Romanya, Uruguay, ABD ve Yugoslavya) Paris'te kuruldu. İlk icraatlarından biri oyunun kurallarını birleştirip standart hale getirmek oldu ve 1948'de ilk erkekler Avrupa Şampiyonası Roma'da gerçekleştirildi. Sonraki sene ilk erkekler Dünya Şampiyonası ve ilk kadınlar Avrupa Şampiyonaları Prag'da yapıldı ve ikisini de Sovyet Birliği kazandı (McKeever and Came, 1996).

#### **1.1.5. Olimpik Bir Spor Olarak Voleybol**

1950'li ve 1960'lı yıllarda voleybol beş kıtada da hızla yayıldı. 1964'te voleybol Olimpiyat Oyunlarına kabul edilen ilk kadın ve erkek takım sporu oldu. Burada da Sovyet Birliği erkeklerde şampiyon olurken, kadınlarda Japonya şampiyon oldu. F.I.V.B.'nin 1964 yılında Tokyo'daki Kongresinde doksanından fazla ülke uluslararası kuruma bağlı hale geldi. Voleybol 1964 yılından bu yana tüm Olimpiyat Oyunlarında yer almaktadır. 1996'da Plaj Voleybolu Olimpiyatlarda ilk kez oynanırken Büyük Britanya'yı temsil eden Amanda Glover ve Audrey Cooper 9. Oldu (McKeever and Came, 1996).

#### **1.1.6. Voleybolun Farklı Şekilleri**

Voleybol bilinen şekliyle her takımda altı oyuncuyla oynanır. Bir takım aynı cinsiyetten oluşabilir veya karma olabilir (her takımda üç erkek, üç kadın). Oyun iç veya dış mekanlarda çim veya kum dahil düz zeminlerde oynanır. Ancak voleybol son derece uyarlanabilir bir oyundur ve farklı ihtiyaçlara yönelik olarak çok sayıda oyun stili geliştirilmiştir.

- Plaj Voleybolu 1950'lerde Kaliforniya'da geliştirilmiştir; her iki tarafta ikişer oyuncunun yer aldığı oyun halihazırda uluslararası seviyede oynanmaktadır. 1996'da Plaj Voleybolu erkek ve kadınlarda Olimpik bir spor olmuştur.

- Voleybol engelli oyuncuların katılımını sağlamak için uyarlanmıştır ve özel ihtiyaçları olan insanlara yönelik Özel Olimpik Voleybol ile oturarak ve ayakta voleybol gibi değişiklikler geliştirilmiştir. Oturarak ve Ayakta Voleybol Paralimpik Oyunları'nın bir parçasıdır.

- Mini voleybol (her iki tarafta üçer oyuncu) ve süper mini voleybol (her iki tarafta dörder oyuncu) çocuklara oyunu öğretmede yardımcı olarak geliştirilmiştir.

- Trim Voleybol eğlence amaçlı voleybol olarak geliştirilmiştir ve aile piyasasını hedef almaktadır. Her bir takımda dört oyuncu yer alır (iki ebeveyn ve iki çocuk) (McKeever and Came, 1996).

### **1.1.7. Bugün Dünyada Voleybol**

1999 itibariyle F.I.V.B. üyesi iki yüz on yedi ülke vardır ve dünya çapında sekiz yüz milyon aktif oyuncu olduğu tahmin edilmektedir. Bu da voleybolu futbol ve basketbolla beraber dünyadaki en büyük sporlardan biri yapmaktadır. Olimpiyat Oyunlarına ek olarak en büyük voleybol şampiyonaları şunlardır:

Yetişkin, çocuk ve genç seviyelerinde erkekler ve kadınlar Dünya Şampiyonaları. Bunlar dört yılda bir oynanmaktadır (1998, 2002, 2006, 2010, vb.).

Erkekler Dünya Ligi dünyadaki en iyi on iki ülkenin katıldığı her yıl gerçekleştirilen bir etkinliktir ve ilki 1990 yılında dört milyon ABD doları para ödülü ile gerçekleşmiştir.

Kadınlar Grand Prix'i ilk kez 1993 yılında yapılmıştır ve iki milyon ABD doları para ödülü için en iyi sekiz ülke yarışmıştır.

Dünya Erkekler ve Kadınlar Plaj Voleybolu Serisi her yıl Brezilya'daki Copacobana plajında yapılan dünya finalleri ile sonlanır. Plaj voleybolunda her takımda sadece iki oyuncu vardır ve bazı kurallar kapalı oyunlara göre biraz değiştirilir.

Avrupa Şampiyonaları her iki yılda bir yapılır (1997, 1999, 2001 vb.) ve şampiyonalara kırk ülke katılır (McKeever and Came, 1996).

### **1.1.8. Voleybolda Kadınlar**

Voleybol hem kadın hem de erkekler tarafından yapılan bir spordur. Rakiple temas gerektirmediğinden yerel seviyede karma takımlarla sosyal ve rekabetçi bir oyun olarak oynanabilmektedir. Daha yüksek veya daha rekabetçi oyun seviyelerinde takımlar sadece erkek veya kadın oyuncularından oluşur. Oyuncuların yaşının ve standardın artmasına bağlı olarak erkek ve kadın sahaları arasındaki tek resmi fark filenin yüksekliğidir (erkeklerde 2,43 metre ve kadınlarda 2,24 metredir). Bunun dışında oyun kurulları aynıdır ancak oyun stilinde fizyolojik farklılıklar nedeniyle genelde gözle görülür bir farklılık olur.

### **1.1.9. Kadın Voleybolu ve Medya**

Genelde kadın sporları medyada önemli ölçüde daha az yer bulur ve bu nedenle erkeklere göre daha az sponsorluk fırsatına sahiptirler. Voleybol da bu konuda bir istisna değildir.

### **1.1.10. Kadın Voleybolunda Büyüme**

Son on yılda voleyboldaki kadın oyuncuların sayısında önemli bir artış olmuştur. Kayıtlı kadın oyuncuların sayısı bu dönemde %20'den %46'ya yükselmiştir. Ülkelerin Voleybol Federasyonları kadınları idari sorumluluk ve politika yapma konusunda görev almak için teşvik etmeye yönelik daha fazla yatırım yapılması gerektiğinin farkındadır. Böylece voleybol hem kadınların sağlayacağı yeteneklerden daha fazla faydalanacak hem de kadınlar performanslarıyla hemcinslerinin tüm seviyelerde spora tam katılımını desteklemek için olumlu bir rol model olacaklardır (McKeever and Came, 1996).

### **1.1.11. Voleybolun Fizyolojik Temelleri**

Voleybol; belirli tekniklerin, belirli kurallar çerçevesinde sergilendiği, güç ve zeka özelliklerinin ön plana çıktığı bir sportif branştır. Voleybolda enerji gereksinimi %90 oranında ATP-PC sisteminden elde edilmektedir. Aynı zamanda yüksek düzeyde nöromüsküler performans ve koordinasyona ihtiyaç duyulmaktadır. Bu ise, sıklıkla tekrar edilen sıçrama ve kısa mesafeli koşularla sağlanmaktadır (Jay et al., 1999). Voleybol fiziksel yeteneklerin bazı motor örüntüler içerisinde sunulmasını gerektirir. Bu da ilgili becerilerin hareket örüntüleriyle yakından bağlantılı olan fiziksel yeteneklerin geliştirilmesi gerektiği anlamına gelir. Sıçrama yeteneği, oyunda file yüksekliğini geçerek karşı tarafa kolay ulaşmayı ve savunmanın ilk basamağı olan bloğu gerçekleştirmeye olanak sağlamaktadır. Bu nedenle voleybolun temel performans faktörleri arasında file üzerindeki hareketlerin yüksekliği vurgulanmaktadır. Bu ise sporcunun hem boy uzunluğu, hem üst ekstremité uzunluğu ve hareket genişliği hem de dikey sıçrama yüksekliği ile bağlantılıdır (Kılınç ve ark., 2000). Voleybolda da diğer sporlarda olduğu gibi bazı özel becerileri daha iyi yapabilmek için o hareketleri sağlayan kasları kuvvetlendirmek gereklidir. Bir voleybol oyuncusunun smaç için sıçrama yeteneğini geliştirmek istiyorsa bir voleybol antrenmanı sırasında birçok smaç uygulamak yerine ağırlık çalışması uygulaması ile daha hızlı gelişim sağlanacağını söylemektedir (Castagna et al., 2008; Gocentas et al., 2005). Kuvvetli kaslar genelde büyük ve ağırdır. Voleybolda ise ağır olmanın büyük

dezavantajları bulunmaktadır. Smaç gibi önemli hücum hareketlerinin uygulanmasında üretilen güç çok önemlidir. Bunun sürekli tekrarlandığı düşünüldüğünde bir önemli öge de üretilen bu gücün devamlılığı gösterilmektedir. Voleybolda kuvvetin vazgeçilmez olduğu yegane unsur sıçrama eylemidir. Özellikle bazı pozisyonlarda sporcunun adımlama yapma fırsatı bulamadan sıçradığı durumlarda kuvvetli bacak kasları oyuncuya büyük avantaj sağlayabilmektedir. Bundan dolayı voleybolcular için en önemli kaslardan birinin M. Kuadriseps olduğu söylenebilir (Erol, 1995). Voleybol sporu yapan kişilerde temel olarak bakıldığında üst ekstremitenin güçlü olması gerekir. Üst ekstremiteye yönelik güçlendirme egzersizleri verilir. Ayrıca vücudu taşıyan, aerobik performansı etkileyen ve sporun devamlılığında önemli bir faktör olan alt ekstremitelerin kuvvet performanslarının belirli bir seviyede olması da gerekmektedir (Erol, 1992). Günümüz sporunda oyuncuların sadece yüksek teknik özelliklere sahip olması başarının geleceği anlamına gelmemektedir. Benzer teknik seviyedeki rakip oyunculara veya takımlara oluşturulabilecek farklılıklar kuvvet özelliklerine bağlıdır (Sevim, 1997).

## **1.2. Kol Anatomisi**

Üst ekstremitenin gövdeye yakın olan bölümü olan kol omuzdan dirseğe kadar uzanır. Atletik, şişman, zayıf olmaya göre değişik görünümdeki uzvun üzerinde normal gelişimdeki bir kişide kaslara ait kabarıntılar ve bunlar arasında oluklar fark edilir (Birvar ve Dergin 1989, s.92) Pars libera membri superiores, kol, önkol ve el iskeletini oluşturan kemiklerin tümüne verilen bir isimdir (Elhan 1989, s.11).

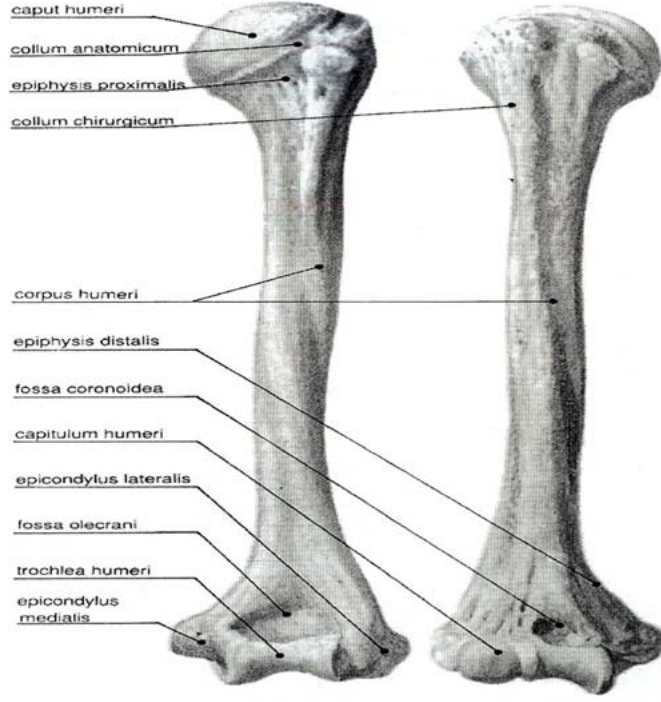
### **1.2.1. Kol kemiği**

Üst ekstremitte kemikleri'nin (ossa membri superioris) kavşak kemikleri olan scapula ve clavikula'dan sonra gelen bölümüdür (Zeren 1971, s.60).

#### **1.2.1.1. Humerus**

Üst ekstremitenin en uzun ve en kalın kemiğidir. Üst ucu (extremitas proximalis), alt ucu (extremitas distalis), ve gövde (corpus humeri) olmak üzere üç bölümü vardır (Elhan 1989, s.11). Üst uç humerus cismine göre genişlemiş bir bölümdür. Burada önemli olarak caput humeri dediğimiz baş kısmı ve önemli kasların yapışma yerleri olan dış yanda büyük tuberculum majus ve önde küçük tuberculum minus olarak isimlendirdiğimiz çıkıntılar vardır (Yıldırım 2003, s.63). Tuberculum majus ve tuberculum minus arasında sulcus intertuberculare dediğimiz oluk vardır. Buradan m.biceps brachi'nin uzunbaşının tendonu geçer (Moore 1992, s.539). Alt ucu makara şeklindedir ve epicondylus lateralis ve epicondylus medialis olarak bilinen iki kabarıntısı vardır (Çimen, 1991). Epicondylus medialis'in arkasında n.ulnaris'in içinden geçtiği sulcus nervi ulnaris denilen bir oluk vardır (Snell, 1995). Dirsek eklemi ile eklem yerinde trochlea humeri ve capitulum humeri denilen ve ulna ve radius ile eklem yapan eklem yüzleri vardır (Lindsay 1996, s.194) (Çizim 1.1).

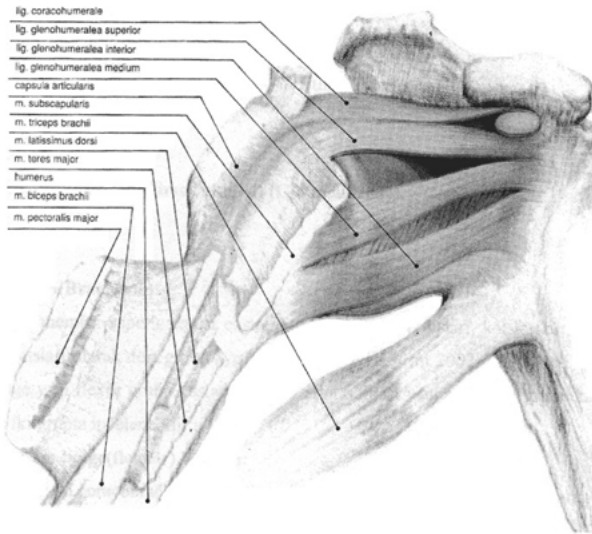




**Çizim 1.1.** Humerus (Biol 1995, s.67)

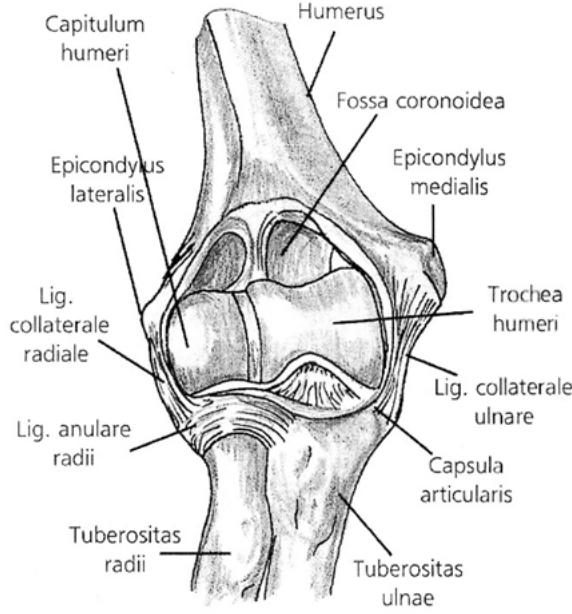
### 1.2.2. Üst Ekstremitte Eklemleri

Art.humeri(capitis) (omuz eklemleri): Caput humeri ile cavitas glenoidalis arasında oluşan art.spheroidea türü bir eklemdir. Ligamentleri; Capsula Articularis, Labrum glenoidale, Lig. glenohumerale ve Lig. coracohumerale'dir (Arıncı ve Elhan 1990, s.73) (Çizim 1.2).



**Çizim 1.2.** Art.humeri (Biol 1995, s.74)

Art. Cubiti (dirsek eklemi): Art. humeroulnaris, Art. humeroradialis ve Art. Radioulnaris proximalis olmak üzere 3 eklemden oluşur. Birden fazla eklemden oluşması nedeniyle, articulatio composita grubundan bir sinovial eklemdir. Ligamentleri; Capsula articularis, Lig.collaterale ulnare, Lig.collaterale radiale, Lig.anulare radii, Lig.quadratum, Membrana interossea antebrachii ve Chorda obliqua'dır (Arıncı ve Elhan 1990, s.80) (Çizim 1.3).



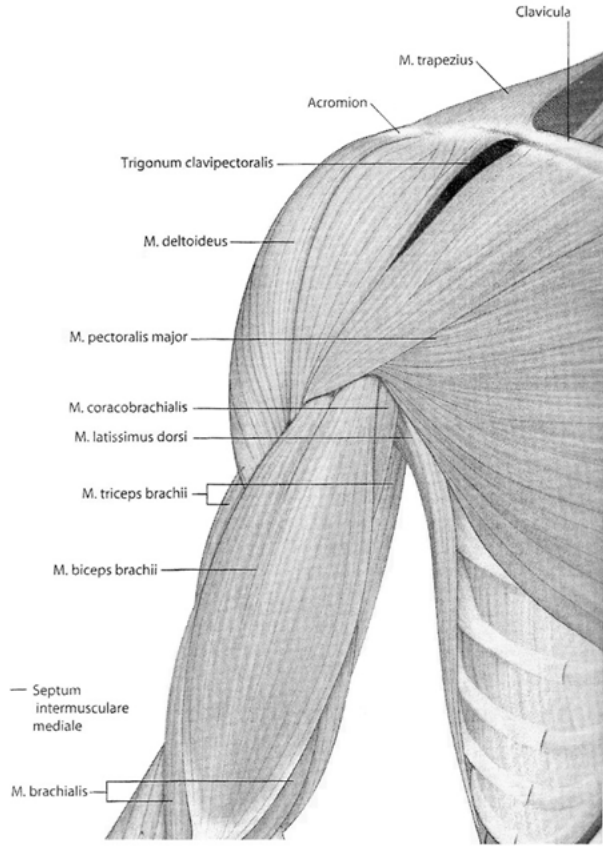
**Çizim 1.3.** Art Cubiti (Dirsek Eklemi) (Gökmen, 2003)

### 1.2.3. Kol Kasları (Brachium)

Musculi membri superiores (üst ekstremite kasları) omuz kasları, kol kasları, önkol kasları ve el kasları olarak dört gruba ayrılarak incelenir (Yıldırım 2002, s.39). Kol kasları kolun ön bölge yani flexör grubu kaslar ve kolun arka bölgesi yani ekstensör grubu kaslar olmak üzere iki grupta incelenebilir.

#### 1.2.3.1. Kolun Ön Bölge (Fleksör) Kasları

Bu kaslar m.coracobrachialis, m.biceps brachi ve m.brachialis'tir. Bu gruptaki kasların hepsi de n.musculocutaneus tarafından innerve edilir (Bilgiç ve ark. 1994, s.10) (Çizim 1.4).



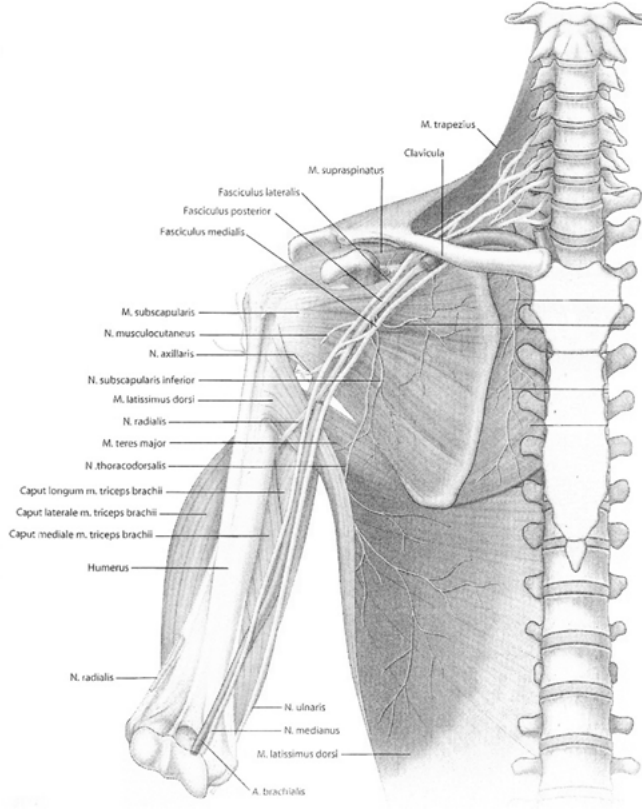
**Çizim 1.4.** Kol Kasları (Drake et al., 2009)

### 1.2.3.2. Kolun Arka Bölge (Ekstensör) Kasları

Önkol'un primer ekstensör kasları burada yer alır. M.triceps brachi ve m.ancenous kasları ekstensiyondan sorumludur. M.triceps brachi üç başlı bir kastır (Akman ve Karataş 2003, s.116). M.triceps brachi'nin tek siniri n.radialis'tir (Arıncı ve Elhan 1990, s.91).

### 1.2.4. Kolda Seyreden Sinirler

Kolda plexus brachialis'in dallarının fossa axillaris'ten çıktıktan sonra üst ekstremitate kaslarını innerve etmeye giden 4 sinir seyreder (Çizim 1.5). Bunlar n.radialis, n.medianus, n.ulnaris ve n.musculocutaneus'tur. Bu sinirler seyirleri sırasında bazı anatomik yapılar arasından geçerken sıkışma tarzında zedelenmelere uğrayabilir.



**Çizim 1.5.** Üst Ekstremitte Sinirleri (Drake et al., 2009)

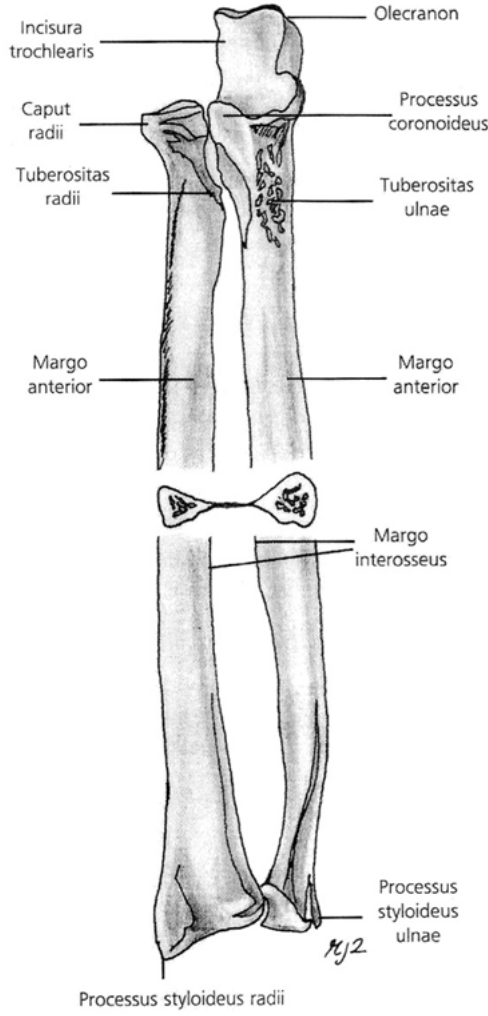
### 1.3. Ön Kol ve El Anatomisi

#### 1.3.1. Ön Kol Kemikleri

Ön kolda içte ulna, dışta radius olmak üzere iki kemik bulunur. Bunlardan ulna dönme hareketi yapamaz (Dere 1999, s.76).

##### 1.3.1.1. Radius

Bir cismi (corpus) ve iki ucuolan uzun bir kemiktir. Proksimal uca caput radii denir. Üst yüzünde fovea articularis adı verilen hafif bir çukurluk bulunur (Dere, 1999). Caput, collum radii adı verilen kısımla corpus'a bağlanır. Distal ucu processus styloideus denilen bir çıkıntı barındırır. Alt ucun alt yüzünde bilek kemikleri ile eklem yapan facies articularis carpalis adlı konkav eklem yüzü vardır (Dere 1999, s.77) (Çizim 1.6).



**Çizim 1.6.** Ön Kol Kemikleri (Gökmen, 2003)

### 1.3.1.2. Ulna

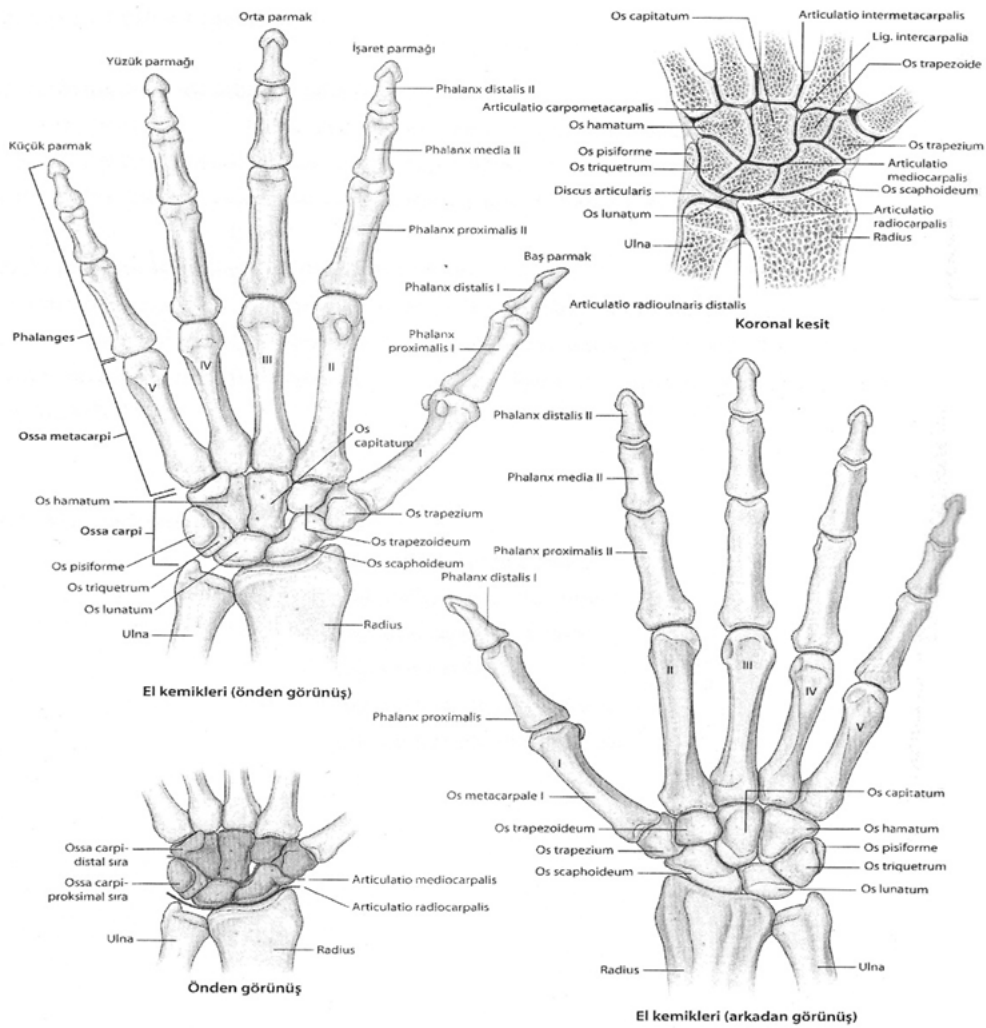
Ulna dönme hareketi yapmaz. Proksimal ucu, distal uca göre daha kalındır. Distal uç caput ulnae adını alır. Proksimal uçta öne doğru bakan, yarımay şeklinde geniş bir çentik vardır. İncisura trochlearis adını alan bu çentik humerus'un trochlea'sı ile eklem yapar. Çentiğin üst kısmını sınırlayan büyük çıkıntıya olecranon, alttaki daha küçük olanına processus coronoideus denir. Distal ucu (caput ulnae) yuvarlaktır. Alt ucun iç kısmı sivri bir çıkıntı halinde aşağıya sarkar. Bu uzantıya processus styloideus denir. Deri altından kolayca palpe edilir (Dere 1999, s.76) (Çizim 1.6).

### 1.3.2. El ve El Bilek Kemikleri

Ossa carpi (Karpal kemikler), ossa metacarpi (el kemikleri) ve ossa digitorum (Parmak kemikleri) olarak 3 kemik yapısından oluşur.

#### 1.3.2.1. Ossa Carpi (Karpal Kemikler)

Anatomik bileği yapan 8 kemikten meydana gelmiştir. Kemikler proksimalde 4, distalde 4 olmak üzere iki sırada dizilmişlerdir. Proksimal sıra dıştan içe doğru, Scaphoideum, lunatum, triquetrum ve pisiformedir. Distal sıra dıştan içe doğru, Trapezium, Trapezoideum, Capitatum, ve Hamatum kemiklerinden oluşmuştur. Bu kemikler aralarında çok sayıda eklemler yaparlar. Ancak çok az miktarda kayma hareketi yaparlar. Scapheideum, Triquetrum ve Lunatum'un proksimal yüzleri, radius alt yüzü ile eklemleşerek el bileği eklemi yaparlar (Dere 1999, s.92) (Çizim 1.7).



Çizim 1.7. El ve El Bilek Kemikleri (Drake et al. 2009, s.392)

### **1.3.2.2. Ossa Metacarpi (El Kemikleri)**

El tarağı beş kemikten oluşmuştur. Bunlardan yalnızca birincisi fazlaca hareketler yapabilir. Diğerlerinin hareketleri çok sınırlıdır. Her metacarpin basis denilen bir proksimal ucu, corpus denilen bir cismi ve caput denilen küresel bir distal ucu vardır. Kemikler arkaya doğru hafifçe konvektirler. Cisimleri köşelidir ve keskin kenarlardan biri daima palmar yüzdendir. Basisler carpal kemiklerin distal sırası ile eklem yaparlar. Caputların her biri ise, bir proksimal falanksın basis'i ile eklem yapar. Ayrıca basisleri kendi aralarında da eklenmişler (Dere 1999, s.93) (Çizim 1.7).

### **1.3.2.3. Ossa Digitorum (Parmak Kemikleri)**

Birinci parmakta iki, diğerlerinde üçer tane parmak kemiği vardır. Her phalanx'ın bir proksimal basis, bir corpus, ve bir distal caput'u vardır. İlk sıraya phalanx proksimalis, ikinci sıraya phalanx media ve üçüncü sıraya phalanx distalis adı verilir. Proksimal phalanx'ların basislerinde metcarp başları ile eklem yapan konkav eklem yüzleri bulunur. Caput'larının eklem yüzleri ise konvektir ve ön-arka yönde hafif bir oluk ile ikiye ayrılmışlardır. Diğer phalanx'ların basislerindeki eklem yüzleri de buna uyacak şekilde konkav, caput'ları konvektir. Distal phalanx'ların uçlarında öne doğru birer tuberositas phalagis distalis bulunur (Dere 1999, s.93) (Çizim 1.7).

### **1.3.3. El ve El Bilek Eklemleri**

#### **1.3.3.1. Articulatio Radioulnaris Distalis**

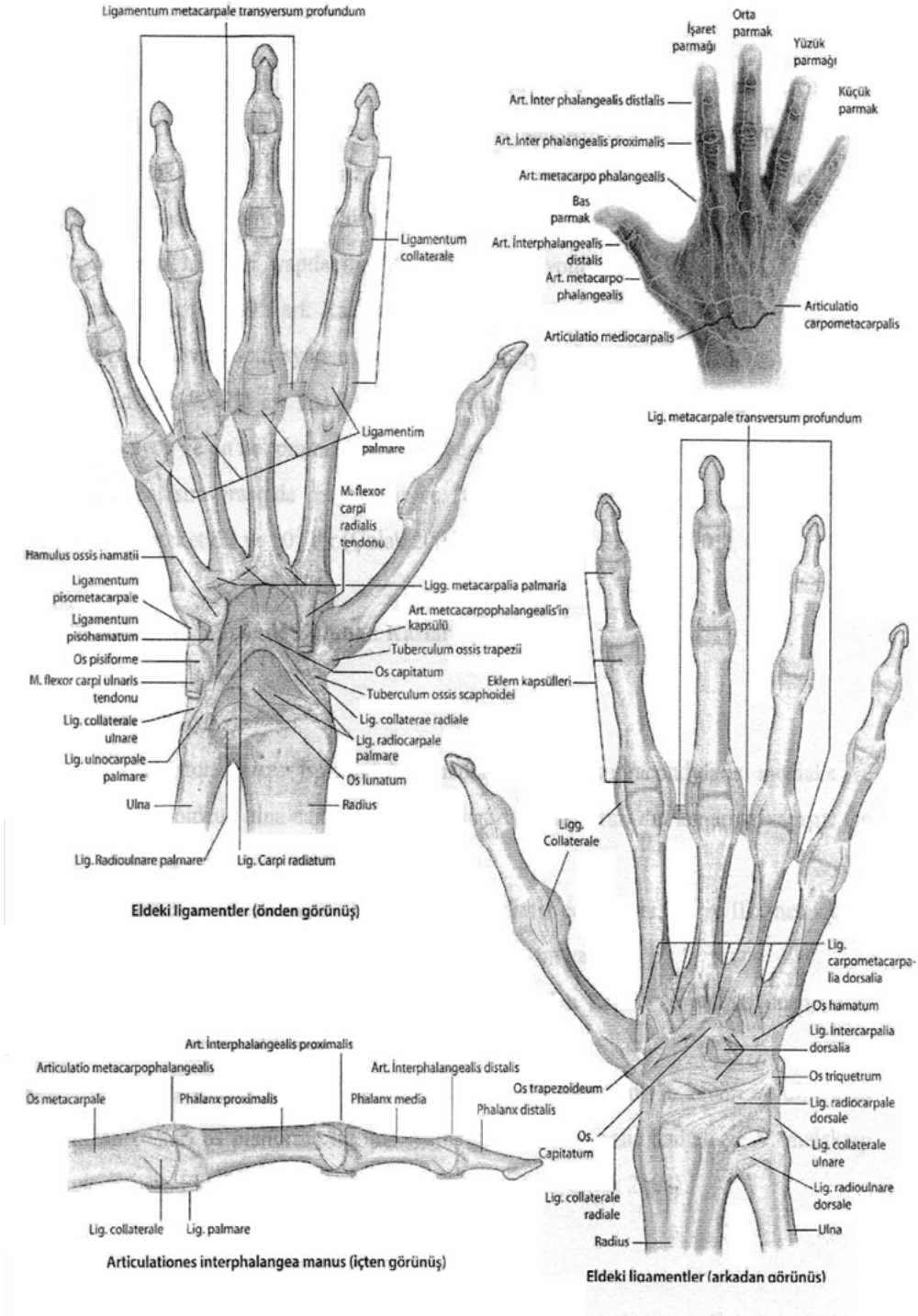
Art. trochoidea grubundandır ve art. radioulnaris proximalis ile birlikte hareket eder. Her iki eklemin ortak vertikal eksenini caput ulna'dan geçer. Bu eksen etrafında radius, ulna etrafında dönerek supinasyon ve pronasyon yapar (Bamaç, 1999; Çolak, 2004) (Çizim 1.8).

#### **1.3.3.2. Articulatio Radiocarpea (Elbileği Eklemi)**

Art. ellipsoidea grubu bir eklemdir. Konkav eklem yüzünü radius'un alt ucundaki fasiae articularis carpea ve caput ulnae ile eklem yapan discus articularis'in alt yüzü oluşturur. Konveks eklem yüzünü ise dıştan içe os scaphoideum, os lunatum ve os triquetrum yapar (Çolak, 2004).

### 1.3.3.2.1. Articulatio Radiocarpea'nın Bağları

Lig. radiocarpale dorsale, Lig. radiocarpale palmare, Lig. ulnocarpale palmare, Lig. carpi radiatum, Lig. collaterale carpi ulnare ve Lig. collaterale radiale'dir (Çolak, 2004).



Çizim 1.8. El ve El Bilek Eklemleri (Drake et al., 2009)



### **1.3.3.2.2. El Bileği Hareketleri**

Elin hareketleri iki eklemden (artradiocarpea ve art. mediocarpalis) gerçekleşir. Çünkü hareketi oluşturan kaslar her iki eklemi de katederler. Art. mediocarpalis karpal kemiklerin proksimal ve distal sırası arasında oluşan eklemdir. Bu eklemlerde fleksiyon, ekstensiyon, abduksiyon ve adduksiyon hareketleriyle tam anlamıyla yapılamayan bir sirkümdüksiyon hareketi yapılabilir. El bileği fleksiyonu 80-90° olup %60'ı art. mediocarpalis'den %40'ı art. radiocarpea'dan gerçekleşir. El bileği fleksiyonuna hafif ulnar deviasyon ve supinasyon eşlik eder. Ekstensiyon ise 70-90°dir. Ve %66'sı art. radiocarpen'dan, %33'ü art. mediocarpalis'den gerçekleşir. Ekstensiyon hareketine hafif radial deviasyon ve ön kol pronasyonu eşlik eder. Radial deviasyon primer olarak proximal-distal karpal sıra arasında gerçekleşir ve 20°dir. Ulnar deviasyon primer olarak art. radiocarpea hareketidir ve 30°dir (Bamaç, 1999; Çolak, 2004).

### **1.3.4. Ön Kolun Ön Yüzünde Bulunan Kaslar**

#### **1.3.4.1. Yüzeysel Kaslar**

M. Pronator Teres; Epicondylus medialis, crista supracondylaris medialis ve processus coronoideus ulna'dan başlar ve radius cisminin orta, dış kenarına yapışır. Ön kola pronasyon ve fleksiyon yaptırır.

M. Flexor Carpi Radialis; Epicondylus medialis'den başlar, II. Ve III. Metakarpın tabanına yapışır. El bileğine fleksiyon ve radial deviasyon yaptırır.

M. Palmaris Longus; Epicondylus medialis'den başlar ve palmar aponevroza yapışır. Palmar aponevrozu gerer.

M. Flexor Carpi Ulnaris; Epicondylus medialis olekranon iç kenarı ve ulna arka kenarından başlar, os. Pisiforme lig. pisohamatum, hamulus ossis hamati ve V. Metakarpın tabanına yapışır. Ele fleksiyon ve ulnar deviasyon yaptırır (Çolak, 2004) (Çizim 1.9).

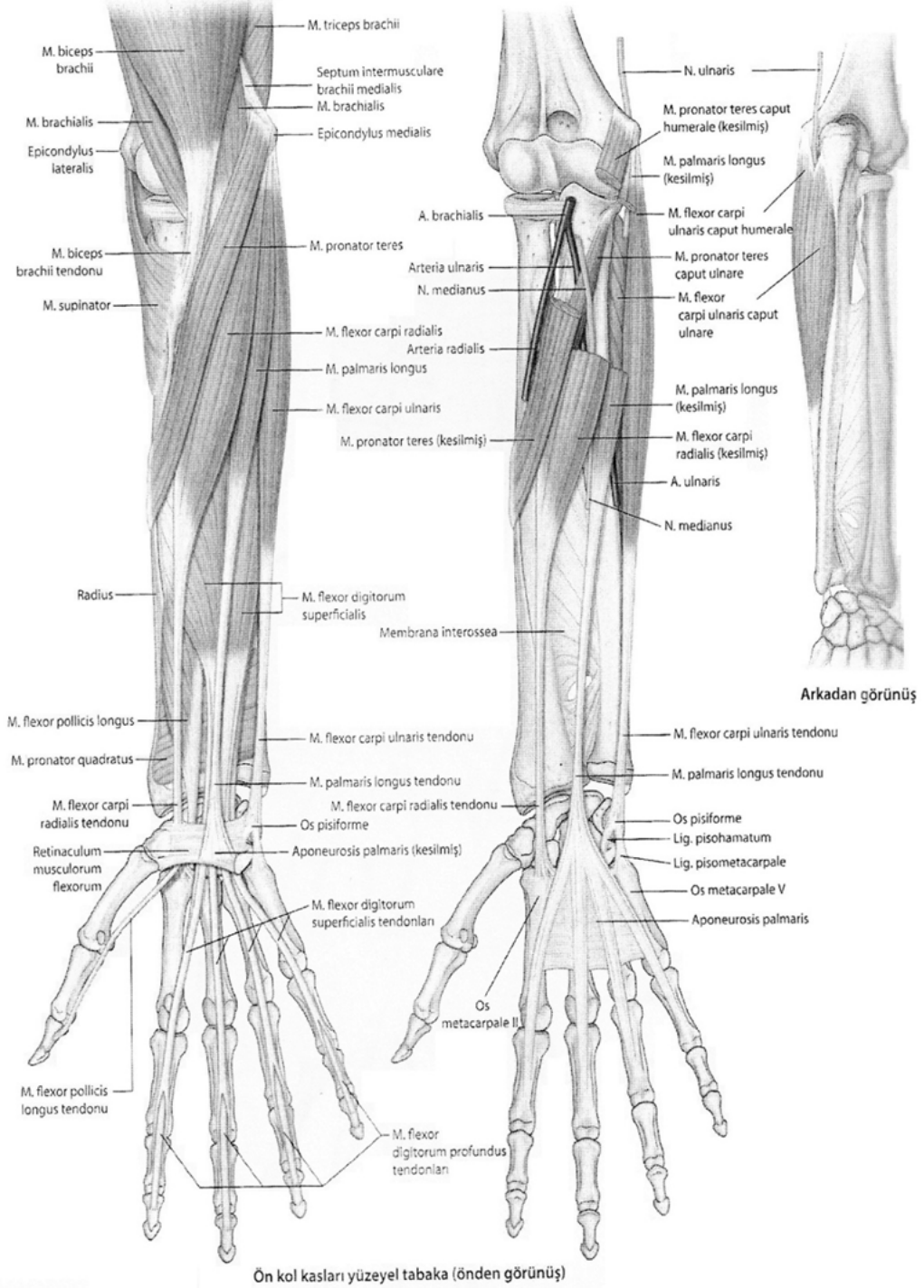
#### **1.3.4.2. Derin Kaslar**

M. Flexor Digitorum Superficialis; Epicondylus medialis, radius ön yüzü ve processus coronoideus iç kısmından başlar. Orta falankların yan yüzlerine yapışırlar. El bileğine ve II-IV orta falanklara fleksiyon yaptırır.

M. Flexor Digitorum Profundus; Ulna  $\frac{3}{4}$  ön yüzü ve membrana interossea ön yüzünden başlar ve II-IV distal falanksların uçlarındaki tüberküllere yapışırlar.

M. Flexor Pollicis Longus

M. Pronator Quadratus (Çolak, 2004) (Çizim 1.9).



Çizim 1.9. Önkol Ön Bölge Kasları (Drake et al., 2009)

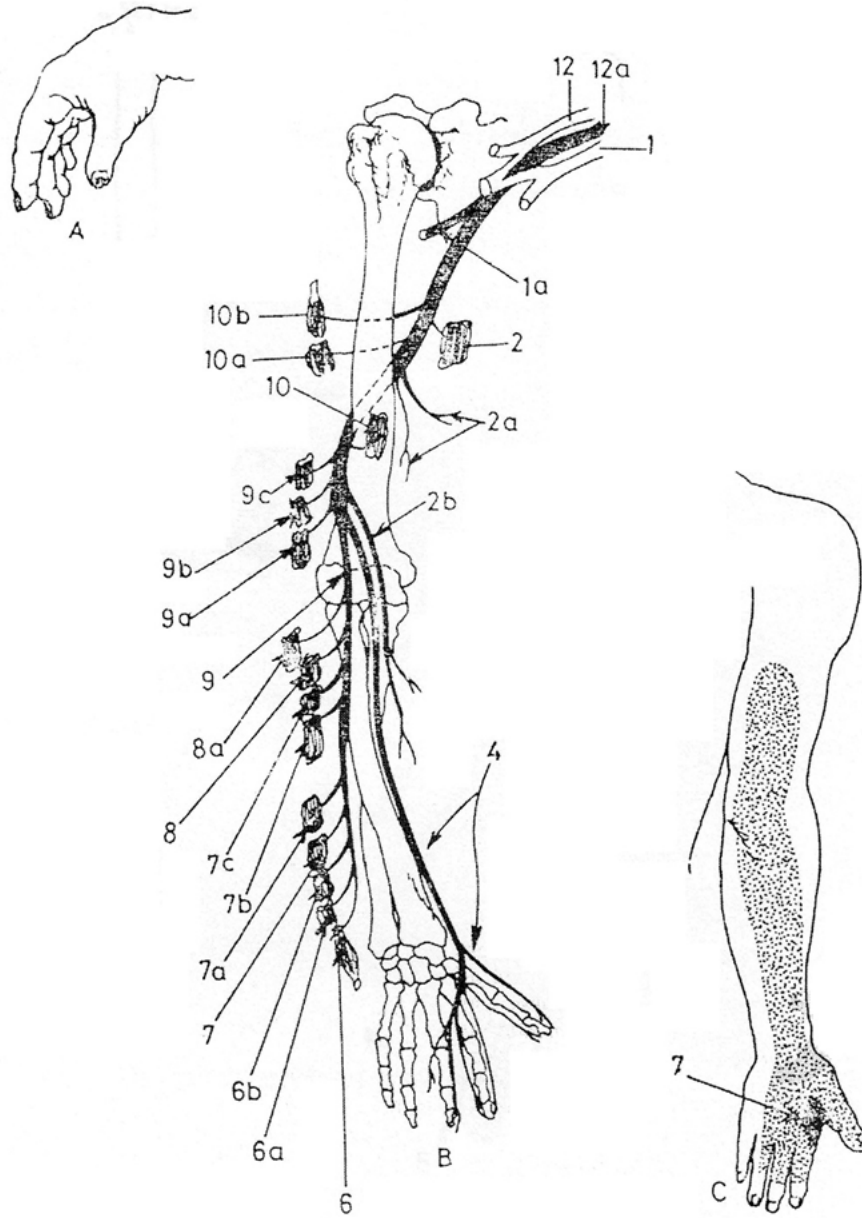
### **1.3.5. Ön Kolun Arka Yüzünde Bulunan Kaslar**

Yüzeyel ve derin olarak yerleşmişlerdir. Yüzeyel kaslar esas olarak epicondylus lateralis'ten başlarlar, ele ve falankslara ekstensiyon yaptırırlar. Bu kaslar; M. Extensor Carpi Radialis Longus, M. Extensor Carpi Radialis Brevis, M. Extensor Digitorum Communis, M. Extensor Digiti Minimi, M. Extensor Carpi Ulnaris, M. Anconeus'dur. Derin Extensor kaslar ise M. Supinator, M. Abductor Pollicis Longus, M. Extensor Pollicis Brevis, M. Extensor Pollicis Longus ve M. Extensor Indicis'dir (Çolak, 2004).

### **1.3.6. Ön Kolun Sinirleri**

#### **1.3.6.1. N. Radialis**

Üst tarafın en kalın siniridir ve fasciculus posteriorun devamını yapar. Aprofunda brachii ile beraber humerus'un arka yüzüne çıkar ve sulcus nervi radialis'te uzanır. Humerus'u arkadan spiral şekilde dolandıktan sonra kolun ön yüzüne çıkar ve caput radii'nin önünde ramus superficialis ve ramus profundus olmak üzere iki uç dalına ayrılır. Ramus superficialis başlıca sensitif, ramus profundus ise daha fazla somatomotor lifleri bulundurur. N. radialis, m. triceps brachii, m. anconeus, m. brachioradialis, m. supinator ile ön koldaki tüm extensor kaslar ile m. abductor pollicis longus'u inerve eder (Çolak, 2004) (Çizim 1.10).



Şekil 113. A) N. radialis kesisinde drop-hand (damla el) pozisyonu. B) N. radialis'in dağılımı. 1) Fasciculus medialis. 1a) N. axillaris. 2) Caput mediale m. tricipitis. 2a) N. cutaneus brachii posterior. 2b) N. cutaneus antebrachii posterior. 4) Ramus superficialis n. radialis. 6) M. extensor indicis. 6a) M. extensor pollicis longus. 6b) M. extensor pollicis brevis. 7) M. abductor pollicis longus. 7a) M. supinator. 7b) M. extensor carpi ulnaris. 7c) M. extensor digiti minimi. 8) M. extensor digitorum communis. 8a) M. extensor carpi radialis brevis. 9) Ramus profundus n. radialis. 9a) M. anconeus. 9b) M. extensor carpi radialis longus. 9c) M. brachioradialis. 10) M. brachialis. 10a) Caput longum m. tricipitis. 10b) Caput laterale m. tricipitis. 12) Fasciculus laterale. 12a) Fasciculus posterior. C) Duyu dağılımı. 7) Sadece n. radialis tarafından innerve edilen izole duyu alanı.

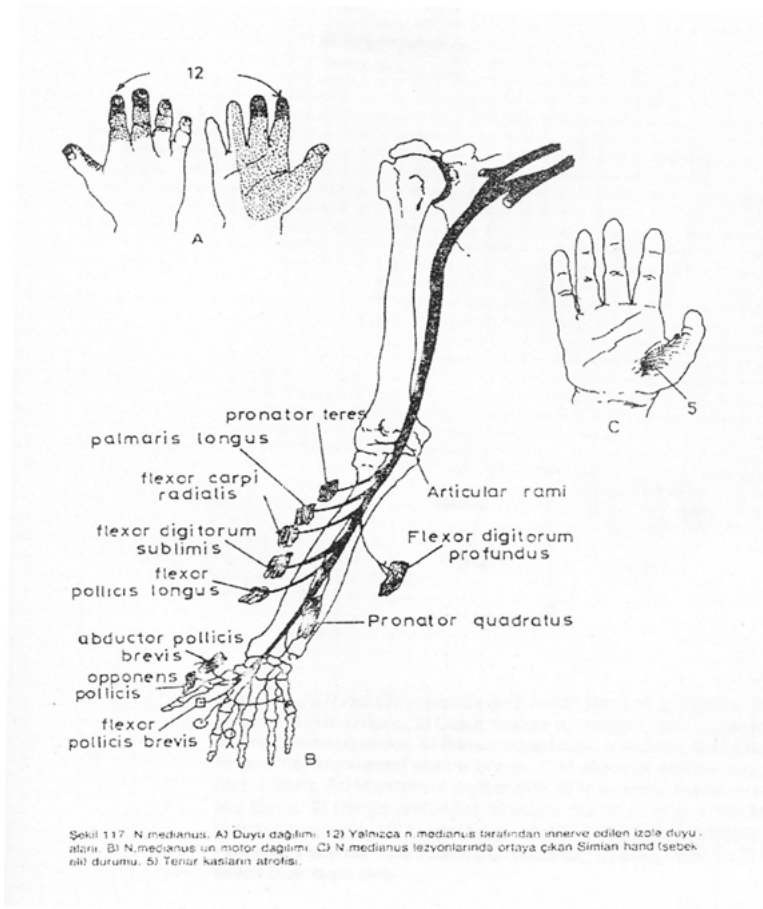
### Çizim 1.10. N. radialis (Dere, 1994)

#### 1.3.6.2. N. Musculocutaneus

Fasciculus lateralis'ten çıkar, ön kolda n. cutaneus antebrachii lateralis adını alır (Çolak, 2004).

### 1.3.6.3. N. Medianus

Fasciculus lateralis'ten ayrılan bir dalın, fasciculus medialis'ten ayrılan bir dal ile birleşmesinden oluşur. A. Brachialis'i izleyerek sulcus musculi bicipitis brachii medialis içinde aşağı uzanır. M. pronator teres'in ulnar ve humeral başları arasından geçer. Bilek eklemlerinde yüzeyleşir. Canalis carpi'den geçtikten sonra uç dallarına ayrılır. N. medianus, m. flexor carpi ulnaris ve flexor digitorum profundus'un ulnar parçası dışında, ön kolda bulunan bütün fleksör kaslar, m. pronator teres ve m. pronator quadratus'a, m. adductor pollicis dışında, bütün tenar kaslarına ve I., II. Lumbrical kaslara somatomotor dallar verir (Çolak, 2004) (Çizim 1.11).



Çizim 1.11. N. medianus (Dere, 1994)

### 1.3.6.4. N. Cutaneus Brachii Medialis

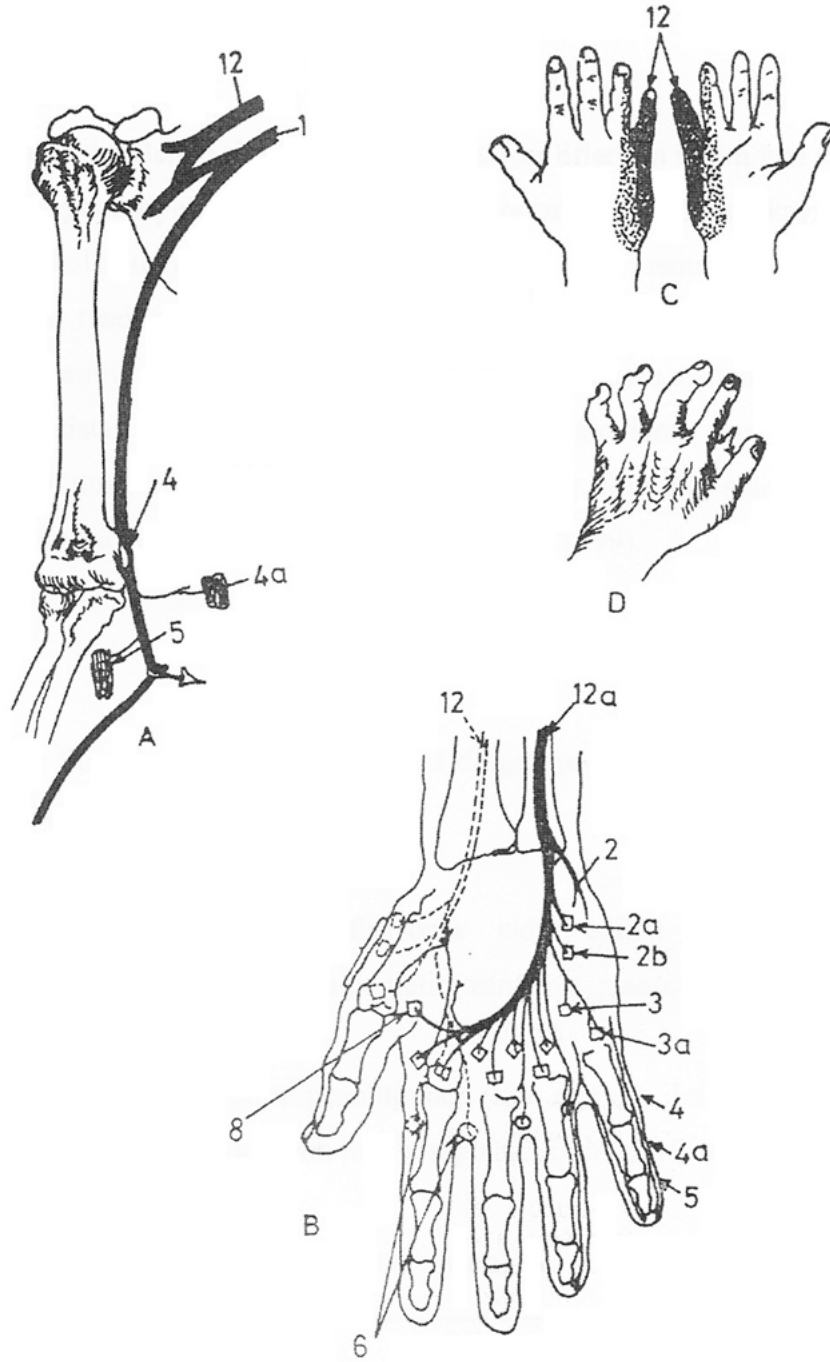
Fasciculus medialis'den çıkar, sensitif liflerden meydana gelir (Çolak, 2004).

### 1.3.6.5. N. Cutaneus Antebrachii Medialis

Fasciculus medialis'den ayrılır, sensitif liflerden oluşur (Çolak, 2004).

### 1.3.6.6. N. Ulnaris

Fasciculus medialis'den ayrılır. Kolun üst kısmında sulcus musculi bicipitis brachii medialis içinde uzanır. Kolun yarısına gelince arka tarafa geçer. Dirsek eklemi yüksekliğinde epicondylus medialis'in arkasında sulcus nervi ulnaris denilen bir oluktan geçer ve burada öne doğru kıvrılarak ön kolun palmar yüzüne çıkar. A. ulnaris ile beraber bilek eklemine gelir ve ramus profundus ve ramus superficialis dallarına ayrılır. N. ulnaris'in somatomotor lifleri m. flexor carpi ulnaris ve m. flexor digitorum profundus'un ulnar parçasında dağılırlar. Elden n. ulnaris'e ait somatomotor lifler, ramus profundus aracılığı ile hipotenar kaslara, m. adductor pollicis, m. flexor pollicis brevis'in derin başına III. ve IV. lumbrical kaslara ve bütün palmar ve dorsal m. interosseus'larda dağılır. Sensitif lifleri bilek ekleminin palmar yüzünün iç parçasında, hipotenar üzerinde, küçük parmağın palmar ve dorsal yüzünde, yüzük parmağının ulnar kısmının palmar ve dorsal yüzünde dağılır (Bamaç, 1999; Çolak, 2004) (Çizim 1.12).



Şekil 115. N. ulnaris. A) N. ulnaris'in koldaki seyri. 1) fasciculus medialis. 4) Epicondylus medialis. 4a) M. flexor ulnaris. 5) M. flexor digitorum profundus ulnar yarısı. 12) Fasciculus lateralis. B) N. ulnaris'in eldeki dağılımı. 2) Duyu dalları. 2a) M. palmaris brevis. 2b) M. abductor digiti minimi. 3) M. opponens digiti minimi. 3a) M. flexor digiti minimi. 4) M. interossei dorsalis IV. 4a) M. interossei palmaris III. 5) M. lumbricalis. 6) Mm. lumbricales. 8) M. flexor pollicis brevis derin başı. 12) N. medianus. 12a) N. ulnaris. C) N. ulnaris'in duyu dağılımı. 12) Yalnızca n. ulnaris tarafından innerve edilen izole duyu alanı. D) N. ulnaris lezyonlarında ortaya çıkan claw hand (baykuş pençesi) durumu.

**Çizim 1.12.** N. ulnaris (Dere, 1994)

## **1.4. Kaslar**

Bir kas hücresinin %50'si fibril (kasılabilir proteinler), %30-35'i mitokondri, %5'i sarkoplazmik retikulum, %10-15'i bağ dokusundan (sarkolemma ve fasya) oluşmuştur. Bağ dokusu kas liflerine göre paralel ve seri olarak düzenlenmiştir. Kasların kontraktibilite-kasılabilme, eksitabilite-uyarılabilme, ekstensibilite-uzayabilme-gerilebilme, elastisite-normal boyuna dönebilme gibi hepsi hareket ile ilişkili bir takım özellikleri vardır (Koz ve ark., 2003).

### **1.4.1. Kas Kasılma Tipleri**

#### **1.4.1.1. İzometrik Kasılma (Statik Kasılma)**

Uzunluğu sabit kalan fakat gerilimi artan bir kasılma şeklidir. İzometrik kas kasılmasında dış direnç kasın ürettiği iç gerilimden fazla olduğu için kas boyunda ve eklem açısında değişiklik olmaz, kasın gerilimi artar (Jaskólska et al., 2007).

#### **1.4.1.2. Konsantrik Kasılma (Dinamik Kasılma)**

Kas boyunda kısalma meydana gelir. Eklemde hareket açığa çıkar. Pekçok insan kas aktiviteleri izometrik ve konsantrik kasılmanın birbiri ardına yapılmasından veya her iki kasılmanın kombinasyonundan oluşur. Bu şekilde kasın hem boyunun hemde tonusunun değişmesi okzotonik kasılma olarak adlandırılır. Bu tip kasılmada yapılan iş yerçekimine karşıdır (Fox, 1999).

#### **1.4.1.3. Eksantrik Kasılma**

Dinamik bir kasılma olup kasılma esnasında eklem açısı büyürken kasın boyu uzar ve kasın gerimi artar. Bu tip kasılmada oluşan net gerilim kuvveti, kasın kendi olağan kasılma mekanizması ile oluşturulan kuvvetten daha fazladır. İnsan kas aktiviteleri esnasında genellikle eksantrik kasılmayı konsantrik kasılma takip eder. Kasılmanın bu tipinde yapılan mekanik iş yerçekimi doğrultusundadır (Søgaard et al., 1996).

#### **1.4.1.4. İzokinetik Kasılma**

Bütün eklem hareketleri boyunca kas, sabit hızda maksimum oranda kasılır. İzokinetik ve izotonik kasılmaların ikisi de konsantrik kasılmadır. Yani kas kısalmaktadır. İzokinetik kasılmada bütün hareket boyunca maksimal bir gerilim sabit (aynı açı ile)



şekilde devam ettirilir. İzotonikte böyle bir durum yoktur. İzotonik kasılmada hareket nispeten daha yavaştır (farklı açılardaki hareket hızı) (Atı, 1998).

#### **1.4.2. Kas Kasılmasını Etkileyen Faktörler**

Kas kasılmasının hızı, kasın uyarıldığı zamanki uzunluğu ve uyarıyı aldıktan sonra geçen zaman ilişkisi kas kuvvetinin en önemli belirleyicileridir (Muratlı ve ark., 2000).

## **1.5. Egzersiz ve Kuvvet**

### **1.5.1. Spor Biliminde Kuvvet**

Hollmann'a göre kuvvet; bir dirençle karşı karşıya kalan kasların kasılabilme ya da bir direnç karşısında belirli bir süre dayanabilme yeteneğidir (Sevim, 1997). Kuvvet, insan organizmasının fizyolojik açılarından dirence karşı koyabilmesi veya direnç gösterebilmesi için ortaya çıkan bir motorsal özelliktir (Taşkiran, 2003). Kuvvet güç uygulayabilme yeteneğidir. Spor aktivitelerinin temel ögesidir, aynı zamanda rekreasyonel aktivitelerdeki performansın temelini oluşturur. Ayrıca, kişinin günlük çalışmalarının etkili ve verimli olarak gerçekleşmesinde önemli rol oynar (Tamer, 1995).

### **1.5.2. Kuvvet Türleri**

#### **Genel Kuvvet**

Herhangi bir spor dalına yönelme olmaksızın tüm kasların kuvvetidir (Dündar, 1998).

#### **Özel Kuvvet**

Seçilen sporun hareketlerine özgü bir biçimde kullanılan kasların kuvvetidir (Bompa, 1998).

#### **Maksimal Kuvvet**

Sinir kas sisteminin istemli kasılması sonucu, kaldırabileceği en büyük ağırlığın (rezistansın) kaldırılması olarak düşünülür (Açıkada ve Ergen, 1990).

#### **Çabuk Kuvvet**

Bir kas veya kas grubunun mümkün olan en büyük kuvvetle ve mümkün olan en kısa sürede gerekli olan hareketi yapmasıdır. Kas ve Merkezi sinir sisteminin işbirliği ile karşı direnci yenebilmek amacıyla yüksek hızda karşılaşması ile ortaya çıkan kuvvettir (Özkara, 2002).

#### **Kuvvette Devamlılık**

Sürekli kuvvet gerektiren çalışmalarda organizmanın yorulmaya karşı gösterdiği direnç yeteneğidir (Sevim 2002, s.210). Dick'e göre kuvvet veya direnç gösterebilme yetisi, sporda performans kalitesini belirleyen en temel fiziksel karakterlerden biridir. Kas

kütlesinin yaşla beraber artmasıyla birlikte kuvvette de artış olmaktadır. En yüksek kuvvete ulaşma yaşı bayanlarda 20, erkeklerde 20 ile 30 yaş arasındadır. Ergenlikle beraber meydana gelen hormonal değişiklikler sonrasında, erişkin erkekte kas kütlesi artış nedeniyle kuvvet artışı olmaktadır (Emiroğlu 2004, s.32).

### **Salt Kuvvet**

Sporcunun kendi vücut ağırlığını dikkate almaksızın uygulayabileceği en yüksek kuvvettir (Bompa, 1998).

### **Rölatif Kuvvet**

Sporcunun kaldırabileceği, taşıyabileceği maksimal ağırlık ile sporcunun vücut ağırlığı arasındaki ilişkinin ortaya konmasıdır. Sporcunun kilosuna başına kaldırdığı ağırlığı gösterir. Sporcular arasındaki gücü karşılaştırmak için çok uygun bir metottur (McArdle et al., 1996).

### **Dinamik Kuvvet**

İzotonik (konsantrik-eksentrik-oksotonik) kas kasılmaları sonucu ortaya çıkan kuvvettir (Muratlı, 1997).

### **Statik Kuvvet**

İzometrik kas kasılması sonucu ortaya çıkan kuvvettir (Muratlı, 1997).

### **1.5.3. Voleybolda Kuvvet**

Voleybol oyuncularını 4 ana yetenekte gelişime ihtiyaç duyarlar. Bunlar ilki güçtür. Güç kullanılan kuvvetin durumunu yansıtır. Hız maksimum kuvvetle birleştiğinde güç ortaya çıkar. Güç için, sporcuların kuvvet ve hız özelliklerinin birleşimi diyebiliriz. Güç herhangi bir sıçrama türü veya çabuk yer değiştirme ile ilişkili olan niteliği göstermektedir. Bir diğer parametre ise oyuncunun smaçör veya blokçuya karşı vücudunu en üst noktaya çıkardığı voleybol oyunundaki en önemli element olan havalanma gücüdür. Zemine karşı en yüksek kuvvet uygulanır ve en yüksek sıçrama gerçekleştirilir. Sıçrama yüksekliği direkt olarak bacak kuvveti ile ilişkilidir. Üçüncüsü yeniden hareketlenme gücüdür. Bu güç, smaçör ve blokçuyu takiben yapılan yüklenmelerde birdenbire sıçramanın genel kuvvetinin yeteneğinin göstergesidir. Son önemli parametre ise güç dayanıklılığıdır. Güç dayanıklılığı oyun süresince gerçekleştirilen güç yeteneğini ifade etmektedir. Gücün gelişimi, voleybol

oyuncusunun yüksek dikey sıçrama ile hızlı ve etkili bir biçimde blok üzerinden vurabilmesi için kesinlikle gerekmektedir (Cinel, 2005).

#### **1.5.4. Kuvvet Ölçüm Araçları ve İzokinetik Ölçüm**

Belirli kas gruplarını kuvvetlendirmek veya kuvvetini ölçmek için birçok yöntem vardır. İzotonik, eksentrik ve izokinetik testler hareketle ilgili olduklarından dinamiklerdir. İzometrik testler ise statik test diye de adlandırılırlar (Fox, 1999). İnsan kasının kuvvetlendirilmesi ve rehabilitasyonu konusu teknolojik gelişmeler sayesinde epey yol katedilmiştir. Kasları kuvvetlendirmek için sıklıkla kullanılan izometrik ve izotonik (konsantrik-eksantrik) kasılma tiplerinde zaman zaman yetersizlikler yaşanabilmektedir. İzometrik egzersizlerin etkilerinin ortaya çıkmasının uzun zaman alması ve egzersizleri çok tekrarlı yapmak gerekliliği bunlardan bazılarıdır. İzotonik egzersizler ise zaman zaman kasa anormal yüklenmesine, sakatlıkların oluşmasına veya ilerlemesine neden olabilmektedir. Serbest ağırlıklarla yapılan izotonik egzersizlerde kas, tüm eklem hareketi boyunca bu ağırlığı kaldırmak durumunda kalır. Yer çekimi de hesap edilecek olursa hareketin yerçekimine karşı yapılacağı durumlarda kas daha fazla kuvvet harcamak zorunda kalacaktır. Eğer kas bunu tolere edemezse sakatlık ortaya çıkacaktır. Ayrıca izotonik egzersizler esnasında kasın yükleneceği ağırlığın belirlenmesi ve bunun kademeli olarak arttırılması da zordur. Bu ve benzeri nedenlerden dolayı izokinetik kasılma tipi daha çok kullanılmaya başlanmıştır. Spor bilimlerinde dinamik nöromuskuler performansın değerlendirilmesi ve sonuçlarının nicel olarak ortaya konması en önemli konulardan biridir. Dinamik kas kontraksiyonu süresince ortaya konan performansın belirlenebilmesi için belli bir açısal hızda üretilen güç ve kuvvetin ölçümü gereklidir. Bu değerler izokinetik dinamometre ile sayısal olarak ortaya konmaktadır (Brochu et al., 2002; Brown and Weir, 2001; Brown and Whitehurst, 2000; Davies and Dalsky, 1997; Deans, 2000; Lanza et al., 2003; Sallı ve ark., 2006; Yılmaz ve ark., 2001).

Günümüzde kas kuvvetini belirlemede en güvenilir yöntem olarak izokinetik sistemli dinamometreler kabul edilir. Bu sistemlerde kalibrasyon ayarı yapıldığından sonuç güvenilirdir. Grafik çizme, sayısal ölçüm ve değerlendirme olanağı vardır. Ayrıca kas kuvvetiyle birlikte güç, dayanıklılık ve gerilim oranı gibi parametreler de ölçülebilir (Kalyon, 1997).

#### 1.5.4.1. İzokinetik Dinamometre

İzokinetik dinamometrede kuvvet, “tork” şeklinde ölçülür ve foot-pound veya Newtonmetre birimiyle ifade edilir (Kalyon, 1997). Bu tarz dinamometrelerde hareketin hızını derece/saniye olarak tespit edilir ve kası sabit hızda çalıştırmak mümkündür. Açısal hızlar 10-60°/saniye düşük, 60-180°/saniye orta ve 180-400°/saniye yüksek olan değerlerdir. 0°/saniye hız ise izometrik olarak yapılan ölçümlerdir (Biodex System3 Pro manual, 1998). Ayrıca izole kas ve kas gruplarını ayrı ayrı çalıştırmak ve her ekleme özgü hareket yaptırmak mümkündür. (Bosco and Komi 1979; Brown and Whitehurst, 2000; Pincivero et al., 1997). Kas gücünü ve yapılan toplam işi objektif biçimde ölçmeye olanak tanıdığı için kişinin fonksiyonel kapasitesinin tam ve kantitatif değerlendirilmesi ile rehabilitasyonunun yapılmasına olanak sağlar. Kasların agonist/antagonist oranlarının belirlenmesini mümkün kılar (Kalyon 1997, s.8-19).

##### 1.5.4.1.1. İzokinetik Dinamometre Çeşitleri

Kapalı kinetik zincir dinamometre, ölçülen eklemin proksimal ve distalindeki eklemlerin sabitlendiği dinamometre türüdür. Proksimal ve distal eklemlerde hareket ortaya çıkmaz. Yalnızca ölçülen eklemden hareket ortaya çıkar. Açık kinetik zincir dinamometrede ise ölçülen eklemin proksimalindeki eklem sabit iken distalindeki eklem serbest bırakılmıştır. Distaldeki eklem ölçülen eklem ile beraber hareket eder (Brown and Whitehurst, 2000).

##### 1.5.4.1.2. İzokinetik Dinamometrenin Temel Parçaları

**Bilgisayar:** İzokinetik yapılan tüm işlemlerin başlatılıp sonlandırılması, hız seçimi, hareket açıları, çeşitli değişkenlerin hesaplanması, karşılaştırılması ve oranlanması bu sistem ile yapılmaktadır.

**Dinamometre:** Cihazın kasılma tipi, hız seçenekleri ve tork (döndürme momenti) ölçümünü sağlayan temel parçadır.

**Koltuk ve yardımcı aparatlar:** Ekstremiteler ve gövde segmentlerinin değerlendirilmesi için kişinin oturacağı koltuk ve çeşitli eklemlerin test ve egzersizi için yerleştirilmesini sağlayan parçalardır (Brown and Whitehurst, 2000).

#### **1.5.4.1.3. İzokinetik Dinamometrenin Çalışma Prensibi**

İzokinetik dinamometre egzersiz yapan ekstremitenin hızını kontrol ederken her açıda uygulanan kuvvete eş direnç uygulamaktadır. Kişi cihazın kaldıraç koluna daha fazla kuvvet uyguladıkça cihaz tarafından ekstremiteye karşı konan direnç artar. Yani alet tarafından hareket eden ekstremitenin enerjisi dirence dönüştürülür. Bu sayede izokinetik egzersizler sırasında her eklem açısında kasların uyguladıkları kuvvete uygun dirençle karşılaşmalarının sağlanması sakatlanma olasılığını da en aza indirir. Öte yandan geleneksel direnç egzersizlerinde ekstremitenin gittikçe artan kuvvetlerle karşı karşıya kalması, aşırı yüklenme ve sonrasında da sakatlıkların ortaya çıkması olasılığını arttırır (Adaş ve Kurdak, 2008).

#### **1.5.4.1.4. İzokinetik Dinamometre ile Ölçülebilen Eklem Hareketleri**

##### **Alt Ekstremitte:**

- Kalça abduksiyon ve adduksiyonu
- Kalça fleksiyon ve ekstensiyonu
- Kalça internal ve eksternal rotasyonu
- Diz fleksiyon ve ekstensiyonu (oturarak veya yüzüstü)
- Tibia internal eksternal rotasyonu
- Ayak bileği dorsal ve plantar fleksiyonu (yüzüstü veya sırtüstü)
- Ayakbileği inversiyon ve eversiyonu

##### **Üst Ekstremitte:**

- Omuz fleksiyon ve ekstensiyonu
- Omuz abduksiyon ve adduksiyonu
- Omuz internal ve eksternal rotasyonu (90° abduksiyon, oturarak, ayakta, 90° fleksiyonda)
- Omuz horizontal abduksiyon ve adduksiyonu
- Dirsek fleksiyon ve ekstensiyonu
- El bileği fleksiyon ve ekstensiyonu
- Önkol pronasyon ve supinasyonu
- El bileği radial ve ulnar deviasyonu

### **Üst ekstremite PNF paternleri:**

- Fleksiyon-adduksiyon/ Ekstensiyon-abduksiyon
- Fleksiyon- abduksiyon/ Ekstensiyon- adduksiyon

### **Gövde hareketleri:**

- Gövde fleksiyon ve ekstensiyonu (Adaş ve Kurdak, 2008).

#### **1.5.4.1.5. İzokinetik Dinamometrenin Olumlu Yönleri**

- Testler sonucu elde edilen tork eğrisinin şekli bazı hastalıklar için karakteristik özellik taşıyabilir. Bu nedenle test sonuçlarının yorumlanması noninvaziv bir tanı yöntemi olarak düşünülebilir (Brown and Whitehurst, 2000).
- Kişiyi test veya egzersiz sırasında kendi performansı ile ilgili grafikler monitörden izletilerek veya sayısal sonuçlar gösterilerek uyarı verilebilir (Brown and Whitehurst, 2000).
- Dinamometrenin uyguladığı direnç daima kişinin kasılma sırasında oluşturduğu kuvvete eşittir. Bu nedenle kişi kas kasılması sırasında asla karşılayabileceğinden fazla bir dirençle karşılaşmaz. Bu nedenle güvenlidir (Say, 2004).
- Sporcuların performanslarını ve kas grupları arasındaki dengesizliklerini, dolayısıyla yaralanma risklerini tespit etmede yararlanılır. Yaralanma sonrasında ise spora dönüş için hazır olup olmadığının belirlenmesinde fayda sağlamaktadır (Brown and Weir, 2001; Pincivero et al., 1997).

#### **1.5.4.1.6. İzokinetik Dinamometrenin Olumsuz Yönleri**

- Pahalı bir yöntemdir ve laboratuvar koşullarında çalışılır.
- Test sonuçlarını yorumlamak için cihazı tanıyan eğitimli personele ihtiyaç vardır.
- Farklı eklem bölgeleri için aletin değişik pozisyonlara ayarlanması sırasında vakit kaybı yaşanır.
- Kişinin gerçek performansını göstermemesi ölçümlerin doğru sonuç vermemesine neden olur (Prentice, 2001).

#### **1.5.4.1.7. İzokinetik Dinamometre Test Parametreleri**

**Pik Tork (Peak Torque):** Kasın veya kas grubunun belirlenen hareket açıklığında oluşturduğu en yüksek tork değeridir. Bir tekrar süresince herhangi bir zamanda üretilen en

yüksek kas gücüdür. Birimi foot-pound (ft-lb) veya Newton-metre (Nm)'dir (Yenigün, 2003).

**Pik Tork/Vücut ağırlığı (Peak Tq/Bw):** En yüksek kuvvet değerinin vücut ağırlığına oranıdır. Verinin kişiye özgü (kg'a göre) hale getirilmesini sağlar. Pik Tork'un vücut ağırlığına göre değerlendirilmesi sonuçların yorumlanmasına yeni bir boyut getirir. Pik tork, iş ve güç değişkenlerinin kişilerin vücut ağırlığına bölünmesi ile kişiler arasındaki bireysel farklılıklar değerlendirilebilir (Davies and Dalsky, 1997; Kurdak ve ark., 2005). Toplam Vücut ağırlığı oranı yağsız vücut ağırlığına göre daha çok kullanılır. Diğer test değişkenleri de vücut ağırlığına bölünerek normalize edilebilir (Brown and Whitehurst, 2000).

**Varyasyon Katsayısı (Coeff. Of Var):** Performans üretimine bağlı olan test geçerliliğinin istatistiksel göstergesidir. Düşük değerler yüksek üretimi yansıtmaktadır (Yenigün, 2003).

**Toplam İş (Total Work):** Yapılan iş tork-ROM eğrisinin altında kalan alandır ve tüm test tekrarlarında gerçekleştirilen işlerin toplamıdır (Kannus, 1998).

**Maksimum Tekrarlı Toplam İş (Max. Rep. Total Work):** Yüksek miktardaki işin bir tekrar için ürettiği toplam kas gücüdür. İş, hareket hızının başından sonuna kadar ürettiği güç için kasın kapasitesini göstermektedir (Yenigün, 2003).

**Ortalama Güç (Avr. Power):** Hesaplanan işin, işi gerçekleştirmek için gereken zamana bölünmesi ile elde edilir. Güç, kasın ne kadar çabuk kuvvet ürettiğini gösterir. Birimi watt' dır. (Brown and Whitehurst, 2000).

**Hızlanma zamanı (Acceleration Time):** İzokinetik hızda ulaşılan toplam zaman. Hareket hızının başlangıcında eklemi hareket ettirmek için kasın sinir-kas kapasitesini gösterir.

**Yavaşlama zamanı (Deceleration Time):** İzokinetik hızdan sıfır hıza kadar olan toplam zamandır. Hareket hızının sonunda eklemi eksantrik olarak kontrol etmek için kasın sinir-kas kapasitesini gösterir.

**Agonist/antagonist oranlar (Agon/Antog Ratio):** Karşılıklı kas grupları oranıdır. Aşırı oransızlık sakatlık için eklemi etkileyebilir.



Açıklıklar (Deficits): %1-%10; Ekstremiteler arasında önemli bir farklılık yoktur.

%11-%25; kas performans dengesini geliştirmek için rehabilitasyon önerilmektedir.

>%25; önemli derecede fonksiyonel zayıflık bulunmaktadır.

(-) Negatif açıklık karmaşık ekstremitenin karmaşık olmayan ekstremiteden daha iyi performansı olduğunu gösterir (Yenigün, 2003).

## 1.6. ELEKTROMYOGRAFİ (EMG)

### 1.6.1. EMG'nin Tanımı ve Yüzeysel Elektromiyografi (Kinezyolojik EMG)

Elektromiyografi (EMG) miyoelektrik sinyallerin toplanması, kaydedilmesi ve analizi ile ilgili deneysel bir tekniktir. Miyoelektrik sinyaller kas lifi membranının durumundaki fizyolojik değişikliklerden oluşur (Konrad, 2005). EMG sinyali genellikle kas aktivasyon zamanını belirlemek, yani kasta uyarılmanın ne zaman başlayacağını ve bittiğini saptamak, kasın meydana getirdiği kuvveti belirlemek, sinyal frekans spektrumunun analizi ile kasın ne hızla yorulduğunu gösteren bir indeks elde etmek amaçlarıyla kullanılmaktadır (Akyüz, 2003).

EMG iskelet kaslarını yani istemli kasları değerlendirir. EMG, kas liflerindeki elektriksel uyarılmayı ölçer. Bir motor ünite elektromiyografide incelenen temel yapıdır. Kişi bir kasını kasmaya başlayınca ilk ateşlenen motor ünitelerdir. Bunlar Tip 1 motor ünitelerdir. Kasılma arttıkça düzenli bir şekilde daha büyük motor üniteler katılırlar. Ateşlenmeye başlayarak kasılmanın kuvvetine katkı yaparlar. EMG sinyali depolarizasyon ve repolarizasyon aşamalarından kaynaklanan kas lifi membranında meydana gelen aksiyon potansiyellerine dayanır (Konrad, 2005). Sinyalleri iğne elektrodlarla veya cildin üzerine yapıştırılan elektrodlarla kaydedilir. İğne EMG'de iğne elektrodları kas dokusuna batırılarak kas lifleri üzerindeki elektriksel aktivite elde edilir. Yüzeysel EMG'de ise cilt üzerine yapıştırılan uyarıcı elektrodlarla sinirlerin belirli noktalarına verilen elektrik uyarıları ile bu sinirlerdeki sinyaller ortaya çıkarılır. Bu sinyal deri üzerine yerleştirilen kayıt elektrodları ile kaydedilir (Criswell, 2010). Kasın elektriksel aktivitesinin hem boyutunu, hem de zamanlama paternini diğer kaslarla ilişkili olarak gösterebilir. Bir iş yapılırken meydana gelen kas aktivitesini objektif hale getirir, ölçme ve belgelemeye olanak sağlar (Akyüz, 2003). Yüzeysel elektromiyografi çalışan kasların toplam aktivitesini ölçmek ve kas yorgunluğunu vaziv olmadan tahmin etmek için uygun bir yöntemdir (Konrad, 2005).

Yüzeysel EMG vaziv olması ve tekniğin kolay kullanılabilirliği nedeniyle iğne EMG'den daha çok tercih edilir. Uygulama alanı da biyofeedback, hareket analizi, yorgunluğun belirlenmesi gibi çok geniştir. Son 20 yıl içinde yüzeysel EMG ile ilgili çok sayıda çalışmalar yapılmıştır (Merletti and Parker, 2004a). Yüzeysel EMG'nin risk taşımama, kullanımının kolay olması gibi avantajları olmasına rağmen kalp ritimleri, elektromanyetik

gürültüler, vücut yüzeyindeki farklı hareketler, elektrod, kablo kaynaklı gürültülerden çabuk etkilenmesi gibi dezavantajları da vardır (Criswell, 2010).

### **1.6.2. EMG'nin Tarihsel Gelişimi**

İletken ve yalıtkan cisimler arasında kalan vücut kısımları üzerinde statik elektriğin bir takım etkiler yarattığını 1731 yılında Stephen Gray bulmuştur. Bu konuda ilk ciddi atılımlar Bolonya'lı anatomist ve fizyolog Luigi Galvani tarafından yapılmıştır. 1784 yılında Du Bois Raymond geliştirdiği bir bobin sistemi ve akım ölçer aracılığıyla, tuzlu su solüsyonu içine batırdığı parmaklarının hareketi sırasında, bir elektrik akımı oluştuğunu ve böylece sinir aksiyon akımlarını ilk kez göstermiştir. H. Piper EMG sinyalleriyle çalışan ilk araştırmacıdır. İlk olarak 1912 yılında Almanya'da, string galvometre kullanarak yapmıştır. 1924 yılında Gasser ve Erlanger basit bir osiloskop icat etmiştir. Dört yıl sonra Proebster denerve kaslardan üretilmiş sinyalleri gözlemledi ve klinik EMG alanı açılmış oldu. Konsantrik iğne elektrod 1929 yılında Adrian ve Bronks tarafından geliştirilmiştir. 1949 yılında Denny Brown 'Elektromyogramın Yorumunu' tartışmıştır. J.V. Basmajian 1962 yılında dönüm noktası olan 'Muscle Alive'ı yayınlamıştır. Yüzeysel Emg 1600'lü yılların ortasından sonra gelişim göstermiştir. 1849 yılında Du Bois Reymond istemli kasılma sırasında insan kaslarının elektriksel aktivitesinin ilk kanıtlarını bulmuştur (Criswell, 2010). 20. yüzyılın başlangıcında elektromiyografi hareket ölçüm alanında bir teknik olarak uygulanmaya başlandı. Berkeley Californiya Üniversitesi Biyomekani Laboratuvarı'nda İkinci Dünya Savaşı'nda yaralanan ekstremitelere protezine ihtiyaç duyan kişilere ortopedik rehabilitasyon uygulandı. Çeşitli hareket ölçüm teknikleri geliştirdiler: Kinetik, kinematik, elektromiyografik (Medved, 2000). Türkiye'de klasik elektrodiagnostik yöntemler 1930'lu yıllarda başlamıştır. Elektromiyografi konusunda ilk Türkçe kitap 1971 yılında Ertekin tarafından yazılan ve Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Yayınları arasında yer alan "Klinik Elektromiyografi" isimli kitaptır (Ertekin, 1971).

### **1.6.3. EMG'nin Avantajları**

- Elektromiyogram (EMG) sinyalleri kas aktivitesi ve sinir sistemi hakkında önemli bilgi içerdiği için sinir-kas hastalıklarının tanısını koymada önemli görev almaktadır (Zwarts et al., 2000).
- Biyofeedback, hareket analizi, yorgunluğun belirlenmesi gibi çok geniş bir uygulama alanına sahiptir (Merletti and Parker, 2004).

- Periferik sinir hasarı olduğu düşünölen hastalarda, sinir-kas hasarının olup olmadığını, varsa ağırlık ve yaygınlığını, lezyon yerinin olabildiğince doğru belirlenmesini sağlayan bir yardımcı tanı yöntemidir (Ertekin, 1971; Oh, 1973).
- Ağrısız ve zararsız bir yöntemdir (Akyüz, 2003).
- Klinikte kas işlevini değerlendirirken bilgi verir, rehabilitasyon uygulamalarında hastaya doğru paternleri öğretirken kullanılabilir (Akyüz, 2003).
- Özel egzersizlerin (izotonik ve izokinetik egzersizler) etkinliğini çabuk ve objektif değerlendirme olanağı sağlar. Yüzeyel EMG sayesinde hasta kendi kaslarının durumu hakkında bilgi kazanır. Bu bilgi sayesinde, yalnız başına intrinsek duyularından elde ettiğinden daha fazla geri bildirim alabilir. Bu geri bildirim uygun değerlendirerek (EMG biofeedback) gergin kaslarını gevşetmeyi, zayıf kaslarını daha iyi harekete geçirebilmeyi, agonist-antagonist-sinerjist kaslar arasında koordinasyon paternini geliştirebilmeyi becerebilir (Akyüz, 2003).
- Hareket bozukluklarının kinezyolojik analizinde, yürüme ve postür bozukluklarında, reaksiyon ve hareket zamanı ile ilgili psikososyal değerlendirmede uygun bir araç olarak görölmektedir (Akyüz, 2003; Kızıltan, 2004).

#### **1.6.4. EMG ile Sinir İleti İncelemeleri**

##### **1.6.4.1. Duysal İleti İncelemeleri**

Duysal ileti incelemelerinde ölçümü yapılacak sinir doğru akım ile uyarılır ve oluşturulan aksiyon potansiyelleri yine sinir üzerinden kaydedilir. Uyarı ve kayıt için yüzeyel elektrodlar kullanılır. Uyarının şiddeti supramaksimal olmalı, ölçümü yapılacak sinirin bütün aksonlarını uyartacak şiddetin de biraz üzerinde (supramaksimal) ayarlanmalıdır. Duysal sinirler bilgiyi çevreden merkeze taşımaktadırlar, bu nedenle; periferden uyarım ve proksimalden kayıt “ortodromik” (fizyolojik ileti yönünde) iletim, proksimalden uyarım ve distalden kayıt ise “antidromik” (fizyolojik ileti yönünün aksine) iletim olarak adlandırılır. Siniri uyartmakla tetiklenen aksiyon potansiyellerinden kayıt elektroduna ulaşanların toplamı “duysal sinir aksiyon potansiyeli” olarak bilinir ve ölçülebilir bir takım parametreleri tanımlanmıştır. Başlangıç latansı (distal latans), uyarı artefaktından potansiyelin ilk pozitif pikine kadar geçen sürenin milisaniye cinsinden ifadesidir. Tepe latansı (pik latansı), uyarı artefaktından potansiyelin elektronegatif pikine kadar geçen sürenin milisaniye cinsinden ifadesidir. Potansiyelin amplitüdü, elektronegatif pik ile ikinci elektropozitif pik arasında ölçölen salımın genliğidir ve mikrovolt olarak

birimlendirilir. Duysal ileti hızı, uyarı ve kayıt elektrodları arasındaki mesafenin, başlangıç latansına bölünmesi ile hesaplanır (metre/saniye). Ölçümü yapılan sinir aksonal dejenerasyona uğramakta ise, kaydedilen duysal aksiyon potansiyelinin amplitüdü düşecek (cevaba katılan akson sayısı azaldığı için), fakat duysal ileti hızı pek değişmeyecektir. Ancak, sinir demiyelinizasyon-remiyelinizasyon sürecinden geçiyor ise, duysal ileti hızı yavaşlayacak; ileti hızları birbirinden farklı aksonlar üzerinde oluşmuş aksiyon potansiyelleri kayıt elektroduna farklı zamanlarda saçaklanarak geldiklerinden duysal aksiyon potansiyeli yayvanlaşıp amplitüdü düşecektir (Boslo, 2002; Brown, 1984; Dumitru et al., 2002; Stalberg and Trontelj, 1994; Karlsson and Stalberg, 2000-2003; Aydın, 2009).

#### **1.6.4.2. Motor İleti İncelemeleri**

İletisi ölçülecek sinir yüzeyel elektrodlar ile supramaksimal şiddette uyarılır ve cevap kas üzerinden kaydedilir. Bu özelliği ile motor ileti incelemeleri duysallardan farklıdır. Motor sinir aksonları üzerinde oluşturulan aksiyon potansiyelleri değil, sinir-kas kavşağını aşılıp, kas lifleri üzerinde tetiklenen aksiyon potansiyellerinin toplamı kaydedilmektedir. Kayıt elektrodu hedef kas üzerinde aktif kaydedici kutup (katot) motor son plak kuşağı hizasına, referans görevi gören anot ise tendona gelecek şekilde yerleştirilmelidir (kasın göbeği-kasın tendonu kayıtlaması/belly-tendon). Bu şekilde kaydedilen cevap, bileşik kas aksiyon potansiyeli olarak bilinir (motor cevap, kas yanıtı, M yanıtı). Bileşik kas aksiyon potansiyeli; motor aksonlar, sinir-kas kavşağı ve kas lifleri hakkında ortak bilgi taşımaktadır.

Motor ileti incelemesinde ölçülen sinir en az iki farklı noktadan uyarılır. Bu noktalardan birisi distal, diğeri daha proksimal yerleşimlidir. Bu şekilde kaydedilen bileşik kas aksiyon potansiyellerinin ölçülebilir bir takım parametreleri tanımlanmıştır. Başlangıç latansı (distal latans) uyarı artefaktı ile potansiyelin temel çizgiyi elektronegatif yöne terk ettiği nokta arasında geçen sürenin milisaniye cinsinden ifadesidir. Amplitüt, temel çizgi ile elektronegatif pik arasındaki salınımın genliğidir (milivolt biriminden). Motor ileti hızı, iki uyarı noktası arasında hesaplanır. Proksimal uyarıma cevaben kaydedilen bileşik kas aksiyon potansiyelinin distal latansından, distal uyarıma cevaben kaydedilen bileşik kas aksiyon potansiyelinin distal latansı çıkartılarak fark latansı bulunur. İki uyarı noktası arasındaki mesafe bu fark latansına bölünerek distal-proksimal uyarı noktaları arasındaki motor ileti hızı hesaplanır. Bu şekilde bir hesaplama; sinir-kas kavşağındaki gecikmeyi ve kas lifi üzerindeki iletim süresini değerlendirme dışı bırakmak için gereklidir. Ölçümü

yapılan sinir aksonal dejenerasyona uğramakta ise bileşik kas aksiyon potansiyelinin amplitüdü düşecek, motor ileti hızı çok yavaşlamayacaktır. Bileşik kas aksiyon potansiyelinin amplitüdü, kas lifi harabiyeti ile seyreden süreçlerde ve sinir-kas kavşağında iletimin bloğa uğradığı durumlarda da düşük bulunabilir. Ancak sürece hakim patoloji miyelin kılıf kusuru ise motor ileti hızları belirgin derecede yavaşlayacak, distal gecikmeler uzayacak ve bileşik kas aksiyon potansiyeli yayvanlaşıp genliğinden kaybedecektir. Periferik sinirlerde akut demiyelinizasyon, bazı sinir lifleri üzerinde aksiyon potansiyeli iletimini engelleyerek iletim bloklarına da yol açabilir (Boslo, 2002; Brown, 1984; Dumitru et al., 2002; Stalberg and Trontelj, 1994; Karlsson and Stalberg, 2000-2003; Aydın, 2009).

### **1.6.4.3. Geç Yanıtlar**

F yanıtları ve H refleksi, günlük pratikte başvurulan geç yanıtlardandır. F yanıtları, el yada ayak kaslarından kayıtlı olmak üzere bir periferik sinirin supramaksimal şiddette uyarılması sonucu, EMG cihazının ekranında beliren bileşik kas aksiyon potansiyelinden daha geç çıkan, şekil ve latansı uyarıdan uyarıya değişen yanıtlardır. Sinir üzerinde uyarım ile tetiklenen aksiyon potansiyellerinden proksimale, sinir köküne gidip, ön boynuz hücresinin dendritlerini eksite ettikten sonra geriye ateşleyen ve tekrar aynı yolu kat ederek hedef kasa ulaşan birkaç aksiyon potansiyelinin toplamından oluşurlar. H refleksi, önkoldaki fleksör karpi radyalis kasından medyan sinir uyarımına cevaben ve baldırdaki soleus kası üzerinden tibyal sinir uyarımına cevaben kaydedilen bir reflektir. Refleksin aferent bacağı, söz konusu sinirler içerisindeki, intrafuzal kas liflerinden kalkan derin duyu lifleri; eferent bacağı, arka kökten arka boynuza giren duysal aksiyon potansiyellerinin sinaps yaptığı alt motor nöronların aksonları ve efektör organları da kayıtlamanın yapıldığı adı geçen kaslardır. Medyan sinir uyarımı ile fleksör karpi radyalis kasından kaydedilen H refleksi C7 kökünün; tibyal sinir uyarımı ile soleus kasından kaydedilen H refleksi de S1 kökünün işlevselliğini test eden yöntemlerdir (Boslo, 2002; Brown, 1984; Dumitru et al., 2002; Stalberg and Trontelj, 1994; Karlsson and Stalberg, 2000-2003; Aydın, 2009).

### **1.6.5. EMG Elektrod Tipleri**

#### **1.6.5.1. Yüzeysel Elektrodlar**

Elektrodlar tipik olarak yüzük veya disk elektrodlardır. Bunlar ayrıca tek kullanımlık veya çok kullanımlıktır. Çok kullanımlık elektrodlar çok telli iletim

kablolarına lehimlenmiş paslanmaz çelik, gümüş veya nadiren altından yapılmıştır. Bu elektrodlar yapışkan bant ile cilde yapıştırılır ve tekrar tekrar kullanılabilir. İmpedansı azaltmak ve artifaktı önlemek amacıyla tekrar kullanımlık elektrodlarla birlikte iletken jel kullanılması gereklidir. Tek kullanımlık elektrodlar, bant veya jele gerek olmadan deriye yapışmalarını sağlayan yapışkan alt yüzeylere sahiptir. Yüksek kalitede kayıt yapılabilmesi için elektrod impedansı 5 ohm'un altında değildir. Elektrodlar arası mesafe 2-3 cm olmalıdır. Kas liflerine paralel yerleştirilmelidir. Yüzeysel EMG' nin teknik kısıtlılığı seçiciliğinin az olmasıdır. Cross talkı azaltmak için elektrodlar arası mesafe kısa tutulmalı ve yapılacak ölçümün yüzeysel kaslardan yapılması gerekir. Sinyallerin frekans spektrumu 1-1000 Hz arasında güç içerir, maksimal güç yaklaşık olarak 100 Hz'dir (Silver and Weiss, 2004).

#### **1.6.5.2. İğne Elektrodlar**

Bütün iğne elektrodlar tek kullanımlıktır. İğne elektrodlar monopolar, bipolar veya konsantrik olarak sınıflandırılır. Monopolar iğneler tipik olarak daha ucuz, daha az ağrılı, bipolar veya konsantrik iğne elektrodlarına göre elektriksel olarak daha az stabildir. Monopolar bir iğne ile ayrı bir yüzeysel referans elektroduna ihtiyaç vardır, oysa konsantrik iğnede referans, iğnenin silindirik dış bölümüdür ve ayrı bir yüzeysel referans elektroduna gerek olmaz (Silver and Weiss, 2004).

#### **1.6.5.3. Vajinal ve Anal Proplar**

Pelvic taban kaslarının değerlendirilmesi için özel vajinal ve anal proplar yapılmıştır. Sıklıkla inkontinansı test etmek ve biyofeedback eğitiminde kullanılır. Bu tip elektrod kullanımı özellikle de yüksek frekans filtresi ağır hareketleri ve temas artefaktını azaltmak için özel sinyal işlemi gerektirir (Konrad, 2005).

#### **1.6.6. EMG Sinyalinin Kaydedilmesi**

EMG Sinyali önce preamplifikatöre, sonra filtreleme ve sonra da amplifikatöre gider. Preamplifikatörler biyolojik sinyali amplifikatöre ulaşmadan önce seyreltirler. Bu seyreltmenin amaçları filtrelerin işlem yapabilecekleri yeterli sinyal voltajına sahip olmalarını sağlamak ve sinyal voltaj seviyesinin sistem gürültüsünden daha yüksek olmasını sağlamaktır. Filtreler hem yüksek hem de alçak frekanslı elektriksel gürültüye engel olmaya çalışırken, istenilen sinyali doğru olarak üretmek için kullanılır. Alçak frekans filtreleri yüksek geçiş olarak adlandırılır, çünkü onlar yüksek frekanslı sinyallerin

geçişine izin verirler. Yüksek frekans filtreleri alçak geçiş olarak adlandırılır, çünkü düşük frekanslı sinyallerin geçişine izin verirler. Düşük frekans filtreleri düşük frekans hareket artefaktını azaltmak için 1-30 Hz arasında limitlenir. Yüksek frekans filtreleri de 200-3 kHz arasında olmalıdır. Amplifikatörler sinyali görüntülenebilmesi için büyütürler. Elektrodiagnostik çalışmalarda daha çok diferansiyel amplifikatör kullanılır. İstenmeyen sinyallerin, incelemeye çalıştığımız biyolojik sinyallerle aynı düzeyde büyütülmesi yerine reddedilmesidir. Diferansiyel amplifikatör elektriksel impulsları aktif elektrodta alır ve büyütür. Sonra referans elektrodta impulsları alır, ters çevirir ve büyütür. Daha sonra bu iki potansiyeli birleştirir. Bu yolla, her iki elektrod için ortak olan her gürültü ortadan kaldırılmış olur. Ancak iki elektrod arasındaki farklar büyütülmüş olur. Bu istenen bir sinyaldir (Silver, 2004).

EMG sinyali elde edilirken ve kaydedilirken iki önemli öge eksiklik ve hataları belirler. Bunlardan ilki sinyal/gürültü oranının yüksek olmasıdır (EMG sinyalindeki enerjinin gürültü sinyalindeki enerjiye oranı). İstenen EMG sinyalinin parçası olmayan elektriksel sinyallere gürültü denmektedir. Diğer önemli öge, sinyalde distorsiyon olmamasıdır. Yani EMG sinyalindeki herhangi bir frekans kapsamına müdahale edilerek sinyal konfigürasyonuna katkısı değiştirilmelidir (Akyüz, 2003; Konrad, 2005).

Kayıt sırasında monopolar veya bipolar düzenler kullanılabilir. Monopolar kayıta bir elektrod kasın karın bölümüne, diğeri ise elektriksel olarak nötral bir bölgeye, örneğin bir kemik çıkıntısı üzerine yerleştirilebilir. Bu düzenleme, H ve T refleksleri için daha uygun bulunmaktadır. İzometrik olmayan kasılmalarda daha selektif olan bipolar kayıt önerilmektedir. İki kanallı bir iğne elektrod intramusküler olarak uygulanabilir veya iki yüzeyel elektrod kas üzerinde deriye yerleştirilir, toprak elektrodu ise mümkün olduğu kadar uzakta, elektriksel olarak nötral bir bölgeye konur. Diferansiyel amplifikatör sayesinde iki elektrod arasında potansiyel farkı kaydedilir. Her iki elektroda eşit ulaşan potansiyeller ise reddedilir. Yüzeyel elektrodlar gümüş, altın, paslanmaz çelik, hatta kalaydan yapılabilir. Yüzeyel kayıtlarda hareket artefaktları önemli sorun yaratır. Hareket artefaktının iki ana kaynağından biri elektrod yüzeyi ile deri ara yüzüdür. Gümüş, gümüş – nitrat elektrodlar bu tip artefaktları azaltır. Hareket artefaktının diğeri önemli kaynağı elektrodu amplifikatöre bağlayan kablonun oynamasıdır. Çevreden ulaşan radyo frekans interferansını azaltmak için elektrodlar arası empedans azaltılmalıdır. Deri hazırlığı, kablo uzunluğunu kısa tutmak, metal sargı ile korunmuş kablo kullanmak gerekebilir. Yüzeyel elektrodlar derindeki kaslardan veya kasın derin kısımlarından kayıt yapamazlar. Bir



hesaba göre, yüzeysel elektrodlarla deri yüzeyinden yaklaşık 20 mm'ye kadar bir alandan kayıt efektif olarak yapılabilir. Bir başka zorluk, küçük kaslardan kayıt almaktır. Genellikle komşu kasların elektriksel aktivitesi de birlikte alınmaktadır.

Yüzeysel elektrodların kas üzerine doğru yerleştirilmesi çok önemlidir. Tendon üzeri veya tendona yakın bölgeler uygun değildir. Bu bölgelere elektrod yerleştirmek zordur. Kas lifleri tendona yaklaştıkça çapları azalır, bu bölgeden yapılan kayıtlarda EMG sinyal amplitüdü düşük olur. Başka kaslarla yaklaşma söz konusu olduğundan “crosstalk” yani bunlardan gelen aktivitenin sinyale karışması söz konusu olabilir. Kaslar volüm iletkeni özelliğine sahip olduklarından, elektrik sinyallerinin nereden geldiğine bakılmadan ve ayırım yapılmadan iletirler. Tipik olarak crosstalk tüm sinyalin %10-15'inden fazla olamaz (Konrad, 2005). Fleksör kasların birinde meydana gelen EMG aktivitesi kolaylıkla komşu fleksör kas üzerinden kaydedilebilir. Crosstalk nedeniyle daha seçici elektrodların kullanılması bu durumda yarar sağlar. Deri altı yağ dokusunun fazlalığı karışmayı artırır. Çocuklarda ve kadınlarda bu sorun daha belirgin olabilir. Felçli kas üzerinden kaydedilen sinyalde antagonist kaslardan gelmekte olan karışmayı göstermek için antagonist kası innerve eden motor sinir uyarılarak karışma aktivitesi olup olmadığına bakılır. Yüzeysel elektrodların motor noktaya (innervasyon zonu yani sinirin kasa girdiği nokta) yerleştirilmesi de, son 50 yıldır öğretilen bilgilerin aksine, uygun değildir. Aksiyon potansiyeli kasta motor noktadan başlayarak her iki yöne doğru yayıldığından, bu noktadan yapılan kayıt sırasında diferansiyel amplifikatör tarafından potansiyellerin negatif ve pozitif fazları birbirine eklenip çıkarılması sonucu minör faz farklılıklarının azalmasına, EMG sinyalinde yüksek frekanslı komponentlerin artmasına yol açılır. Başka bir deyişle, EMG sinyallerinin alçak frekanslı bir bölümü kaybedilmektedir. Longitudinal orta hatta olmak üzere, motor nokta ile tendon arasındaki bir lokalizasyon çok daha uygundur. Orta hat yerine, kasın kenar bölümünde elektrod yerleştirilerek komşu kasların aktivitesine davet çıkarmaktadır. Kas liflerinin dizilişi dikkate alınarak her iki elektrod bu dizilişe paralel yerleştirilmelidir. Yoksa sinyalin amplitüdü %50'ye varan kayıplara uğrayabilir. Frekans kapsamı da olumsuz etkilenir. Elektrodlar arası mesafenin, elektrod büyüklüğünün ve yerleştirilmesinin kaydedilen EMG sinyalini etkilediği bilinmektedir. Ancak yüzeysel elektrodların yerleştirilmesinde kesin bir anlaşma yoktur. Kas işlevinin incelenmesi amacıyla yüzeysel elektrodlar kullanılmalıdır. Elektrodlar arası mesafenin 1 cm olması önerilmiştir. Bu mesafe daha kısa seçilirse, frekans aralığında yüksek frekanslara doğru kayma meydana gelir, ayrıca sinyal amplitüdü azalır. 1 cm'den daha kısa mesafe

seçildiğinde ter ve nem dolayısıyla meydana gelebilecek empedans değişikliği sorun yaratır. Kaslar arası, kişiler arası kantitatif karşılaştırmalar yapılabilmesi için elektrodlar arası mesafeyi sabit tutmak uygun olur. Elektrod mesafesi sabit olan ve EMG sinyalini ikinci amplifikatör aşamasından önce 35 kez büyütebilen özel elektrodlar kullanılabilir (Akyüz, 2003; Konrad, 2005).

### **1.6.7. EMG Sinyalinin Analizi**

Zamanla ilişkili özellikler açısından sinyalin görsel analizi yapılmalıdır. Bilgisayar ekranından, osiloskoptan veya kağıda çizdirilmiş traselerden doğrudan doğruya gözlem yapılabilir. Değerlendirmenin bu aşamasında artefaktsız bir sinyal elde edilip edilmediğine, kas aktivitesinin olup olmadığına kas aktivitesi varsa bunun süresinin ve düzeyinin belirlenmesine dikkat edilir. EMG sinyalinden elde edilebilecek en temel bilgi, bir hareket sırasında o kasın kullanılmış olup olmadığıdır. EMG sinyalinin başlıca önemli özellikleri amplitüdü ve frekansıdır. Amplitüd kas aktivitesi boyutunun göstergesidir. Amplitüdün belirleyicileri ise aktif motor ünite sayısındaki artış ile aktivasyondaki, yani ateşleme hızı frekansındaki artıştır. Aynı faktörler sinyal frekansını da etkilerler. Motor üniteler daha çok sayıda aktive edildikçe, yEMG sinyalindeki dikenlerin ve dönüşlerin sayıları da artar (Akyüz, 2003).

### **1.6.8. EMG Amplitüdü**

EMG sinyali boyutunu tanımlayan en basit yöntem “tepeden tepeye amplitüd” ölçümüdür. Amplitüd değeri 0 ile 10 mV arasında değişebilmektedir. Bu değişken çok sayıda motor ünitenin özellikle eş zamanlı ateşlenmesi durumunda değerlidir. Kişinin kaslarını en maksimum güçle kastediği sırada elde edilen normal EMG’nin (interferans paterni) pozitif ve negatif voltaj değişikliklerini gösteren bir sinyaldir. Sinyali elde eden, amplifiye eden sistem başlangıç voltajını sıfır değerinden biraz farklı tutmamışsa, interferans paterninin ortalamasının sıfır dolayında olması beklenir. Bu nedenle interferans paterninin ortalaması EMG amplitüdü için geçerli bir gösterge değildir. Kas aktivitesinin belirli bir süre içindeki ortalama amplitüdünü elde etmek için önce sinyali tam dalga rektifiye etmek gerekir. Tam dalga rektifikasyonu negatif voltajların pozitif değerlere dönüştürülmesidir. Bu şekilde rektifiye edilmiş sinyalin amplitüd değeri doğal olarak sıfırdan farklı olacaktır. Rektifikasyon, verilerin sayısal olarak işlenebilmesini mümkün kılmaktadır. Bir başka işlem, sinyali tam dalga rektifiye ettikten sonra alçak-geçiş filtresi uygulayarak “lineer zarf” elde etmektedir. Rektifiye ham EMG sinyalindeki sivri tepelerin

düzgünleştirilmesi işlemidir. Lineer zarf, EMG boyutunun hareketli bir göstergesi olup, aktivitenin volümü hakkında fikir verir. Eşik değer için frekans seçimi biraz keyfi olmaktadır, 3 ile 5 Hz arasında önerilmektedir. Kısa süreli aktivitelerde daha yüksek eşik değer frekansı seçmek daha uygundur. Lineer zarf işlemi yüksek frekansları daha çok kayırır. Bazen rektifikasyondan sonra entegrasyon işlemi (mili volt x saniye) uygulanır. Sinyalin kantifiye edilmesi olan entegrasyon bilgisayar algoritması kullanarak belli bir süre içindeki aktivitenin toplama işleminden geçirilerek toplamının alınmasıdır. Böylece seçilmiş bir zaman periyodu için toplam birikmiş aktivite hesaplanır (Akyüz, 2003).

### 1.6.9. EMG Frekans Özellikleri

Sinyalde kullanılabilir enerji 0–500 Hz arasındadır. En hakim enerji 50–150 Hz arasındadır. Kullanılabilir sinyaller, enerji düzeyinin elektriksel gürültü düzeyinin üstünde olduğu sinyallerdir. EMG sinyalinde frekans özelliğini belirlemenin en kolay yollarından biri dikenlerin sayısına bakılmaktır. Total diken sayısı kas aktivitesinin miktarı ile ilişkili görünmektedir. Dikenlerin sayısı maksimal istemli kontraksiyonun %70'ine ulaşana kadar lineer olarak artış gösterir. Sinyal her yön değiştirdiğinde yeni bir “dönüş noktası” meydana gelmektedir. EMG de belli bir süre içindeki dönüş noktası sayısı, sinyalin frekansı hakkında bilgi verir. Buna benzer şekilde sinyalin sıfır voltaj çizgisini kaç kere kestiğine bakılabilir. Buna “sıfırı çaprazlama sayısı” denir ve sinyalin frekansı hakkında bilgi veren bir değişken olarak kullanılabilir. Belli sınırlar dahilinde, kas aktivitesi arttıkça, frekans da artar, sıfır çizgisi daha fazla çaprazlanır. Elektronik yöntemlerle sıfırı çaprazlama sayısı kolayca sayılabilir. Kas gücü çok arttırıldığında sıfırı çaprazlama sayısı artmaz, maksimal istemli kontraksiyonun yaklaşık %60'ı dolayında platoya ulaşır. EMG frekans özelliklerini tanımlamak için spektrum analiz teknikleri daha sık kullanılır. Yüzeysel kaydedilmiş EMG frekansı pozitif eğimli olup ortalaması yaklaşık 120 Hz, median değeri ise yaklaşık 100 Hz civarındadır. Frekans değeri artışı, daha fazla sayıda hızlı kasılan tipte kas lifinin aktif olduğu anlamına gelmeyebilir. Buna yavaş kasılan tipteki kas liflerinin ateşleme hızlarının artması, motor ünite senkronizasyonunun azalması, sinerjist kaslardan ek aktivasyon başlaması veya başka nedenler yol açmış olabilir. Frekans değeri azalması motor ünite senkronizasyonunun artmasına bağlı olmayabilir. Toplam aktif motor ünite sayısında ve ateşleme hızında azalma, iletim hızında yavaşlama veya kas içi ortamındaki değişiklikler de frekans azalmasına yol açabilir. EMG spektrumunun frekans özellikleri izometrik kasılmalarda kullanılır. Dinamik aktivitelerde frekans yorumu zorluklar yaratabilir (Hacıoğlu, 2009).

### **1.6.10. Diğer EMG Analiz Teknikleri**

Kinezyolojik çalışmalarda kasın elektriksel aktivitesinin başlangıç ve bitiş zamanları ile ilgili bilgi sık kullanılır. Sinyalin yüksek frekanslı komponentlerinin filtre edilmesi başlangıç ve bitiş değerlerini geciktirir. Eşik EMG aktivitesi kullanılarak veya EMG aktivasyon hızında değişime bakarak ölçümler daha objektif gerçekleştirilebilir. Bazen EMG değişikliklerini başka bir performans ölçütü ile örneğin kas gücü veya eklem açısı değişimi ile birlikte izlemek için düzenlemeler yapılabilir. EMG verileri ile farklı denekler arasında, farklı kaslar arasında veya farklı zamanlarda yapılmış kayıtlar arasında kıyaslamalar yapılabilir. Bu durumda birçok teknik ve fizyolojik faktör EMG ölçütlerinde değişmelere neden olacaktır. Uygulanan bir tedavi yönteminin EMG değişiklikleri üzerine etkileri izlenmek isteniyorsa, sinyalin normalize edilmesi ve meydana gelen değişikliklerin normalize edilmiş EMG sinyalinde rapor edilmesi gereklidir. Kıyaslama aynı gün içinde elektrodların yeri değiştirilmeden aynı kas üzerinde yapılacaksa, normalizasyon gerekli değildir. Normalizasyon için çok sayıda teknik kullanılmıştır. Genelde denekten 3 sn süreli maksimal istemli izometrik kontraksiyon yapması istenir ve inceleme konusu olan aktivite sırasındaki EMG kaydı buna göre oranlanır. EMG tepe amplitüdüne erişmek amacıyla 3 sn kasılmanın başına ve sonuna 1-2 sn eklemek uygundur. Başka bir seçenek maksimal M dalgası amplitüdünü kullanmaktır. Bunu elde etmek için elektriksel uyarım verilerek en büyük yanıt alınır, tepeden tepeye amplitüd ya da alan kullanılarak normalizasyon gerçekleştirilir. Araştırılan konu dinamik kasılmaların yer aldığı bir aktivite ise, maksimal izometrik kontraksiyon ile elde edilmiş EMG amplitüdünü normalizasyon için kullanmak hatalara neden olabilir. Daha iyi bir seçenek dinamik kontraksiyonun bir bölümünü referans olarak kullanmak olabilir. Örneğin yürümede siklusun bir bölümündeki aktivite seçilerek %100 olarak kabul edilebilir. Siklusun öteki bölümlerindeki aktivite bu değere göre normalize edilir (Hacıoğlu, 2009).

### **1.6.11. Kas Gücü ve EMG İlişkileri**

Çeşitli tip egzersizlerde kas kasılmalarının zamanlamasını anlamak üzere EMG çok yaygın olarak kullanılmıştır. Elde olunan en temel bilgi miyoelektrik aktivitenin başlangıcı ve süresidir. Çoğunlukla bunun kas geriliminin zamanlamasıyla aynı olduğu sanılır. Ancak EMG aktivitesi başlangıcı ile gerilim arasında 30–40 msn dolayında gecikme saptanmıştır. Elektriksel aktivitenin bitmesi ile gerilimin bitmesi arasında gecikme 200 ile 300 msn'ye ulaşabilmektedir. EMG'nin kullanılabileceği diğer bir konu da, EMG sinyalinin

amplitüdüne bakarak kas gücünün derecesinin tayin edilmesidir. Sportif aktivitelerde, rehabilitasyon çalışmalarında meydana gelen dış kuvvetlerin ve bunlara karşı koymak üzere gerekli kas gücünü hesabı önemlidir. Protezli bir ekstremitenin kontrolü sırasında istenilen düzeyde kuvvet elde etmek için ne kadar elektriksel aktivasyon gerektiğini araştırırken EMG amplitüdü ile kas kuvveti arasındaki ilişkinin bilinmesine gereksinim vardır. İzometrik şartlarda kas gücü ile ilişki sıklıkla lineerdir. Kas gücü artırıldıkça, EMG amplitüdünde lineer artışlar olmaktadır. Bazen de curvilinear bir ilişki gözlenebilir. Küçük kaslarda, motor ünitelerin ateşleme hızının dinamik sınırları daha büyüktür ve motor ünite katılımı frekans aralığının alt ucunda daha fazla gerçekleşir. Bu durumda kas kuvveti ile amplitüd arasında lineer bir ilişki vardır. Daha büyük kaslarda motor ünite katılımı frekans aralığının üst ucunda devam eder, ateşleme hızının dinamik sınırları daha düşüktür. Bu durumda kas kuvveti ile amplitüd arasındaki ilişki lineer değildir. Dinamik şartlar altında ise hareketin sadece ilk 100 msn'lik döneminde EMG amplitüdü ile hız ve ivme arasında lineer ilişki gözlenmiştir. Bisiklet ile yapılan bir deneyde EMG kuvvet ilişkisi soleus için lineer, gastrocnemius için lineer değildir. Kas ısı değişiklikleri ve yorgunluk EMG kuvvet ilişkisini değiştirebilir. Kas kuvveti ile EMG frekans özellikleri arasındaki ilişki genellikle lineer değildir. Genellikle ortalama ve median frekans değerleri maksimal istemli kasılmanın ilk %20-30'una kadar olan kuvvet artışında hızla yükselir. Genç bayanlarda 45°, 65° ve 90°'lerde maksimum statik omuz öne fleksiyonu sırasında elde edilen EMG sinyallerinin 256msn süresinde ortalama güç frekansı, RMS değeri ve izokinetik dinamometre ile saptanan döndürme momenti değeri incelenmiş, deltoid ve infraspinatus kaslarında ortalama güç frekans değerinin 90°'de 45° derecedekinden daha yüksek olduğu saptanmıştır. 0° ile 60° arasında değişen farklı fleksiyon açılarında tek ayak üzerinde durmada kuadriseps üzerine binen yükün lineer artış gösterdiği bildirilmiştir. 0° ile 60° arasında patellar ligaman kuvvetinde her derece için beden ağırlığının %4,16'sı kadar kuvvet artışı saptanmıştır. Hem kuadriseps kuvveti, hem de normalize edilmiş EMG değerleri diz açısıyla önemli korelasyon göstermiştir (Hacıoğlu, 2009).

## 2. AMAÇ

Farklı branşlarda sporcuların izokinetik kuvvet profillerinin belirlenmesi branşın gerekliliklerinin yerine getirilmesi ve sporcuların üst düzey performanslarının sürekliliği açısından büyük önem taşımaktadır (Magalhaes et al., 2004). İnsan vücudunda gerçekleşen hareket performansları ve pozisyonlar, tek ve çok sayıdaki kasların aktivasyonuna bağlıdır. Kasa ait elektromiyografik aktivasyonlar mekanik kuvvet üretimini başlatmaktadır. Bu kas aktivasyonu yüzeysel elektrod ile ölçülür ve aktivasyon derecesini yansıtır (Disselhorst-Klug et al., 2009). Elektromiyografi, elektrotlara yakın olan kaslara ait aktivasyon paternlerini temsil eder. Kuvvet ise büyük çoğunlukla uzunluk ve hıza bağlı olduğu için elektriksel aktivasyon yalnız başına kas kuvveti hakkında doğru bilgi vermez. Buna ek olarak yüzeysel EMG tüm motor ünitelerin aktivasyonunu temsil eden tek başına toplayan bir yöntem olmadığından toplam kuvvet hakkında bilgi verme konusunda yeterli değildir (Lieber, 2002; Merletti and Parker 2004, 15-20).

Bu doğrultuda, üst ekstremitte hareketlerini yoğun olarak kullanan bayan voleybol oyuncularında el bileği ve dirsek kas kuvvetleri ile bu bölgelere yönelik elektrofizyolojik değişikliklerin araştırılıp karşılaştırıldığı bu çalışmada, elde edilen veriler ile kuvvet-EMG sinyal ilişkisinin saptanması yoluyla antrenörlerin yıllık antrenman plan ve programlarını sporcuların EMG ve izokinetik kuvvet ölçüm değerlerini dikkate alarak yapması amaçlanmıştır.

### **3. YÖNTEM**

#### **3.1. Araştırma Grubu**

Çalışmaya, Kocaeli ve İstanbul illerinde aktif olarak voleybol sporu ile uğraşan 30 bayan voleybol oyuncusu (Yaş:19,70±1,4, Boy:173,70±7,8, Kilo:62,76±7,6) katılmıştır. Çalışmamıza katılan sporcular en az 4 yıldır voleybol sporu ile uğraşan elit sporculardır. Sporcular Karpal Tünel Sendromu açısından herhangi bir patolojik durumun söz konusu olmadığı kişilerdir ve dominant kolları sağ kollarıdır.

#### **3.2. Araştırmada Yapılan Ölçümler**

Çalışmada katılan sporcuların el bileği ve dirsek fleksiyon ekstensiyon kas kuvvetlerinin ölçümleri izokinetik dinamometre ile tespit edilmiştir. Elektromiyografi ölçümleri ile de bilateral median, ulnar, radial sinir ileti incelemeleri yapılmıştır.

##### **3.2.1. İzokinetik Dinamometre Ölçümleri**

Çalışmaya katılan deneklerin el bileği ve dirsek fleksiyon ekstensiyon kas kuvvetlerinin ölçümleri Biodex sistem-3 dinamometresi ile gerçekleştirilmiştir. El bileği fleksiyon kas kuvveti ölçümlerinde eklem hareketi sırasında çalışan kaslar; m. fleksor carpi radialis, m.palmaris longus, m. fleksor carpi ulnaris, m. fleksor digitorum superficialis, m. fleksor digitorum profundus ve m.fleksor pollicis longus'dur. El bileği ekstensiyon kas kuvveti ölçümlerinde eklem hareketi sırasında çalışan kaslar; m. ekstensor carpi radialis longus, m. ekstensor carpi radialis brevis, m. ekstensor digitorum, m. ekstensor carpi ulnaris'tir. Dirsek fleksiyon kas kuvveti ölçümlerinde eklem hareketi sırasında çalışan kaslar; m. brachialis, m. biceps brachii ve m. brachioradialis'dir. Dirsek ekstensiyon kas kuvveti ölçümlerinde eklem hareketi sırasında çalışan kaslar; m. triceps brachii'dir. M. anconeus da harekete yardım etmektedir (Dere ve Durgun, 1994; Taner, 1996).



**Çizim 3.1.** İzokinetik Dinamometre ile El Bileği Ölçümü



**Çizim 3.2.** İzokinetik Dinamometre ile Dirsek Ölçümü

Sporcular teste başlamadan önce bisiklet ergonometresinde 5 dakika hafif bir tempoyla ısıdıktan sonra, el bileği ve dirsek eklemine yönelik 3–4 dakikalık esnetme ve gerdirme egzersizleri yapmışlardır. Çalışmaya katılan deneklerin el bileği ve dirsek fleksiyon ekstensiyon kas kuvveti ölçümlerinde denek Biodex sistem-3 dinamometresinin kendinden monteli ve sporcu yapılabilecek ölçüme tamamen uygun pozisyonlayan sandalyesine oturtuldu. Yapılan hareketin şiddetinin değişmemesi için sabitleyiciler kullanıldı. Denek dinamometrenin sandalyesine uygun bir pozisyonda yerleştirildikten sonra dinamometre ölçüm yapılacak ekstremitte bölümüne göre ve sporcunun fiziksel özelliklerine göre pozisyonlandırıldı. Daha sonra ölçüm yapılacak ekstremitte bölümüne uygun aparat dinamometrenin şaftına monte edildi. Bu işlemler sonrasında teste başlandı. 60°/sn ve 120°/sn olmak üzere farklı hızlarda 5 ve 10 tekrardan oluşan setler halinde ekstensiyon ve fleksiyon hareketleri ile ölçüldü (60°/sn hızda 5 tekrar, 120°/sn hızda 10 tekrar). İzokinetik test sırasında kişiler için rahat uygulanabilir olan ve kas performansı açısından yeterli ve güvenilir veri elde edilmesine olanak sağlayan açısal hızların 60°/sn ile



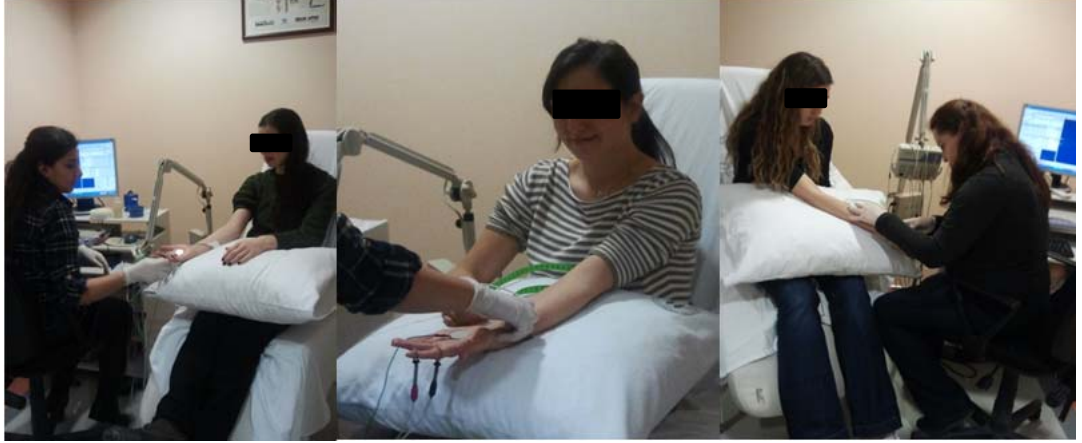
180°/sn arasındaki hızlar olduğu söylenmekte, bu aralık dışındaki test hızlarının sadece deneyimli klinisyenler tarafından uygulanması önerilmektedir (Kızıltan, 2004).

El bileği fleksiyon ekstensiyon kas kuvvetlerinin ölçümleri sırasında dinamometrenin ayarlanması için el bileği adaptörü, önkol stabilizasyon tübü, önkol sabitleyici V-bağlantı noktası ve lumbal yastık parçaları kullanılmıştır. Sandalye ayarı için rotasyon derecesi 40, sırt açısı 90° seçilmiş, önkol V-bağlantı noktası içinde düzgün duracak şekilde ve el bileği eklemi ve dinamometre şaftının rotasyon eksenini aynı doğru üzerinde olacak şekilde ayarlanmıştır. Sandalye-dinamometre arası uzaklık 32 cm; dinamometre ayarlarında tilt derecesi 0, yükseklik 27 cm ve rotasyon derecesi 35° olarak belirlenmiştir. İzolasyon ve stabilizasyon için sandalyenin sırt açısı 90°'ye ayarlandı ve sporcu oturtuldu. Beline lumbal yastık yerleştirildi. Önkol stabilizasyon tübü sandalyeye monte edildi. Bunun üzerine önkol sabitleyici V-bağlantı noktası geçirildi ve önkol buraya dirsek 90° olacak şekilde yerleştirildi. V-bağlantı noktası üzerindeki bantlar ile önkol sabitlendi ve dinamometre şaftının distal ucundan tutturuldu. Gövde hareketlerini engellemek için iki sabitleyici kullanıldı. Sabitleyicilerden biri diyagonal olarak sağdan sola gövdeyi arkaya sandalyeye destekliyordu. Bir diğeri ise bunun tam tersi yönde diyagonal olarak soldan sağa sabitlemekteydi. El bileği eklemi (radius'un distal tuberkülü ile ulna'nın distal başını birleştiren oblik eksen) ve dinamometre şaftının rotasyon eksenini aynı doğru üzerinde olacak şekilde ayarlandı. Sporcudan el bileğini yukarı kaldırması ve aşağı bükmesi istendi. Yapılan ilk hareket el bileği ekstensiyonu'dur. Dirsek fleksiyon ekstensiyon kas kuvvetlerinin ölçümleri için de ekstremiteye uygun benzer düzenlemeler yapılmıştır.

### **3.2.2. EMG Ölçümleri**

Sporcuların aynı gün içerisinde Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı EMG (Elektromiyografi) Laboratuvarı'nda EMG ölçümleri gerçekleştirildi. Voleybolcuların üst ekstremitelerini ve özellikle dirsek ve el bileklerini aşırı kullanmalarından dolayı, üst ekstremiteler kaslarının hemen hemen tamamını innerve eden n.radialis, n.medianus ve n.ulnaris sinirlerinin motor sinir iletim hızları EMG aleti ile ölçülmüştür. Motor iletim incelemelerinde; rutin yöntemlerle incelenen sinirin büyük çaplı motor liflerinin iletim hızı saptandı. Kas motor yanıtının (M dalgası) ki bu bileşik motor aksiyon potansiyelidir. Bu potansiyelin kayıtlanması için yüzeysel elektrod kullanılarak aktif elektrod kasın en şişkin kısmının üstüne, pasif elektrod ise çoğunlukla tendona

yerleştirildi. Periferik sinirler, trasesine uygun iki ayrı noktada uyarıldı. Ekstremiteler gerek kayıt, gerek ölçüm esnasında aynı standart pozisyonda tutuldu. Proksimal ve distal stimülasyon noktalarının arası (katodların arası) mezura ile ölçüldü. Kullanılan stimulus süresi 0,1 veya 0,2 ms olarak seçildi. Stimulus şiddeti sinirdeki bütün aksonları uyarmaya yetecek kadar yükseltildi (Çolak, 2001). EMG ölçümleri Neuropack M1, MEB-9204K (Nihon Kohden, JAPAN) EMG cihazı ile yapılmıştır.



**Çizim 3.3.** EMG ölçümü

İletim zamanı: Proksimal stimülasyonla elde edilen latansdan, distal stimülasyonla elde edilen latansın çıkarılması ile iletim zamanı saptanır.

Distal latans: Stimulusun başlangıcından M dalgasının başlangıcına kadar geçen zaman olarak alınır.

İletim hızı: Sinir segmentlerinin uzunluğunun (mm olarak), iletim zamanına (ms olarak) bölümü ile metre/saniye olarak iletim hızı hesaplanır (iletim hızı= iki stimülasyon arası mesafe (mm)/iki stimülasyon arası iletim zamanı (msn))

Amplitüd (genlik): Aksiyon potansiyeli tepeden tepeye ölçülerek bulunur.

Süre: M dalgasının, izoelektrik çizgiye çaprazlayan ilk negatif noktasından pozitif noktaya kadar geçen zaman olarak kabul edilir (Bamaç, 1999)

### **3.2.2.1. N.medianus'un Sinir İletim Hızının Ölçülmesi**

N.medianus kol boyunca yüzeysel seyrettiğinden uyarılması ve birleşik kas aksiyon potansiyeli (BKAP) ve duysal aksiyon potansiyeli (DAP) kayıtlanması kolaydır. Rutin uygulamalarda kullanılan n.medianus motor iletim tekniği kullanılmıştır. Bu teknikte kayıtlama yaparken kişi kişi oturur pozisyonda, kol ekstensiyonda ve avuç içi yukarı

bakarken kayıtlama yapılır. Ag/AgCl yüzeyel elektrodlar kullanılarak; aktif elektrod tenar bölgede m.abductor pollicis brevis'in şişkin kısmına, referans elektrod I. parmak metacarpophalangeal eklemi üzerine ve toprak elektrod el bileğine veya uyarıcı ile kayıtlama bölgeleri arasında bir yere yerleştirilir.

Uyarım: Uyarıcı, yüzeyel elektrodlar ile şu bölgelerden verilmiştir: 1. avuç içi, 2. bilekte distal çizgi orta noktasının 3-4 cm yukarisından veya aktif elektrodun 8 cm proksimalinde, 3. dirsekte a.brachialis'in pulsasyonunun medialinden, 4. axilla'da a.brachialis'in hemen önünde, 5. erb bölgesinden (Çolak, 2001).

### **3.2.2.2. N.ulnaris'in Sinir İleti Hızının Ölçülmesi**

Motor iletim: Median sinir gibi yüzeyel seyrettiğinden uyarılması ve sinir aksiyon potansiyellerinin kayıtlanması kolaydır.

Kayıtlama: Kişi oturur durumda, dirsek hafif fleksiyonda (15°-30°), önkol supinasyonda, avuç içi yukarı doğru yerleştirilir. Yüzeyel elektrodlardan aktif olanı m.abductor digiti minimi'nin şişkin kısmı üzerine, referans elektrod bunun 3 cm. kadar distalinde kasm tendonu üzerine yerleştirilmiştir.

Uyarım: 1. bilekte, aktif elektrodun 8 cm. proksimalinden, 2. epicondylus medialis'in distalinden, 3. epicondylus medialis'in proksimalinden (2. ve 3. uyarım bölgeleri arasında en az 10 cm. olmalıdır), 4. axillada, a.brachialis'in arkasından, 5. erb bölgesinden yapılmıştır (Çolak, 2001).

### **3.2.2.3. N.radialis'in Sinir İleti Hızının Ölçülmesi**

Motor iletim: N.radialis motor iletimi, yüzeyel elektrodlar kullanılarak ve değişik n.radialis inervasyonlu kaslardan kayıtlama yapılarak değerlendirilmiştir.

Kayıtlama: Stalberg motor iletim tekniği kullanılmıştır. Oturur durumda dirsek ekstensiyonda avuç içi aşağı doğru iken yapılmıştır. Aktif yüzeyel elektrod m.extensor indicis proprius ortasına, referans elektrod 5. metacarpal kemik üzerine yerleştirilmiştir.

Uyarım: Beş ayrı bölgeden yüzeyel elektrodlarla yapılmıştır. Bu bölgeler n.radialis'in göreceli olarak yüzeyel seyrettiği bölgelerdir. 1. Önkolun orta ve proksimal 1/3 kısımlarının birleştiği noktada ve m.ekstansör digitorum communis ve m. ekstansör carpi ulnaris arasındaki oluktan, 2. dirsekte m. brachioradialis ve m. biceps brachii

tendonunun arasından, 3. üst kolda canalis radialis'ten, 4. axilladan, 5. erb bölgesinden yapılmıştır (Çolak, 2001).

### **3.3. Çalışmanın Uygulanmasıyla İlgili Alınan İzinler ve Yapılan Toplantılar**

Çalışmanın yapılmasıyla ilgili tüm işlemler tamamlandıktan sonra Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma ve Etik Kurulu'na araştırma başvurusu dosyası hazırlanmış ve sunulmuştur. Etik kurul, çalışmanın etik standartlarına uygun olduğu kararına vararak çalışmayla ilgili ön onay vermiştir. Bu onay alındıktan sonra etkinlikler başlatılmıştır. Doktora tezi kapsamında Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Birimine başvuru yapılmış ve “Hızlı Destek Projesi” için onay alınmıştır. Bu doğrultuda projemize belirli bir ödenek sağlanmıştır.

### **3.4. Verilerin Analizi**

Araştırmada elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 22.0 programı kullanılarak analiz edilmiştir. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel yöntemleri olarak sayı, yüzde, ortalama, standart sapma kullanılmıştır. Parametrik test sayıltıları test edilmiş, varsayımları sağlamadığı için non-parametrik test uygulanmıştır. İki bağımsız grup arasında niceliksel sürekli verilerin karşılaştırılmasında mann whitney-u testi kullanılmıştır. Araştırmanın sürekli değişkenleri arasında spearman korelasyon ve regresyon analizi uygulanmıştır. Araştırmanın sürekli değişkenleri arasında nedensellik ilişkisini belirlemek üzere; bağımsız değişkenler yardımıyla zor elde edilen bağımlı değişken değerini kestirmek için regresyon analizi uygulanmıştır. Elde edilen bulgular %95 güven aralığında, %5 anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

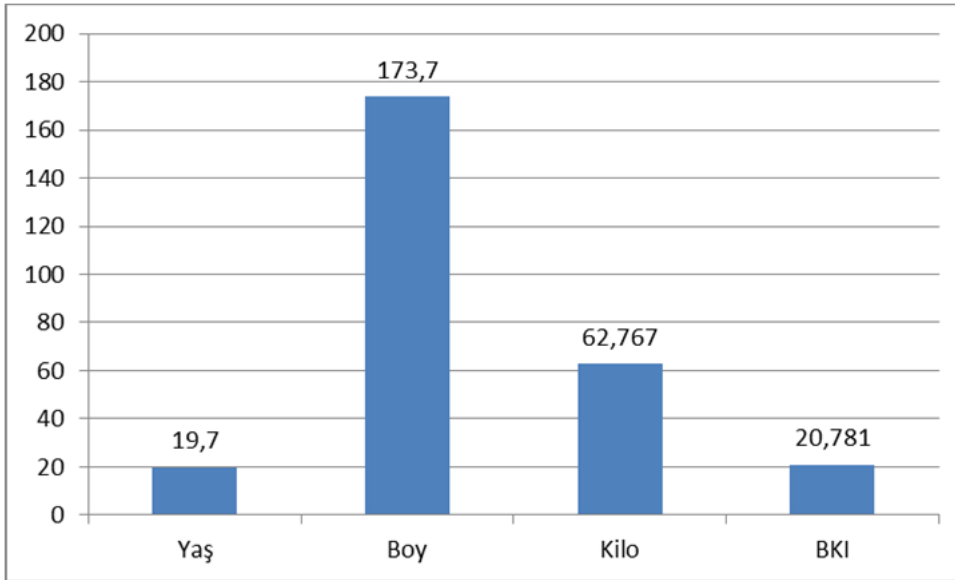
#### 4. BULGULAR

Değerlendirmeye 30 adet bayan voleybol oyuncusu alınmıştır. Bu verilerin istatistiksel değerlendirmeleri aşağıdaki tablolarda verilmiştir.

Çizelge 4.1. Sporcuların Tanımlayıcı Özellikleri

	N	Ort	Ss	Min.	Max.
Yaş	30	19,700	1,442	18,000	23,000
Boy	30	173,700	7,844	157,000	187,000
Kilo	30	62,767	7,605	49,000	79,000
BKİ	30	20,781	1,949	17,240	25,950

Çizelge 4.1.'de görüldüğü üzere, araştırmaya katılan sporcuların yaş ortalaması  $19,700 \pm 1,442$ ; boy ortalaması  $173,700 \pm 7,844$ ; kilo ortalaması  $62,767 \pm 7,605$  ve BKİ ortalaması  $20,781 \pm 1,949$  olarak saptanmıştır.

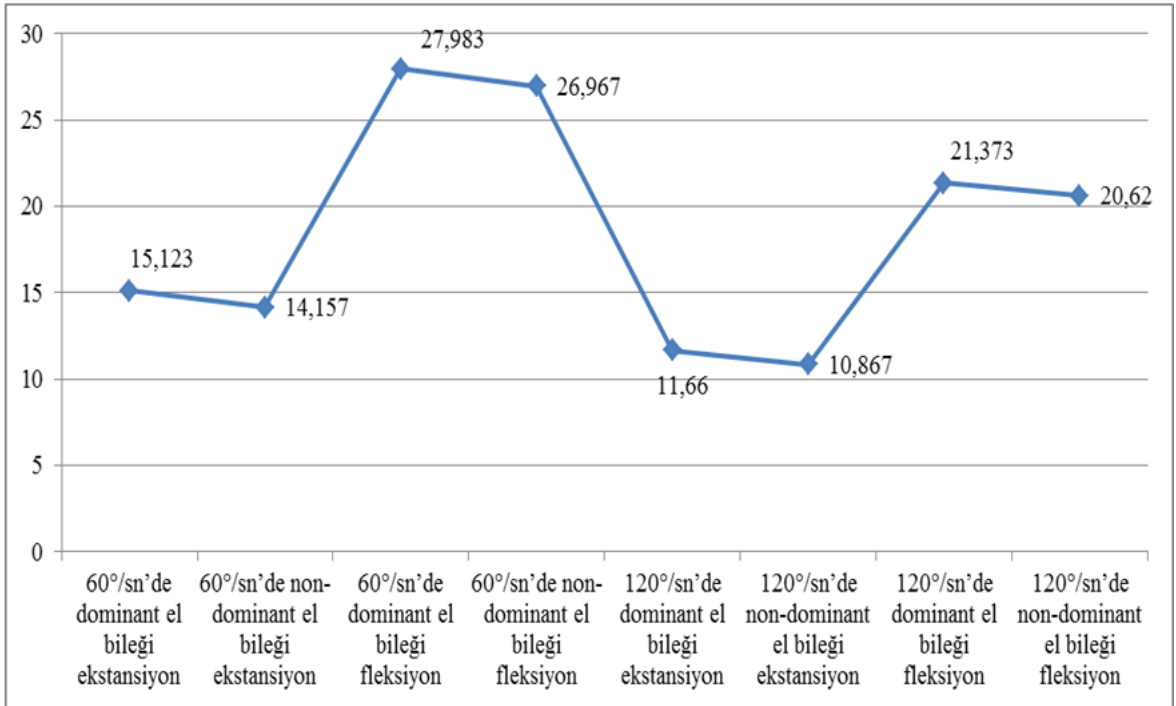


Çizim 4.1. Sporcuların Tanımlayıcı Özelliklerinin Dağılımı

**Çizelge 4.2. Sporcuların 60-120°/sn.'de Dominant ve Non-Dominant El Bileği Ekstansiyon/Fleksiyon Peak Torque Kuvvet Değerleri**

	N	Ort	Ss	Min.	Max.
60°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon peak torque kuvvet	30	15,123	2,602	9,600	19,500
60°/sn'de n.-dominant el bileği ekstansiyon peak torque kuvvet	30	14,157	2,851	8,900	20,100
60°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque kuvvet	30	27,983	5,399	14,900	36,300
60°/sn'de n.-dominant el bileği fleksiyon peak torque kuvvet	30	26,967	6,176	7,500	40,500
120°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon peak torque kuvvet	30	11,660	2,307	7,100	15,400
120°/sn'de n.-dominant el bileği ekstansiyon peak torque kuvvet	30	10,867	2,530	5,900	17,400
120°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque kuvvet	30	21,373	4,488	10,800	32,000
120°/sn'de n.-dominant el bileği fleksiyon peak torque kuvvet	30	20,620	4,120	8,800	30,500

Çizelge 4.2.'de görüldüğü üzere, araştırmaya katılan sporcuların 60°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon peak torque kuvvet ortalaması  $15,123 \pm 2,602$ ; 60°/sn'de non-dominant el bileği ekstansiyon peak torque kuvvet ortalaması  $14,157 \pm 2,851$ ; 60°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque kuvvet ortalaması  $27,983 \pm 5,399$ ; 60°/sn'de non-dominant el bileği fleksiyon peak torque kuvvet ortalaması  $26,967 \pm 6,176$ ; 120°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon peak torque kuvvet ortalaması  $11,660 \pm 2,307$ ; 120°/sn'de non-dominant el bileği ekstansiyon peak torque kuvvet ortalaması  $10,867 \pm 2,530$ ; 120°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque kuvvet ortalaması  $21,373 \pm 4,488$  ve 120°/sn'de non-dominant el bileği fleksiyon peak torque kuvvet ortalaması  $20,620 \pm 4,120$  olarak saptanmıştır.

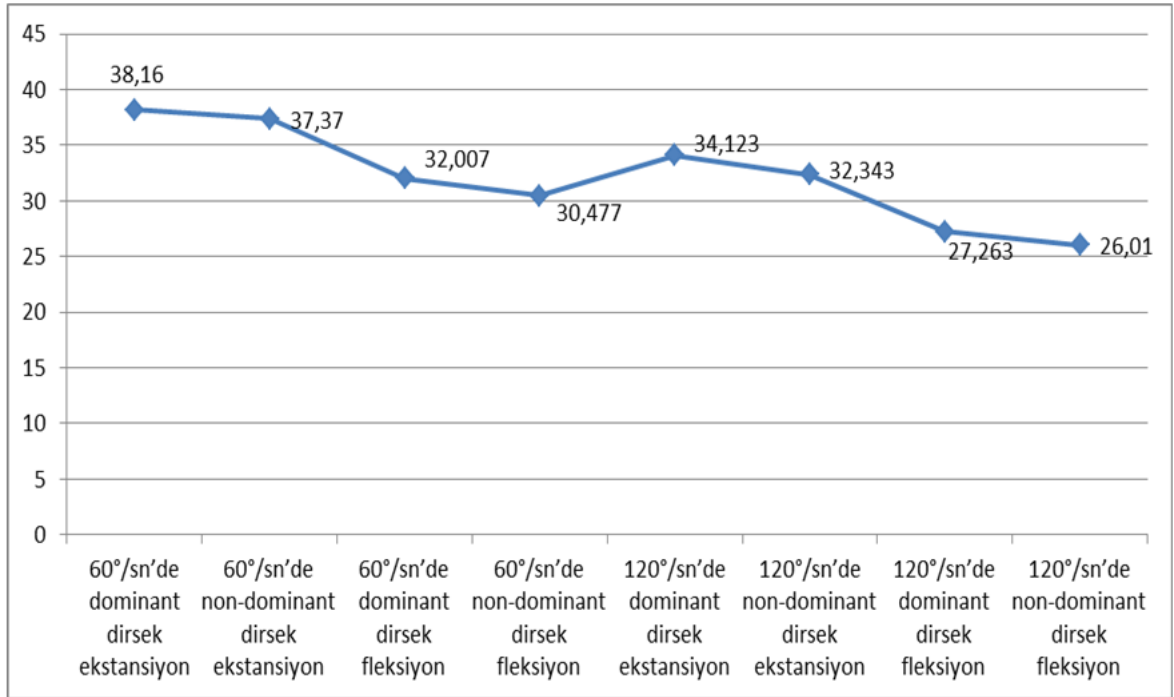


**Çizim 4.2. El Bileği Ekstansiyon/Fleksiyon Peak Torque Kuvvet Ortalamalarına İlişkin Diyagram**

**Çizelge 4.3. Sporcuların 60-120°/sn.'de Dominant ve Non-Dominant Dirsek Ekstansiyon/Fleksiyon Peak Torque Kuvvet Değerleri**

	N	Ort	Ss	Min.	Max.
60°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque kuvvet	30	38,160	5,180	27,800	50,800
60°/sn'de n.-dominant dirsek ekstansiyon peak torque kuvvet	30	37,370	6,595	26,700	51,300
60°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque kuvvet	30	32,007	5,064	23,800	48,000
60°/sn'de n.-dominant dirsek fleksiyon peak torque kuvvet	30	30,477	4,863	23,500	44,300
120°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque kuvvet	30	34,123	5,883	24,500	46,300
120°/sn'de n.-dominant dirsek ekstansiyon peak torque kuvvet	30	32,343	5,706	22,100	45,900
120°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque kuvvet	30	27,263	4,744	18,900	42,300
120°/sn'de n.-dominant dirsek fleksiyon peak torque kuvvet	30	26,010	4,258	18,500	36,900

Çizelge 4.3.'de görüldüğü üzere, araştırmaya katılan sporcuların 60°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque kuvvet ortalaması 38,160±5,180; 60°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque kuvvet ortalaması 37,370±6,595; 60°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque kuvvet ortalaması 32,007±5,064; 60°/sn'de non-dominant dirsek fleksiyon peak torque kuvvet ortalaması 30,477±4,863; 120°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque kuvvet ortalaması 34,123±5,883; 120°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque kuvvet ortalaması 32,343±5,706; 120°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque kuvvet ortalaması 27,263±4,744; 120°/sn'de non-dominant dirsek fleksiyon peak torque kuvvet ortalaması 26,010±4,258 olarak saptanmıştır.

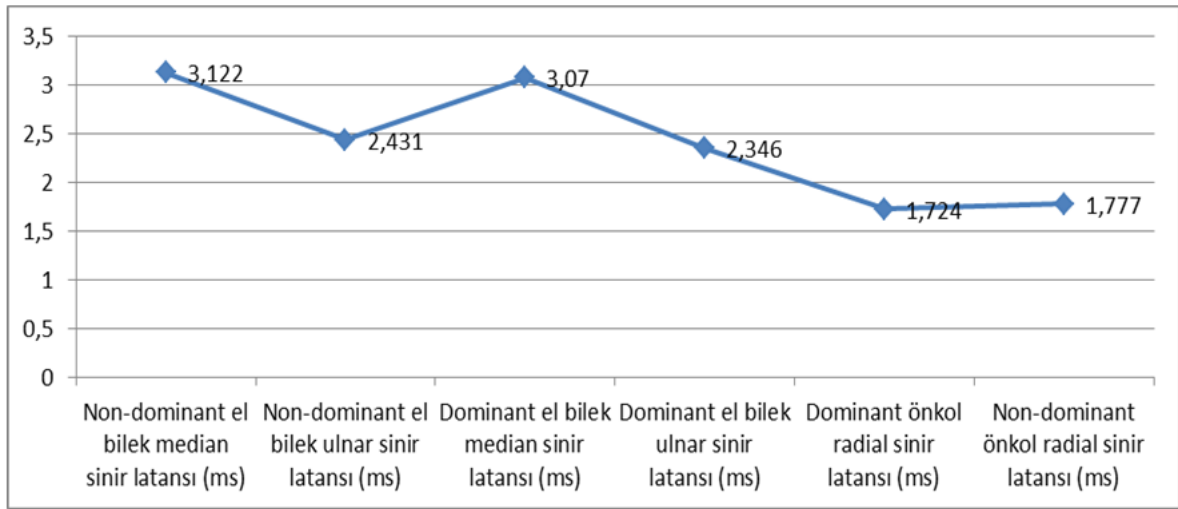


**Çizim 4.3. Dirsek Ekstansiyon/Fleksiyon Peak Torque Kuvvet Ortalamalarına İlişkin Diyagram**

**Çizelge 4.4. Sporcuların EMG Latans Ölçüm Değerleri**

Latans	N	Ort	Ss	Min.	Max.
Non-dominant el bilek median sinir latansı (ms)	30	3,122	0,401	2,250	3,960
Non-dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms)	30	2,431	0,328	1,950	3,510
Dominant el bilek median sinir latansı (ms)	30	3,070	0,346	2,460	3,840
Dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms)	30	2,346	0,267	1,770	3,030
Dominant önkol radial sinir latansı (ms)	30	1,724	0,328	1,140	2,620
Non-dominant önkol radial sinir latansı (ms)	30	1,777	0,342	1,120	2,600

Çizelge 4.4.'te görüldüğü üzere, araştırmaya katılan sporcuların non-dominant el bilek median sinir latans ortalaması  $3,122\pm 0,401$ ; non-dominant el bilek ulnar sinir latans ortalaması  $2,431\pm 0,328$ ; dominant el bilek median sinir latans ortalaması  $3,070\pm 0,346$ ; dominant el bilek ulnar sinir latans ortalaması  $2,346\pm 0,267$ ; dominant önkol radial sinir latans ortalaması  $1,724\pm 0,328$ ; non-dominant önkol radial sinir latans ortalaması  $1,777\pm 0,342$  olarak saptanmıştır.



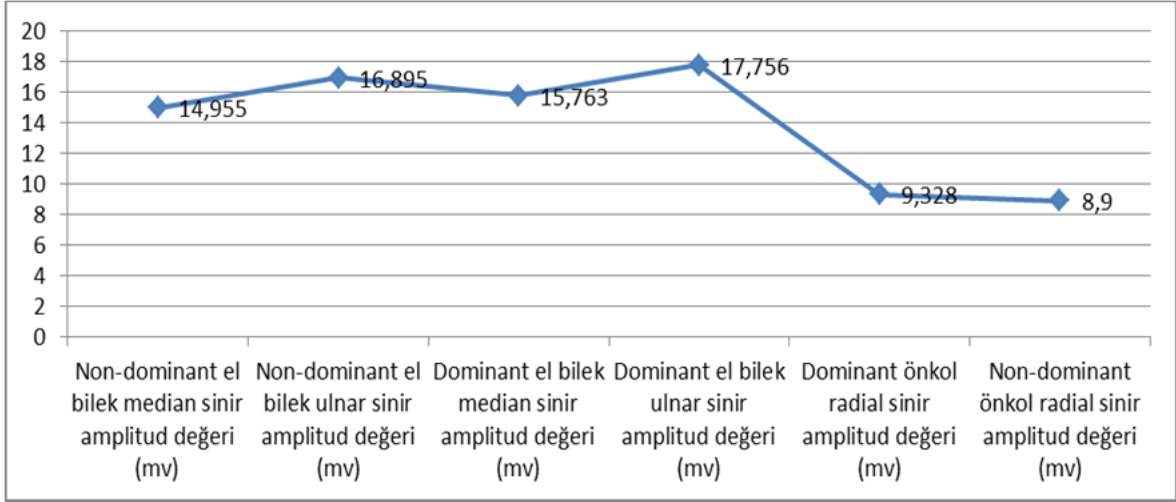
**Çizim 4.4. Sporcuların EMG Latans Ölçüm Ortalamalarına İlişkin Diyagram**

**Çizelge 4.5. Sporcuların EMG Amplitüd Ölçüm Değerleri**

Amplitüd	N	Ort	Ss	Min.	Max.
Non-dominant el bilek median sinir amplitüd değeri (mv)	30	14,955	3,903	8,770	24,210
Non-dominant el bilek ulnar sinir amplitüd değeri (mv)	30	16,895	3,255	11,360	23,470
Dominant el bilek median sinir amplitüd değeri (mv)	30	15,763	3,896	9,550	25,210
Dominant el bilek ulnar sinir amplitüd değeri (mv)	30	17,756	3,614	11,400	26,330
Dominant önkol radial sinir amplitüd değeri (mv)	30	9,328	2,186	4,830	13,050
Non-dominant önkol radial sinir amplitüd değeri (mv)	30	8,900	2,545	4,460	13,620



Çizelge 4.5.'de görüldüğü üzere, araştırmaya katılan sporcuların non-dominant el bilek median sinir amplitud ortalaması  $14,955 \pm 3,903$ ; non-dominant el bilek ulnar sinir amplitud ortalaması  $16,895 \pm 3,255$ ; dominant el bilek median sinir amplitud ortalaması  $15,763 \pm 3,896$ ; dominant el bilek ulnar sinir amplitud ortalaması  $17,756 \pm 3,614$ ; dominant önkol radial sinir amplitud ortalaması  $9,328 \pm 2,186$ ; non-dominant önkol radial sinir amplitud ortalaması  $8,900 \pm 2,545$  olarak saptanmıştır.



**Çizim 4.5.** Sporcuların EMG Amplitüd Ölçüm Ortalamalarına İlişkin Diyagram

**Çizelge 4.6. Sporcuların El Bileği Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile EMG Ölçümleri Arasındaki İlişki**

		60°/sn'de dominant el bileği eksansiyon peak torque	60°/sn'de n.- dominant el bileği eksansiyon peak torque	60°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque	60°/sn'de n.- dominant el bileği fleksiyon peak torque	120°/sn'de dominant el bileği eksansiyon peak torque	120°/sn'de n.- dominant el bileği eksansiyon peak torque	120°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque	120°/sn'de n.-dominant el bileği fleksiyon peak torque
N.-dominant el bilek median sinir latansı (ms)	r	0,124	-0,012	0,113	0,051	0,066	-0,069	0,142	-0,062
	p	0,515	0,950	0,551	0,788	0,727	0,718	0,454	0,744
N.-dominant el bilek median sinir amplitud değeri (mv)	r	0,053	0,069	0,042	-0,050	0,148	0,340	-0,085	0,119
	p	0,780	0,717	0,826	0,793	0,436	0,066	0,657	0,533
N.-dominant el bilek median NCV (m/s)	r	0,007	-0,081	0,153	-0,115	-0,082	-0,111	-0,026	-0,049
	p	0,972	0,672	0,420	0,546	0,666	0,558	0,893	0,796
N.-dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms)	r	-0,145	-0,149	-0,101	-0,212	-0,200	-0,165	-0,221	-0,072
	p	0,444	0,432	0,594	0,261	0,288	0,384	0,240	0,706
N.-dominant el bilek ulnar sinir amplitud değeri (mv)	r	-0,073	-0,265	-0,155	-0,158	-0,062	-0,183	-0,122	-0,043
	p	0,703	0,157	0,414	0,406	0,743	0,334	0,520	0,823
N.-dominant el bilek ulnar NCV (m/s)	r	0,037	-0,040	0,083	-0,007	-0,045	-0,032	-0,062	-0,194
	p	0,847	0,833	0,661	0,971	0,813	0,865	0,744	0,305
Dominant el bilek median sinir latansı (ms)	r	0,013	-0,074	0,051	0,078	0,285	-0,033	0,100	0,045
	p	0,944	0,699	0,789	0,682	0,126	0,861	0,600	0,813
Dominant el bilek median sinir amplitud değeri (mv)	r	-0,001	-0,094	0,183	0,116	-0,034	0,042	0,175	0,216
	p	0,996	0,622	0,333	0,542	0,859	0,827	0,356	0,251
Dominant el bilek median NCV (m/s)	r	-0,120	-0,092	-0,204	-0,339	-0,136	-0,100	-0,165	-0,226
	p	0,529	0,630	0,279	0,067	0,475	0,600	0,383	0,230
Dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms)	r	0,178	0,074	0,091	0,057	0,209	0,127	0,026	0,136
	p	0,348	0,696	0,632	0,764	0,269	0,503	0,893	0,474
Dominant el bilek ulnar sinir amplitud değeri (mv)	r	0,012	-0,217	-0,270	-0,201	-0,033	-0,116	-0,324	-0,080
	p	0,950	0,250	0,149	0,287	0,863	0,542	0,081	0,675
Dominant el bilek ulnar NCV (m/s)	r	0,208	0,171	0,031	-0,190	0,148	0,108	-0,025	-0,066
	p	0,271	0,367	0,872	0,315	0,435	0,571	0,896	0,728
Dominant önkol radial sinir latansı (ms)	r	<b>0,364*</b>	0,193	<b>0,424*</b>	<b>0,500**</b>	0,160	0,139	<b>0,371*</b>	<b>0,496**</b>
	p	<b>0,048</b>	0,306	<b>0,019</b>	<b>0,005</b>	0,398	0,464	<b>0,044</b>	<b>0,005</b>
Dominant önkol radial sinir amplitud değeri (mv)	r	-0,059	-0,185	-0,237	<b>-0,415*</b>	-0,200	-0,167	-0,294	<b>-0,444*</b>
	p	0,757	0,329	0,208	<b>0,023</b>	0,289	0,379	0,115	<b>0,014</b>
Dominant ön kol radial NCV (m/s)	r	0,002	-0,202	-0,124	0,216	0,020	-0,097	0,074	0,255
	p	0,991	0,284	0,513	0,253	0,915	0,609	0,698	0,174
N.-dominant önkol radial sinir latansı (ms)	r	0,039	0,333	0,122	0,169	-0,092	0,152	0,078	0,238
	p	0,838	0,073	0,522	0,372	0,630	0,421	0,680	0,206
N.-dominant önkol radial sinir amplitud değeri (mv)	r	0,122	0,100	-0,028	-0,113	0,047	0,068	0,005	0,012
	p	0,520	0,598	0,885	0,552	0,804	0,722	0,981	0,948
N.-dominant ön kol radial NCV (m/s)	r	<b>-0,424*</b>	<b>-0,366*</b>	-0,282	-0,290	<b>-0,438*</b>	<b>-0,452*</b>	-0,243	-0,356
	p	<b>0,020</b>	<b>0,046</b>	0,131	0,120	<b>0,015</b>	<b>0,012</b>	0,195	0,054

Çizelge 4.6.'da görüldüğü üzere, sporcuların dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 60°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.364$ ;  $p=0,048<0.05$ ). Dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 60°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.424$ ;  $p=0,019<0.05$ ). Dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 60°/sn'de non-dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında orta, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.5$ ;  $p=0,005<0.05$ ). Dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 120°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.371$ ;  $p=0,044<0.05$ ). Dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 120°/sn'de non-dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.496$ ;  $p=0,005<0.05$ ). Dominant önkol radial sinir amplitud değeri (mv) ve 60°/sn'de non-dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=-0.415$ ;  $p=0,023<0.05$ ). Dominant önkol radial sinir amplitud değeri (mv) ve 120°/sn'de non-dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=-0.444$ ;  $p=0,014<0.05$ ). Non-dominant ön kol radial NCV (m/s) ve 60°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=-0.424$ ;  $p=0,020<0.05$ ). Non-dominant ön kol radial NCV (m/s) ve 60°/sn'de non-dominant el bileği ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=-0.366$ ;  $p=0,046<0.05$ ). Non-dominant ön kol radial NCV (m/s) ve 120°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=-0.438$ ;  $p=0,015<0.05$ ). Non-dominant ön kol radial NCV (m/s) ve 120°/sn'de non-dominant el bileği ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=-0.452$ ;  $p=0,012<0.05$ ). Diğer değişkenler arasındaki ilişkiler istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

**Çizelge 4.7. Sporcuların Dirsek Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile EMG Ölçümleri Arasındaki İlişki**

		60°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque	60°/sn'de n- dominant dirsek ekstansiyon peak torque	60°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque	60°/sn'de n- dominant dirsek fleksiyon peak torque	120°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque	120°/sn'de n.-dominant dirsek ekstansiyon peak torque	120°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque	120°/sn'de n.- dominant dirsek fleksiyon peak torque
N.-dominant el bilek median sinir latansı (ms)	r	0,220	0,290	<b>0,370*</b>	0,334	0,189	0,268	<b>0,380*</b>	0,239
	p	0,243	0,119	<b>0,044</b>	0,071	0,317	0,152	<b>0,039</b>	0,204
N.-dominant el bilek median sinir amplitud değeri (mv)	r	-0,078	0,011	0,190	0,158	-0,107	-0,090	0,105	0,268
	p	0,683	0,954	0,314	0,403	0,573	0,635	0,579	0,152
N.-dominant el bilek median NCV (m/s)	r	-0,095	0,109	0,346	0,257	-0,142	0,042	0,338	0,221
	p	0,618	0,567	0,061	0,170	0,454	0,825	0,067	0,241
N.-dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms)	r	-0,031	0,073	0,149	0,300	-0,104	-0,179	0,089	0,219
	p	0,870	0,702	0,433	0,107	0,585	0,345	0,639	0,246
N.-dominant el bilek ulnar sinir amplitud değeri (mv)	r	-0,245	-0,211	-0,150	-0,079	-0,220	<b>-0,409*</b>	-0,187	-0,172
	p	0,192	0,264	0,429	0,680	0,243	<b>0,025</b>	0,323	0,362
N.-dominant el bilek ulnar NCV (m/s)	r	-0,015	0,090	<b>0,401*</b>	0,179	-0,144	0,021	<b>0,361*</b>	0,003
	p	0,937	0,637	<b>0,028</b>	0,344	0,449	0,911	<b>0,050</b>	0,986
Dominant el bilek median sinir latansı (ms)	r	0,154	0,069	0,016	0,001	0,043	0,018	0,007	-0,155
	p	0,417	0,718	0,935	0,997	0,822	0,926	0,970	0,413
Dominant el bilek median sinir amplitud değeri (mv)	r	0,057	0,141	0,222	0,167	-0,025	-0,098	0,144	0,141
	p	0,765	0,459	0,238	0,377	0,898	0,606	0,446	0,457
Dominant el bilek median NCV (m/s)	r	-0,250	0,026	0,002	0,044	-0,112	-0,118	0,130	0,101
	p	0,183	0,893	0,992	0,818	0,556	0,534	0,494	0,594
Dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms)	r	0,254	0,119	0,221	0,198	0,064	0,064	0,198	0,009
	p	0,176	0,532	0,241	0,295	0,735	0,736	0,293	0,961
Dominant el bilek ulnar sinir amplitud değeri (mv)	r	-0,299	-0,201	-0,043	-0,110	-0,266	-0,280	-0,129	-0,122
	p	0,108	0,286	0,821	0,561	0,155	0,135	0,497	0,521
Dominant el bilek ulnar NCV (m/s)	r	-0,201	-0,008	0,206	0,173	-0,300	-0,104	0,216	0,021
	p	0,286	0,968	0,275	0,360	0,107	0,586	0,252	0,911
Dominant önköl radial sinir latansı (ms)	r	0,153	0,072	-0,157	0,016	0,154	0,085	-0,101	-0,022
	p	0,419	0,707	0,408	0,932	0,416	0,655	0,595	0,909
Dominant önköl radial sinir amplitud değeri (mv)	r	-0,284	-0,232	0,015	0,160	-0,252	-0,287	-0,014	-0,014
	p	0,128	0,217	0,939	0,398	0,180	0,124	0,940	0,942
Dominant ön kol radial NCV (m/s)	r	-0,137	-0,173	-0,319	-0,211	-0,021	-0,178	-0,140	-0,142
	p	0,470	0,361	0,086	0,262	0,913	0,347	0,459	0,454
Non- dominant önköl radial sinir latansı (ms)	r	0,503**	<b>0,468**</b>	0,207	0,166	<b>0,399*</b>	<b>0,461*</b>	<b>0,461*</b>	0,219
	p	0,005	<b>0,009</b>	0,273	0,381	<b>0,029</b>	<b>0,010</b>	<b>0,010</b>	0,245
N.-dominant önköl radial sinir amplitud değeri (mv)	r	0,030	-0,003	-0,141	0,044	0,053	-0,068	-0,086	-0,311
	p	0,876	0,989	0,456	0,819	0,780	0,720	0,653	0,095
N.-dominant ön kol radial NCV (m/s)	r	-0,112	0,049	-0,071	-0,082	-0,144	0,054	0,228	-0,145
	p	0,554	0,799	0,708	0,665	0,447	0,778	0,225	0,444

Çizelge 4.7.'de görüldüğü üzere, sporcuların non-dominant el bilek median sinir latansı (ms) ve 60°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.37$ ;  $p=0,044<0.05$ ). Non-dominant el bilek median sinir latansı (ms) ve 120°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.38$ ;  $p=0,039<0.05$ ). Non-dominant el bilek ulnar sinir amplitud değeri (mv) ve 120°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=-0.409$ ;  $p=0,025<0.05$ ). Non-dominant el bilek ulnar NCV (m/s) ve 60°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.401$ ;  $p=0,028<0.05$ ). Non-dominant el bilek ulnar NCV (m/s) ve 120°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.361$ ;  $p=0,050<0.05$ ). Non-dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 60°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında orta, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.503$ ;  $p=0,005<0.05$ ). Non-dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 60°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.468$ ;  $p=0,009<0.05$ ). Non-dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 120°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.399$ ;  $p=0,029<0.05$ ). Non-dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 120°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.461$ ;  $p=0,010<0.05$ ). Non-dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 120°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.461$ ;  $p=0,010<0.05$ ). Diğer değişkenler arasındaki ilişkiler istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

Çizelge 4.8. Sporcuların El Bileği Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile Tanımlayıcı Özellikleri Arasındaki İlişki

		60°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon peak torque	60°/sn'de n.-dominant el bileği ekstansiyon peak torque	60°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque	60°/sn'de n.-dominant el bileği fleksiyon peak torque	120°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon peak torque	120°/sn'de n.-dominant el bileği ekstansiyon peak torque	120°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque	120°/sn'de n.-dominant el bileği fleksiyon peak torque
<b>Yaş</b>	r	0,217	0,088	0,131	0,306	0,174	0,069	0,252	0,318
	p	0,249	0,643	0,489	0,100	0,359	0,717	0,179	0,087
<b>Boy</b>	r	0,315	-0,043	<b>0,443*</b>	0,301	0,327	0,126	<b>0,441*</b>	0,353
	p	0,090	0,823	<b>0,014</b>	0,107	0,078	0,508	<b>0,015</b>	0,056
<b>Kilo</b>	r	<b>0,440*</b>	0,108	<b>0,479**</b>	0,280	0,256	0,098	0,302	0,143
	p	<b>0,015</b>	0,570	<b>0,007</b>	0,134	0,172	0,606	0,105	0,450
<b>BKİ</b>	r	0,274	0,181	0,184	0,068	0,028	0,014	-0,043	-0,163
	p	0,143	0,339	0,330	0,719	0,883	0,942	0,822	0,389

Çizelge 4.8.'de görüldüğü üzere, sporcuların boy ve 60°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.443$ ;  $p=0,014<0.05$ ). Boy ve 120°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.441$ ;  $p=0,015<0.05$ ). Kilo ve 60°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.44$ ;  $p=0,015<0.05$ ). Kilo ve 60°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.479$ ;  $p=0,007<0.05$ ). Diğer değişkenler arasındaki ilişkiler istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

**Çizelge 4.9. Sporcuların Dirsek Peak Torque Kuvvet Ölçümleri ile Tanımlayıcı Özellikleri Arasındaki İlişki**

		60°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque	60°/sn'de n.-dominant dirsek ekstansiyon peak torque	60°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque	60°/sn'de n.-dominant dirsek fleksiyon peak torque	120°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque	120°/sn'de n.-dominant dirsek ekstansiyon peak torque	120°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque	120°/sn'de n.-dominant dirsek fleksiyon peak torque
<b>Yaş</b>	r	0,077	0,036	-0,250	-0,289	0,163	-0,029	-0,313	-0,351
	p	0,687	0,852	0,183	0,121	0,389	0,881	0,093	0,058
<b>Boy</b>	r	-0,036	0,006	0,054	0,341	-0,132	-0,069	-0,064	0,221
	p	0,849	0,975	0,776	0,065	0,487	0,718	0,737	0,240
<b>Kilo</b>	r	0,215	<b>0,473**</b>	<b>0,378*</b>	<b>0,578**</b>	0,227	<b>0,366*</b>	0,304	<b>0,479**</b>
	p	0,254	0,008	0,040	0,001	0,228	0,047	0,102	0,007
<b>BKİ</b>	r	0,325	<b>0,608**</b>	<b>0,426*</b>	<b>0,421*</b>	<b>0,432*</b>	<b>0,547**</b>	<b>0,452*</b>	<b>0,398*</b>
	p	0,080	0,000	0,019	0,020	0,017	0,002	0,012	0,029

Çizelge 4.9.'da görüldüğü üzere, sporcuların kilo ve 60°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.473$ ;  $p=0,008<0.05$ ). Kilo ve 60°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.378$ ;  $p=0,040<0.05$ ). Kilo ve 60°/sn'de non-dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında orta, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.578$ ;  $p=0,001<0.05$ ). Kilo ve 120°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.366$ ;  $p=0,047<0.05$ ). Kilo ve 120°/sn'de non-dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.479$ ;  $p=0,007<0.05$ ). BKİ ve 60°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında orta, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.608$ ;  $p=0,000<0.05$ ). BKİ ve 60°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.426$ ;  $p=0,019<0.05$ ). BKİ ve 60°/sn'de non-

dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.421$ ;  $p=0,020<0.05$ ). BKİ ve  $120^\circ/sn'$ de dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri e arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.432$ ;  $p=0,017<0.05$ ). BKİ ve  $120^\circ/sn'$ de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında orta, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.547$ ;  $p=0,002<0.05$ ). BKİ ve  $120^\circ/sn'$ de dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.452$ ;  $p=0,012<0.05$ ). BKİ ve  $120^\circ/sn'$ de non-dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.398$ ;  $p=0,029<0.05$ ). Diğer değişkenler arasındaki ilişkiler istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

**Çizelge 4.10. Sporcuların EMG Ölçümleri ile Tanımlayıcı Özellikleri Arasındaki İlişki**

		Yaş	Boy	Kilo	Bki
Non-dominant el bilek median sinir latansı (ms)	r	-0,223	0,249	<b>0,433*</b>	0,333
	p	0,237	0,184	<b>0,017</b>	0,072
Non-dominant el bilek median sinir amplitud değeri (mv)	r	-0,313	0,179	0,090	-0,061
	p	0,092	0,344	0,637	0,749
Non-dominant el bilek median NCV (m/s)	r	-0,280	0,197	0,294	0,184
	p	0,134	0,297	0,114	0,330
Non-dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms)	r	<b>-0,430*</b>	0,314	0,243	0,010
	p	<b>0,018</b>	0,091	0,197	0,958
Non-dominant el bilek ulnar sinir amplitud değeri (mv)	r	0,181	-0,057	-0,215	-0,230
	p	0,337	0,764	0,254	0,221
Non-dominant el bilek ulnar NCV (m/s)	r	-0,258	0,192	0,257	0,153
	p	0,168	0,309	0,170	0,420
Dominant el bilek median sinir latansı (ms)	r	0,126	0,184	0,116	-0,018
	p	0,506	0,330	0,543	0,927
Dominant el bilek median sinir amplitud değeri (mv)	r	-0,038	0,270	0,153	-0,076
	p	0,842	0,150	0,420	0,689
Dominant el bilek median NCV (m/s)	r	-0,057	-0,283	-0,250	-0,068
	p	0,765	0,130	0,183	0,721
Dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms)	r	-0,186	<b>0,433*</b>	0,212	-0,112
	p	0,326	<b>0,017</b>	0,260	0,557
Dominant el bilek ulnar sinir amplitud değeri (mv)	r	-0,119	-0,079	-0,166	-0,132
	p	0,532	0,677	0,379	0,488
Dominant el bilek ulnar NCV (m/s)	r	-0,242	0,051	-0,005	-0,065
	p	0,199	0,788	0,981	0,732
Dominant önkol radial sinir latansı (ms)	r	0,246	<b>0,438*</b>	0,242	-0,104
	p	0,190	<b>0,015</b>	0,198	0,586
Dominant önkol radial sinir amplitud değeri (mv)	r	-0,177	-0,124	-0,067	0,054
	p	0,351	0,513	0,725	0,778
Dominant ön kol radial NCV (m/s)	r	0,321	-0,025	-0,184	-0,234
	p	0,084	0,895	0,329	0,213
Non-dominant önkol radial sinir latansı (ms)	r	-0,118	0,113	0,165	0,120
	p	0,534	0,552	0,382	0,529
Non-dominant önkol radial sinir amplitud değeri (mv)	r	0,246	-0,058	-0,244	-0,246
	p	0,191	0,760	0,194	0,189
Non-dominant ön kol radial NCV (m/s)	r	<b>-0,415*</b>	-0,085	-0,050	0,016
	p	<b>0,023</b>	0,657	0,792	0,935

Çizelge 4.10.'da görüldüğü üzere, sporcuların non-dominant el bilek median sinir latansı (ms) ve kilo arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.433$ ;  $p=0,017<0.05$ ). Non-dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms) ve yaş arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=-0.43$ ;  $p=0,018<0.05$ ). Dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms) ve boy arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.433$ ;  $p=0,017<0.05$ ). Dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve boy arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=0.438$ ;  $p=0,015<0.05$ ). Non-dominant ön kol radial NCV (m/s) ve yaş arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $r=-0.415$ ;  $p=0,023<0.05$ ). Diğer değişkenler arasındaki ilişkiler istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

**Çizelge 4.11. 60°/sn'de El Bileği Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
60°/sn'de el bileği ekstansiyon peak torque	Dominant	30	15,123	2,602	0,147
	Non-dominant	30	14,157	2,851	

Çizelge 4.11.'de görüldüğü üzere sporcuların 60°/sn'de el bileği ekstansiyon peak torque değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.12. 60°/sn'de El Bileği Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
60°/sn'de el bileği fleksiyon peak torque	Dominant	30	27,983	5,399	0,492
	Non-dominant	30	26,967	6,176	

Çizelge 4.12.'de görüldüğü üzere sporcuların 60°/sn'de el bileği fleksiyon peak torque değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.13. 120°/sn'de El Bileği Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
120°/sn'de el bileği ekstansiyon peak torque	Dominant	30	11,660	2,307	0,096
	Non-dominant	30	10,867	2,530	



Çizelge 4.13.'de görüldüğü üzere sporcuların 120°/sn'de el bileği ekstansiyon peak torque değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.14. 120°/sn'de El Bileği Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
120°/sn'de el bileği fleksiyon peak torque	Dominant	30	21,373	4,488	0,433
	Non-dominant	30	20,620	4,120	

Çizelge 4.14.'te görüldüğü üzere sporcuların 120°/sn'de el bileği fleksiyon peak torque değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.15. 60°/sn'de Dirsek Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
60°/sn'de dirsek ekstansiyon peak torque	Dominant	30	38,160	5,180	0,520
	Non-dominant	30	37,370	6,595	

Çizelge 4.15.'te görüldüğü üzere sporcuların 60°/sn'de dirsek ekstansiyon peak torque değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.16. 60°/sn'de Dirsek Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
60°/sn'de dirsek fleksiyon peak torque	Dominant	30	32,007	5,064	0,156
	Non-dominant	30	30,477	4,863	

Çizelge 4.16.'da görüldüğü üzere sporcuların 60°/sn'de dirsek fleksiyon peak torque değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.17. 120°/sn’de Dirsek Ekstansiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	<b>Grup</b>	<b>N</b>	<b>Ort</b>	<b>Ss</b>	<b>p</b>
<b>120°/sn’de dirsek ekstansiyon peak torque</b>	Dominant	30	34,123	5,883	0,209
	Non-dominant	30	32,343	5,706	

Çizelge 4.17.’de görüldüğü üzere sporcuların 120°/sn’de dirsek ekstansiyon peak torque değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır (p>0,05).

**Çizelge 4.18. 120°/sn’de Dirsek Fleksiyon Peak Torque Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	<b>Grup</b>	<b>N</b>	<b>Ort</b>	<b>Ss</b>	<b>p</b>
<b>120°/sn’de dirsek fleksiyon peak torque</b>	Dominant	30	27,263	4,744	0,344
	Non-dominant	30	26,010	4,258	

Çizelge 4.18.’de görüldüğü üzere sporcuların 120°/sn’de dirsek fleksiyon peak torque değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır (p>0,05).

**Çizelge 4.19. El Bilek Median Sinir Latans Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	<b>Grup</b>	<b>N</b>	<b>Ort</b>	<b>Ss</b>	<b>p</b>
<b>El bilek median sinir latansı (ms)</b>	Dominant	30	3,070	0,346	0,501
	Non-dominant	30	3,122	0,401	

Çizelge 4.19.’da görüldüğü üzere sporcuların el bilek median sinir latans değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır (p>0,05).

**Çizelge 4.20. El Bilek Median Sinir Amplitud Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	<b>Grup</b>	<b>N</b>	<b>Ort</b>	<b>Ss</b>	<b>p</b>
<b>El bilek median sinir amplitud değeri (mv)</b>	Dominant	30	15,763	3,896	0,395
	Non-dominant	30	14,955	3,903	

Çizelge 4.20.’de görüldüğü üzere sporcuların el bilek median sinir amplitud değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip

göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.21. El Bilek Median NCV Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
El bilek median NCV (m/s)	Dominant	30	63,597	7,703	0,947
	Non-dominant	30	62,957	5,949	

Çizelge 4.21.'de görüldüğü üzere sporcuların el bilek median NCV değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.22. El Bilek Ulnar Sinir Latans Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
El bilek ulnar sinir latansı (ms)	Dominant	30	2,346	0,267	0,428
	Non-dominant	30	2,431	0,328	

Çizelge 4.22.'de görüldüğü üzere sporcuların el bilek ulnar sinir latans değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.23. El Bilek Ulnar Sinir Amplitud Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
El bilek ulnar sinir amplitud değeri (mv)	Dominant	30	17,756	3,614	0,329
	Non-dominant	30	16,895	3,255	

Çizelge 4.23.'de görüldüğü üzere sporcuların el bilek ulnar sinir amplitud değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.24. El Bilek Ulnar NCV Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
El bilek ulnar NCV (m/s)	Dominant	30	66,170	5,651	0,188
	Non-dominant	30	64,430	6,698	

Çizelge 4.24.'te görüldüğü üzere sporcuların el bilek ulnar NCV değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek

amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.25. Önkol Radial Sinir Latans Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
Önkol radial sinir latansı (ms)	Dominant	30	1,724	0,328	0,510
	Non-dominant	30	1,777	0,342	

Çizelge 4.25.'te görüldüğü üzere sporcuların önkol radial sinir latans değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.26. Önkol Radial Sinir Amplitud Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
Önkol radial sinir amplitud değeri (mv)	Dominant	30	9,328	2,186	0,559
	Non-dominant	30	8,900	2,545	

Çizelge 4.26.'da görüldüğü üzere sporcuların önkol radial sinir amplitud değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Çizelge 4.27. Önkol Radial NCV Değerlerinin Dominant ve Non-Dominant Ele Göre Ortalamaları**

	Grup	N	Ort	Ss	p
Ön kol radial NCV (m/s)	Dominant	30	72,497	8,430	0,589
	Non-dominant	30	71,317	7,259	

Çizelge 4.27.'de görüldüğü üzere sporcuların ön kol radial NCV değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

## 5. TARTIŞMA

Voleybolda sıçramalar, topa vurma, ani yön değiştirme, kısa sprint, file üstü rakiple mücadele örneklerinde olduğu gibi kuvvet yetisinin farklı amaçlara hizmet eden değişik tipte formlar oluşturduğu ve bu kuvvet formlarının ise çeşitli yöntemler ile geliştirilip değerlendirilebileceği gerçeği günümüzde spor bilimciler tarafından tartışmasız kabul görmektedir (Nalçakan, 2001) Bir voleybol oyuncusu eğer iyi gelişmiş bir genel kas kuvveti ve genel kas gücü düzeyine sahipse, voleybol becerilerini öğrenme ve bu becerilere hakim olma konusunda daha az zorluk çeker. Bu da oyuncunun voleybol becerilerinin özel hareket örüntülerini, özellikle güç gerektiren teknikleri (özellikle de alan savunmasında alçak vücut pozisyonu; smaç veya blok için yükseğe sıçrama; smaç veya servis için sert vuruşlar gibi) kuvvet problemi yaşamadan kullanmasını sağlar. Voleybol oyununda ve özel voleybol antrenman çalışmalarının çoğunluğunda kasların ve vücut parçalarının tümü kullanılmaz. Asıl işi yapan kaslar genelde daha gelişmiştir. Diğer kaslar görece daha az kullanılır. Voleybol, anaerobik güç içeren ve üst ekstremitte kuvvetinin son derece önemli olduğu bir spor dalıdır. Üst ekstremitte kaslarına ait kuvvet değerlerinin saptanması en iyi yöntem olarak kabul edilen izokinetik değerlendirme ile mümkün olacaktır. Bazı araştırmacılar, özellikle üst ekstremitelerin çok yoğun kullanıldığı tenis gibi sporlarla uğraşan sporcuların üst ekstremitelerini kontrol grubu ile sinir ileti hızları açısından karşılaştırdıklarında özellikle dominant üst ekstremitede anlamlı farklılıklar bulmuşlardır (Çolak ve ark., 2004). Üst ekstremitelerini ve özellikle el bileği ve dirseklerini yoğun olarak kullanan voleybolcularda üst ekstremitte kaslarının hemen hemen tamamını innerve eden n.radialis, n.medianus ve n.ulnaris sinirlerinin motor sinir ileti hızlarının ölçülerek iletim hızlarının saptanması da elektromiyografik inceleme ile mümkün olacaktır.

Yapılan çalışmada bayan voleybol oyuncularının boy, vücut ağırlığı, BKİ'lerini içeren fiziksel karakteristikleri, her iki el bileği ve dirseğinin izokinetik değerlendirilmesinde fleksiyon ve ekstensiyon safhalarında zirve tork değerleri, üst ekstremitte kaslarının hemen hemen tamamını innerve eden n.radialis, n.medianus ve n.ulnaris sinirlerinin motor sinir ileti hızları ile bu parametreler arasındaki ilişkiler tartışılmıştır.

Yapılan çalışmada araştırmaya katılan sporcuların yaş ortalaması  $19,700 \pm 1,442$ ; boy ortalaması  $173,700 \pm 7,844$ ; kilo ortalaması  $62,767 \pm 7,605$  ve BKİ ortalaması

20,781±1,949 olarak saptanmıştır. Elit olan ve olmayan bayan voleybolcular üzerinde yapılan bir çalışmada, süper ligde oynayan ve yaş ortalaması 22±2.56 yıl olan bayanların vücut ağırlığı 64.09±6.25 kg, 1. ligde oynayan ve yaş ortalaması 20.63±1.80 yıl olan voleybolcuların vücut ağırlığı 63.0±4.71 kg ve amatör ligde oynayan yaş ortalaması 21.6±0.96 yıl olan bayan voleybolcuların vücut ağırlığı 60.7±6.76 kg iken kontrol grubunu oluşturan bayanların yaş ortalaması 20.0±0.60 yıl, vücut ağırlığı 55.33±4.11 kg olarak saptanmıştır (Ergül, 1995). Çalışmaya göre sporcuların vücut ağırlıkları oynadıkları ligle doğru orantılı olarak artmıştır. Buna, antrenmanlar sonunda artan kas kitlesinin neden olduğu düşünülebilir. Yapılan çalışmada sporcuların yaş ve vücut ağırlığı ortalamaları 1. lig sporcuları ile paralellik göstermektedir (19,7±1,4; 62,76±7,6). Fry ve arkadaşlarının Amerikalı bayan voleybolcular üzerinde yaptığı bir çalışmada (19.6±0.6 yıl) 14 sporcunun ağırlık ortalaması elde edilen değerlerden yüksek bulunmuştur (64.3±7.0 – 62.7±7.6 kg) (Fry et al., 1991). Ağırlık ortalamalarının bizim değerlerimizden yüksek olmasının sebebi halkın beslenme alışkanlıkları ve yaşam biçimlerinden kaynaklanıyor olabilir. Bobbert ve Harlaar'ın yaş ortalaması 25±4 yıl olan 10 aktif bireyde yaptıkları çalışmada ağırlık ortalaması sonuçları bu çalışmadaki değerlerden yüksektir (77.4±8.7 - 62.7±7.6 kg) (Bobbert and Harlaar, 1993). Sporcuların yaşça büyük olmaları bunun nedeni olabilir. Ağaoğlu'nun voleybolcular üzerinde yaptığı çalışmalarda elde edilen boy uzunluklarının bu çalışmada elde edilenle uyumlu olduğu tespit edilmiştir (sırasıyla; 173.0±0.07, 173.7±7.84) (Ağaoğlu ve ark., 1996). Bu araştırmadaki değerlerin Ağaoğlu'nun çalışmasıyla benzer olmasının nedeni olarak, çalışmalarda benzer yaş grubundan (22.20±3.27; 19,70±1,44) üniversiteli voleybolcuların yer almaları olduğu düşünülebilir. Turgut ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (16.8±1.8 yıl) voleybolcu bayanların boy ortalamalarının bu çalışmadaki değerlerden düşük olduğu saptanmıştır (Turgut ve ark., 1998). Neden olarak bireylerin yaş ortalamalarının düşük olması düşünülmektedir (166.3±5.5-173.7±7.8).

Günümüzde izokinetik cihazlar kas dengesi ve kuvvetini belirlemenin yanında kasların antrenmanı ve rehabilitasyonu amacıyla da kullanılmaktadır (Alangari and Al-Hazzaa, 2004). Bu cihazlarla omuz, dirsek, el bileği, kalça, diz, ayak bileği olmak üzere ekstremiteler ve gövde üniteleri ile gövde kaslarının performansları değerlendirilmektedir. Piyasada değişik markada izokinetik dinamometreler bulunmaktadır (Kalyon, 1997). Bu cihazlarla gerçekleştirilen izokinetik testler için önerilen test hızları yavaş hızda; omuz ve dirsek eklemi için 60°.sn<sup>-1</sup>, önkol, bilek, kalça, diz ve ayak bileği

eklemleri için  $30^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  veya  $60^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  olarak uygulanabilir. Yüksek hızda normal kişiler ve hastalarda, önkol, bilek, kalça ve ayak bileği için  $120^{\circ}.\text{sn}^{-1}$ , omuz ve dirsek eklemi için  $180^{\circ}.\text{sn}^{-1}$ , diz eklemi için ise  $120^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  veya  $180^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  olarak uygulanabilir. Yüksek hızda aktif kişiler ve hastalar için ise kalça eklemine  $150^{\circ}.\text{sn}^{-1}$ , önkol, bilek ve ayak bileği eklemine  $180^{\circ}.\text{sn}^{-1}$ , dirsek eklemine  $240^{\circ}.\text{sn}^{-1}$ , omuz eklemine  $240^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  veya  $300^{\circ}.\text{sn}^{-1}$ , diz eklemine ise  $180^{\circ}.\text{sn}^{-1}$ ,  $240^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  veya  $300^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  olarak uygulanabilir (Humac Norm Testing, 2003). Yapılan çalışmada el bileği ve dirsek eklemine izokinetik ölçümleri için önerilen test hızları göz önünde bulundurulmuş, yavaş ve orta hızlar seçilmiştir.

Yapılan literatür taramasında bayan voleybolcuların el bileği ve dirsek ölçümlerinin yer aldığı izokinetik ölçüm çalışmalarının yok denecek kadar az olduğu görülmüştür. Söz konusu durum yapılan çalışmada elde edilen peak torque değerlerinin karşılaştırılmasını güçleştirmiştir. Bu araştırmaya göre sporcuların düşük ve orta hızlarda dominant el bileğinde ekstansiyon değerleri sırasıyla  $15,123\pm 2,602$  -  $11,660\pm 2,307$  Nm; fleksiyon değerleri  $27,983\pm 5,399$  -  $21,373\pm 4,488$  Nm iken non-dominant el bileğinde ekstansiyonda sırasıyla  $14,157\pm 2,851$  -  $10,867\pm 2,530$  Nm ve fleksiyonda  $26,967\pm 6,176$  -  $20,620\pm 4,120$  Nm değerleri bulunmuştur. Ayrıca, voleybolcuların düşük ve orta hızlarda dominant dirsek ekstansiyon değerleri sırasıyla  $38,160\pm 5,180$  -  $34,123\pm 5,883$  Nm; fleksiyon değerleri  $32,007\pm 5,064$  -  $27,263\pm 4,744$  Nm iken non-dominant dirsekte ekstansiyonda sırasıyla  $37,370\pm 6,595$  -  $32,343\pm 5,706$  Nm ve fleksiyonda  $30,477\pm 4,863$  -  $26,010\pm 4,258$  Nm değerleri bulunmuştur. Farklı branşlarda sporcularla yapılan sayısız izokinetik değerlendirme çalışması bulunmaktadır. Bunlardan bazılarında burada yer verilmiştir. Dowson ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 24 elit sporcuya ait zirve tork değerleri düşük, orta ve yüksek açısal hızlarda; konsantrik ekstansiyon için  $255\pm 43.5$ ,  $195\pm 30.4$ ,  $163\pm 28.4$  Nm iken konsantrik fleksiyonda ise bu değerler sırasıyla  $157\pm 32.1$ ,  $129\pm 27.4$  ve  $112\pm 27.9$  Nm bulunmuştur (Dowson et al., 1988). Alexander'ın yaptığı çalışmada 22 elit sprintere ait değerleri düşük ve yüksek açısal hızlarda şu şekilde saptamışlardır; diz ekstansiyon değerleri 14 erkek sporcu için  $267\pm 42$ ,  $212\pm 38$  Nm, fleksiyon değerleri  $169\pm 24$ ,  $166\pm 29$  Nm, 8 bayan sporcu için aynı değerler ise ekstansiyon için  $171\pm 40$ ,  $127\pm 12$  Nm, fleksiyon için  $111\pm 18$  e  $108\pm 16$  Nm'dir (Alexander, 1990). Koutedakis ve arkadaşlarının 48 erkek ve 41 bayan kürekçi ile 20 erkek dansçı üzerinde yaptıkları çalışmada düşük açısal hızda diz fleksiyon değerleri sırasıyla  $161\pm 21$ ,  $119\pm 17$  ve  $121\pm 15$  Nm iken diz ekstansiyonu için  $318\pm 35$ ,  $235\pm 26$  ve  $248\pm 24$  Nm.; yüksek açısal hızda ise fleksiyon için  $113\pm 15$ ,  $76\pm 9$ ,  $81\pm 10$  Nm iken ekstansiyonda  $175\pm 19$ ,  $121\pm 14$  ve  $131\pm 12$

Nm bulunmuştur. Ayrıca 22 bayan kürekçi için saptadıkları 8 ay süreli antrenman periyodu öncesi ve sonrası değerler ise düşük açısal hızda fleksiyon esnasında  $118\pm 19$ ,  $145\pm 15$  Nm; ekstensiyon esnasında  $229\pm 28$ ,  $240\pm 23$  Nm iken yüksek açısal hızda fleksiyon için  $78\pm 10$ ,  $80\pm 7$  Nm, ekstensiyonda  $128\pm 13$  ve  $117\pm 12$  Nm olmuştur (Koutedakis, 1997). Stafford ve Grana'nın yaşları 18 ile 24 arasında değişen 60 liseli futbol oyuncusu üzerinde yaptıkları çalışmada dominant bacak için fleksiyon değeri düşük, orta ve yüksek açısal hızlarda  $145.2\pm 27.29$ ,  $119.6\pm 25.42$ ,  $83.3\pm 16.88$  Nm iken ekstensiyon değerleri  $218.4\pm 34.65$ ,  $165.6\pm 32.8$  ve  $101.7\pm 17.74$  Nm ve diğer bacak için fleksiyon değerleri aynı hızlarda sırasıyla  $145.4\pm 25.60$ ,  $118.0\pm 24.43$ ,  $80.7\pm 16.30$  Nm; ekstensiyonda ise  $213.7\pm 33.53$ ,  $158.1\pm 32.21$ ,  $95.4\pm 19$  Nm. olarak bulunmuştur (Stafford and Grana, 1984). Poulmedis'in erkek futbol oyuncularını (yaş ortalaması 28) üzerinde yaptığı çalışmada orta dereceli hızda ( $180^\circ/\text{sn}$ ) dominant bacak için fleksiyon  $93,3$  Nm, ekstensiyon  $126,3$  Nm. olarak saptanmıştır (Poulmedis, 1985). Appen ve Duncan'ın kolej atletlerinde (yaş ortalaması 18-21) yaptığı ölçümlerde dominant bacakta; düşük, orta ve yüksek hızlarda fleksiyon değerleri sırasıyla  $112,9$ - $85,7$ - $65,3$  ve ekstensiyon için sırasıyla  $212,2$ - $142,8$ - $106,1$  değerleri bulunmuştur (Appen and Duncan, 1986).

Ayrıca antrenman öğeleri olan hacim, şiddet ve yoğunluğun farklı eklemler için izokinetik uygulamalarda kullanımıyla ilgili farklı çalışmalar da yapılmıştır (Gürol ve Yılmaz, 2013). Bunlardan dirsek ve el bileği eklemleri ile ilgili olanlarından bazılarında burada yer verilmiştir. Kolej beyzbol oyuncularının izokinetik dirsek eklemi karakteristiğinin incelendiği çalışmada pronasyon/supinasyon ve fleksiyon/ekstensiyon hareketleri, denekler kolun yukarıda ataçmana bağlı olduğu şekilde oturur pozisyonda deneklere uygulanmıştır. Test uygulanan kol omuz abduksiyonu ve  $90^\circ$  dirsek fleksiyonunda ayarlanmıştır. Pronasyon/supinasyon hareketi için dinamometre aksisi ulnarinin uzun aksisine göre ayarlanmıştır. Rasgele seçilen test hareketleri sırasında  $90^\circ.\text{sn}^{-1}$  de 5 tekrar ve  $180^\circ.\text{sn}^{-1}$  de 10 tekrar maksimal alınmıştır. Testler arası 1 dakika dinlenme verilmiştir (Laudner et al., 2012). Pousson ve arkadaşları izokinetik dirsek eklemi fleksör kaslarının kas kuvveti değişimine, yaşın ve cinsiyetin etkisini incelemişlerdir.  $60^\circ.\text{sn}^{-1}$ ,  $120^\circ.\text{sn}^{-1}$ ,  $180^\circ.\text{sn}^{-1}$  ve  $240^\circ.\text{sn}^{-1}$  açısal hızlarda konsentrik, izometrik, ve  $-60^\circ.\text{sn}^{-1}$  ve  $120^\circ.\text{sn}^{-1}$  açısal hızlarda eksentrik olarak ölçümler yapılmıştır. Konsentrik, eksentrik ve izometrik kuvvet ölçümlerinde genç grup (6 kadın, 6 erkek, 19-24 yaş), yaşlı gruptan (6 kadın, 4 erkek, 64-82 yaş) daha yüksek kuvvet değerleri göstermiştir (Pousson et al., 2001). Colson ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada yedi haftalık eksentrik izokinetik dirsek



eklemi kuvvet antrenmanı programı sonrası  $-120^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  eksentrik koşuldan  $240^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  konsentrik koşula kadar olan açısal hızlarda ön ve son testler yapılmıştır. Eksentrik antrenman 5\*6 kas hareketini içeren %100 ve %120 bir maksimum tekrardan oluşan hareketler 21 seans olarak 7 haftada tamamlanmıştır. İzokinetik testlerde tüm açısal hızlarda tork anlamlı düzeyde artmıştır (Colson et al., 1999). Elit kadın genç tenis oyuncularında el bileği ve ön kol izokinetik kuvveti profilinin incelendiği çalışmada, el bileği fleksiyon/ekstansiyonu ve önkol pronasyon/supinasyonu değerlendirilmiştir. Test prosedürü 5 dakika üst ekstremité vücut ergometresi ile ısınmayla başlamış ve rastgele seçimle teste başlanmıştır. Hareket paterni olarak el bileği ekstansiyon/fleksiyonu için dinamometre aksisi radius ve ulnanın diagonal aksisine ayarlanmıştır. Sporcular üst ekstremité test masasına önkolları supine pozisyonunda olacak şekilde oturmuştur. El bileği etkisini minimize etmek için önkol kayışla stabilize edilmiştir. Kullanılan hareket açıklıkları 0–55, el bileği fleksiyonu ve 0–35 el bileği ekstansiyonudur. Test tam el bileği fleksiyonunda başlatılmıştır. 4 deneme tekrarı sonrası 5 maksimal alınmıştır. Tüm denekler  $90^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  ve  $210^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  test edilmiştir. Testler arası 30 saniye dinlenme verilmiştir. Önkol pronasyon/supinasyon testleri de sporcu üst ekstremité test masasında önkol pede dayanmış şekilde başlatılmıştır. Dinamometre aksisi 3. ve 4. parmak hizasına ayarlanmıştır. Eklem hareket açıklığı 0–50 pronasyon ve 0–50 supinasyona izin verecek şekilde ayarlanmıştır. 4 deneme tekrarı sonrası 5 maksimal tekrar alınmıştır. Tüm denekler  $90^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  ve  $210^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  test edilmiştir. Testler arası 30 saniye dinlenme verilmiştir (Ellenbecker et al., 2006). Güney Afrika Ulusal Savunma Kuvvetlerindeki pilot adaylarının (n=438), ayak bileği, diz, omuz ve önkol izokinetik kas kuvvet normlarının incelendiği çalışmada 5 dakika jogging koşusu sonrası büyük kas gruplarına yönelik gerdirme hareketleri yapılmıştır. Önkol pronasyon/supinasyonu için dirsek fleksiyon açısı  $90^{\circ}$  olacak şekilde ayarlanmıştır. Açısal hız ise  $30^{\circ}.\text{sn}^{-1}$  olarak belirlenmiştir. Testler öncesi ise 5 tekrar deneme uygulanmıştır. Deneme tekrarları 2 tekrar %50, 2 tekrar %75 ve 1 tekrar maksimal olacak şekilde yaptırılmıştır. Denekler teste non dominant tarafla girmişlerdir (Lategan, 2011).

Çalışmaya katılan sporcuların dominant ve non-dominant el bilek median sinir latans ortalaması sırasıyla,  $3,070\pm 0,346$ ;  $3,122\pm 0,401$ ; dominant ve non-dominant el bilek ulnar sinir latans ortalaması  $2,346\pm 0,267$ ;  $2,431\pm 0,328$ ; dominant ve non-dominant önkol radial sinir latans ortalaması ise sırasıyla  $1,724\pm 0,328$  ve  $1,777\pm 0,342$  olarak saptanmıştır. Bağçeci ve arkadaşlarının bayan voleybolcuların üst ekstremité sinir iletilerindeki

elektrofizyolojik değişiklikleri saptamak amacıyla yaptıkları çalışmada sporcuların sağ ve sol kol median sinir distal latans değerlerini sırasıyla  $3.81\pm0.33$  ve  $3.81\pm0.33$ ; sağ ve sol kol ulnar sinir distal latans değerlerini  $3.08\pm0.24$  ve  $3.13\pm0.39$ ; sağ ve sol kol radial sinir distal latans değerlerini ise  $2.87\pm0.48$  ve  $2.65\pm0.59$  bulmuşlardır (Bağceci ve ark., 2011). Söz konusu çalışmada sağ ve sol median motor distal latans ile sağ ve sol ulnar motor distal latans uzun bulunmuştur. Çalışmaya katılan voleybolcularda dominant median ve ulnar sinir motor sinir iletileri ile non-dominant median ve ulnar motor iletilerinin değerleri normal sağlıklı genç erişkinlerin ortalama değerleri ile uyumludur (Oh, 1993). Elde ettiğimiz sonuçlar dominant kolda belirgin olmak üzere voleybolun sinir iletilerini etkileyebileceğini söyleyen bu çalışmadan farklıdır. Sinir iletim çalışmaları dünya çapında yapılmaktadır. Ancak hali hazırda bizim toplum için belirlenmiş standart değerler bulunmamaktadır. Gharegozli ve Shojaei 400 sağlıklı kadının her iki elinin median motor sinir distal latanslarının standart değerlerini tespit etmek amacıyla yaptıkları çalışmada sağ ve sol el için sırasıyla  $3.36\pm0.23$  ve  $3.29\pm0.24$  ms değerlerini bulmuşlardır (Gharegozli ve Shojaei, 2003-2004). Gharegozli ve Shojaei'nin çalışmasında elde edilen değerler yapılan çalışmada elde edilenle uyumludur.

Araştırmamızda n.radialis sinir ileti hızı ile hem  $60^\circ/\text{sn}$  hem de  $120^\circ/\text{sn}$ 'deki dominant ve non-dominant el bileği ekstansiyon peak torque değerleri arasında korelasyon tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). M. extensor carpi radialis longus, n. radialis'ten innerve olur (Sencer, 2012). M.extensor carpi radialis longus ve m.extensor carpi radialis brevis arasında bulunan tendondan dolayı kaslar birlikte hareket ederler ve fonksiyonları kuvvetlenir. Ekstensör kasların tendonları güçlü kavrama esnasında elin stabilize edilmesine yardımcı olur ve hassas parmak hareketlerinin birbirinden bağımsız şekilde yapılması için gerekli olan gevşekliği sağlar (Kılıç ve ark., 2008). Lif apı arttısa sinir iletim hızının da arttığı iyi bilinmektedir. Farklı lif grupları temel alınarak yapılmış elektrofizyolojik çalışmalar bu gerçeği desteklemektedir. Motor nit sayısının yanında büyüklüğünün de iletim hızı ve dolayısıyla akson çapı ile olan ilişkisi gösterilmiştir. Bu bulgular eşliğinde küçük liflerin küçük nitleri innerve ettiği, ünit büyüdükçe lif çapı, dolayısıyla sinir iletim hızının da arttığı ve motor sinir lifi çapının innerve ettiği kas lifi sayısı ile orantılı olarak artacağı söylenebilir (Henneman and Olson, 1965; Wuerker et al., 1965). N.radialis sinir ileti hızı ile el bileği ekstansiyonu arasında saptadığımız bu ilişkinin n.radialis'in innerve ettiği bu ekstensör kasların voleybolcularda st düzeyde gelişmiş

olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Söz konusu savımızı destekleyici kapsamlı çalışmaların yapılması gerektiği inancını taşımaktayız.

Araştırmamızda sporcuların n.ulnaris sinir ileti hızı ile 60°/sn ve 120°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değerleri arasında korelasyon tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). Anatomik özellikleri nedeniyle ulnar sinir en sık, lokal basıya ve travmaya en açık olduğu bölge olan dirsek bölgesinde basıya uğrar (Descatha et al., 2004). Dirseğin tekrarlayan fleksiyon-ekstansiyon hareketleri dirsek düzeyindeki bu basıların önemli bir nedenini oluşturmaktadır (Pechan and Julis, 1975). Voleybol doğası gereği bu tekrarlı fleksiyon-ekstansiyon hareketlerinin sık olduğu bir spor dalıdır. Belirgin örneklerinden biri de genellikle servis karşılama pozisyonlarında, defans pozisyonlarında ve bazen de pasörler tarafından pas atmak amacıyla yönelik kullanılan manşet tekniğidir. Ayrıca test dönemi yoğun antrenmanlar ve müsabakalar gibi kulüp aktivitelerinin en yoğun olduğu döneme denk gelmiş olmasına rağmen n.ulnaris sinir ileti hızları sporcularımızda normal bulunmuştur. Kas yorgunluğundan dolayı azalan eklem kaslarındaki kasılmaların üretiminin kas-sinir sisteminin yeterliliği ile desteklendiği varsayılır (Olyaei, 2006). Esasen dirsek fleksiyonundan sorumlu kaslar biceps brachi, brachialis ve brachioradialis'tir. N.ulnaris ise ön kolda m.flexor carpi ulnaris ve m.flexor digitorum profundus'un medial kısmını innerve eder. N.ulnaris'in bu anlamda dirsek fleksiyonundaki etkisini açıklayacak farklı ölçümlere gereksinim vardır. Ancak yapılan bir çalışmada, median sinir ve ulnar sinir tarafından uyarılan kaslardan elde edilen sinir iletim parametreleri karşılaştırıldığında, ulnar sinir tarafından uyarılan proksimal yerleşimli fleksör karpi ulnaris kasından elde edilen kayıtlarda, median sinir tarafından uyarılan proksimal yerleşimli pronator teres ve fleksör karpi radialis kaslarından elde edilen değerlere göre sinir iletim hızı daha yüksek saptanmıştır (Ongun, 2014). Yapılacak başka çalışmalarda, sporcuların median, ulnar ve radial sinir tarafından uyarılan kaslarından elde edilen sinir iletim parametrelerini kendi aralarında karşılaştırmak yukarıda bahsedilen sinir ileti hızı ilişkilerine kuşkusuz daha fazla netlik kazandıracaktır.

Araştırmaya katılan sporcuların boy ile 60°/sn ve 120°/sn dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ). Yapılan çalışmalarda ön kol hacmi, ön kol uzunluğu, ön kol çevre ölçümü ve el boyutlarının yaş, BKİ, boy uzunluğu, el kavrama kuvvetinin tahmini göstergesi olduğu belirtilmiştir (Charles et al., 2006). Yapılan çalışmada sporcuların ön kol uzunluğu, el boyutlarıyla ilgili herhangi bir ölçüm alınmamıştır. Ancak araştırmaya katılan sporcuların boy uzunlukları

1972 Münih Olimpiyat oyunlarına katılan bayan voleybolcuların boy uzunlukları ile aynıdır (Reilly et al., 1997). Literatürde vücut ağırlığı ve boy uzunluğunun kavrama kuvvetini etkilediği pek çok çalışma rapor edilmiştir (Balogun et al., 1991; Crosby et al., 1994; Schmidt and Toews, 1970). Daha uzun ön kol ve daha fazla çevre ölçümüne sahip bireylerde el kavrama ve parmak kavrama kuvvetinin daha fazla olması beklenmektedir (Narin ve ark., 2009). El kavrama kuvvetinin düşük hızlardaki izokinetik kuvveti oldukça iyi öngörebileceği ve maksimum üst ve alt vücut kuvvet değerleri ile ilişkili olduğu düşünüldüğünde elde ettiğimiz sonuç şaşırtıcı değildir (Atabek, 2015). İlişkinin dominant (sağ) el bileğinde görülüyor olmasının sebebi ise sporcuların neredeyse tamamının sağlık olması ile açıklanabilir. Bu sonuç bilek fleksör torque'larını etkileyen faktörlerin kişilerin fiziksel karakteristikleri olduğunu göstermiştir. Sözkonusu durum sporcuların kiloları ile bilek ve dirsek ekstansiyon ve fleksiyon peak torque değerleri arasındaki anlamlı ilişkiye de netlik kazandırmaktadır. Beden Kitle İndeksi'nin vücut ağırlığının (kg), boy uzunluğunun metre cinsinden karesine bölünmesiyle hesaplanması nedeniyle BKİ değerleri ile izokinetik ölçüm sonuçları arasındaki ilişki burada tartışma dışı bırakılmıştır. Kilo ve boy değişkeninin izokinetik test ölçüm sonuçlarını etkilediği görülmektedir.

Araştırmamızda yaş, boy, vücut ağırlığı, BKİ gibi fiziksel karakteristiklerin sinir ileti hızıyla ilişkisini göstermek amacıyla istatistiksel değerlendirmeler yapılmıştır. Sonuç olarak yaş ile sadece n.radialis sinir ileti hızı arasında korelasyon tespit edilmiştir ( $p < 0.05$ ). Erişkin dönemden itibaren yaşlılığa doğru her 10 yılda bir iletim hızı 0.8-1.8 m/sn azalır (Ertekin, 2006). Akyüz ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada yaş ortalaması  $58.2 \pm 7.3$  olan 30 bireyin üst ekstremitede median ve ulnar sinirlerin hem duyu hem de motor sinir iletimleri 25-35 yaş arası genç erişkinlerin değerleriyle karşılaştırılmış, median ve ulnar motor sinir iletim hızları ile distal latanslarında istatistiksel olarak anlamlı bir yavaşlama tespit etmişlerdir (Akyüz ve ar., 1998). Yapılan çalışmada yaş ile median ve ulnar motor iletim hızları arasında herhangi bir ilişki görülmemiş olmasının sporcuların buldukları yaş grubundan kaynaklandığını düşünmekteyiz. N.radialis sinirinin yaş ile ilişkisinin ortaya konulabilmesi için denek sayısının artırıldığı daha kapsamlı çalışmalara gereksinim vardır.

Boy uzunluğu ile sinir iletim hızı arasında ters bir ilişki bulunduğu ifade edilmektedir. Boy uzunluğu ile duyuusal amplitüdler arasında negatif ilişki varken, distal latanslar arasında pozitif ilişki bulunmaktadır (Kimura, 2001). Boyda 100 mm' lik artış sinir iletim hızında 2-3 m/sn' lik bir azalmaya neden olmaktadır. Boyun sinir iletim hızları

üzerine etkisini kabul etmeyen bazı yazarlar, boy artışı ile üst ve alt ekstremitelerde tuzak nöropati sıklığının arttığını ve bunun iletim hızları üzerine etkisinin dikkate alınması gerektiğini belirtmişlerdir (Ertekin, 2006). Yapılan çalışmada boy ile ileti hızları arasında herhangi bir ilişkiye rastlanmamıştır.

Araştırmamızda sporcuların 60°/sn ile 120°/sn'de el bileği ekstansiyon ve fleksiyon peak torque değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini değerlendirilmiş ve grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Aynı sonuçlar, 60°/sn ile 120°/sn'de dirsek ekstansiyon ve fleksiyon değerleri için de geçerlidir. Literatürde bu değerlendirmenin yer aldığı herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Sıklıkla el kavrama kuvvetinin değerlendirildiği çalışmalarda dominant ve nondominant ellerdeki kuvvet farkı ile ilgili çelişkili bilgiler vardır. Genellikle heterojen bir olgu grubunda dominant elin nondominant ele kıyasla yaklaşık %10 daha kuvvetli olduğu bildirilmiştir (Petersen et al., 1989). Crosby ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada sağ eli dominant olan kişilerde sağ el kavrama kuvvetinin sol elden %10 daha fazla bulurken sol eli dominant olan kişilerde ise iki el arasında bir fark olmadığını bulmuşlardır (Crosby et al., 1994). Başka bir çalışmada ise dominant ve nondominant eller arasındaki farkın %10'dan az olduğu görülmüştür (Jarjour et al., 1997). Çalışmalarda kullanılan ölçüm yöntemlerinin ve denek niteliklerinin farklılığının net bir sonuç elde edilmesini güçleştirdiği kanısındayız.

Araştırmamızda sporcuların el bilek median, ulnar ve radial sinir latans, amlitud ve NCV değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini değerlendirilmiş ve grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık görülememesinin sebebi sporcuların ekstremiteler arası kas kuvvet dengesinin sağlanabildiği iyi planlanmış antrenman programlarına sahip olduklarını düşündürmektedir.

## 5.1. Sınırlılıklar

- 1- Araştırmanın evreni, Kocaeli ve İstanbul Üniversitesi Bayan Voleybol Takımları'nda oynayan sporcularla sınırlıdır.
- 2- Araştırma grubu, toplam 30 bayan voleybol oyuncusu ile sınırlıdır.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 6.1. Sonuçlar

Çalışmamızda yaptığımız istatistikler ve literatür ışığı altında aşağıdaki sonuçlar bulunmuştur.

- Sporcuların dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 60°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon ve fleksiyon peak torque değerleri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p < 0.05$ ).
- Sporcuların dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 60°/sn'de non-dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında orta, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p < 0.05$ ).
- Sporcuların dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 120°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p < 0.05$ ).
- Sporcuların dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 120°/sn'de non-dominant el bileği fleksiyon peak torque değeri arasında pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p < 0.05$ ).
- Sporcuların dominant önkol radial sinir amplitud değeri (mv) ile 60°/sn ve 120°/sn'de non-dominant el bileği fleksiyon peak torque değerleri arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p < 0.05$ ).
- Sporcuların non-dominant ön kol radial NCV (m/s) ile 60°/sn'de dominant ve non-dominant el bileği ekstansiyon peak torque değerleri arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p < 0.05$ ).
- Non-dominant ön kol radial NCV (m/s) ile 120°/sn'de dominant ve non-dominant el bileği ekstansiyon peak torque değerleri arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p < 0.05$ ).

- Sporcuların non-dominant el bilek median sinir latansı (ms) ile 60°/sn ve 120°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değerleri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların non-dominant el bilek ulnar sinir amplitud değeri (mv) ve 120°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların non-dominant el bilek ulnar NCV (m/s) ile 60°/sn ve 120°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değerleri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların non-dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve 60°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında orta, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların non-dominant önkol radial sinir latansı (ms) ile 60°/sn ve 120°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların non-dominant önkol radial sinir latansı (ms) ile 120°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon ve fleksiyon peak torque değerleri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların boy ile 60°/sn ve 120°/sn'de dominant el bileği fleksiyon peak torque değerleri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların kilo ve 60°/sn'de dominant el bileği ekstansiyon ve fleksiyon peak torque değerleri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların kilo ve 60°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların kilo ve 60°/sn'de dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların kilo ve 60°/sn'de non-dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında orta, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

- Sporcuların kilo ile 120°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon ve fleksiyon peak torque değerleri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların BKİ ve 60°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında orta, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların BKİ ile 60°/sn'de dominant ve non-dominant dirsek fleksiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların BKİ ve 120°/sn'de dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların BKİ ve 120°/sn'de non-dominant dirsek ekstansiyon peak torque değeri arasında orta, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların BKİ ile 120°/sn'de dominant ve non-dominant dirsek fleksiyon peak torque değerleri arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların non-dominant el bilek median sinir latansı (ms) ve kiloları arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların non-dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms) ve yaşları arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların dominant el bilek ulnar sinir latansı (ms) ve boyları arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların dominant önkol radial sinir latansı (ms) ve boyları arasında zayıf, pozitif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların non-dominant ön kol radial NCV değerleri ve yaşları arasında zayıf, negatif yönde anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Sporcuların 60°/sn ile 120°/sn'de el bileği ekstansiyon ve fleksiyon peak torque değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).
- Sporcuların 60°/sn ile 120°/sn'de dirsek ekstansiyon ve fleksiyon peak torque değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip



göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

- Sporcuların el bilek median sinir latans, amplitud ve NCV değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

- Sporcuların el bilek ulnar sinir latans, amplitud ve NCV değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

- Sporcuların önkol radial sinir latans, amplitud ve NCV değerlerinin dominant ve non-dominant el değişkenine göre anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Mann Whitney-U testi sonucunda grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

## **6.2. Öneriler**

- Ölçümlerin etkinliğini araştırmak ve diğer ölçüm yöntemleri ile karşılaştırmak amacıyla daha fazla sporcu sayısı ile yapılacak olan daha uzun takip süreli çalışmalara ihtiyaç vardır.

- Bu çalışma farklı yaş gruplarında, farklı spor türlerinde de yapılabilir.

- Bu çalışmaya farklı test protokolleri de (esneklik, vücut analizi ölçümleri, antropometrik ölçümler vb.) eklenebilir.

- Antrenörlerin yıllık antrenman plan ve programlarını sporcuların EMG ve izokinetik kuvvet ölçüm değerlerine göre yapması sağlanabilir.

- Sporcuların sezon öncesi, sezon içi ve sezon sonundaki değerleri arasında karşılaştırmalar yapılabilir.

- Çalışmaya katılan sporcuların yorgunluk ve sıkılmalarının ölçümlerin gerçek değerleri vermesine engel olabileceğinden ölçümlerin farklı günlere bölünerek yapılması önerilebilir.

## KAYNAKLAR DİZİNİ

- Açıkada, C., Ergen, E. Bilim ve Spor. Büro-Tek Ofset Matbaacılık, Ankara, 1990.
- Adaş, R.T., Kurdak, S.S. İzokinetik dinamometre ile yapılan ölçümlerde farklı eklemlere ait yük aralığının tespiti. Yüksek Lisans Tezi. Çukurova Üniversitesi, 2008.
- Ağaoğlu, S., Taşmektepligil, Y., Tutkun, E. ve ark. Üniversiteli Güreş, Futbol ve Voleybolcuların Bazı Fizyolojik ve Antropometrik Değerlerinin Karşılaştırılması. S.36. IV. Spor Bilimleri Kongresi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, 1996.
- Akman, NM., Karataş, M. Temel ve Uygulanan Kinezyoloji. Haberal Eğitim Vakfı, Ankara, 2003.
- Akyüz, G. Elektrodiagnoz. Güneş Kitapevi, 2003; 129-153.
- Akyüz, G., Ofloğlu, D., Kayhan, Ö. Sağlıklı Yaşlı Bireylerde Motor ve Duyusal Sinir İletimi Değerleri. *Geriatrici*, 1998; 1(2): 97-99.
- Alangari, AS., Al-Hazzaa, HM. Normal Isometric and Isokinetic Peak Torques of Hamstring and Quadriceps Muscles in Young Adult Saudi Males. *Neurosciences*, 2004; 9: 165-170.
- Alexander, J.L. Peak Torque Values for Antagonist Muscle Groups and Concentric and Eccentric Contraction. *Arch Phys Med. Rehabil.*, 1990; 71: 334-339.
- Appen, L., Duncan, P.W. Strength Relationship of the Knee Musculature: Effects of Gravity and Sport. *J. of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1986; 7: 232-235.
- Arıncı, K., Elhan, A. Kaslar (Myologia). Murat Kitabevi Yayınları, Ankara, 1990.
- Atabek, H.Ç. Farklı Spor Branşlarında Antrenman Yapan 15-17 Yaş Öğrencilerin Bazı Solunum Fonksiyonlarının ve Biyomotorik Özelliklerinin İncelenmesi. *İnönü Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 2015; 2(1): 1-16.
- Atıl, M. Pliometrik Çalışmalar. *Atletizm Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 1998; (3)31: 13.
- Aydın, B. Kas Hastalarında Tek Lif Elektromiyografi ile Motor Son Plak İşlevlerinin Değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi. İstanbul, 2009.
- Bagçeci, A.M., Boşnak, M., Yiğiter, R., Yılmaz, M., Çakmak, E.A., Bağcı, C. The study of electrophysiological changes in nerve conduction of upper extremities in female volleyball players. *Gaziantep Medical Journal*, 2011; 17(2): 51-56.
- Balogun, J.A., Akinloye, A.A., Adenlola, S.A. Grip strength as a function of age, height, body weight and Quetelet index. *Physiother Theory Pract.*, 1991; 7: 111-119.
- Bamaç, B. Ayak Deformitelerindeki Emg Değişikliklerinin Normal Populasyonla Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Kocaeli Üniversitesi, 1999.
- Baslo, MB. Transmembran Potansiyelleri. Klinik Nörofizyoloji. EEG-EMG Derneği Yayınları, İstanbul, 2002.
- Bilgiç, S., Kopuz, C., Özbek, A. Anatomi: Yapı Fonksiyon, Klinik, Örnek Sorular. Sönmez Ofset Matbaacılık Ltd. Şti., Samsun, 1994.
- Biodex System3 Pro manual. Applications/operations(#835-000). Biodex Medical Systems, Inc., 1998; 38-41.
- Biröl, E. Anatomi Atlası. Biröl A.Ş., İstanbul, 1995.
- Birvar, K., Dergin, Ç. Topografik Anatomi. İstanbul Üniversitesi Yayınları, İstanbul, 1989.
- Bobbert, MF., Harlaar, J. Evaluation of Moment-Angle Curves In İzokinetic Knee Extension. *Medicine Science in Sports and Exercise*, 1993; 25(2): 251-259.

- Bompa, T.O. Antrenman Kavramı ve Yöntemi. Bağırgan Yayımevi, Ankara, 1998.
- Bosco, C., Komi, P.V. Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles. *Eur J Appl Physiol*, 1979; 41: 275-284.
- Brochu, M., Savage, P., Lee, M., Dee, J., Cress, M.E., Poehlman, E.T., Tischler, M., Ades, P.A. Effects of resistance training on physical function in older disabled women with coronary heart disease. *J. Appl Physio.*, 2002; 92: 672-678.
- Brown, L.E., Weir, J.P. ASEP procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiologyonline*, 2001; 4(3): 1-21.
- Brown, L.E., Whitehurst, M. Isokinetics in Human Performance. Human Kinetics, The United States of America, 2000.
- Brown, W.F. The Physiological and Technical Basis of Electromyography. Butterworth, 1984.
- Castagna, C., Impellizzeri, F.M., Rampinini, E., D'Ottavio, S., Manzi, V. The Yo-Yo Intermittent Recovery Test in Basketball Players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2008; 11: 202-208.
- Cerrah, A.O., Ertan, H., Soylu, A.R. Spor Bilimlerinde Elektromiyografi Kullanımı. *SPORMETRE Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 2010; VIII(2): 43-49.
- Charles, L.E., Burchfiel, C.M., Fekedulegn, D., Kashon, M.L., Ross, G.W., Sanderson, W.T., Petrovitch, H. Occupational and other risk factors for hand-grip strength: the Honolulu-Asia Aging Study. *Occupational and environmental medicine*, 2006; 63(12): 820-827.
- Cinel, Y. Pramidal Yöntemle Tekrar Yüklenme Yönteminin Voleybolcularda Maksimal Kuvvet Gelişimine Etkisinin Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Kocaeli Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2005.
- Colson, S., Pousson, M., Martin, A., Hoecke, J.V. Isokinetic elbow flexion and coactivation following eccentric training. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1999; 9: 13-20.
- Criswell, E. Cram's introduction to surface electromyography. Jones & Bartlett Publishers, 2010; 3-5.
- Crosby, C.A., Wehbe, M.A., Mawr, B. Hand strength: normative values. *J Hand Surg. Am.*, 1994; 19(4): 665-670.
- Çimen, A. Anatomi. Bursa, 1991.
- Çolak, S. Bilgisayar Kullanıcılarının Üst Extremitte Antropometrik Ölçümleri ile Biodex System-3 Dinamometre ile Ölçülen Omuz ve El Bileği Kas Kuvvetlerinin Kontrol Grubu ile Karşılaştırılıp Belirlenmesi. Kocaeli Üniversitesi, 2004.
- Çolak, T. Tenisçilerde Regio Cubitalis'teki Morfolojik Değişimlerin İncelenmesi. Kocaeli Üniversitesi, 2001.
- Çolak, T., Bamaç, B., Özbek, A., Budak, F., Bamaç, Y.S. Nerve conduction studies of upper extremities in tennis players. *Br.J.Sports Med.*, 2004; 38, 632-635.
- Davies, M.J., Dalsky, G.P. Normalizing strength for body size differences in older adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1997; 29(5): 713-717.
- Deans, N. An investigation into the reliability and validity of isokinetic dynamometry: An examination of quantification methods and the effects of variations to hip angle and movement velocity. Southern Cross University, 2000.
- Dere, F. Anatomi. Adana Nobel Tıp Kitapevi, Adana, 1994.
- Dere, F. Anatomi Atlası ve Ders Kitabı. Adana Nobel Tıp Kitapevi, Adana, 1999.
- Dere, F., Durgun, B. Spor Eğitimi İçin Fonksiyonel Anatomi. Okullar Pazarı Kitabevi, Adana, 1994.

- Descatha, A., Leclerc, A., Chastang, JF., Roquelaure, Y. Incidence of ulnar nerve entrapment at the elbow in repetitive work. *Scand J Work Environ Health*, 2004; 30: 234-240.
- Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T., Rau, G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications *Clin Biomech* (Bristol, Avon), 2009; 24(3): 225-35.
- Dowson, M.N., Nevill, M.E., Lakomy, H.K.A., Nevill, A.M., Hazeldine, R.J. Modelling The Relationship Between Isokinetic Muscle Strength And Sprint Running Performance. *Journal of Sports Science*, 1988; 16: 257-265.
- Drake, RL., Vogl, AW., Mitchell, AWM., Tibbits, RM., Richardson, PE. Gray's Anatomi Atlası. Güneş Tıp Kitabevleri, İstanbul, 2009.
- Dumitru, D., Amato, AA., Zwarts, MJ. Electrodiagnostic Medicine (Second Edition). Hanley&Belfus, 2002.
- Dündar, U. Antrenman Teorisi (4. Baskı). Bağırhan Yayımevi, Ankara, 1998.
- Elhan, A. Kemikler (Osteologia). Elhan Yayımevi, Ankara, 1989.
- Ellenbecker, T.S., Roetert, E. P., Riewald, S. Isokinetic profile of wrist and forearm strength in elite female junior tennis players. *British Journal of Sports Medicine*, 2006; 40: 411-414.
- Emiroğlu, O. 7 – 11 Yaş İlkokul Öğrencilerinin Eurofit Test Bataryası Uygulaması. Yüksek Lisans Tezi. Lefkoşa, 2004; 13-31.
- Erdil, HI. Axilla Anatomisi ve Plexus Brachialis. Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Ders Notları, Sivas, 2015.
- Ergül, F. Elit Olan ve Olmayan Bayan Voleybolcuların Fiziksel ve Fizyolojik Profillerinin Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 1995.
- Erhan, S. Elit Düzeydeki Voleybolcuların Fizyolojik Özelliklerinin Analizi ve Mukayesesi. Yüksek Lisans Tezi. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 1995; 12-41.
- Erol, E. Çabuk Kuvvet Çalışmalarının 16-18 Yaş Grubu Genç Basketbolcuların Performansına Etkisinin Deneysel Olarak İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Ana Bilim Dalı, 1992.
- Erol, E. Yaygın Interval Metot ile Uygulanan Dayanıklılık Çalışmalarının 13-14 Yaş Grubu Erkek Basketbolcuların Aerobik-Anaerobik Güç, Vücut Kompozisyonu ve Bazı Fizyolojik Parametreler Üzerine Etkilerinin İncelenmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Ana Bilim Dalı, 1995.
- Ertekin, C. Klinik elektromiyografi. Ege Üniversitesi Matbaası, İzmir, 1971.
- Ertekin, C. Pleksus Brakiyalisten Çıkan Sinirler. Santral ve Periferik EMG Anatomi-Fizyoloji-Klinik. Meta Basım Matbaacılık, İzmir, 2006; 387-453.
- Farina, D., Merletti, R., Enoka, RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J App Physiol*, 2004; 96(4): 1486-95.
- Fox, B.F. Beden Eğitimi ve Sporun Fizyolojik Temelleri. Bağırhan Yayımevi, Ankara, 1999.
- Fry, A.C., Kraemer, W.J., Weseman, C.A. The Effects of an Off-Season Strength and Conditioning Program On Starters And Non-Starters In Women's Intercollegiate Volleyball. *J. Applied Sport Science Research*, 1991; 5: 174-181.
- Gharegozli Kouroush, Shojaei M. Normal Values of Median Motor Nerve Distal Latency in Females. *PEJOUHANDEH*, 2003-2004; Volume 8, 5(35): 331-334.

- Gocentas, A., Juozulynas, A., Obelenis, V., Andziulis, A., Landor, A. Patterns of Cardiovascular and Ventilatory Response to Maximal Cardiopulmonary Test in Elite Basketball Players. *Medicine (Kaunas)*, 2005; 41(8): 698-704.
- Gökmen, FG (Ed) Sistemantik Anatomi. İzmir Güven Kitabevi, İzmir, 2003.
- Gürol, B., Yılmaz, İ. İzokinetik Kuvvet Antrenmanı. *SPORMETRE Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 2013; XI(1): 1-11.
- Hacıoğlu, S. Osteoartritte İzokinetik Egzersizlerin Kuadriseps Kas Gücüne Etkisinin İzokinetik Dinamometre ve Yüzeysel Emg ile Değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi. Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği, 2009.
- Henneman, E., Olson, CB. Relations between structure and function in the design of skeletal muscles. *J Neurophysiol*, 1965; 28: 581-598.
- 'Humac Norm Testing, Rehabilitation System User's Guide, Model 770', *Computer Sports Medicine, Inc.* (CSMI); 2007; (1)16-(1)17.
- Jarjour, N., Lathrop, AJ., Meller, TE., Roberts, SK., Sopczak, MJ., Genderen, VJK., Moyers, P. The 10% rule: grip strength and hand dominance in a factory population. *Work*, 1997; 8(1): 83-91.
- Jaskólska, A., Madeleine, P., Jaskólski, A., Kisiel-Sajewicz, K., Arendt-Nielsen, L. A comparison between mechanomyographic condenser microphone and accelerometer measurements during submaximal isometric, concentric and eccentric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2007; 17(3): 336.
- Jay, R.H., Shmuel, E., Merav, E., Yitzhak, W. The Influence Of Aerobic Capacity On Anaerobic Performance And Recovery Indices in Basketball Players. *Journal Of Strength And Conditioning Research, National Strength & Conditioning Association*, 1999; 13(4): 407-411.
- Kalyon, A. Spor Hekimliği-Sporcu Sağlığı ve Spor Sakatlıkları (4. Baskı). Gata Basımevi, Ankara, 1997; 8-19, 41.
- Kannus, P. Relationship Between Peak Torque Total Work In An İzokinetic Contraction Of The Medial Collateral Ligament Insufficient Knee. *International J. of Sports Medicine*, 1988; 9-294-296.
- Karlsson, L., Stalberg, E. EMG Simulator Software (Version 3.6). Keypoint club, 2000-2003.
- Kılıç, C., Erçikti, N., Kırıcı, Y. Tendon variations related to extensor muscles of the forearm. *Gulhane Med J.*, 2008; 50(3): 201-204.
- Kılınç, F., Günay, M., Gökdemir, K. Ümit Milli Basketbolcuların Bazı Fizyolojik, Biomotorik Özellikleri ve Postür Yapılarının İncelenmesi. s.184-191. 1. Gazi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Kongresi, Ankara, 2000.
- Kızıltan M.E. Hareket Bozukluklarında EMG Yüzeysel Kayıt Yöntemlerinin Hiperkinetik Hareket Bozukluklarındaki İstemsiz Hareket Kaydında Kullanılması. *Parkinson Hast. Hareket Boz. Der.*, 2004; 7(2): 79-94.
- Kimura J. Principles and variations of nerve conduction studies. In: *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle. Principles and practice* (Edition 3). Oxford University Press, New York, 2001; 91-113.
- Konrad, P. The ABC of EMG-A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, 2005. E-books: [web.deu.edu.tr/sbt/files/sbd/ABC\\_of\\_EMG.pdf](http://web.deu.edu.tr/sbt/files/sbd/ABC_of_EMG.pdf) (Erişim: 20 Nisan 2015).
- Koutedakis, Y., Frischknecht, R., Murthy, M. Knee Flexion to Extension Peak Torque Ratios and Low-Back Injuries in Highly Active Individuals. *International J of Sports Medicine*, 1997; 18: 290-295.
- Koz, M., Ersöz, G., Gelir, E. Fizyoloji Ders Kitabı. Nobel Yayın Dağıtım, Ankara, 2003.

- Kurdak, SS., Özgünen, KT., Adaş, Ü., Zeren, Ç., Aslangiray, B., Yazıcı, Z., Korkmaz, S. Analysis of isokinetic knee extension/flexion in male elite adolescent wrestlers. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2005; 4, 489-498.
- Lanza, IR., Towse, TF., Caldwell, GE., Wigmore, DM., Kent-Braun, JA. Effect of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *J.Appl. Physiol.*, 2003; 95: 2361-2369.
- Lategan, L. Isokinetic norms for ankle, knee, shoulder and forearm muscles in young South African men. *Isokinetics and Exercise Science*, 2011; 19: 23-32.
- Laudner, K.G., Wilson, J.T., Meister, K. Elbow isokinetic strength characteristics among collegiate baseball players. *Physical Therapy in Sport*, 2012; 13: 97-100.
- Lindsay, DT. Functional Human Anatomy. University of Georgia, Athens, Georgia, 1996.
- Magalhaes, J., Oliveira, J., Ascensao, A., Soares, J. Concentric Quadriceps and Hamstrings Isokinetic Strength in Volleyball and Soccer Players. *J Sports Med Phys Fitness*, 2004; 44(2): 119-25.
- McArdle, W.D., Katch, F.I., Katch, V.L. Human energy expenditure during rest and physical activity. *Exercise Physiology: Energy, Nutrition, and Human Performance*, 1996; 417.
- McKeever, M., Came, F. Volley Ball [online]. London, Education&Youth Ltd. (1996)[http://www.teachpe.com/gcse/Volley\\_Ball.pdf](http://www.teachpe.com/gcse/Volley_Ball.pdf) (Erişim 20 Nisan 2015).
- Medved, V. Measurement of human locomotion. CRC press, 2000.
- Merletti, R., Parker, P.A. Introduction. *Electromyography* (1st ed.). NJ: Wiley, Hoboken, 2004; XV-XX.
- Merletti, R., Parker, P.A. (Ed) *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. John Wiley & Sons, 2004a.
- Moore, K.L. Clinically Oriented Anatomy. Williams and Wilkins, Baltimore USA., 1992.
- Muratlı, S. Çocuk ve Spor. Bağırhan Yayınmevi, Ankara, 1997.
- Muratlı, S., Toraman, F., Çetin, E. Sportif Hareketlerin Biomekanik Temelleri. Bağırhan Yayınmevi, Ankara, 2000; 217-230.
- Nalçakan, R.G. Voleybolcuların İzokinetik Kas Kuvvetleri ile Dikey Sıçrama Yükseklikleri Arasındaki İlişki Düzeyi. Yüksek Lisans Tezi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2001.
- Narin, S., Demirbüken, İ., Özyürek, S., Eraslan, U. Dominant El Kavrama Ve Parmak Kavrama Kuvvetinin Önkol Antropometrik Ölçümlerle İlişkisi. *DEÜ Tıp Fakültesi Dergisi*, 2009; 23(2): 81-85.
- Oh, SJ. Clinical electromyograph: Nerve conduction studies. University Park Press, Baltimore, 1993; 85-104.
- Oh, SJ. Clinical Electromyography Nerve Conduction Studies (2. Edition). Williams and Wilkins, Baltimore, 1993; 665-679.
- Olyaei, G.R., Hadion, M.R., Talebian, S., Bagheri, H., Malmır, K., Olyaei, M. The Effect of Muscle Fatigue on Knee Flexor to Extensor Torque Ratios and Knee Dynamic Stability. *The Arabian Journal of Science and Engineering*, 2006; Volume 31, Number 2c: 212-127.
- Ongun, N. Median Sinir ve Ulnar Sinir Tarafından Uyarılan Proksimal ve Distal Yerleşimli Kaslarda Sinir İletim Parametrelerinin Karşılaştırılması. Uzmanlık Tezi. Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroloji Abd., 2014.
- Özkara, A. Futbolda Testler. İlksan Matbaacılık, Ankara, 2002.
- Pechan, J., Julis, I. The pressure measurement in the ulnar nerve. A contribution to the pathophysiology of the cubital tunnel syndrome. *J Biomech.*, 1975; 8: 75-79.

- Petersen, P., Petrick, M., Connor, H., Conklin, D. Grip strength and hand dominance: challenging the 10% rule. *Am J Occup Ther.*, 1989; 43(7): 444-447.
- Pincivero, DM., Lephart, SM., Karunakara, RA. Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. *Int. J. Sports Med.*, 1997; 18(2): 113-117.
- Poulmedis, P. Isokinetic Maximal Torque Power of Greek Elite Soccer Players. *J. of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1985; 6: 293-295.
- Pousson, M., Lepers, R., Hoecke, J.V. Changes in isokinetic torque and muscular activity of elbow flexors muscles with age. *Experimental Gerontology*, 2001; 36: 1687-1698.
- Prentice, EW. Techniques in Musculoskeletal Rehabilitation. McGraw-Hill Edi., New York, 2001; 59-83, 153-167.
- Reilly, T., Secher, N., Snell, P., Williams, C. Physiology of Sports (4. Baskı). Chapman&Hall, İndia, 1997; 427-453.
- Sallı, A., Uğurlu, H., Emlık, D. Diz osteoartrisinde konsantrik, kombine konsantrik-eksantrik ve izometrik egzersizlerin semptomlar ve fonksiyonel kapasite üzerine etkinliğinin karşılaştırılması. *Türk Fiz. Tıp Rehab. Dergisi*, 2006; 52(2): 61-66.
- Say, Ö. İzometrik ve İzometrik Egzersizlerin Elektromyografi Üzerine Etkisi. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2004.
- Schmidt, RT., Toews, JV. Grip strength as measured by the Jamar dynamometer. *Arch Phy Med Rehab.*, 1970; 51: 321-327.
- Sencer, Ö. Genç Erişkin Erkeklerde El Orta Parmağının Bir Kompartman Olarak Bazı Vücut Proporsiyonlarına Oranları. Doktora Tezi. Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2012.
- Sevim, Y. Antrenman Bilgisi. Ders Notları. Gazi Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu. Ankara, 1997.
- Sevim, Y. Basketbol Teknik-Taktik Antrenman. Tutibay Yayınları, Ankara, 1997.
- Sevim, Y. Basketbol Teknik-Taktik Antrenman (5. Baskı). Nobel Yayın Dağıtım, Ankara, 2002; 206-213.
- Silver, J.K., Weiss, L.D. ed. Easy EMG: A Guide to Performing Nerve Conduction Studies and Electromyography. Butterworth-Heinemann, 2004.
- Snell, SR. Clinical Anatomy. Washington University, Washington, USA., 1995.
- Søgaard, K., Christensen, H., Jensen, B.R., Finsen, L., Sjøgaard, G. Motor control and kinetics during low level concentric and eccentric contractions in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 1996; 101(5): 453-460.
- Sogabe, A., Mukai, N., Miyakawa, S., Mesaki, N., Maeda, K., Yamamoto, T., Gallagher, PM., Schrage, M., Fry, AC. Influence of knee alignment on quadriceps cross-sectional area. *J Biomech*, 2009; 42(14): 2313-7.
- Stafford, M.G., Grana, W.A. Hamstring/Quadriceps Ratios in College Football Players: A High Velocity Evaluation. *The American Journal Of Sports Medicine*, 1984; 12: 209-211.
- Stalberg, E., Trontelj, JV. Single Fiber Electromyography. Studies in Healthy and Diseased Muscle (Second Edition). Raven Pres, New York, 1994.
- Tamer, K. Sporda Fiziksel Fizyolojik Performansın Ölçülmesi ve Değerlendirilmesi. Türkerler Yayınevi, Ankara, 1995.
- Taner, D. Fonksiyonel Anatomi; Ekstremiteler ve Sırt Bölgesi. Hekimler Yayın Birliği, Ankara, 1996.
- Taşkıran, Y. Klasik Antrenman Teorisi. Yayıncı Yayınları, İzmit, 2003.

- Turgut, A., Ünal, N., Azboy, O. Özden, H., Öz, O. Spor Yapan ve Yapmayan Genç Bayanlarda Vücut Yağ Oranları ve Yağ Dağılımları. *Spor Hekimliği Dergisi*, 1998; 33: 67-75.
- Vurat, M. Voleybol Teknik. Bağırhan Yayınevi, Ankara, 2000.
- Wuerker, RB., McPhedran, AM., Henneman, E. Properties of motor units in a heterogeneous pale muscle (m.gastrocnemius) of the cat. *J Neurophysiol*, 1965; 28: 85-99.
- Wulf, G. Attention and Motor Learning. Champaign, IL: Human Kinetics, 2007.
- Yenigün, Ö. Voleybolcuların Alt Ekstremitte Antropometrik Ölçümleri ile Biodex Aleti ile Ölçülen Diz Fleksiyon Ekstansiyon Kas Kuvvetlerinin Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Kocaeli Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2003.
- Yıldırım, M. Sağlık Yüksekokulları İçin Resimli İnsan Anatomisi. Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 2002.
- Yıldırım, M. Lokomotor Sistem Anatomisi. Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul, 2003.
- Yılmaz, B., Alaca, R., Göktepe, A.S., Möhür, H., Kalyon, TA. Patellofemoral ağrı sendromunda izokinetik egzersiz programının fonksiyonel kapasite ve ağrı üzerine etkisi. *Türk Fiz. Tıp Rehab. Dergisi*, 2001; 47(5).
- Zeren, Z. Kısa Sistemik İnsan Anatomisi. Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul, 1971.
- Zwarts, M.J., Drost, G., Stegeman, D. Recent progress in the diagnostic use of surface EMG for neurological diseases. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000; 10, 287-291.



## ÖZGEÇMİŞ

### 1. Bireysel Bilgiler

- Adı Soyadı: Evren Ebru :Altıncı
- Doğum yeri ve tarihi: İstanbul, 03.09.1977
- Uyruğu: T.C.
- Medeni Durumu: Evli
- Çalıştığı kurum: İstanbul Üniversitesi, Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu
- İletişim Adresi ve telefonu: İstanbul Üniversitesi, Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu, Avcılar Yerleşkesi, Avcılar/İstanbul, 0212 73 70 70 (18750)

### 2. Eğitimi

- Doktora: Kocaeli Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı, Beden Eğitimi ve Spor Programı (2010 - )
- Yüksek Lisans: İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hareket ve Antrenman Bilimleri Anabilim Dalı (2008-2010)
- Lisans: İstanbul Üniversitesi, Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu, Spor Yöneticiliği Bölümü (2004-2008)
- Yabancı dili: İngilizce

### 3. Unvanları

- İstanbul Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu, Antrenörlük Eğitimi Bölümü, Öğretim Görevlisi (2011- )

### 4. Mesleki Deneyimi

- Türkiye Binicilik Federasyonu - 1. Kademe Binicilik Antrenörlüğü
- Türkiye Binicilik Federasyonu – Adaptif Binicilik Eğitimliği

### 5. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

- ICHPER

### 6. Bilimsel Etkinlikler

- **Seçilmiş yayınlar:** Türksoy, A., Altıncı, E. E., Üster, U. Relationship between Motivation and Dispositional Flow State on Football Players Participating in the U13-U16 Football Leagues. 3rd World Conference on Psychology and Sociology,

Efes Sürmeli Hotel & Convention Center, İzmir, Kuşadası, 06 - 08 November 2014.

Yücesir, İ., Şakar, Ş., Altıncı, E. E., Keskin, B. Bir Grup İlkokul Öğrencisinde Enerji Alımı ve Harcamasının Saptanması. 2. Uluslararası Çocuk ve Spor Kongresi, Yakın Doğu Üniversitesi, Kıbrıs, 24-26 Nisan 2014.

• **Projeler:** İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi - Proje No: 4709, Tez Projesi (Proje Yürütücüsü). İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi - Proje No: 5941, Yardımcı Doçentler İçin Araştırmada Hızlı Destek Projesi (Yardımcı Araştırmacı)

# EKLER

## EK-1 Etik Kurul Onay Raporu



### KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMA ETİK KURUL DEĞERLENDİRME FORMU

ETİK KURULUN ADI	KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Birimi Umutepe Yerleşkesi /KOCAELİ
TELEFON	0262 303 71 64
FAKS	0262 303 74 63
E-POSTA	etikkurul@kocaeli.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Voleybolcularda el bileği kas kuvveti ile sinir ileti hızlarının karşılaştırılması			
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜNÜN KODU	KOÜ KAEK 2014/56			
	EUDRACT NUMARASI				
	KOORDİNATÖRÜN ÜNVANI/ADI/SOYADI	Yrd.Doç.Dr. Betül Bayazıt			
	KOORDİNATÖRÜN UZMANLIK ALANI	Rekreasyon			
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI	Doktora Öğrencisi Evren Ebru Altıncı, Yrd.Doç.Dr. Serap Çolak, Yrd.Doç.Dr. Serap Mülâyim, Okutman Enis Çolak			
	SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Doktora Öğrencisi			
	ARAŞTIRMA MERKEZİ	KOÜ Tıp Fak. Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu, KOÜ Tıp Fak. Nöroloji AD			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN NİTELİĞİ	Deneysel			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	İLAÇ DIŞI ARAŞTIRMA (Doktora Tezi)			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ	ÇOK MERKEZLİ	ULUSAL	ULUSLARARASI
	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI	29.01.2014		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	29.01.2014		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer

	Belge Adı		Açıklama
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	<input type="checkbox"/>	
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>	
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>	
	HASTA KARTI/GÜNLÜKLERİ	<input type="checkbox"/>	
	İLAN	<input type="checkbox"/>	
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>	
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>	
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>	
	DİĞER	<input type="checkbox"/>	

<b>KARAR BİLGİLERİ</b>	<b>Karar No: 3/14</b>	<b>Proje No: KOU KA EK 2014/56</b>	<b>Tarih : 11.02.2014</b>
	Doktora Öğrencisi Evren Ebru Altıncı'nın sorumluluğunda yapılan ve yukarıda bilgileri verilen Klinik araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekeçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan Etik Kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.		

**ETİK KURUL BİLGİLERİ**

<b>ÇALIŞMA ESASI</b>	Hasta Hakları Yönetmeliği (01.08.1998/23420), Helsinki Bildirgesi (2008), İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu (Nisan 2013),ICH/GCP-Guideline for Good Clinical Practice (10 Haziran 1996)İnsan Denekleri İçeren Biyomedikal Araştırmaların Uluslar arası Rehber Kuralları (CIOMS, 2002), Biyotip Araştırmalarına İlişkin İnsan Hakları ve Biyotip Sözleşmesine Ek Protokolün Onaylanmasının Uygun Bulunduğuna Dair Kanun (10 Mart 2011/6212), Biyoloji ve Tıbbın Uygulanması Bakımından İnsan Hakları ve İnsan Haysiyetinin Korunması Sözleşmesi: İnsan Hakları ve Biyotip Sözleşmesi (4 Nisan 1997), Ek Madde -10 (6 Nisan 2011, 6225) ) Resmi Gazetede 13.04.2013 tarih ve 28617 sayı ile yayınlanan Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik
----------------------	--

<b>ETİK KURUL BAŞKANI UNVANI/ADI/SOYADI: PROF. DR. NERMIN ERSOY</b>
<b>ETİK KURUL ÜYELERİ</b>

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E	K	E	H	E	H	
Prof.Dr. Nermin ERSOY Başkan	Tıp Tarihi ve Etik	KOÜ Tıp Fak. Tıp Tarihi ve Etik AD	E	K	E	H	E	H	N. Ersoy
Prof.Dr. Dilek URAL Başkan Yrd.	Kardiyoloji	KOÜ Tıp Fak. Kardiyoloji AD	E	K	E	H	E	H	W. Ural
Prof.Dr. B. Faruk ERDEN Üye	Farmakoloji	KOÜ Tıp Fak. Farmakoloji AD	E	K	E	H	E	H	J. Erden
Prof.Dr. Gülcan TÜRKER Üye	Pediyatri	KOÜ Tıp Fak. Çocuk Sağ. ve Hst.AD	E	K	E	H	E	H	G. Turker
Prof.Dr. Yavuz GÜRKAN Üye	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	KOÜ TF Anesteziyoloji ve Reanimasyon	E	K	E	H	E	H	Y. Gürkân
Prof.Dr. Hale M. KIR Üye	Biokimya	KOÜ Tıp Fak. Biokimya AD	E	K	E	H	E	H	H. M. Kir
Yrd. Doç.Dr. Ayşe KARSON Raportör	Fizyoloji	KOÜ Tıp Fak. Fizyoloji AD	E	K	E	H	E	H	A. Karson
Uzm.Dr. Murat GÜVEN Üye	Genel Cerrahi	Kocaeli Derince Eğt. ve Arş. Hastanesi	E	K	E	H	E	H	M. Güven
Uzm.Dr. Berna A. ŞERİFİ Üye	Halk Sağlığı	İzmit 1 Nolu AÇSAP	E	K	E	H	E	H	B. Şerifi
Ersayın IŞIK Üye	Avukat	Kocaeli Barosu	E	K	E	H	E	H	E. Işık
Seval BİZEL Üye	Hasta Hakları Temsilcisi	Ev Hanımı	E	K	E	H	E	H	S. Bizel
Yrd.Doç.Dr. Önjen TAK	Danışman Diş Hekimi	KOU . Diş Hekimliği Fak.	E	K	E	H	E	H	O. Tak

\* :Toplantıda Bulunma

## Tez Denetleme Listesi

Tez, aşağıdaki denetimler yapılarak tamamlanmıştır.

- Kapak ve iç kapak sayfalarında BİLİM UZMANLIĞI ya da DOKTORA şeklinde elde edilen unvanlar yazıldı (Kapak sayfasına danışman adı yazılmamalıdır).
- Kapak sayfasına mezun olunan PROGRAMIN (Anabilim dalının değil) adı yazıldı.
- Tez kapağı sırt kısmına kılavuzda belirtilen çizimde (yazının yönüne dikkat!) ad, program, yıl yazıldı.
- Onay sayfası uygun çizimde hazırlandı (kazanılan unvanlar BİLİM UZMANLIĞI ya da DOKTORA olmalıdır) imzalatıldı (Enstitü Müdürü'nn imzası da gereklidir, imzaların aynı renk kalemle atılmasına dikkat edilmelidir).
- Dizinler kılavuzda belirtildiği gibi sıralandı.
- n sayfalara i, ii, iii şeklinde Roma rakamları konuldu.
- Sayfa numaraları kılavuzda belirtildiği şekilde konuldu.
- Sayfa düzeni kılavuzda belirtildiği şekilde yapıldı.
- Ana metin yazı boyutu 12 olacak çizimde basıldı.
- Dipnot yazı boyutu 10 olacak şekilde basıldı.
- Ana metin satır aralığı 1.5 olacak şekilde yazıldı.
- Kaynaklar abecesel sıralamaya göre yazıldı.
- Kaynak gösterme ilkelerine ve yazım kurallarına uyuldu.
- Ekler kılavuzda belirtildiği gibi verildi.

..... / ..... / 2015

Danışman

İmza