

**T.C.
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SOSYAL BİLİMLER ENSTİTÜSÜ
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI**

723150

**MAKSİMAL KUVVET ANTRENMANININ BİLATERAL DEFİCİT ÜZERİNE
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

123150

DOKTORA TEZİ

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

Hamit CİHAN

**ARALIK 2002
TRABZON**

T.C
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SOSYAL BİLİMLER ENSTİTÜSÜ
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

**MAKSİMAL KUVVET ANTRENMANININ BİLATERAL DEFİCİT ÜZERİNE
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Hamit CİHAN

Tezin Enstitüye Veriliş Tarihi: 10-12-2002
Tezin Sözlü Savunma Tarihi : 24-12-2002
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Rasim KALE
Juri Üyesi : Prof. Dr. Fehmi TUNCEL
Juri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Engin ERŞEN
Enstitü Müdürü : Prof. Dr. Alaattin YALÇINKAYA

R. Kale
Fehmi Tunçel
Engin Erşen
Alaattin Yalçinkaya

TRABZON
2002

Deklerasyon

Bu doktora tezinde yapılan çalışma, aday tarafından yürütölmüş özgün bir çalışmadır. Ayrıca bu doktora tezi hiçbir doktora tezi ve diğör bilimsel çalışmalar için kabul edilmemiştir. Dolayısı ile yapılan çalışma adayın bağımsız olarak yürüttüğü bir araştırmanın sonucudur.

İmza:(Aday)

İmza:(Danışman)

*Bu alışma
sevgili annemin aziz hatırasına
ithaf edilmiştir.*



Teşekkür

Yapılan bu çalışma süresince; bilgisini ve tecrübesini hiçbir zaman esirgemeyen, yönlendirmeleriyle çalışmanın tamamlanmasında büyük emeği olan danışmanım sayın Prof. Dr. Rasim KALE'ye teşekkürlerimi borç bilirim.

Çalışmanın istatistiki değerlendirmeler kısmına yaptığı büyük katkılardan dolayı sayın Doç. Dr. Arslan KALKAVAN'a, sayın Dr. Mehmet MENDEŞ'e, dinamometre aletinin yapımında sayın İtila TÜMER'e ve bilimsel anlamda kendisinden büyük yardım aldığım sayın Dr. Alper AŞÇI'ya teşekkür ederim.

Bu çalışmada desteklerini esirgemeyen bölümümüz öğretim üyelerinden sayın Doç. Dr. Ali Ahmet DOĞAN'a, ve sayın Yrd. Doç. Dr. Engin ERŞEN'e teşekkür ederim.

KTÜ Fatih Eğitim Fakültesi Beden Eğitimi ve Spor Bölümü'nün çok değerli öğretim elemanlarına ve yardımcı personeline teşekkür ederim.

Ayrıca bu çalışmanın başından sonuna kadar beni olumlu yönde motive eden sevgili kızlarım B. Ceren CİHAN'a, B. Beren CİHAN'a ve eşim Şadiye CİHAN'a sonsuz teşekkürler...

0. SUNUŞ

00. Önsöz

Son yıllarda yapılan çalışmalar ile sportif performansı yükseltmeye yönelik olağan üstü ilerlemeler kaydedilmiştir. Birkaç yıl önce hayal edilmesi bile güç olan sportif performans düzeyleri, bugünlede oldukça yaygın bir biçimde, bir çok sporcunun ulaşabildiği ve sürekli olarak gelişime uğrayan performans düzeyleri haline dönüşmüştür.

Bu olağanüstü gelişime etki eden neden, doğal olarak tek değildir. Bu bağlamda, bir çok spor dalının, üst düzey bir güdülenme ve saatler süren ağır çalışmalar gerektirdiği gerçeği göz önünde bulundurulmalıdır. Bunun için, spor uzmanları ve bilim adamlarından alınan yardımın doğal bir sonucu olarak, antrenörlük bilgelik gerektiren bir yapıya dönüşmektedir. Çünkü, günümüzde sporcu adı verilen bu özel insanlarla ilgili daha geniş bilgilere ve bu bilgiler doğrultusunda iyi planlanmış antrenman uygulamalarına ihtiyaç vardır. Bu manada, günlük antrenman planları içinde yararlı yeni yöntemlerin gün ışığına çıkartılması gerekmektedir. Bu durumda, spor bilimcileri antrenmanı yüzeysel olarak incelemeyip detaylı çalışmalarla gerçek bir bilim dalına dönüştürmelidirler.

Kaynağı hangi bilim dalından geldiğine bakılmaksızın bir çok bilgi, egzersizin insan vücudu üzerindeki etkilerini anlamaya ve onun performansını artırmaya yöneltilmelidir. Bundan dolayı antrenman bilimi spor bilimlerinin çalışmalarının odak noktası durumuna getirilmelidir. Bunun için çoğu bilim alanlarında yapılan çalışmalar, aslında başlı başına bir bilim dalı olan antrenman kuramı ve yönetimini zenginleştiren besleyici bir dizi işlevi görmektedir.

Antrenman bilimi oldukça geniş bir alandır. Her bir bilim dalından elde edilen bilgiler antrenman bilimcisinin çalışmalarına da katkı sağlayacaktır. Çünkü, antrenman sürecinden elde edilen bilgi, fizyolojik, biyo-kimyasal, psikolojik, toplumsal ve yöntemsel bilgilerin birleşiminden oluşmaktadır. Her ne kadar bu bilgiler birbirinden farklı olsalar da aynı kaynaktan gelirler ve bu kaynak da sporcunun kendisidir.

Bir antrenman programının başarısı da bir dereceye kadar sporcunun sahip olduğu özellik ve becerilere dayanır. Bu noktada bir sporcunun antrenman planı o sporcunun bireysel yeteneklerine, fiziksel yapısına ve toplumsal koşullara uygun olarak planlanmalıdır. Çok yönlü fiziksel gelişime ulaşmak ve bunu artırmak, üst düzeyde bir

fiziksel gelişim, antrenmanın dayandırıldığı bir temel olduğundan bu amaç büyük bir önem arz etmektedir.

Bu durumda, sportif eylemlerde arzu edilen performansın analizi yapıldığında, kuvvetin; bazı spor dallarında doğrudan, bazı spor dallarında ise dolaylı olarak performansı etkileyen fiziksel bir özellik olduğu görülmektedir. Bundan dolayı kuvveti üretebilme yeteneğinin bir çok spor branşında performansı belirleyen temel bir öge olduğu ve her spor disiplininin farklı türde ki kuvveti ve fiziksel uygunluğu gerektirdiği yapılan çalışmalarla ortaya konmuştur (GÜNDÜZ, 1997).

Günlük yaşantımızda yoğun biçimde kullandığımız kaslarımız, işlevsel değişikliklere fizyolojik ve fonksiyonel olarak çok iyi uyum gösterme yeteneğine sahiptir. Araştırmacılar, sporcularda özellikle kuvvet artışı sağlayabilmeye yönelik çalışmalarda iskelet kaslarının kullanım uyumunu araştırmanın yanında ideal bir antrenman modeli de bulmayı amaçlamışlardır.

Bu anlamda, bu çalışmanın literatüre yeni bilgiler sunacağı, yapılacak yeni çalışmalara ışık tutacağı ve modern antrenman programlarının hazırlanmasına temel oluşturacağı düşünülmektedir.

01. İçindekiler

DEKLERASYON.....	III
TEŞEKKÜR	V
0. Sunuş	VI
00. Önsöz	VI
01. İçindekiler	VIII
02. Özet.....	XI
03. Summary	XII
04. Resimler Dizini.....	XIII
05. Şekiller Dizini.....	XIV
06. Tablolar Dizini.....	XV
07. Grafikler Dizini.....	XVI
08. Kısaltmalar.....	XVII
GİRİŞ	1
BİRİNCİ BÖLÜM.....	8
1. GENEL BİLGİLER.....	8
1.1. İskelet Kası Yapısı	10
1.1.1. Miyofibril ve Miyofilamentler	11
1.1.2. Transvers Tübler	12
1.1.3. Sarkoplazmik Retikulum	13
1.1.4. Sinir Kas Koordinasyonu.....	13
1.2. Kas Kasılması	15
1.3. Kas Fibril Tiplerinin Karakteristik Özellikleri	16
1.4. Kas Kuvvetini Etkileyen Mekanik Faktörler	19
1.4.1. Kuvvet-Kasılma Hızı İlişkisi.....	20
1.4.2. Kasın Elastik Özelliliği	23
1.4.2.1. Kasılabilen Bileşen.....	23
1.4.2.2. Seri Elastik Bileşen	24
1.4.2.3. Paralel Esnek Bileşen	25
1.4.3. Kasın Aktif ve Pasif Gerginliği.....	26
1.4.4. Sarkomer Uzunluk-Kuvvet İlişkisi	27
1.4.5. Kuvvet-Zaman İlişkisi.....	28
1.5. Kuvvet.....	29
1.5.1. Kuvvet Türleri	29
1.5.1.1. Maksimal Kuvvet.....	29
1.5.1.2. Çabuk Kuvvet	30
1.6.1.3. Kuvvette Devamlılık	31

1.5.2. Kuvvetin Fizyolojik ve Sinirsel Özellikleri.....	32
1.5.3. Kuvvet Antrenmanına Sinirsel Uyum	34
1.5.4. Kas Kuvvetini Artırmada Kullanılan Egzersiz Tipleri	36
1.5.4.1. İzometrik Egzersizler	37
1.5.4.2. İzotonik Egzersizler	39
1.5.4.3. Eksantrik Kontraksiyonlar.....	40
1.5.4.4. İzokinetik Egzersizler	41
1.5.5. Elektromiyografi (EMG)	41
1.6. Bilateral Deficit.....	43
1.6.1. Merkezi Engeller	44
1.6.2. Periferik Kısıtlama	50
1.6.3. Motor Ünite Katılımı.....	53
1.6.4. Kasılmanın Türü	54
1.6.4.1. Eksantrik Kasılmalar	55
1.6.4.2. Konsantrik Kasılmalar.....	56
1.7. Bilateral Deficit Görülen Alanlar	57
1.7.1. Tepki Zamanı Eksilmeleri	57
1.7.2. Kas Kuvveti Eksilmeleri	58
1.7.3. Aerobik Performans Eksilmeleri.....	59
İKİNCİ BÖLÜM.....	61
2. MATERYAL VE METOT	61
2.1. Araştırma Grubu.....	61
2.1.1. Denekler	61
2.1.2. Ön Protokol.....	61
2.2. Evren ve Örneklem.....	62
2.3. Ön Çalışma.....	62
2.3.1. Maksimum Ağırlığın Belirlenmesi	62
2.3.2. Ağırlık Çalışması	63
2.4. Metot.....	65
2.4.1. İzometrik Kuvvet Ölçüm Sistemi	65
2.4.2. Test Protokolü.....	65
2.4.2.1. Ölçümler	65
2.4.2.2. Verilerin Derlenmesi	66
2.4.2.3. Verilerin Analizi	67
ÜÇÜNCÜ BÖLÜM	68
3. BULGULAR.....	68
3.1. Yaş	68

3.2. Bacağın Maksimum İzometrik Press Kuvveti.....	68
3.2.1. Bilateral Deficit.....	68
3.2.2. Kuvvet Gelişimi	70
3.3. Sandalyede Ekstansiyon Pozisyonunda	75
3.3.1. Bilateral Deficit.....	75
3.3.2. Kuvvet Gelişimi	77
DÖRDÜNCÜ BÖLÜM	82
4. TARTIŞMA	82
BEŞİNCİ BÖLÜM	93
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	93
KAYNAKLAR.....	95
EKLER.....	107
EK-1 VERİ FORMU	108
EK-2 VERİLER	110
EK-3 GRUPLARIN YAŞ ORTALAMASI ANOVA SONUÇLARI	111
EK-4 OTURAKTA BACAK PRESS ÖZET İSTATİSTİK ANOVA (BİLATERAL DEFİCİT)	112
EK-5 OTURAKTA BACAK PRESS POZİSYONUNDA ÖZET İSTATİSTİK ANOVA (KUVVET ARTIŞI).....	113
EK-6 SANDALYEDE, DİZİN EKSTANSİYON POZİSYONUNDA ÖZET İSTATİSTİK ANOVA (BİLATERAL DEFİCİT).....	115
EK-7 SANDALYEDE, DİZİN EKSTANSİYONUNDA ÖZET İSTATİSTİK ANOVA (KUVVET ARTIŞI).....	116

02. Özet

Bu çalışmanın amacı, bilateral ve unilateral kas kasılmaları ile maksimal izometrik kuvveti belirlemek ve maksimal kuvvet antrenmanının Bilateral Deficit'e olan etkisini araştırmaktır.

Bu amaçla, yaşları 16 ila 19 arasında değişen 34 denek üç farklı gruba ayrılmıştır. Denekler bilateral antrenman grubu (n=14), unilateral antrenman grubu (n=10), ve hiçbir antrenmana katılmayan kontrol grubu (n=10) olarak gruplandırılmışlardır. Bilateral grup antrenman süresince bilateral maksimal kuvvet egzersizleri yaparken, unilateral grup ise unilateral kasılmalarla kuvvet antrenmanı yapmışlardır. Antrenman süresi haftada üç gün ve 1'er saatlik antrenmanlarla 12 hafta sürmüştür. Bu sürecin 4. ve 12. haftalarında deneklerin bilateral ve unilateral bacak press ve dizin ekstansiyonundaki maksimal izometrik kuvvet ölçümleri kaydedilmiştir. Maksimal bilateral ve unilateral izometrik kuvvet değerleri karşılaştırılarak Bilateral Deficit hesaplanmıştır.

Bu çalışmada, iki antrenman grubunun da kuvvet antrenmanları ile maksimal izometrik kuvvetlerinde anlamlı bir artış saptanmıştır. Antrenman süresinin ilk dört haftasında kuvvet artışında anlamlı bir farklılık gözlenmezken, kuvvetteki bu artış çalışmanın son haftalarında ortaya çıkmıştır. Diğer bir önemli nokta ise, maksimal kuvvet antrenmanının Bilateral Deficit üzerine anlamlı bir etki göstermiş olduğudur.

Sonuç olarak bilateral kasılmalar ile yapılan maksimal kuvvet antrenmanının Bilateral Deficit'i azaltıcı etkiye sahip olduğu görülmüştür.

03. Summary

The purpose of this study was to investigate whether there would be a bilateral deficit in lower limbs in leg press and knee extension positions and maximal strength training whether or not influenced on this bilateral deficit.

The subject of this study were 43 amateur soccer player (age= $17 \pm 2,51$ years) were divided into two groups and a control group. The unilateral leg training group (n=10) performed maximal leg press and knee extension using each leg unilaterally. The bilateral leg training group (n=14) was trained using simultaneously bilateral legs in two different positions of knee extension and leg press. The groups in training continued these two types of resistance exercise 3 days a week, for 12 weeks. The control subjects weren't trained. The improvement in strength brought by training was compared to unilateral training group and bilateral training group. Bilateral deficit also was calculated between two groups. The strength in the trained limbs during training was measured in 4th week (after four weeks) and 12th week (after twelve weeks). When the degree of bilateral deficit in the unilateral two groups (leg press and knee extension) leg training group was shifted in a negative direction. The degree of bilateral deficit in the bilateral two groups (leg press and knee extension) leg training was shifted in a positive direction.

These results would suggest that bilateral deficit in lower limbs are effected by maximal voluntary isotonic strength training.

04. Resimler Dizini

Resim 1; Tek Bacak Press Kuvvet Antrenmanı	64
Resim 2; Çift Bacak Press Kuvvet Antrenmanı	64
Resim 3; Ekstansiyonda Tek Bacak Kuvvet Antrenmanı	64
Resim 4; Ekstansiyonda Çift Bacak Kuvvet Antrenmanı	64
Resim 5; Prosport TMR 1000 Isometric Hand Back Dynamometer	65
Resim 6; Oturakta Tek ve Çift Bacak Pozisyonunda Bacak Kuvveti Ölçümü	65
Resim 7; Sandalyede Tek ve Çift Bacak Pozisyonunda Bacak Kuvveti Ölçümü.....	66
Resim 8; İzometrik Kuvvet Ölçümünde Kullanılan Program (TÜMER ENG., 2001)	66
Resim 9; İzometrik Kuvvetin Ölçüm Esnasındaki Görünümü.....	67



05. Şekiller Dizini

Şekil 1; Sarkomerin Aktifleşme Süreci (PEHLİVAN, 1997)	13
Şekil 2; Kurbağanın Tek Bir Kas Fiberinde Kayıt Edilen Güç ve Kısalma Hızı Arasındaki İlişki (EDMAN, 1992)	20
Şekil 3; Kasın Mekanik Modeli (PEHLİVAN, 1997).....	23
Şekil 4; Dinlenme ve İzometrik Koşullarda Kasılan Bir Kasta, Gerilme-Uzunluk Diyagramı (PEHLİVAN, 1997)	26
Şekil 5; Kurbağa Bacağının Tek Bir Kas Lifinden Elde Edilmiş Gerilme-Uzunluk Diyagramı ve Bir Sarkomer Uzunluğuna Göre Miyofilamentlerin Karşılıklı Konumları (HUIJING, 1992)	27
Şekil 6; Kasın Uyarımı İle Kasılmanın Başlaması Arasındaki Süre (20-100 Milisaniye) “Elektromekanik Gecikme Zamanı” (MURATLI ve diğerleri, 2000).....	29
Şekil 7 Kuvvet Antrenmanına Kasal ve Sinirsel Uyum (SALE, 1988)	33
Şekil 8; Klasik Pramidal Yöntem.....	63
Şekil 9; İnşili-Çıkışlı Pramidal Yöntem	63
Şekil 10; Kesik Pramidal Yöntem	63

06. Tablolar Dizini

Tablo 01; Ham Veri Formu.....	109
Tablo 02; Veriler	110
Tablo 03; Grupların Yaş Ortalaması Özet İstatistik.....	111
Tablo 04; Grupların Yaş Ortalaması Anova Sonuçları	111
Tablo 05; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Tekrarlı Anova 1.....	112
Tablo 06; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Tekrarlı Anova 2.....	112
Tablo 07; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik Sonuçları 1.....	112
Tablo 08; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik Sonuçları 2.....	112
Tablo 09; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik Sonuçları 3.....	112
Tablo 10; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı İçin Tekrarlı Anova Sonuçları 1.....	113
Tablo 11; Gruplar-Ölçümler ve Bacak-Press İçin Tekrarlı Anova 2.	113
Tablo 12; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 1.	113
Tablo 13; Ölçümler Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 2.....	113
Tablo 14; Bacaklar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 3.	113
Tablo 15; Gruplar ve Ölçümler Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik 4.....	114
Tablo 16; Gruplar ve Bacaklar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik 5.	114
Tablo 17; Ölçümler ve Bacaklar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik 6.....	114
Tablo 18; Gruplar-Ölçümler-Bacakların Bacak-Press Özet İstatistik Sonuçları 7.	114
Tablo 19; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Tekrarlı Anova 1.....	115
Tablo 20; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Tekrar Anova Sonuçları 2.....	115
Tablo 21; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik 1.....	115
Tablo 22; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik 2.....	115
Tablo 23; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik 3.....	115
Tablo 24; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı İçin Tekrarlı Anova 1.	116
Tablo 25; Gruplar Arasında Bacak - Press Farklılığı İçin Tekrarlı Anova 2.	116
Tablo 26; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 1.	116
Tablo 27; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 2.	116
Tablo 28; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 3.	116
Tablo 29; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 4.	116
Tablo 30; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 5.	117
Tablo 31; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 6.	117
Tablo 32; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 7.	117

07. Grafikler Dizini

Grafik 1; Grupların Yaş Ortalamaları	68
Grafik 2; Grupların Bilateral Deficit Ortalamaları.....	69
Grafik 3 Ölçümler Arasında Bilateral Deficit Ortalaması	69
Grafik 4; Çalışmaya Bağlı Olarak Gruplarda Meydana Gelen Bilateral Deficit	70
Grafik 5; Grupların Bacak Press Kuvvet Ortalamaları	71
Grafik 6; Bacak Press Kuvvet Ortalamaları.....	71
Grafik 7; Bilateral ve Unilateral Bacak Press Kuvvetleri	72
Grafik 8; Bilateral ve Unilateral Bacak Press Kuvvetleri (Grup ve Ölçümler)	72
Grafik 9; Unilateral ve Bilateral Bacak Press Kuvvetleri	73
Grafik 10; Bilateral ve Unilateral Bacak Press Kuvvetleri	74
Grafik 11; Grupların Ölçümlerde Elde Ettikleri Bacak Press Kuvvetleri	74
Grafik 12; Grupların Dizin Ekstansiyonundaki Bilateral Deficit Ortalamaları	75
Grafik 13; Grupların Dizin Ekstansiyonunda Bilateral Deficit Ortalamaları	76
Grafik 14; Çalışmaya Bağlı Olarak Gruplarda Meydana Gelen Bilateral Deficit	76
Grafik 15; Grupların Dizin Ekstansiyonunda ki İzometrik Kuvveti	77
Grafik 16; Dizin Ekstansiyondaki İzometrik Kuvvet Ölçümleri	78
Grafik 17; Unilateral ve Bilateral Diz Ekstansiyon Kuvvetleri	78
Grafik 18; Grupların Diz Ekstansiyon Kuvvetleri	79
Grafik 19; Ölçümlerde Bilateral ve Unilateral Dizin Ekstansiyon Kuvvetleri	79
Grafik 20; Unilateral ve Bilateral Dizin Ekstansiyon Kuvvetleri	80
Grafik 21; Ölçümlerde Grupların Gösterdikleri Bacak Press Kuvvetleri	81

08. Kısaltmalar

1TM:	Bir tekrarda kaldırılan maksimum ağırlık
maksK:	Maksimum kuvvet
MİK:	Maksimum istemli kasılma
SEC:	Seris elastic component, “Seri elastik bileşen”, (SEB)
PEC:	Paralel elastic component, “Paralel elastik bileşen”, (PEB)
CC:	Contractile component; “Kasılabilen bileşen”, (KB)
MÜ:	Motor Ünite
EMG:	Electromyographi
Vmax:	Maksimal kas kasılma hızı
ST:	Slow twitch, ST, “Tip I, Yavaş kasılan oksidatif kas fibrilleri”
FT:	Fast-twitch, FT, “Tip II, Hızlı kasılan glikolitik kas fibrilleri”
ATP:	Adenosine triphosphate
CP:	Creatine phosphate
ROM:	Range of motion “eklem hareket açıklığı”
SR:	Sarkoplazmik Retikulum

GİRİŞ

Canlı varlıkların, evrim süreci içinde insana özgü hareket yeteneği onun üstlendiği işlevlerle büyük bir uygarlık kazanmış olduğu belirtilmiştir. Bu gerçek, insanın kas-iskelet sisteminde belirgin bir şekilde karşımıza çıkmaktadır. Bu durumda insan vücudunda aktif olarak kasılabilen tek doku kastır. İskelet kaslarının istemli kasılmaları ile organizmanın hareket ettirilmesi, iç organların korunması, mekanik-ısı enerjisinin üretimi, postürün sağlanması ve mekanik iş yapabilme gibi görevsel fonksiyonlar yerine getirilir (GÜNAY-CİCİOĞLU, 2001; FOX ve diğerleri, 1988; McARDLE ve diğerleri, 1991; POWERS-HOWLEY, 1990).

Yaşantımızda yoğun olarak kullandığımız kaslarımız, işlevsel değişikliklere fizyolojik ve fonksiyonel olarak çok iyi uyum gösterme yeteneğine sahiptir. Bu fonksiyonel değişiklikler; yatak istirahati ile eklem hareketlerinin kısıtlanması, sinir-kas sistemi hastalıkları türünden metabolik ihtiyacın azaldığı bir değişiklik olabileceği gibi egzersizle periferik sinirlerin elektriksel uyarılması şeklinde metabolik ihtiyaçların arttığı bir değişiklik de olabilir (GÜR, 1998). Bu manada, metabolik ihtiyacın arttığı egzersiz ve elektriksel uyarılara kasın verdiği cevap ve uyum, antrenör ve spor bilimcilerinin ilgisini çekmektedir. Bunun için düzenlenecek uygun egzersiz programları sporcuların kassal sportif verimini artıracaktır.

İskelet kasının en önemli biyolojik özelliği, bir uyaran karşısında aktif kasılma yeteneğidir (MURATLI ve diğerleri, 2000). Sinirler yolu ile uyarılan kas, iskelet yapısına transferi sağlayan tendonlara kuvvet uygular. Böylece hareket sırasında karşılaşılan iç ve dış dirençlerin üstesinden gelerek hareketi sağlar. Bu durumda kas üç farklı şekilde kasılır. Birincisi, konsantrik kasılmadır ki; bu kasılma çeşidinde, ortaya konan gerilim dirençten daha büyük olduğundan kas kasılır. Hareketin yönüne ve miktarına bağlı olarak kasın kasılması, eklem açısında küçülme ile birlikte kasın net momentinin aynı yönde ve mekanik işin pozitif olmasını ortaya koyar. Bench press, biceps curl ve squat gibi çoğu halter egzersizinde hareketin konsantrik bölümünde yani kaldırış esnasında bu tür bir hareket meydana gelir. İkincisi, eksantrik kasılmadır. Bu kasılma çeşidinde ise, ortaya konan gerilim dirençten daha küçük olduğundan kas kasılmaya çalışır ancak doğal olarak uzar. Kasın uzaması şeklindeki olan bu durumda eklem açısındaki değişim ile birlikte kasın net momentinin farklı yönlerde ve mekanik iş negatif olarak ortaya çıkar. Bench press, biceps curl ve squat gibi çoğu halter egzersizinde, hareketin eksantrik bölümünde,

yani yer çekimi yönünde aşağı doğru indirilmesi esnasında bu tür bir hareket oluşur. Üçüncüsü, izometrik kasılmadır. Bu kasılma çeşidinde, ortaya konan gerilim direnç ile aynı olduğundan kas boyunda bir değişim meydana gelmez. Bu tip bir kas kasılması, hareketsiz objeye karşı kuvvet uygulandığında gözlenir (WILSON, 1994). Kas boyunda ve eklem açısında bir değişimin meydana geldiği bu durumda mekanik iş sıfır olarak tanımlanmıştır (KOMI, 1986).

Hareketi kimyasal enerji kullanarak oluşturmak, sınırlı düzeyde de olsa tüm yaşayan hücrelerde mümkün olabilmektedir. Hareketin kimyasal düzeyde oluşması temelde kas hücrelerinde gerçekleşmektedir. Başka bir deyişle insan hareketi, ATP'deki kimyasal enerjinin mekanik enerjiye dönüştürülmesine bağlıdır. Bu özel enerji dönüşümü sonucunda iskelet kaslarının kasılması ile kas kuvveti ortaya çıkar (AŞÇI, 2001).

Şüphesiz kuvvet antrenmanları, sporcuların yıllık antrenman programları içinde önemli bir yer tutmaktadır. Hemen hemen bütün spor dallarında sporcuların kuvvetinin istenen oranda geliştirilmesi onların başarılarının gelişimini olumlu yönde etkileyecektir. Bununla birlikte; kuvvetli bir sporcunun daha zayıf bir sporcuya karşı mutlak üstünlük sağlayacağı, çabukluk, beceri, koordinasyon ve tecrübe gibi faktörlerin kuvvet avantajını rahatlıkla nötralize edebileceği bilinmektedir.

BEMBEN-McCALİP (1999), kuvveti dahili ve harici direnci aşmayı sağlayan sinir-kas yeteneği olarak, BOMPA (1996), Newton'un ikinci hareket kanununa göre, kütle ve ivmelenmenin çarpımı ($F=m*a$) şeklinde tanımlanmıştır.

MURATLI (2000), kuvveti; bir dirence karşı kas ya da kas grubunun ortaya koyduğu dayanma, istemli bir çaba sonucu üretilen maksimum gerginlik, bir direnci yenebilme kapasitesi olarak tanımlanmaktadır.

Kuvvet, fiziksel açıdan kütlenin ve hızın bir ürünü olup iki şekilde ortaya çıkar: İlki; cismin hareketi, diğeri ise cismin şekil değiştirmesi ya da her ikisinin de olduğu durumdur. Bir başka açıdan kuvvet; bir vektör, nicelik, miktar ve yön uygulama noktası ile açıklanabilir (AŞÇI, 2001).

Kasılmakta olan kas bir direnç ile karşı karşıya kaldığında, bu direncin miktarına bağlı olarak kasın kasılma hızı da değişecektir. Bu durumda, kuvvet hız ilişkisine ait grafiksel eğri hiperbolik bir durum alacaktır. Böylece çok büyük dirençler karşısında kasın ortaya koyabileceği maksimal kuvvet süresi çok kısılacaktır.

Sporcunun maksimal kuvveti, dinamik ortamda ortaya konan kuvvetin miktarı ile belirlenmektedir. Dinamik ortamda ortaya konulan kuvvet, yavaş hızda ve yüksek dirençle yapılan hareketlerde daha fazladır. Diğer bir deyişle yüksek kuvvet miktarı, düşük hareket hızlarında elde edilebilmektedir. Ancak, maksimal kuvvet ve maksimal hız arasında bir ilişki bulunmamaktadır. Bu anlamda aynı harekette, maksimal kuvvete ve maksimal hıza ulaşma yeteneği farklı motor yeteneklerdir (ZATSIORSKY, 1985).

Kuvvet-hız ilişkisi ile ilgili en önemli nokta olan peak kuvvetinin, FT fibril yüzdesi fazla olan kaslarda daha yüksek olması ve buna bağlı olarak da kas kasılma kuvvetinde hareket hızı FT yüzdesi fazla olan kaslarda daha fazla olmasıdır. Diğer önemli bir nokta ise; hareketin hızı arttıkça kasın ürettiği peak kuvvetinin azalmasıdır. Yüksek kuvvet miktarının düşük hareket hızlarında elde edilmesi hem ST ve hem de FT fibrilleri için geçerlidir. Bu durum; daha yüksek kuvvet ve daha hızlı kasılma özellikleri olan FT'lerin daha yüksek ATPaz enzimine sahip olmalarından kaynaklanmaktadır (POWERS-HOWLEY, 1990).

İnsan vücudundaki, iskelet kaslarının maksimal kuvvet üretme kapasitelerinin bu kasların unilateral ya da vücuttaki başka kaslarla birlikte bilateral kasılıp kasılmamasına bağlı olarak değişip değişmediği düşünülmüştür. Bu noktada bilateral olarak çalışan kol ve bacakların birbirlerinin kuvvet uygulama yeteneğini ne şekilde etkilediği konusu, çok uzun süreden beri bir çok araştırmacı tarafından çalışılmaktadır. Muhtemelen ortaya çıkan en tutarlı gözlem, kol ve bacakların hareketinin karşılıklı zıt benzerlerinin kuvvet üretme kapasiteleri üzerinde çok büyük bir etkiye sahip olduğudur (HENRY-SMITH, 1961; OHTSUKI, 1983; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984; SALE, 1988).

Bu konu ile ilgili yapılan çalışmalara göre; çok düşük kuvvet seviyelerinde tekrarlanan bilateral kasılmaların performansı arttırdığı, buna karşılık, yüksek kuvvet seviyelerindeki ikili kasılmaların performansı kesinlikle düşürdüğünün ortaya konması, çelişik gibi görünse de bu durum bir çok araştırmacı tarafından doğrulanmıştır (OHTSUKI, 1983; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984).

Bilateral kuvvet uygulamalarında ortaya çıkan bu engelleyici etki ilk kez, kavrama kaslarında HENRY-SMITH, (1961) tarafından yapılan çalışmalarla ortaya koyulmuştur. Bu çalışma ile unilateral kuvvetler toplamının, bilateral olarak ortaya konulan kuvvetten daha fazla olduğu sonucuna varılmıştır (HENRY-SMITH, 1961). Bu görüş üzerine daha

sonraki yıllarda yapılan çalışmalar ile (OHTSUKI, 1983; SALE, 1988; HOWARD-ENOKA, 1991), bu olguya “Bilateral Deficit” adı verilmiştir.

Bilateral Deficit olgusunu açıklamak üzere başvurulmuş örnek gayet basittir. Bir birey sağ kolunun biceps curl’ünün maksimal kasılması ile 50 kg’ı ve sol kolu ile de 60 kg’ı kaldırdığını düşünürsek bu iki kuvvetin toplamı olan 110 kg’ı aynı birey iki kolunun bilateral kasılması ile muhtemelen bu 110 kg’lık kuvveti ortaya koyamayacaktır. Sezgisel olarak bilateral kasılma ile iki uzvun ortaya koyduğu maksimum performansın, her uzvun tek başına ortaya koyduğu maksimum performansın toplamına eşit olması gerektiği sanılır. Oysa bu her zaman doğru değildir. Bu durumda insan vücudunda bilateral kasılmalar ile oluşan kuvvet kaybına ‘Bilateral Deficit’ denir (HENRY-SMITH, 1961).

Bununla birlikte daha sonraları HOWARD-ENOKA (1991), Bilateral Deficit’i aşağıdaki şekilde hesaplanabileceğini yaptıkları bir çalışma ile öne sürmüştürler.

Bilateral Kuvvet	
Bilateral Deficit =	[100 x ($\frac{\text{Bilateral Kuvvet}}{\text{Unilateral Sağ} + \text{Unilateral Sol}}$) - 100]

Problem Cümlesi

“Maksimal kuvvet antrenmanının Bilateral Deficit üzerine bir etkisi varmıdır?” cümlesi bu çalışmanın problemi oluşturmaktadır. Bu problem cümlesinden hareketle diğer alt problemler şu şekilde ifade edilmiştir:

1. Bilateral ve unilateral kas kasılmaları ile ortaya konulan kuvvetler arasında bir farklılık var mıdır?
2. Bilateral ve unilateral olarak yapılan maksimal kuvvet antrenmanının, deneklerin kuvvet gelişimine bir etkisi var mıdır?
3. Özel olarak yapılan oturak ve sandalyede, bilateral ve unilateral kasılmalar ile ortaya çıkan kuvvetler orantılı mıdır?

Araştırmanın Amacı

Bu çalışmada, bacak press ve dizin ekstansiyonu gibi farklı pozisyonlar da bireyin yapmış olduğu bilateral ve unilateral kas kasılmalarında, ortaya çıkan maksimal izometrik kuvveti karşılaştırabilmek ve aynı zamanda maksimal kuvvet antrenmanının Bilateral Deficit’e etkisini araştırabilme amaçlanmıştır.

Araştırmanın Önemi

Değişik antrenman yöntemi uygulamaları ile Bilateral Deficit’in asgari düzeyde azaltılması, yüksek performans gerektiren bazı spor dallarındaki sporcuların performanslarına büyük ölçüde fayda sağlayabilir. Bu varsayımın doğruluğu ile bilateral kasılmaların yoğun olarak kullanıldığı spor dalları için farklı antrenman yöntemleri geliştirilip sporcuların performanslarının daha üst seviyelere getirilmesi sağlanabilir.

Hipotezler

1. Bilateral ve unilateral kasılmalar arasında maksimal izometrik kuvvet açısından bir fark yoktur.
2. Bilateral Deficit’e, maksimal izotonik kuvvet antrenmanının anlamlı bir etkisi yoktur.
3. Oturak ve sandalye gibi farklı pozisyonlarda, bilateral ve unilateral kas kasılmaları arasındaki kuvvet farklılığı oransal olarak benzer değildir.

Varsayımlar

Araştırmanın varsayımlar bölümü aşağıdaki gibi düzenlenmiştir:

1. Deneklerin test protokolünü eksiksiz yerine getirdikleri varsayılmıştır.
2. Çalışmaya katılan denekler sağlıklı ve normal zeka düzeyine sahiptirler.
3. Deneklerin çalışmalara katılım oranının en az % 80 düzeyinde olduğu varsayılmıştır.
4. Antrenman programında uygulanan maksimal kuvvet çalışmasının bu yaş grubu sporcular için uygun olduğu varsayılmıştır.
5. Antrenman programında uygulanan maksimal kuvvet çalışmasının bu yaş grubu sporcuların bacak press kuvvetini geliştirdiği varsayılmıştır.

Sınırlılıklar

Bu araştırmanın sınırlılıkları şu şekilde belirlenmiştir:

1. Bu çalışma; 16-19 yaşları arası amatör düzeyde futbol oynayan denekler ile sınırlıdır.
2. Bu çalışma Trabzon ilinde çalışmaya katılan denekler ile sınırlıdır.
3. Bu çalışma günde yaklaşık 1 saat, haftada 3 gün ve 12 haftalık bir süre ile sınırlıdır.

Tanımlar

Bilateral: Çift taraflı.

Unilateral: Tek taraflı.

Simetri: Her iki tarafı benzer olan.

Bilateral Deficit: Çift taraflı eş zamanlı kasılmalarda tek tek kasılmalar toplamlarına göre ortaya koyulan kuvvetteki eksilmedir.

Ekstansiyon: Bir eklemdaki kemiklerin birbirlerinden uzaklaştırılması ile meydana gelen gerilimdir.

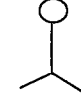
Dominanat Hemisfer: Baskın şekilde beynin bir yarım küresinin kullanılmasıdır.

Kuvvet (Strength): Belli bir zaman diliminde bir dirence karşı koyma ve üstesinden gelme yeteneğidir.

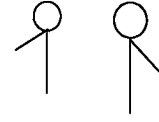
Bilateral Kollar:



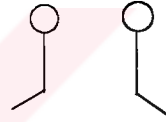
Bilateral Bacaklar:



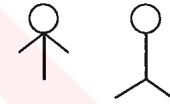
Unilateral Kollar:



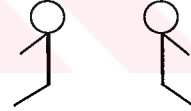
Unilateral Bacaklar:



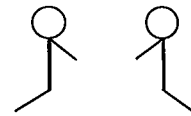
Homologous Paired Limbs (Bilateral condition):



Ipsilateral Kol + Bacak:



Diagonally Paired Limbs (Contralateral Condition):



BİRİNCİ BÖLÜM

1. GENEL BİLGİLER

Sportif eylemlerde arzu edilen performansın analizi yapıldığında kuvvetin, bazı spor dallarında doğrudan, bazı spor dallarında dolaylı olarak performansı etkileyen fiziksel bir özellik olduğu görülür. Bundan dolayı kuvvet üretebilme yeteneğinin, bir çok spor branşında performansı belirleyen temel bir öge olduğu ve her spor disiplininin farklı türde kuvvet ve fiziksel uygunluk gerektirdiği yapılan çalışmalarla ortaya konulmuştur (GÜNDÜZ, 1997). Bu bağlamda, literatürde kuvvet;

-Maksimal istemli kas kasılmasında sinir-kas sisteminin ulaşabileceği en yüksek kuvvet düzeyi olarak, *maksimum kuvvet*,

-Organizmanın uzun süreli kuvveti ile ilgili performanslarda yorgunluğa karşı gösterilen direnme yeteneği olarak, *kuvvette devamlılık* (KALE, 2001),

-Optik ve akustik bir uyarıcıya karşı en kısa sürede tepki gösterme yeteneği olarak, *çabuk kuvvet*, şeklinde üç ana başlık altında toplamıştır (REID, 1989).

Sporcuların kondisyon düzeyi bakımından kuvveti; HOLLMANN-HETTINGER (1976), kasın bir dirence karşı kasılması veya bu dirence karşı istenilen kasılmanın ölçüsünün korunmasını ifade eden bedensel bir yetenektir diye tanımlamışlardır (GÜNDÜZ, 1997).

Diğer bir tanımlamaya göre; sporcunun oluşturabildiği maksimum kuvvet, bir hareketin biyomekaniksel karakterine ve ilgili kas gruplarının katılma büyüklüğüne de bağlıdır (BOMPA, 1996).

ZATSIORSKY (1980), maksimum kuvvetin implusun yoğunluğunun fonksiyonuna da bağlı olduğunu ve normal bir pozisyonda kasa gönderilen sinir uyarıları saniyede 5-6 iken bu sayı maksimum yükün taşınması esnasında 50'ye kadar çıktığını belirlemiştir (ZİYAGİL ve diğerleri, 1994).

Kuvvetin fizyolojik karakteri göz önüne alındığında, kuvvet; iç ve dış dirençlerin nöromusküler olarak üstesinden gelme yeteneği olarak tanımlanır (ZATSIORSKY, 1980; BOMPA, 1996; BEMBEN-McCLIP, 1999).

ZATSIORSKY (1985), bir kişinin oluşturabileceği kuvvet büyüklüğünün üç faktörün sonucu olduğunu ifade etmiştir. Bunlardan birincisi, intermusküler koordinasyon veya

performans esnasındaki değişik kas gruplarının ortak hareketidir. Bu düşünceye göre, kuvvete ihtiyaç duyulan bir fiziksel aktivitede, harekette yer alan kaslar arasında yeterli koordinasyon olmalıdır ve bu kaslar belirli bir ardışıklık içinde kasılmalıdırlar. Örneğin, halterde silkme tekniğinde hareketin başlangıcı olan ilk safhada trapezius kası gevşektir. Fakat bu kas, kaldırış esnasında aktif hale geçer. Bazı sporcular kaldırışın başlangıcından itibaren trapeziusu kasarlar. Koordinasyondaki bu eksiklik kaldırıştaki teknik yapının değişimiyle sonuçlanacak ve etkisiz performans ortaya çıkacaktır. Benzer şekilde, sprint yarışmasında omuz kaslarının kasılması sprinterin performansı üzerine negatif etki yaratır. Böyle bir durumda yetersiz kaslar arası koordinasyon, sporcunun gerçek performansından daha az bir performans ortaya koymasına neden olur ki bu duruma hem sporcu hem de çalıştırıcılar önemle dikkat etmelidirler. Gevşeme tekniklerinin kullanılması bir kimsenin kassal kasılma koordinasyonunun gelişimine neden olur (ZİYAGİL ve diğerleri, 1994).

Bir kasın ortaya koyabileceği maksimum kuvvetin oluşturulmasındaki ikinci faktör intramusküler (kas içi) koordinasyon ise; bir sporcunun maksimum kuvvet sergilemesi için noromusküler birimlerin aynı amaçla ve aynı harekette yer alması ile oluşur. BOROĞA'ya göre kol curl hareketinde biceps brachii kası 25 kg'lık maksimum kuvvet üretirken, aynı kas elektriksel uyarı ile uyarıldığında, kasın maksimal kuvvet kapasitesi 10 kg daha arttığı gözlenmiştir (ZİYAGİL ve diğerleri, 1994). Buradan da anlaşıldığı üzere bir kasın maksimal istemli kasılmasında bütün kas fibrillerini devreye sokamadığı gerçeği ortaya çıkmaktadır. KUSNETSOV (1975), tarafından bu olgu kuvvet eksikliği (deficit) olarak ifade edilmiştir. Sporcular, maksimal yükler kullanarak yaptıkları antrenmanlar ile bu eksikliği daha fazla motor üniteleri devreye sokarak gidermektedirler (BOMPA, 1996).

Üçüncü faktör ise kasın bir sinirsel uyarıya gösterdiği tepki kuvvetidir. Kas, antrenmanın etkisine sadece % 30 potansiyeli ile tepki verir (KUSNETSOV, 1975). Buna sebep olmak için de yüksek yoğunlukta uyarılar kullanılmalıdır. Çünkü maksimum uyarı maksimum etkiye sebep olur. Böylece sistematik antrenmanın sonuçlarından biri de sinirsel uyarıların sekronizasyonunun kademeli gelişimidir. Benzer olarak optimal antrenman programları, kasta kuvvet gelişimi ile birlikte fizyolojik değişimle noromusküler mekanizmaların mükemmelleşmesine yol açar (ZİYAGİL ve diğerleri, 1994).

Kuvvet antrenmanı önce, intermuscular (kaslar arası) ve intramuscular (kas içi) eş güdümü geliştirir. Buna bağlı olarak çalışmanın daha sonraki safhasında antrenman kassal

hipetrofiye yol açar. Kassal hipetrofi, kas içi öğelerdeki artışı ile kas lifinin enine kesit alanının büyümesinin sonucu gerçekleşir (ANTONIA-GONYEA, 1993). Bu durum kasın anaerobik metabolik kapasitesini de arttırdığı belirtilmiştir (WEINNECK, 1997).

Hem sportif hem de iş hayatındaki durumlarda insan motor hareketi aynı zamanda aktif hala gelmiş bir motor sistem ünitesinden daha fazla motor sistemleri gerektiren kompleks hareket örneklerini içerir (ARCHONTIDES-FAZEY, 1993). Özellikle halter, kürek, kano spor dalı ile ilgilenen sporcuların temel hareket modelleri içinde bilateral kas kasılmalarını içeren hareket modellerinin yeri büyüktür. Diğer bir spor dalı olan voleybolda ise temel hareket modeli içinde çift bacak sıçramalar yer almaktadır. Bu yüzden bir çok yaygın kuvvet antrenman egzersizleri iki kol ve bacağın aynı anda kasılmasını gerektiren egzersizleri içerir. Baş üstü press, bench press, bacak press ve squat bu egzersizler için birkaç örnektirler.

Herhangi bir antrenman programına katılmamış deneklerin bunlara benzer bilateral ve unilateral hareketlere teşebbüs etmeleri durumunda, toplam kuvvet üretiminin sağ ve sol bacağın tek başına ürettiği güçler toplamından daha az olduğu gözlenmiştir (HENRY-SMITH, 1961; OHTSUKI, 1981, 1983; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984, 1987; HOWARD-ENOKA, 1987).

Antagonist kaslarda bilateral kasılmalarda görülen Bilateral Deficit'e paralel olarak yapılan IEMG değerlendirmelerinde de bir azalma olduğu öne sürülmüştür (OHTSUKI, 1983; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984; HOWARD-ENOKA, 1987). Bununla birlikte, bilateral kasılmalarındaki Bilateral Deficit'in bazı hareketlerde diğerlerinden daha büyük olduğu veya yok denecek kadar az olduğu yapılan çalışmalarla ortaya konulmuştur (VANDERVOORT ve diğerleri, 1987).

1.1. İskelet Kası Yapısı

İnsan organizmasının en belirgin karakteristik özelliklerinden biri vücudun bazı bölgelerini istemli olara kasıp gevşeterek yer değiştirmesi, dışarıya karşı kuvvet uygulayabilmesi ve iş yapabilmesidir. Bunun için bütün kasılma mekanizmalarındaki enerji gereksinimi ATP'nin ADP'ye hidrolizinden sağlanmaktadır. Başka bir deyişle insan hareketi, ATP'deki kimyasal enerjinin mekanik enerjiye dönüştürülmesi sonucunda iskelet kaslarının istemli kasılmaları ile ortaya çıkmaktadır. Buradaki kasın kasılma işlevi ise,

sağlanan enerji ile aktin ve miyozin proteinleri arasındaki konformasyon değişimlerine bağlı etkileşimlerden ortaya çıkmaktadır (PEHLİVAN, 1997).

İnsan organizmasında; yapısal özelliklerine, kasılma ve kontrol mekanizmalarına göre iskelet kası, düz kas ve kalp kası gibi üç farklı türde kas bulunmaktadır. Çizgili kas adı da verilen iskelet kaslarında proteinler çok düzenli bir organizasyona sahip iken, düz kaslardaki miyofilamentler düzenli sarkomerler şeklinde bir organizasyon göstermezler. Diğer yandan kalp kası; yapı bakımından iskelet kaslarına, kasılma özelliği bakımından ise düz kaslara benzemektedir (a.g.e., 1997).

Kasın anatomik ve fizyolojik özellikleri kasılma esnasında ortaya konulacak kuvvetin büyüklüğünü, hızını ve maksimum kuvveti sürdürebilme zamanını etkiler. Ayrıca insan vücudundaki kas liflerin yerleşimi ve liflerin kas kirişlerine bağlanması oldukça farklıdır. Yine bu yapısal özellikler, kasın kasılma kuvvetini ve kas grubunun hareket ettirdiği gövde bölümünün flexibilitasını de etkiler. Bu manada, kas yerleşimi, paralel ve pennat lifler olmak üzere iki bölümde sınıflandırılmıştır. Bu iki sınıflama altında bir çok alt sınıf bulunur. Ancak kas liflerinin yerleşim düzenine göre mekanik özelliklerini yorumlamak için, paralel ve pennat kaslar arasındaki farklılığı tanımlamak yeterlidir (MURATLI ve diğerleri, 2000).

İskelet kası uzun, silindirik yapıda, bir tür bağ dokusu zarıyla bir araya getirilmiş binlerce esneyebilen kas hücresinden oluşmaktadır. Kas hücrelerinin çapları 10-100 µm arasında, uzunlukları ise 1 mm ile 120 mm arasında değişmektedir. Kas hücresi dış taraftan endomisyum diye adlandırılan bir bağ dokusu ile sarılırken iç taraftan ise sarkolemma adı verilen ince elastik liflerden yapıli hücre membranı ile çevrelenmektedir. Diğer yandan 10-50 kas fibrili, uzunluğuna bir şekilde bir araya gelerek fibril demetlerini oluşturmaktadır. Bu grup kas lifleride perimisyum denen bir membranla çevrilmektedir. Fasiküllerin bir araya gelmesinden oluşan iskelet kasını ise epimisyum adı verilen daha kalın ve kuvvetli bir membran örtmektedir (AKGÜN, 1994).

1.1.1. Miyofibril ve Miyofilamentler

Tipik olarak bir kas hücresinin miyofibrilleri binlerce seri halde sıralanmış sarkomer ihtiva eder. Örneğin, quadriceps kası 40.000 den fazla seri haldeki sarkomeri içermektedir (HUIJING, 1998a). Sarkomerin her iki ucunda bulunan aktin filamentlerinin oluşturduğu bölgeye 'I' bandı adı verilmektedir ve aynı zamanda bu bölge açık renkte görülmektedir.

‘A’ bandı ise aktin ve miyozin filamentlerince oluşturulurken bu yapı da mikroskopta koyu renkte görülmektedir. ‘A’ bandı filamentlerinin oluşturduğu iki ‘I’ bandının arasında ise ‘Z’ çizgisi bulunur ve iki ‘Z’ çizgisi arasındaki bölgeye sarkomer adı verilmiş olup, sırasıyla bu yapıda I, A, I bantları bulunmaktadır (GALLE ve diğerleri, 1983; PERGER, 1997).

Aktin molekülleri küçük yuvarlak moleküllerdir ve yan yana dizilerek tek sıralı bir zincir kurarlar. İki düz aktin zinciri helozon biçiminde birbirine sarılarak ince filamenti oluştururlar. Her iki aktin molekülünün ön yüzü, yanındaki molekülün arka yüzüne eklenmiştir. Böylece bütün aktin moleküllerinin ön yüzleri bir yöne doğru, arka yüzleri ise aksi yöne doğrudur. Kastaki ince bir filamentte 300-400 kadar aktin molekülü ve 40-50 kadar tropomiyozin molekülü vardır. Tropomiyozinler uzun ince moleküllerdir; troponinler ise az çok globüler yapıya sahiptirler (MURRAY-HARRISON, 1986).

Kastaki dört proteinden birisi olan miyozin molekülü bir ucunda iki küçük globüler baş taşıyan ince bir çubuğa benzer ve sarkomerin orta kısmında yer alır. Miyozin başları, bir araya gelmiş bir çok miyozin molekülünden kurulu miyozin filamentinin yüzeyinde çıkıntılar şeklindedir. Çapraz köprü adı da verilen bu çıkıntılar, ATP-az enzimi görevi görerek ATP’yi parçalayıp enerji oluştururlar (NIGG-HERZOG, 1994).

1.1.2. Transvers Tübler

Transvers tübler içe doğru bükülerek membranlar seti halinde kas fibrillerinin bir tarafından diğer tarafına doğru enine ilerleyen tübler bir sistem oluşturur ve muhtemelen aksiyon potansiyeli kas membranı boyunca yayılırken bu T tüpleri sistemi yolu ile de kas fibrillerinin içine doğru yayılır (AKGÜN, 1994).

Depolarizasyon dalgası T sistemi yoluyla triad’a gelince, sarkoplazmik retikulumdan Ca^{++} iyonlarının serbest bırakılmasını sağlar. Miyozinde bulunan ATP-az enzimi aktif duruma geçerek ATP’nin parçalanmasına yol açar. Açığa çıkan ATP enerjisi miyofibrillerin kasılmasını sağlar. Depolarizasyon durunca, kalsiyum iyonları sarkoplazmik retikulum membranı tarafından tekrar alınır ve kas gevşer. Bu arada ADP’den tekrar ATP sentezlenir (FOX ve diğerleri, 1988). Sinirsel uyarının lif içine iletimi, Tip II fibrillerinde Tip I fibrillerine oranla daha hızlıdır (AKGÜN, 1994). T-tübüllerinde sarkoplazmik retikulum sisteminin kas lifinde oluşturduğu hacim, sporcularda sedanterlere göre 3 katı kadar yüksek düzeye ulaşabilir (GÜNAY-CİCİOĞLU, 2001).

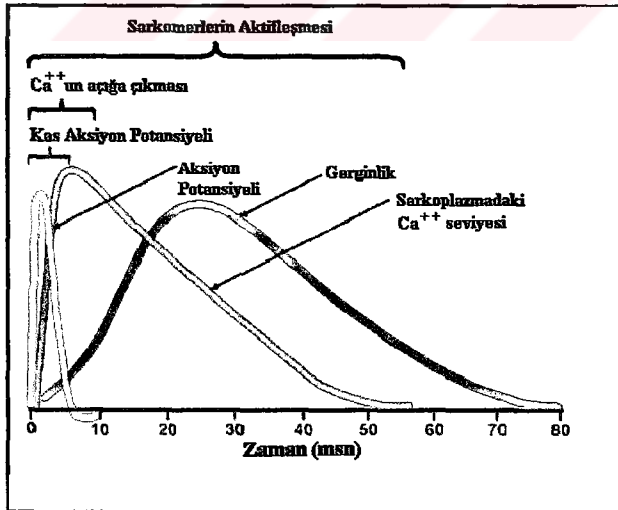
1.1.3. Sarkoplazmik Retikulum

Sarkoplazmada bulunan hücre organellerinden sarkoplazmik retikulum zar yapısındaki tübül sistemidir (AKGÜN 1994). Kasılma için gerekli Ca^{++} iyonlarının en önemli kaynağını sarkoplazmik retikulum oluşturmaktadır. Kas lifi yüzey zarında yayılan depolarizasyon, zarın lif içine uzantıları olan enine borucuklar (transvers tubuler) veya kısaca T sistem adı verilen oluşumlar aracılığı ile, kısa sürede iç bölgelere de ulaşmaktadır. T sistem zarı ile yakın temas halinde bulunan sarkoplazmik retikulum keseciklerinden Ca^{++} salınmasında üç farklı mekanizmanın işlediği saptanmıştır (TUNCEL, 1994).

1. Ca^{++} tetiklemeli Ca^{++} salınması: Depolarizasyonla hücre içine giren Ca^{++} iyonlarının etkimesi ile SR deki Ca^{++} kanalları açılmakta, depolanmış Ca^{++} hücre içi ortama salınmaktadır.

2. Elektriksel etkileşim: Depolarizasyonun T sistem aracılığı ile kas lifi içlerine kadar yayılması, SR un yakın bölgesinde Ca^{++} kanallarının voltaj bağımlı olarak açılmasına neden olmaktadır.

3. Mekanik etkileşim: Bazı kas liflerinde T sistemi ile SR zarlarının birbirine değdiği bazı yerlerde, proteinlerin sürtünmelerine dayalı mekanik bir etkileşimle SR deki Ca^{++} kanalları açılabilir.



Şekil 1; Sarkomerin Aktifleşme Süreci (PEHLİVAN, 1997)

1.1.4. Sinir Kas Koordinasyonu

İskelet kaslarının çeşitli hareketleri sırasında kas gruplarının koordine edilmesi ve iskelet hareketinin amacına uygun biçimde yapılabilmesi merkezi sinir sistemi ve diğer sinirsel merkezlerin görevidir. Bu manada hareketler yapılırken vücudun hangi kaslarının

ne derece kasılacağı, hangilerinin gevşeyeceği ve kas gruplarının koordinesi bazal ganglionlar, serebellum, tahalamus ve serebellumdaki gerekli pozisyonu alması ise beyin sapındaki merkezlerce sağlanır (NOYAN, 1993).

İç ve dış ortamdaki her türlü değişiklik, canlılarda özelleşmiş reseptör hücrelerde elektriksel sinyallere dönüştürülerek sinirler yolu ile beyne iletilir, burada algılanır, yorumlanır ve saklanır. Beyinden kas, bez gibi uygulayıcı 'effektör' organlara gönderilen emirlerle de yine sinir hücrelerinde potansiyel değişiklikleri şeklinde iletilir. İnsanın hareketi merkezi sinir sistemi ile düzenlenir ve kontrol edilir. Cerebellum kas aktivitesinin temel kontrolörü olmasına rağmen bir çok kas aktivitesi spinal seviyede olur. Bu durumda refleks ark, otomatik aktiviteler için temel mekanizmadır (PELLEG, 1997).

Kuvvet üretimi merkezi sinir sistemi gibi yüksek seviyedeki kontroldeki emrin oluşması ve düşük seviyedeki kontrolör tarafından bu emrin motor ünite aktivasyonunun transverini içerir. Bu emirler kas, tendonların ve eklemlerdeki periferel reseptörler tarafından alınan duyuşal uyarılarla şekillendirilebilir. Kas kuvveti, aktivite seviyesine ve harekette yer alan faktörlere göre; motor ünite katılım sayısı, onların hareketteki motor ünite senkronizasyonu ve onların uyarım hızı ile oluşturulur (McARDLE ve diğerleri, 1996). Dolayısı ile egzersiz sırasında uyarılan motor ünite sayısı artarsa, kasta meydana gelen kuvvetde artar. Bu manada kas kuvvetinin artması; aynı zamanda kasılmaya katılan motor ünite sayısının (motor ünite sumasyonun) artışı ve motor ünitenin uyarılma sıklığının (dalga sumasyonu) artırılması ile sağlanır (FOX ve diğerleri, 1988).

Bir motor nöron sinir dalları verdiği kas fibrilleri ile birlikte motor üniteyi oluşturur (AKGÜN, 1994). Her motor ünite kas aktivitesine göre, bir kas fibrilinden yüzlerce kas fibriline kadar değişen farklı kaslardaki motor ünite sayısını içerir. Sinir-kas bağlantı kavşağı yoluyla kasa uyarıları aktarır. Hem hareket ettirici hem de engelleyici uyarılar sürekli olarak nöronlar ile aktarılır ve onların hareket için eşik uyarısını belirlerler.

Bir motor sinir vücuttaki yerine göre 1, 5, 100, 150 ve daha fazla kas lifini uyarır. Aynı motor sinirler tarafından uyarılan kaslardaki liflerin tamamı aynı zaman biriminde kasılma ve gevşeme ile bir ünite gibi hareket ederler (FOX ve diğerleri, 1988).

Bir motor ünitedeki kas lif sayısı ne kadar az ise kas kasılması o derece hızlı, ne kadar fazla ise de o kadar yavaş gerçekleşir. Ayrıca motor ünitedeki lif sayısının fazla oluşu oluşan kuvveti de artırır (NIGG-HERZOG, 1994).

1.2. Kas Kasılması

Kayan filamentler teorisi HUXLEY-HANSON (1954), kas faaliyetini tanımlamada moleküler hareketleri tanımlamak için yaklaşık olarak 50 yıl önce ilk olarak ortaya atılmıştır. Bu alanda yapılan kasın incelikli yapı analizleri ve biofizik çalışmalar, kasılmanın moleküllerin boylarının küçülmesinden değil, miyozin molekülünün aktin üzerinde kaymasından kaynaklandığını göstermiştir (PEHLİVAN, 1997).

Bu öneriye göre, bir kas hücresi içinde miyozin ve aktin filamentlerin kendi boylarında bir kısalma olmaksızın üst üste gelmek suretiyle sarkomerin boyu uzar veya kısalır. Başka bir deyişle kasılma; aktin ve miyozin filamentleri arasında çevrimsel etkileşimlerle gerçekleşmektedir. Kasılma sırasında, miyozin moleküllerinin küresel başları, kalın ve ince filamentler arasında çapraz köprü adı verilen bağlar oluşacak şekilde aktin filamentler üzerindeki reseptör kesimlere bağlanmaktadır (PERGER, 1997).

Miyozin çapraz köprülerin hareketi dairesel olarak moleküler motor gibi hareket eden aktin filamentlere tutunup bükülmesi ve ayrılmasıyla kısalma süreci devam etmektedir. Miyozin başının bağlanma bölgesine erişebilmesi, tropomiyozin ve troponin tarafından düzenlenmektedir. Bu durumda ATP ve Ca^{++} 'a bağımlıdır. Oldukça saflaştırılmış aktin ve miyozinden yeniden sentezlenmiş aktomiyozin kompleksinin de ATP'yi hidrolize ederek, tıpkı canlı organizmadakine benzer biçimde, gerilme ve kısalma gibi fiziko kimyasal süreçleri gerçekleştirdiği anlaşılmıştır (MCARDLE ve diğerleri, 1996; PERGER, 1997). Etkili bir kasılmada, miyozin başları daha ilerdeki bir aktin molekülüne tutunup, çekip bırakırlar ve bu olay arka arkaya bir çok defa tekrarlanmaktadır.

Kayan filamentler modeline göre kasılma olayı aşağıdaki şekilde özetlenebilir;

a) Kasılma süreci çapraz köprü başları ATP ile birleşmiştir. Miyozin başı ATPaz etkisi ile ATP parçalanır, parçalanma ürünleri olan ADP ve P başa bağlı kalır. Miyozin başı aktine dik doğrultuda yönelmiştir, ama bağlı değildir.

b) Dinlenim halinde iken tropomiyozin-troponin kompleksi aktin filamentleri üzerindeki aktif bölgeleri, muhtemelen örterek inaktif etmişlerdir. Ortamda yeterince Ca^{++} iyonu varsa Tn-c ile birleşmesi sonucu troponin kompleksinde bir kontraksiyon değişikliği olmaktadır. Bu değişiklikten doğan kuvvetler etkisinde tropomiyozin zinciri iki aktin sarmalı arasındaki oyuğa gömülmekte, böylece aktin üzerindeki aktif bölgeler açığa çıkmaktadır.

c) Aktindeki aktif bölgeler açığa çıkınca miyozindeki çapraz köprünün başı bu aktif bölgelere bağlanmaktadır. Bu bağlanmada çapraz köprü muhtemelen birkaç aşamadan geçer. Başlangıçta zayıf bağlı durumda çapraz köprü başı içe bükülebilme özelliklerine sahiptir ve aktin filamentlerine göre çeşitli yönelimler alabilmektedir. Bunun ardından gelen ikinci durum dayanıklı bağlantıya geçiş sürecidir. Bu durumda çapraz köprünün esnek kısmı uzar ve bir gerilme oluşur. Aktin ve miyozin filamentleri birbirlerine göre kayınca esnek kısmın boyu tekrar denge uzunluğuna kadar kısalmır. Esnek kısmın artık bir gerilim oluşturmadağı bu durumda çapraz köprü başından ADP ve P ayrılır. ATP'nin parçalanması sonucu serbestleşen enerji, aynı çevrimin tekrarlanmasını sağlar. Bu olaylar zinciri 2 diskleri miyozin filamentlerinin uçlarına gelinceye kadar veya kasa binen yük çekilemeyecek kadar büyüyünceye dek yenilenir. Çapraz köprücüklerin her biri diğerinden bağımsız olarak çalışır (PEHLİVAN, 1997).

1.3. Kas Fibril Tiplerinin Karakteristik Özellikleri

Miyofibriller iskelet kasının kasılma mekanizmasında görev alan fonksiyonel birimleri oluşturmaktadırlar (PERGER, 1997). Her ne kadar kas fibril tipleri birbirine benzer görünmekte ise de özel bir boyanma işleminden sonra enine kesitleri mikroskopta; liflerin bazılarının açık (beyaz), diğerlerinin koyu (kırmızı) renkte oldukları görülmektedir. (AÇIKADA-ERGEN, 1990; FOX ve diğerleri, 1988).

Fonksiyonel açıdan, kas hücreleri tek bir dokuyu teşkil etmez. Kas liflerinin farklı yapısal, histolojik, kimyasal ve davranışsal özellikleri onların farklı kasılabilirlik özelliklerini de ortaya koyar (MURATLI ve diğerleri, 2000). Bu manada zaman temel alındığında, kas fibrillerinin en üst gerginlik kuvvetine ulaşması belli bir zaman alır ve böylece bir kas temel olarak; hızlı kasılan ve yavaş kasılan kas fibrilleri diye iki farklı fibril sınıfına ayrılabilir. Diğer bir yaklaşımla; insan iskelet kası hücreleri, histoşimik özelliklerine göre Tip I yavaş kasılan oksidatif ve Tip II hızlı kasılan glikolitik fibriller olmak üzere farklı iki grup olarak isimlendirilmiştir (TOMPSON, 1994). Buna ilaveten, Tip II grubu kas fibrilleri de Tip IIa ve Tip IIb diye kendi iki alt gruba ayrılmaktadır (AKGÜN, 1994). Tip II fibrillerinin bir başka alt grubu ise Tip IIc'dir (COLE, 1996).

Kırmızı renkli görünümlerinden dolayı kırmızı lifler adı da verilmekte olan Tip I fibrilleri kılcal damarlardan zengin olup, hızlı kasılan fibrillere göre daha fazla kapillerle çevrilidirler. Bu fibrillerin bol miktarda mitokondri içermeleri onların oksidatif enerji üretim kapasitelerini artırmaktadır. Ayrıca miyozin ATPaz enzim aktivitesinin düşük

olmasına karşın, miyogloblin konsantrasyonunun ve aerobik enerji üretiminde ihtiyaç duyulan enzimler bu liflerde daha fazla bulunmaktadır. Bu durumda onlara yüksek oksidatif kapasite sağlayarak, yorgunluğa karşı direnç göstermelerini sağlar fakat bunun karşısı olarak güç üretme yetenekleri daha düşük kas fibrilleridirler (POWERS-HOWLEY, 1990). Kırmızı kas liflerinin kasılma hızlarının yavaş, kasılma sürelerinin uzun ve kasılma kuvvetlerinin düşük oluşu, submaksimal şiddetdeki uzun süreli egzersizlere daha iyi uyum sağlamalarına neden olmaktadır (WEINECK, 1998).

Yavaş kasılan fibrilleri uyaran motor sinirlerde aksiyon potansiyelinin iletim hızının, hızlı kasılan fibrillere göre daha yavaş olduğu ileri sürülmüştür (MURATLI ve diğerleri, 2000). Bu konuda yapılan çalışmalarda, hızlı kasılan kas fibrillerini uyaran motor sinirlerin aksiyon potansiyel iletim hızı 80-90 m.s-1, yavaş kasılan kas fibrillerinde ise 60-70 m.s-1 olduğu belirtilmiştir (FOX ve diğerleri, 1988). Bundan dolayıdır ki, hızlı kasılan Tip II lifleri yavaş kasılan Tip I liflerinin aksine yüksek kasılma hızına sahiptir. Diğer bir deyişle, fibrillerin kasılma hızını motor sinirlerin belirlediği söylenebilir (MURATLI ve diğerleri, 2000). Yavaş kasılan Tip I liflerinin boyunun kısalma hızı 42 mm/sn iken, hızlı kasılan Tip II fibrillerinde bu süre ise 17 mm/sn.dir (NOYAN, 1993).

Tip II fibrilleri, az sayıda mitokondriye sahip olduklarından dolayı sınırlı bir aerobik kapasiteye sahip olup, yorgunluğa karşı yavaş kasılan fibrillere göre daha az dayanıklıdır. Ancak hızlı kasılma özelliğine sahip bu fibriller; glikojen depoları ve glikolitik enzimler açısından oldukça zengindir. Bu özellikleri onlara büyük bir anaerobik kapasite sağlamaktadır. Ayrıca yavaş kasılan kas fibrillerine göre hızlı kasılan kas fibrilleri, daha çok miyofibrile ve miyozin ATPaz enzimine sahiptir. Böylece daha hızlı kasılabilmekte ve daha fazla kuvvet oluşturabilmektedirler. Bu kas lifleri, kısa zamanda büyük kasılma ve büyük oranda kuvvet oluşturduklarından dolayı, yüksek şiddette yapılan kısa süreli egzersizlere uyum sağlamaktadırlar (WEINECK, 1998).

Beyaz kas lifi adı da verilen hızlı kasılan Tip II fibriller, TipIIa ve Tip IIb olmak üzere iki alt gruba ayrılmışlardır (KALYON, 1994). Hızlı kasılan Tip IIa lifleri, Tip IIb ve Tip I fibrilleri arasında bir özelliğe sahiptir. Hızlı kasılabilen oksidatif glikolitik fibriller olarak da adlandırılan bu lifler Tip II ve Tip I fibrilleri arasında bir biokimyasal karektere sahiptirler. Hızlı kasılan Tip IIb lifleri kılcal damar ağı bakımından zengin olup, bol miktarda mitokondri ve aerobik enzimlere sahiptirler. Hızlı kasılabilen Tip IIa lifleri ise SDH adı da verilen succinic dehidrogenaz enzimine sahiptirler bu da aerobik yeteneğe,

diğer taraftan fosfofruktokinaz “PFK” enzimine de sahip olmaları anaerobik enerji sağlama yeteneklerine de uygun olduklarını göstermektedir (McARDLE ve diğerleri, 1991).

İnsan kaslarında bütün fibril tipleri karışık bir mozaik şeklinde yapı gösterir. 16 yaşında kız ve erkeklerde yapılan araştırmalar; toplam fibrillerin ortalama %52’sinin yavaş kasılan Tip I fibrilleri, geri kalanın süratli kasılan Tip II fibrilleri olduğunu, Tip II’nin de büyük bir kısmını Tip Ia fibrillerinin oluşturduğunu ve fibril tiplerinin oranı yönünden bir cinsiyet farkı bulunmadığını göstermiştir (AKGÜN, 1994).

BELL (1980), altı yaşındaki İsveçli kız ve erkek çocuklarda ortalama olarak Tip I yavaş kasılan oksidatif fibrillerin % 58, Tip IIb süratli kasılan glikolitik fibrillerin % 19.7, Tip IIa süratli kasılan oksidatif glikolitik fibrillerin % 21.5 oranında dağılım gösterdiğini ve cinsiyet farkı bulunmadığını saptamıştır (AKGÜN, 1994).

İskelet kaslarındaki Tip I lifleri, Tip II liflerine göre sayıca fazlaştıkça aerobik metabolizmada anaerobik metabolizmaya göre daha baskın hale gelir. Antrenmanlarla kaslarda bulunan Tip I ve Tip II liflerinin oranlarının artması sağlanamaz. Liflerin sayısı ve oranı doğuştan genetik olarak belirlenir (AÇIKADA-ERGEN, 1990). Yalnızca, yapılan egzersiz türüne göre kas liflerinin kapasitelerinde değişmelerin olduğu ileri sürülmektedir.

Farklı spor aktivitelerinde rol alan sporcular, kas lifi tipine göre karşılaştırıldığında yapılan spor türü ile ilgili olarak lif dağılımında farklılık olduğu ve bazı sporcularda ST veya FT’lerin daha ağırlıklı olarak bulunduğu görülmektedir (McARDLE ve diğerleri, 1991). Bu konuda yapılan çalışmalar, dayanıklılık antrenmanı yapanlarda Tip I liflerinin yoğunlukta olduğu, sprint türü aktivite yapanlarda Tip II liflerinin ağırlıklı olarak bulunduğunu ortaya koymuştur (ALTENBERGER, 1994; RICOY, 1998).

Dünya şampiyonu maratoncuların gastronemius kasları % 93-99 oranında yavaş kasılan kas lifine sahipken, dünya şampiyonu sprinterler için bu oranın % 25 olduğu belirlenmiştir (GÜR, 1998). Diğer yandan uzun mesafe koşucularının bacak kasları % 80 oranında ST içerirken, spor yapmayanlarda bu oranın %50, sprinterlerde ise % 25 civarında olduğu öne sürülmüştür. Buna ilaveten, cinsiyet bakımından bu değerlerin hemem hemen aynı oranda fakat erkeklerde bu liflerin daha uzun olduğu tespit edilmiştir (FOX ve diğerleri, 1988).

İnsan vücudunda bir kasta, diğer bir kasa göre değişik oranlarda FT ve ST kas lifleri bulunur. Örneğin; gastronemius kasında FT liflerinin oranı baskındır. Bu lifler sporcu

performansına daha çok sıçrama tipinde hızlı ve güçlü kasılma yeteneği kazandırır. Öte yandan soleus kasında ST lifleri daha çok olduğundan bu kas, daha çok uzun süreli aerobik aktivitelerde kullanılır. Ancak yine de iskelet kaslarının büyük çoğunluğunda yaklaşık eşit miktarda ST ve FT lifleri bulunmaktadır. Sadece bazı kaslar baskın olarak ST ve FT liflerinden meydana gelmiştir (AKGÜN 1994; FOX ve diğerleri, 1988). Örneğin gastrocnemius, biceps brachii ve deltoid kaslarında FT liflerinin oranı daha fazla iken, rektus femoris, soleus ve rektus abdominis kaslarında ST liflerinin oranı daha fazladır. Postür sağlayan soleus kasında %75-90 civarında ST lifleri olduğu bilinmektedir.

Yavaş kasılma özelliği olan kas fibrillerinin “ST” ve hızlı kasılma özelliği olan kas fibrillerinin “FT” yapısal ve fonksiyonel özellikleri aşağıdaki tabloda özet olarak sunulmuştur.

Fibril Türü	Yavaş Kasılan (ST) Fibriller	Hızlı Kasılan A(FT-A) Fibriller	Hızlı Kasılan B(FT-B) Fibriller
Motonöron eşik adaptesi	Düşük	Yüksek	Yüksek
Yapısal açıdan kas lif çapı	Küçük	Büyük	Büyük
Fonksiyonel Kasılma zamanı	Yavaş	Hızlı	Çok Hızlı
Motor sinir büyüklüğü	Az	Fazla	Çok fazla
Yorulma süreleri	Uzun	Orta	Çok kısa
Kullanıldıkları aktiviteler	Aerobik	Uzun süreli anaerobik	Kısa süreli anaerobik
Güç üretimleri	Düşük	Yüksek	Çok Yüksek
Mitokondri yoğunlukları	Fazla	Fazla	Çok az
Miyozin ATPaz enzim aktivitesi	Düşük	Yüksek	Yüksek
Kapiller yoğunlukları	Yüksek	Orta	Çok az
Oksidatif kapasiteleri	Yüksek	Yüksek	Düşük
Glikojen depoları	Düşük	Yüksek	Yüksek
Glikolitik kapasiteleri	Düşük	Yüksek	Yüksek
Enerji depoları	Trigliserit	CP, Glikojen	CP, Glikojen

Tablo 1. ST ve FT Kas Liflerinin Bazı Yapısal ve Fonksiyonel Özellikleri (FOX ve diğerleri, 1988)

1.4. Kas Kuvvetini Etkileyen Mekanik Faktörler

Kasın ürettiği kuvvetin büyüklüğü; kasın kasılma hızı, uyarılma zamanındaki uzunluğu ve kasın uyarıldıktan sonra geçen zaman ile ilişkilidir (MURATLI ve diğerleri, 2000).

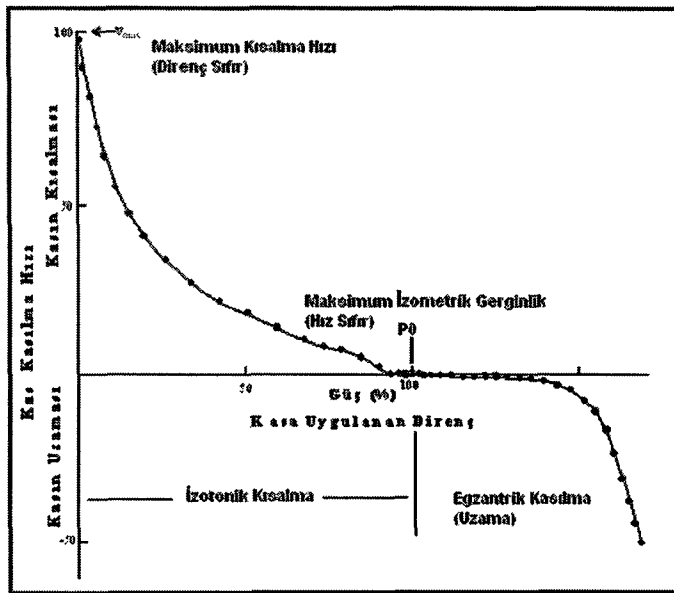
1.4.1. Kuvvet-Kasılma Hızı İlişkisi

Kas, boyunun kısalması esnasında kendisine uygulanan dirence karşı koyabilecek karşı kuvveti ayarlayabilen doğal bir özelliğe sahiptir. Basit elastik bir cisimden kası ayırt eden bu mükemmel özellik; kas kasılma sistemi tarafından oluşturulan hızın, dış dirence karşı sürekli olarak ayarlanması gerçeğine dayanmaktadır (EDMAN ve diğerleri, 1978).

Atletik performansta, kuvvetin en kısa süre içerisinde uygulanabilmesinin çok önemli olduğuna inanılmaktadır. Bunun içindir ki; bir saniyeden daha kısa bir sürede meydana gelen bir çok atletik harekette, mümkün olan en yüksek kuvveti, çok kısa bir süre içinde sergileyebilmek önemlidir. Bu tür hareketlerde yüksek hızda, maksimum kuvvet sergileyebilmek başarıyı belirleyen en önemli faktörlerden biridir (SALE, 1992).

Kasta konsantrik kasılma ile ilgili, klasik kuvvet-hız ilişkisi ilk kez 1938 yılında Hill adlı araştırmacı tarafından tespit edilmiştir (MURATLI ve diğerleri, 2000). Bu çalışma ve diğer çalışmalar, bir kasın dirençle karşı karşıya kalmadan kasıldığı zaman en büyük kasılma hızına sahip olduğunu ortaya koymuştur (EDMAN ve diğerleri, 1978).

JONES ve diğerleri (1999), yapmış oldukları bir çalışma ile antrene bireylerde bench press hareketi hızını, 1TM'nin %50'sinde 1.32 m.s-1, %75'inde 0.64 m.s-1, ve % 90'ında 0.42 m.s-1 olduğunu bulmuşlar ve sonuç olarak yüke bağlı olarak hareketin hızında azalma olduğunu belirtmişlerdir.



Şekil 2; Kurbağanın Tek Bir Kas Fiberinde Kayıt Edilen Güç ve Kısılma Hızı Arasındaki İlişki (EDMAN, 1992)

Tek bir kas fibrili ile yapılan deneyler (EDMAN ve diğerleri, 1978) göstermiştir ki; kuvvet-hız ilişkisi tüm kasta gözlenenden daha karmaşık bir şekle sahiptir. Şekil 2’de gösterildiği gibi, güç-hız ilişkisi her biri yukarı doğru iç bükeylik gösteren iki farklı eğriyi içermektedir (EDMAN ve diğerleri, 1978). Kasa direnç uygulandığı zaman, direnç artışı ile orantılı olarak kasılma hızında gittikçe düşmektedir. Direnç kasın gösterebileceği maksimum kuvvete eş bir değere ulaştığında; kasın kasılma hızı sıfıra düştüğü (P_0 noktası) ve kas lifinin aktivasyonuna rağmen hiç bir kasılmanın meydana gelmediği gözlenmiştir. Bu anlamda; dirençle kasılma hızın azalmasının nedeni direncin kas kasılması sırasında gelişen kasılma kuvvetine zıt yönde etki yapmasıdır. Bu durumda kasılma hızını artıracak net kuvvet küçülür (MURATLI ve diğerleri, 2000).

Şekil 2’de direnç, kas kuvvetini P_0 noktasında aştığında kas uzamaya başlamaktadır. Fakat kuvvet-hız eğrisi P_0 civarındaki kuvvet aralığında düz olduğu görülmektedir. P_0 civarındaki güç-hız ilişkisinin düz bölümü, kasılma süreci içinde izometrik olarak devam eden kas fonksiyonunu göstermektedir. Bundan sonraki bölümde; yüksek dirençle karşı karşıya kalan kas (sıçrama, merdivenden aşağı yürüme gibi..) oldukça iyi bir şekilde bu dirence, boyunun kontrollü uzaması ile karşı koymaktadır. Düşük hızlı uzama nedeniyle, eksantrik hareket esnasında sarkomerlerin geçireceği toplam uzunluk değişimi küçük olacaktır. Fakat direnç P_0 üzerinde ve %40-50 den fazla yükseldiğinde, kas yüksek bir hızla uzayacaktır (EDMAN, 1992).

Kasa uygulanan direnç arttığında kasın kasılma hızının da bu artışa bağlı olarak değişmesine sebebiyet veren bir çok olasılık öne sürülmüştür (HUIJING, 1992). Bunlardan biri; kas kasılmasının artan yoğunlukta bir sıvı ortam boyunca filamentlerin kaymasını içermesidir. Bu durumda filamentler üzerinde hareket eden yapışkanlık, hızın artımıyla artar ve bu üretilebilecek tüm dış kuvveti azaltır. Diğer ise; direncin çok fazla artması ile kasın kasılma hızının sıfıra yaklaşması ve optimal kuvvetin kası izometrik kasılmaya zorlamasıdır. Bu durumda kasta ve dolayısı ile eklemde hiç bir hareket gözlenmez.

Maksimal kuvvet üretimi esnasında çok büyük dirençlerle karşı karşıya kalan kasın kasılma hızındaki azalma, kas içi oluşumlar göz önüne alınarak tahmin edilebilir. Yüksek bir direnç karşısında sarkomer daha hızlı kasılmaya zorlanırsa, çapraz köprülerin periyodik bağlanma süreleri de artırılmak zorunda kalınacaktır. Bu da, her an daha az çapraz köprünün bağlanabileceği ve kuvvet üretimine daha az katkıda bulunabileceği anlamına gelmektedir. Böyle durumda sarkomerin artan kasılma hızlarında daha az kuvvet ortaya

koyduğu iddia edilmiştir. Bunun tam tersi ise, hiçbir direnç ile karşı karşıya kalmayan kasın, kuvvet üretmek için kasılmaya zorlandığında maksimal kasılma hızı ile kasılmasıdır. Yani hemen hemen bütün çapraz köprüler, kuvvet üretmek için bağlı kalmaktansa periyodik hareketlerine devam etmektedirler (HUIJING, 1992).

Kas kasılma hızı, antrenman programlarının dizaynına bağlı olarak belirlenmektedir. Bu üç farklı ağırlık antrenmanı yönteminden birinin seçilmesi ile olur;

- 1) Düşük hız/yüksek kuvvet,
- 2) Yüksek hız/yüksek güç,
- 3) Karışık antrenman.

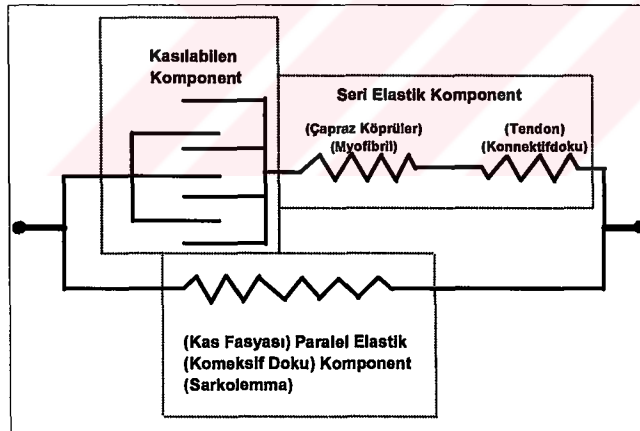
Düşük hız / yüksek direnç kuvvet antrenmanı, tipik olarak 1TM'nin %80'i ve üzeri şiddetlerde yapılır ve büyük oranda maksimum kuvvet gelişimine yol açmakla birlikte düşük ağırlıklarla yapılan antrenmana oranla güç ve hız kazanımı sağlar (AŞÇI, 2001). Temel olarak yüksek ağırlıkların antrenmanda kullanılması, hareketin maksimum hızını ve maksimal kuvvet iki mekanizma yardımı ile artırır. Birincisi, FT fibrillerinin sıçrama, sürat ve halter gibi yüksek dinamik kuvvet ve güç gerektiren hareketlerde sporcunun performansını belirlemede önemli bir yeri vardır. Motor ünite katılımı ile ilgili Size Kuramı'na göre, maksimum veya maksimuma yakın dirençler kullanılarak yapılan antrenmanlar ile kasın tüm motor ünitelerinin katılımı sağlanmakta ve bu nedenle de büyük oranda FT'ler antrene edilmektedir. İkinci olarak hareketin hızı, çok kısa bir süre kas kuvvetinin oluşturulmasına neden olan antrenman metodu ve hareketin hızlı bir tempoda yapılması ile gelişmektedir.

Yüksek hız/yüksek güç halter antrenmanı, düşük ağırlıkların mümkün olan en yüksek hızda kaldırılmasına yöneliktir. Bu tür bir antrenman güç çıktısında önemli derecede gelişimi beraberinde getirir. Yüksek hız/yüksek güç antrenmanı özellikle balistik egzersizler açısından önemli olabilir. Teorik olarak bu tür bir antrenman, yüksek güç hareketlerinin kısa sürede kuvvetin ortaya konmasını ve yüksek güç gerektiren hareketler sırasında kas içi ve kaslar arası koordinasyonun geliştirilmesinde önemli bir etken olması nedeniyle, hızı ve kuvveti artırmaktadır. Buna ek olarak, maksimum izometrik kasılmanın % 30'u ile yapılan kısa süreli yüksek güç kasılmaları, izometrik antrenmana oranla kasın kasılma hızındaki artışı etkilemektedir. Bu nedenle, yüksek güç antrenmanı hem sinirler hem de kasılma mekanizması üzerinde bir etkiye sahiptir (HARIS ve diğerleri, 2000).

1.4.2. Kasın Elastik Özelliliği

Kas fibril ve tendonlarındaki elastikiyet insan performansının etkinliğinde ve verimliliğinde çok önemli bir rol oynamaktadır. İnsan vücudunun hareket ettirilmesinde kas ve onun tendonsu yapısı mükemmel bir yay gibi hareket etmez, fakat her ikisinde basit olarak tanımlanabilecek elastik bir modelin mekanik özelliklerine sahiptir. Bu dokuların özelliklerinin önemi, herhangi bir uyarı tarafından bir kas uyarıldığı zaman ve buna bağlı olarak kasın gerginliğinde değişimi ile ortaya çıkmaktadır (SHORTEN, 1996; CHRISTOPHER, 1989).

İskelet kasının elastik davranışı onun elastik yapısının ve buna uygulanan kuvvet arasındaki ilişki ile karakterize edilebilir. Bu manada, kasın elastik davranışı onun mekanik yapısı ile ilişkilidir. Kas mekanik açıdan, basit olarak, Şekil 3'deki gibi, kas tendonlarından kaynaklanan *seri-esnek bileşen (SEB)* “the series elastic component” (SEC), bağ dokusundan kaynaklanan *paralel-esnek bileşen(PEB)* “the paralel elastic component” (PEC) ve miyofibrillerden kaynaklanan, *kasılabilen bileşen(KB)* “the contractile component”; (CC) olmak üzere üç bileşenli bir sistem olarak görülür (PEHLİVAN, 1997).



Şekil 3; Kasın Mekanik Modeli (PEHLİVAN, 1997)

1.4.2.1. Kasılabilen Bileşen

Kasın elastik özelliklerini kapsayan bu modellendirme A. V. Hill'in Nobel ödülü kazanan çalışması ile açık bir şekilde tanımlanmıştır. HUXLEY-HANSON, 1954'de kasılma ile ilgili Kayan Filamentler Teorisi'ni geliştirmişlerdir. Bu teoriye göre, aktin ve miyozin filamentleri arasında çevrimsel etkileşimlerle kasılma gerçekleştirilmektedir. “Hill Modeli” olarak da adlandırılan bu modelde; kasın kasılabilir bileşeni (KB) kas fonksiyonunun temel bir elemanı olarak alınır ve kasın bütün aktif davranışlarının temelini oluşturur (RANSON, 1997).

Model en basit şekilde; KB, bir yay özelliğine sahip olan pasif bir zar ile seri olarak bağlıdır. Elbette ki bu, yayların kas içinde gerçekten bulunabileceğini ifade etmez fakat tanımlanamayan kas kısımlarının yay olarak betimlenmesi ile kasın davranışının anlaşılabilirliğini ifade eder.

Bir kas lifi içinde güç-kuvvet oluşturan temel kasılabilen üniteler sarkomerlerdir. Kuvvet; kısalmakta olan sarkomerdeki aktin filamatlerin, miyozin filamentlerinin ortasına kaymasıyla oluşturulur. Kayma hareketi ile küçülen sarkomer, miyozin çapraz köprülerinin aktin filamentlere bağlanma olasılığını azaltmaktadır. Bunun sebebi bir direnç karşısında miyozin çapraz köprülerinin, filamentler kaydıka potansiyel bir bağlantı noktası bulmak için daha kısa bir sürelerinin olduğudur. Ayrıca kasın aktif çapraz köprülerinin kasa uygulanan direncin değişimine karşı kendi bağlanma hızlarını ayarlama yetisi vardır fakat kasa uygulanan direnç kasın ona karşı uygulayacağı karşı direnci artığında çapraz köprüler kopma noktasına gelmektedir (EDMAN, 1992).

1.4.2.2. Seri Elastik Bileşen

Kasılabilen bileşen (KB) ile aralarda buluna elemana seri elastik bileşen (SEB) adı verilir. Kasa ait elastik öğeler içinde, aktif kasın çalışması ile ilgili en önemli kısımlardan biri seri elastik bileşendir (SEB) (HUIJING, 1992). Bu bölümün temel kısmı kasın tendonlu kısımlarını oluşturur. Bu dokular bütün kaslarda, intramüsküler tendon çıkıntıları ve ektramüsküler tendonlar olarak yer alır.

WOO (1981)'nın domuz digital fleksor tendonlarından elde ettiği veriler doğrultusunda; tendonun üzerine kuvvet uygulandığında, kuvvetin artışına bağlı olarak tendon uzunluk değişimi ortaya çıkmaktadır (HUIJING, 1992; KOMI, 1992).

Diğer yandan izole edilmiş tendon uzunluk-kuvvet özellikleri hakkında bir çok deneysel çalışma yapılmıştır (SIMONSEN, 1988; HUIJING, 1992; KOMI, 1992). Bu çalışmalar sonucunda tendon elastik bir yapı gibi davranır. Yani kasa uygulanan direnç arttığı ve azaldığı zaman tendon uzunluk özelliklerinde ufak farklılıklar (KAR, 1981) ortaya çıkmaktadır.

SEB'in özelliklerinin en önemli yönü, onun koruyucu olmasıdır, diğer bir deyişle KB tarafından ortaya konulan her tür mekanik enerji SEB tarafından tutulacak ve SEB kendi orjinal pozisyonuna dönerken çevreye iade edebilecektir. Bu durum plyometrik egzersizlerde önemli bir şekilde ortaya çıkmaktadır. Plyometrik egzersizlerde kasın en

önemli mekanik kısmı seri elastik bölümüdür ki bu bölüm, konsantrik kasılmada kullanılan elastik enerjinin depolanmasını sağlar. Bu plyometrik egzersizler için en büyük mekanik katkıdır (KOMI, 1992).

SEB kas ve tendonları içerir, fakat tendonlar SEB'nin en büyük kısmını oluştururlar. Musculotendinous ünite bir eksantrik harekette gerildiğinde, SEC elastik enerji depo ederek bir yay gibi davranır. Elastik enerji depoları, SEC'de yer alan kasılabilen bileşende birbirine bağlı olarak duran çapraz köprülerin birbirine bağlı kalabildiği sürece depo edilebilir. Kasın eksantrik kasılmasını takiben hemen bir konsantrik kasılma olursa, depo edilmiş enerji mekanik enerji olarak açığa çıkar. Bu tendonların ve agonist kasların gerginlik öncesi normal durumlarına dönmesiyle toplam güç üretimine katkı sağlar. Kasın uzaması ve kısılma süreci içerisinde, eğer konsantrik hareket çok çabuk eksantrik hareketi takip etmezse veya eksantrik safha çok yavaş ya da eklem çok büyük açısal hareketinde olursa, depolanmış elastik enerji ısı olarak veya konsantrik harekete katılmayarak kaybedilir (POTACH-CHU, 2000). Bir başka deyişle; miyozin çapraz köprüleri birbirinden ayrıldığı zaman depo edilen enerji ısı olarak kaybolur. (KLAVORA, 1995). Şunu da söyleyebiliriz ki; uzun karmaşık tendonlarda kas gruplarına göre elastik enerji depolama kapasitesi daha büyüktür.

1.4.2.3. Paralel Esnek Bileşen

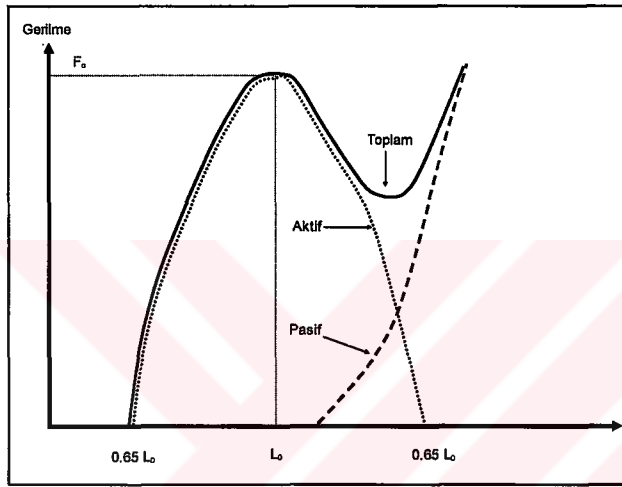
Paralel elastik bileşen (PEB) sarkolemma ve bağ doku elamanları olan endomisyum, perimisyum ve epimisyumdan oluşur. Ancak yeni yapılan çalışmalar SEB'in, elastik özelliklerinin önemli bir bölümünün aktin-miyozin arasındaki çapraz köprülerden kaynaklandığını ortaya koymuştur (SHORTEN, 1996).

Kas kasıldığı zaman kas kuvveti oluşturan yapı kasılabilir bileşendir. Kasın otaya koyabileceği maksimal kuvvet, kasılabilen komponentin kuvveti birbirine bağlı olan çapraz köprülerin sayısına bağlı olduğundan, kas gerilimi arttığı zaman seri elastik bileşeninde gerginliği artmaktadır.

Bu durum, bir sapanı benzetilebilir. Eğer elastik parça 'askı' üzerindeki kuvvet, askıyı serbest bırakarak birden bire azaltılırsa; askıda depo edilen tüm elastik enerji cismi belli bir yöne doğru sevk etmek için kullanılır. Eğer, aynı anda, sapanı tutan el aynı yönde hareket ettirilirse nesne, askının geri çekilme hızıyla sapanı tutan elin hareket hızının toplamı kadar bir hızla fırlatılacaktır.

1.4.3. Kasın Aktif ve Pasif Gerginliği

Paralel lifli kaslarda maksimum kasılma, kas istirahat uzunluğundan biraz daha uzadığı zaman gerçekleşir. Pennat lifli kaslar ise, istirahat uzunluğunun % 120-130'u arasında olduğunda maksimum olarak kasılabilir. Bu olay, kasın elastik bileşeninin, özellikle de SEB'in katkısına bağlıdır. Kas gerildiği zaman, seri elastik bileşen kasa gerim kuvvetini ekler. Maksimum kasılma ile kas uzunluğu arasındaki ilişki kontraktıl bileşenin aktif desteği, SEB ve PEB'in aktif katkısı ile gerçekleşir (PEHLİVAN, 1997).



Şekil 4; Dinlenme ve İzometrik Koşullarda Kasılan Bir Kasta, Gerilme-Uzunluk Diyagramı (PEHLİVAN, 1997)

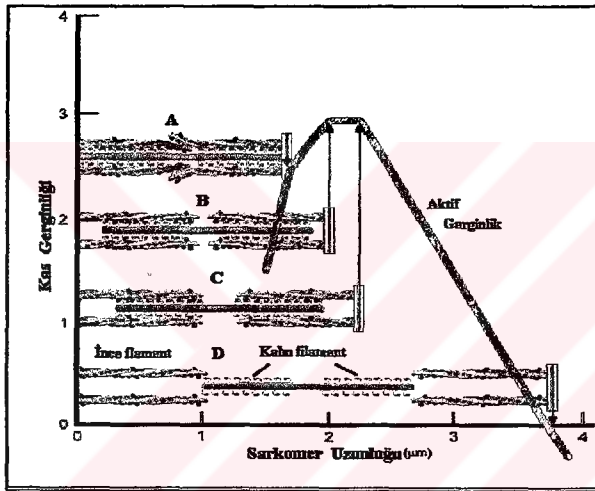
Dinlenme uzunluğuna göre daha küçük veya daha büyük uzunluklarda kasılma başlatıldığında, kasın kaldırabileceği maksimum yük azalmaktadır. Bu nedenle kasılma hızı, yük kuvveti ile birlikte kasın ilk uzunluğunda bir fonksiyonu olmalıdır. İzotonik kasılmada, değişik yük kuvvetleri karşısında kasılma hızını ölçerek Şekil 4'deki eğriyi deneysel olarak çizmek için, kasılmayı hep aynı $L=L_0$ dinlenme uzunluğundan başlatmak gerekir (PEHLİVAN, 1997).

Gerilmiş bir kastaki toplam kasılma, kas liflerinin ortaya çıkardığı aktif gerilim ve kiriş ile kas zarının açığa çıkardığı pasif gerilim toplamına eşittir (MURATLI ve diğerleri, 2000). Buna göre bir iskelet kası, uyarılmadan pasif olarak uzatılmaya çalışılırsa, pasif gerilme kuvveti oluşur. Kas, izometrik koşullarda tetanik olarak uyarılırsa, kasılmadan doğan aktif gerilim eklenerek toplam gerilme meydana gelir. Toplam gerilmeden pasif gerilme çıkarılarak aktif gerilme bileşeni bulunabilir. Deneyler, Şekil 4'de de görüldüğü gibi, aktif gerilmenin $L=L_0$ için en büyük olduğunu, diğer uzunluklar için ise küçüldüğünü göstermektedir. Kasın kuvvet oluşturmaları için, boyca normal çalışma aralığı $0,85 L_0 - 1,20 L_0$, maksimum sınırlar ise $0,65 L_0 - 1,40 L_0$ dır (PEHLİVAN, 1997).

1.4.4. Sarkomer Uzunluk-Kuvvet İlişkisi

Kasın ortaya çıkarabildiği maksimum izometrik kuvvet miktarı, kısmen kasın uzunluğuna bağlı olduğu belirtilmiştir (ZENGEROĞLU, 1997; CHAMPMAN, 1985). Bu durumda, aktif gerilmenin kas uzunluğuna bağlılığı, miyofibrillerin yapısı ve kayan filamentler modeline göre açıklanabilir (BOBBERT ve diğerleri, 1986).

Bir kas fibrili tarafından geliştirilen maksimum kuvvetin, fibril uzunluğuna bağlı olduğu düşüncesi, ışık mikroskopu ile yapılan çalışmalarda desteklenmektedir (MURATLI ve diğerleri, 2000). Bu durumda; kuvvet ince ve kalın filamentlerin üst üste gelmesi ile orantılıdır.



Şekil 5; Kurbağa Bacağının Tek Bir Kas Lifinden Elde Edilmiş Gerilme-Uzunluk Diyagramı ve Bir Sarkomer Uzunluğuna Göre Miyofilamentlerin Karşılıklı Konumları (HUIJING, 1992)

Şekil 5'deki diyagramda D noktasında aktin filament, miyozin filamentin ucuna kadar çekilmiştir. Bu durumda aktin ve miyozin filamentlerinin üst üste gelmeleri söz konusu değildir. Bu noktada aktive edilen kasta gelişen gerim sıfırdır. Daha sonra sarkomer boyu kısalmışken aktin filamentleri miyozin filamentlerini gittikçe daha çok örter; gerim de sarkomer uzunluğu 2.2 mikrona ininceye kadar artar. Bu noktada aktin filamenti, miyozin filamentlerini örttüğü halde miyozin filamentinin orta bölgesine henüz erişmemiştir. Bu noktadan sonra sarkomer boyu daha da kısalmışsa, bu tam gerim hali sarkomerin yaklaşık 2.0 mikron uzunluğuna kadar devam eder. Bu noktada iki aktin filamentin uçları üst üste gelmeye başlar. Sarkomer uzunluğu 2 mikrondan 1.65 mikrona azaldığı zaman A noktasında, kontraksiyon şiddeti düşer. Bu noktada sarkomerin iki Z diski, miyozon filamentinin uçlarına dayanır. Eğer kontraksiyon sarkomer uzunluğunu

daha da kısaltmaya devam ederse miyozin filamentlerinin uçları kısalar ve şekil 5’de görüldüğü gibi kontraksiyon şiddeti de düşer (HUIJING, 1985).

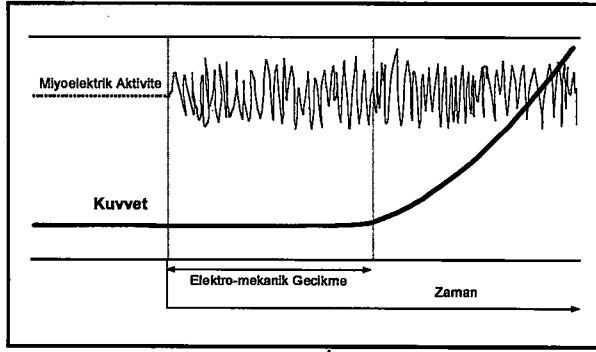
Bu durumda, eğer bir sarkomer onun filamentleri arasında hiç bir üst üste gelme olmayacak kadar uzun ise; bu sarkomerin aktivasyonu kuvvet üretimine sebep olmayacaktır. Ancak filamentler arasında bir üst üste gelme olabilen bir sarkomer uzunluğunda, bir miktar kuvvet üretilebilir. Bu uzunluk; aktif kuvvet ortaya koyulmasının maksimal sarkomer uzunluğu olarak adlandırılır. Eğer sarkomer aktivasyonu daha kısa sarkomer uzunluklarında gerçekleştirilirse, üst üste gelmelerin ve dolayısı ile de en üst düzeyde bağlanabilen çapraz köprülerin sayıları da artırılabilecektir. Sonuç olarak; daha kısa sarkomer uzunluklarında, bütün çapraz köprülerin ince filament üzerinde bir bağlanma yeri bulabildikleri şekilde bir üst üste gelme oluncaya kadar, maksimal izometrik kuvvet daha yüksek olacaktır (GORDON ve diğerleri, 1966 b, EDMAN-REGGIANI, 1987). Bununla birlikte yapılan çalışmalar, maksimal kuvvetin kısalmış sarkomer uzunluğuyla azaldığını göstermiştir ve bu olayı açıklamak için iki teori öne sürülmüştür (HUIJING, 1985).

a) Üst üste gelmenin optimal olarak kaldığı gerçeğine rağmen, bilinmeyen bir faktör, küçülmüş sarkomer uzunluğunda artmış bir miktarda çapraz köprü bağlanmasını engellemekte ve böylece az sayıda çapraz köprü bağlanabilmektedir.

b) Bütün potansiyel çapraz köprü bağlanmaları yapılar fakat bazı bilinmeyen mekanizmalar küçülen sarkomer uzunluğuyla artan, karşı koruyucu bir kuvvet üretir. Bu anlamda bir sarkomer uzunluğunda üretilen net kuvvet sıfıra eşit olur (OTTEN, 1987).

1.4.5. Kuvvet-Zaman İlişkisi

Kas uyarıldığında, kasta kasılma başlamadan önce kısa bir süre geçer. Elektro-mekanik gecikme olarak isimlendirilen bu sürenin, SEB’i germek için gerekli olduğu düşünülür. Bu süre esnasında kastaki gevşeklik ortadan kalkar ve SEB yeterince gerildiğinde kasılma giderek artar. Elektro-mekanik gecikme süresi kasa göre değişir ve ortalama 20-100 milisaniye arasında olduğu bilinmektedir. FT lif yüzdesi fazla olan kaslarda elektro-mekanik gecikme süresi daha kısadır. Elektro-mekanik gecikme süresi olan kaslar daha fazla kasılma kuvveti ortaya koyabilirler. Kas uzunluğu, kasılma tipi, kasılma hızı ve yorgunluk gibi faktörlerin elektro-mekanik gecikme süresini etkilemediği saptanmıştır. Kasta FT lif yüzdesi fazla olduğunda ve kas antrenmanlı ise maksimum izometrik kuvvet gelişimi süresi kısadır (MURATLI ve diğerleri, 2000).



Şekil 6; Kasın Uyarımı İle Kasılmanın Başlaması Arasındaki Süre (20-100 Milisaniye) “Elektromekanik Gecikme Zamanı” (MURATLI ve diğerleri, 2000)

1.5. Kuvvet

1.5.1. Kuvvet Türleri

Her spor dalının özelliği nedeniyle kuvvete olan gereksinim farklıdır. Kuşkusuz, halter kuvvete en fazla gereksinim duyulan sporlardan biri iken, dayanıklılığın tartışmasız örneği maraton, kuvvete en az gereksinim duyulan sporlardan birisidir. Bu anlamda, spor dallarını, kuvvete olan gereksinimleri açısından sınıflayabileceğimiz gibi, kuvveti de kendi içerisinde değişik sınıflara ayırmamız mümkündür. Bu nedenle kuvvet; maksimal kuvvet, çabuk kuvvet ve kuvvette devamlılık türlerine ayrılır (AÇIKADA-ERGEN, 1990).

1.5.1.1. Maksimal Kuvvet

Maksimal kuvvet; sinir kas sistemimizin istemli kasılması sonucu; kaldırabileceği en büyük ağırlığın kaldırılması olarak düşünülür. Büyük bir ağırlığa karşı koyma veya kontrol edebilme gereği olan halter, çekiç atma, gülle atma gibi spor dallarında performansın belirleyicisidir. Sporda karşı konulması gereken kuvvet azaldıkça, maksimal kuvvet kullanımı gereksinimi de azalmaktadır. Maksimal kuvvet, sprinterlerde veya büyük sıçrama yeteneği gerektiren spor dallarında süratle birleştirildiği gibi, kürek sporunda olduğu gibi dayanıklılık ile de birleştirilebilir (a.g.e., 1990).

Bazı spor dallarında, sporcunun kuvveti ile kilosu arasındaki ilişkiye bakılmaz. Kişi hangi ağırlıkta olursa olsun, önemli olan maksimal kuvvet değeridir. Bunun aksine bazı spor dallarında da, kişinin kuvvetli olması yanında, kilosu da önemlidir. Bu gibi spor dallarında önemli olan, verili bir kiloda, maximal bir değerde maximal kuvvetin sağlanmasıdır. Bir uzun atlayıcı, sprinter ya da judocu için önemli olan, var olan kilolarında daha büyük maksimal kuvvet elde etmeleridir. Burada maksimal kuvvetin, vücut ağırlığına olan oranı, relatif kuvvet kavramını verir. Bu nedenle, 100 kg. ağırlığında

bir halterci 200 kg. squat hareketi yapabilirken, 70 kg. ağırlığında ve 150 kg. squat yapabilen bir yüksekçiye kıyasla relatif kuvveti daha azdır (a.g.e., 1990).

Halterci: $200 : 100 = 2$ kg.

Yüksekçi: $150 : 70 = 2.14$ kg.

Özellikle vücut ağırlığına büyük ivmelenme verilmesi gereken spor dallarında relatif kuvvet, başarının belirleyicisi olmaktadır (a.g.e., 1990).

Maksimal kasılma kuvvetini geliştirme yeteneği, yüksek düzeyde kuvvet ve hız gerektiren sporlar için önem taşımaktadır. Kassal güç, kuvvet ve hızın bir ürünüdür. Bu nedenle, verili bir kuvvet-hız ilişkisi için kasılma hızının bir fonksiyonu olarak kas kuvveti, kasılma hızı boyunca tanımlanır (BEMBEN-McCALIP, 1999). Bu manada, kas kuvveti fiziksel olarak kuvvet ve hızın bir ilişkisi olarak tanımlanır ve sadece enerji kaynaklarının miktarını değil aynı zamanda enerji hızını da yansıtır (AŞÇI, 2001).

Maksimal kuvvet kas kesit alanı ile belirlenirken, kasılma hızı; kimyasal enerji, sinir uyarımı ve kas fibril dağılımı gibi faktörlerden etkilenir. Sinir-kas performansında meydana gelen özel değişimler sinirsel aktivasyon ve hipertrofik faktörlerle kısmen açıklanabilir. Kuvvet antrenmanı sırasında sinir-kas sisteminin değişik öğelerinde meydana gelen uyumun miktarı ve zamanı, kuvvet antrenmanının türü, şiddeti, süresi ve antrenman öncesi deneğin durumu gibi faktörlerle ilişkilidir (HAKKINEN ve diğerleri, 1985).

Bayanlar ile erkeklerin kas yapısı ve kuvvetlerinde farklılıklar olduğu iddia edilmiştir. Bu konuda; HETTINGER (1966)'e göre iskelet kasları bayanların vücut ağırlığının %35'ini, erkeklerin %41.8'ini oluşturmaktadır. Yine, bayanların kasları sadece nicelik olarak değil nitelik olarak da erkeklerden daha geridedir. Bu yapısal özelliğe bağlı olarak, bayanların toplam kas kuvveti erkeklerin toplam kas kuvvetinin %55'i ile %80'i kadar olduğu belirtilmiştir. Antrenmandaki gelişim bayanlarda hafta başına %3.9 iken, erkeklerde % 5.8 olabilmektedir. Cinsiyetler arasındaki bu farklılıkların antrenman süreci sonuna doğru daha büyük olduğu gözlenmiştir (GÜNDÜZ, 1997).

1.5.1.2. Çabuk Kuvvet

Çabuk kuvvet; kas sinir sisteminin, bir dirence karşı, büyük bir hızla kasılması ve hareketi gerçekleştirmesidir. Atmalar, atlamalar, vurmalar ve büyük hızla yön değiştirmeler gerektiren spor dallarında, çabuk kuvvet performansının belirleyicisidir. Kas-

sinir sistemi bir yüklemeyi, refleksler ve kasın elastik yapısı yardımıyla kabul eder ve hızla cevap verir. Bu nedenle kasılmanın hızı veya kasılmanın kuvveti arasında belirgin bir farklılık vardır. Bu iki özelliğin birlikte ortaya çıkmasıyla, kuvvetin farklı bir özelliği meydana gelmiş olur.

Diğer yandan; çabuk kuvvet de üç farklı başlık altında toplanmaktadır. Bunlar; başlama kuvveti, patlayıcı kuvvet ve elastik kuvvettir. Bunlardan;

Başlama kuvveti; bir hareketi başlatmak için gerekli olan kuvvet olarak tanımlanır.

Patlayıcı kuvvet; çok kısa bir süre için kasın kasılması ile yüksek miktarda kuvvet üretebilme yeteneği olarak tanımlanır.

Elastik kuvvet; bir kasın eksantrik kasılmasının hemen arkasına konsantrik bir kasılma ile sergilemiş olduğu, kısa süre içinde yüksek miktarda kuvvetin hızlı bir şekilde uygulanmasıdır (REID, 1989).

Kas-sinir sistemi, hem refleksler hem de kasın elastik ve kontraktil yapılarının koordinasyonu yoluyla yüksek hızdaki yükü kabul eder ve hızla cevap verir. Elastik kuvvet bu olay sonucu oluşur. Yüksek hızda bir kasılma, kas-sinir sisteminin direncin üstesinden gelme yeteneği olarak ortaya çıkar (a.g.e., 1989).

Bir germe sonrası kasılma hızı, elastik bileşenlerin geri tepme hızı ile artar. Bu sebepten elastikiyet, verili bir hızda daha fazla kuvvet veya verili bir kuvvete daha yüksek hız lehine, kontraktil bileşenlerin hiperbolik kuvvet-hız ilişkisini değiştirme etkisine sahiptir. Bir kas tendon sisteminin gerilmesi, aynı zamanda elastik enerji depolanması ve toparlanma enerjisi meydana gelmesine imkan tanır (MARTYN, 1987).

1.6.1.3. Kuvvette Devamlılık

Kuvvette devamlılık; tüm organizmanın yorgunluğa karşı koyabilme yeteneği veya kapasitesi olarak tanımlanabilir. Oldukça yüksek bir seviyede kuvvetin uygulanabilmesi ile birlikte, ayrıca kuvvetin her tür engele ve zorluğa rağmen uygulanmasının olanaklı kılındığı bir yetenektir. Bunun en belirgin göstergelerinden birisi, çok eski zamanlardan beri bilinen maksimum sayıda yapılan şınav hareketidir. Bu harekette kol kasları vücut ağırlığı tarafından meydana getirilen dirence oldukça uzun bir süre karşı koymak durumundadır. Yine mekik hareketleri, maksimal sayıda yapıldıkları zaman, bölgesel olarak kuvvette devamlılığın geliştirilmesinde etkili olurlar (AÇIKADA-ERGEN, 1990).

Kürek, yüzme, kros koşu, orta mesafe koşuların bir kısmı, basketbol, hentbol ve benzeri oyunlar gibi sportif etkinlikler, performansın 60 saniye ile 8 dakika arasında değiştiği sporları kapsar. Bu nedenle bu sporlarda kuvvette devamlılık, performansın olumlu yönde olmasının en önemli belirleyicilerinden birisidir (a.g.e., 1990).

1.5.2. Kuvvetin Fizyolojik ve Sinirsel Özellikleri

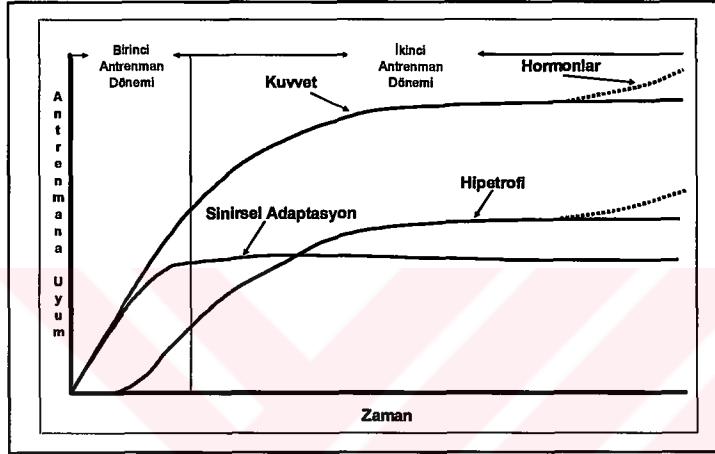
Kuvvetin ortaya çıkması, enerji konusu dikkate alındığı zaman daha iyi bir anlam kazanmaktadır. Maksimal kuvvet ve elastik kuvvet türleri, tamamen ATP ve CP kaynaklarına yani alaktik anaerobik enerji mekanizmasına bağlı olarak ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle değişik kuvvet türlerinin geliştirilmeleri, bir anlamda bu enerji yollarının geliştirilmesine bağlıdır (AÇIKADA-ERGEN, 1990).

Kuvvet antrenmanlarıyla kuvvetin artırılmasında dikkate alınacak nokta, yalnızca enerji mekanizmaları değildir. Çünkü aynı antrenmanı uygulayan; kas yapısı genetik olarak farklı olan kişilerde, kuvvet gelişimi aynı miktarda olmayacaktır. Kuvvetin gelişmesine daha yatkın kas yapısına sahip olan kişilerde kuvvet artımı daha hızlı olacaktır. Bu nedenle, özellikle maksimal ve elastik kuvvet artışı, beyaz kas fibrili olanlarda, daha çok gelişmeye uygundur. Yalnız, aynı özellikte kas liflerine sahip olan kişilerde, kas liflerini besleyen sinir özelliğide kasın uyarılmasında ve kuvvet çalışmalarına olumlu uyum gösterilmesinde önemli bir noktadır. Motor sinirlerin kalınlıkları ve beslendikleri liflerin sayıları kasın uyarılmasında önemli noktaları meydana getirmektedir.

Sporcularda kuvvet antrenmanının göze çarpan en önemli etkisi kuvvetteki ilerlemenin yanı sıra, kasın hipertrofinde olan artıştır. Halter ve atletizmde atma branşları ile ilgilenen sporcuların kaslı olmaları, aşırı hipertrofinin meydana gelmesine bağlanmaktadır. Daha fazla kuvvet üretebilmek için kasın hipertrofinin artması kuvvet antrenmanı için bir adaptasyondur ki bu oluşum kuvvet artışına önemli bir katkı sağlamaktadır (HAKKINEN ve diğerleri, 1985).

TESCH-KARLSSON (1985), antrenmanla kasın hipertrofisindeki artışı hipertrofi olarak tanımlamışlar ve FT fibrillerindeki enine kesitteki artışı, ST fibrillerine oranla daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. HICKSON ve diğerleri, (1994) bench press ve squat hareketlerinde haftada üç gün ve sekiz haftalık antrenmanın FT fibril tipi alanında % 19'luk bir artışa neden olduğunu belirtmişlerdir.

Kuvvet antrenmanı kasın enine kesitindeki her ünitesinde bir kuvvet artışına yol açmaktadır. Bu etki ya sinirsel bir adaptasyondaki gelişme (HAKKINEN-KOMI, 1983; NARICI ve diğerleri, 1990), veya kas filamentlerinin yapısındaki değişikliklerden dolayı kasın tonusundaki bir artıştaki ilerlemeden (JONES-RUTHERFORD, 1987) dolayı ortaya çıkmaktadır (NARICI ve diğerleri, 1996). Kas hipertrofisi ile ilgili halterciler (SALE ve diğerleri, 1983b) ve sprinterler (UPTON-RADFORD, 1975) üzerinde yapılan diğer çalışmalarda kasın enine kesitinde artış olduğu gözlenmiştir.



Şekil 7 Kuvvet Antrenmanına Kasal ve Sinirsel Uyum (SALE, 1988)

Direnç antrenmanlarına başladıktan hemen sonra, kasta ölçülebilen bir hipertrofi görülmeden önce kas kuvvetinde bir artış olur. Özellikle antrenman programının erken safhalarında, antrenmana cevapla oluşan kuvvetteki kazanımların kasa ait değişimlerden değil sinirsel adaptasyonlardan kaynaklandığı öne sürülmüştür. Bu gözlemlerden bazıları kuvvet antrenmanına sinirsel adaptasyonların bisiklet veya koşu antrenmanlarında farklı olduğunu göstermektedir (SALE, 1988).

Çoğu araştırmacı, kas aktivasyonundaki artışı gösteren integretd EMG'de antrenmanlardan kaynaklanan artış olduğunu ve buna bağlı olarak, direnç antrenmanlarının kasın maksimal aktivitesini arttırdığını belirtmişlerdir (RICH-CAFARELLI, 2000). Bunu takiben, kuvvet artışının en üst sınırı aylarca veya yıllarca devam eden antrenman programları sayesinde kas hipertrofisinin artması ve antrenmana cevap veren sporcunun gelişim düzeyi ile ilgilidir. Kuvvet artışının en üst limitine yaklaşıldığında, kasdaki ilerlemeler ve dolayısı ile kuvvetteki artışı çoğaltmak çok zordur (HAKKINEN, 1985). Bu zorluk, ilerleme azlığı ve uğraşın karşılığını alamama belki kuvvet ve kas hipertrofisindeki ileriye gidiş için anaerobik steroidleri kullanmadaki güçlülük olarak açıklanabilir (SALE, 1988).

SALE (1988), bisiklet ergonometresinde yapmış olduğu bir çalışmada; bir bacağı antrene ettiğinde, antrenman etkisinin antrene edilmeyen bacak üzerinde gzleyemezken bunun tersine, bir kolu kuvvet için antrene ettiğinde antrenman etkisini diğer kolda da gözlemlemiştir. Bu durumda antrene olmamış koldaki ilerleme yalnızca bir sinirsel adaptasyon yüzünden iken, antrene edilen koldaki kuvvetteki kazanım motor ünite aktivitesindeki bir artışla ve kas hipertrofisi ile açıklanabilmektedir.

Kuvvet performansı, sadece ilgili kasların hipertrofisi ile değil kasları aktif hale getiren ilgili sinir sistemi ile de ilgilidir. Kuvvetin yüksek bir gerekliliği düşünülen atletik hareket veya bir spor, hayli hünerli bir sanata benzetilebilir. Kaslar agonistler diye adlandırılan ve tümüyle harekete geçirilmek zorunda olan tüm kaslar ile birlikte hareketin yönünde yüksek miktarda g üretmekten sorumludur. Hareketin koordinasyonuna yardımcı sinerjist kaslar uygun olarak harekete geçirilmek zorundadırlar (SALE, 1992).

Antagonistler diye adlandırılan ve hareketin zıt yönünde kuvvet üreten kaslar uygun olarak harekete geçirilmelidir. Çünkü, kasların sinir sistemi ile ilgili yaygın olan squat, bench press gibi kuvvet antrenmanı egzersizlerinin kontrolü çok komplekstir. Bu yüzden alışılmamış bir egzersiz, bir sporcunun kuvvet antrenman programında yaptırıldığında çalışılan egzersizdeki kuvvet artışındaki belirlenen erken artış egzersizin içerdiği kasların iyi bir şekilde kontrolünü sağlayan sinir sistemindeki kısmen uyumsal değişiklikler yüzündendir. Antrenmana cevap olarak sinir sistemindeki uyumsal değişiklikler sinirsel adaptasyon olarak tanımlanır (a.g.e., 1992).

1.5.3. Kuvvet Antrenmanına Sinirsel Uyum

Kasın aktivitenin derecesi ve kasılma kuvveti; aktif hale geçirilen motor ünite adetine, kasın inisyal uzunluğuna ve bireysel sinir liflerindeki deşarj frekansına bağlıdır (AKGÜN, 1994).

Kasılma mekanizmasına bağlı olarak motor üniteler yavaş ST ve hızlı FT olarak iki sınıfta toplanırlar. Yavaş kasılan motor üniteler; düşük frekanslarda uyarılan düşük eşikli motor sinirlere, düşük iletme hızına sahip aksonlara ve yüksek oranda aerobik aktiviteye uyumlu kas fibrillerine sahiptirler. Hızlı kasılan motor üniteler ise; yüksek frekanslarda yapılan yüksek eşikli motor sinirlere, yüksek iletim hızına sahip aksonlara ve patlayıcı veya anaerobik aktivitelere uyumlu kas fibrillerine sahiptirler. İnsan iskelet kasında, kasılma zamanı ST motor üniteler için 90 ile 110 ms, FT motor üniteler için de 40-84 ms

arasında değişmektedir. Maksimal kasılma hızı ST, motor fibrillerine oranla FT motor fibrillerinde dört kat daha fazladır (ZATSIORSKY, 1985; AŞCI, 2001).

Beyinden kaslara gönderilen sinir uyarılarının hızı normalde 10-60 μ s-1'dir. Yavaş kasılan fibril tipleri ST maksimal kasılma hızının %20'sinde devreye girmektedir ve %100'e kadar harekette yer almaktadırlar. İlk devreye girdiğinde ST fibriller 10 μ s-1 hızında uyarılırken maksimum kasılma hızında 25 μ s-1 hızında uyarılmaktadırlar. Hızlı kasılan oksidatif fibril tipleri (FOG) %35-40 kasılma hızında 15 μ s-1 uyarım hızında devreye girerler ve %100 kasılma hızında 30 μ s-1 uyarım hızında çalışırlar. Hızlı kasılan glikolitik fibrillerin (FG) bir kısmı % 65 kasılma hızında 17 μ s-1 uyarım hızında harekete katılırlar ve % 100 kasılma hızında 40 μ s-1 uyarım hızında hareketi sürdürürler (SALE, 1992).

Buna ek olarak, diğer bir kısım FG fibrilleri %95 kasılma hızında 25 μ s-1 uyarım hızı ile harekete katılırlar ve %100 kasılma hızında 60 μ s-1 uyarım hızı ile hareketi yaparlar. Yüksek uyarım hızına sahip hızlı kasılan fibril tipleri FOG ve FG fibrilleri hızlı kasılma özelliğine sahip olduklarından dolayı maksimum kuvvet ortaya koyabilmektedirler. Maksimum kas kuvveti sadece yüksek eşikli motor ünitelerin katılımı ile değil, bununla birlikte katılan motor ünitelerin merkezi sinir sistemi tarafından uyarım hızının yeteri derecede yüksek olması ile de sağlanabilir. Düşük uyarım hızı düşük kuvvete, yüksek uyarım hızı yüksek kuvvete neden olur (a.g.e., 1992).

Motor sinirlerin frekans akışı, kasılma süresine bağlı olarak değişebilir. Genel olarak ateşleme hızı, kuvvet ve güçteki artışla birlikte artmaktadır. İstemli kasılmadaki kuvvet artışının, uyarım hızına oranla katkısı küçüktür ve büyük kas gruplarında farklı bir yapı arz etmektedir. Küçük kas gruplarında, çoğu motor ünite, maksimal istemli kasılmanın %50'sinden düşük yüklerde devreye girerken, uyarım hızı yüksek yüklerdeki kuvvet oluşumunda önemli bir rol oynar. Deltoit ve biceps gibi kas gruplarında ise ek motor ünite katılımı, %80 ve %100 arasındaki kuvvetlerde kuvvet yaklaşık olarak sadece motor ünite ateşleme hızının kuvvetlendirilmesi ile artırılır (ZATZIORSKY, 1985).

CHESTNUT-DOCHERTY (1999), antrene olmuş bireylerde 4-6 TM'nin kullanılmasının, kuvvetin ve sinirsel uyarımların korunması ve geliştirilmesinde önemli bir faktör olduğunu belirtmektedirler. Kasın kasılma hızı, merkezi sinir sistemi tarafından gönderilen uyarımın hızına ve kasın histo-kimyasal özelliklerine bağlıdır. Kuvvetin oluşumu ise motor ünite akış hızı ve motor ünite katılım sayısı ile meydana gelir.

RICH-CAFARELLI (2000), direnç antrenmanının ikinci günü sonunda, maksimal motor ünite akış hızındaki artışın yaşlılarda, genç deneklere oranla daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada, akış hızı daha sonra kontrol değerlerine ulaştığı ve uyumun ilk bölümlerinde ortaya çıkan bu artışta öğrenmenin etkisinden olduğunu ortaya çıkarmışlardır. Buna benzer olarak MORITANNI, (1992); HAKKINEN ve diğerleri, (1985)'de kuvvette meydana gelen artışın hem öğrenme etkisinden hem de motor ünite akış hızındaki değişime bağlı olarak kasın artan aktivasyonundan kaynaklandığını belirtmişlerdir (JONES-RUTHERFORD, 1987).

HAKKINEN ve diğerleri (1985), bu çalışmalara paralel olarak antrenmanın ilk bölümlerinde oluşan motor ünite katılım sayısı ve akış hızı frekansındaki uyumların kuvvet uygulanabilmesindeki artışa yardımcı olduğunu belirtmişlerdir.

Bir kasta maksimal güç oluşumu, bütün motor ünitelerin katılımından daha fazlasını gerektirir. Merkezi sinir sistemi bir motor üniteyi uyardığında farklı sıklıklarda motor ünite ateşlemesi yapabilir. Ateşleme sıklığı ve oranı bir motor ünitenin kas fibrillerinin onların motor sinirlerinden aldığı her saniyedeki sinir uyarılarının sayısını belirler. Motor üniteler yaklaşık olarak 10 ile 60 s-1 kadar oranlarda ateşleme yaparlar. Merkezi sinir sistemi tarafından motor nöronların uyarılarının seviyesi ne kadar büyükse, motor ünitelerin ateşleme oranında o kadar büyüktür. Ateşlemedeki bir değişiklik bir motor ünitenin güç üretimindeki değişikliğe sebep olur ve aynı zamanda frekanstaki bir ilerleme de güçteki bir ilerlemeyi ortaya koyar. Daha yüksek eşikteki motor ünitelerin daha ateşleyici bir özelliğe sahip olduğu öne sürülür. Bu yüzden bir agonist kastan maksimum güç üretimi sadece bütün motor ünitelerin katılımı ile değil aynı zamanda bütün motor ünitelerin maksimum güç üretebilmek için yüksek oranda ateşleyicilik yapabilmelerine bağlıdır. Bu yüzden, kuvvet antrenmanına sinirsel adaptasyon olarak agonistlerin ilerletilmiş aktivitesi, öncelikle katılımı değil yüksek eşikli ünitelerin katılımının birlikteliğini veya ünitelerin ateşleme oranlarının ilerletilmesini sağlar (SALE, 1992).

1.5.4. Kas Kuvvetini Artırmada Kullanılan Egzersiz Tipleri

Kaslar izometrik, izotonik ve izokinetik gibi değişik kasılma türleri ile kasılarak kuvvetlendirilirler. Bu tür kasılma türleri ile yapılan kuvvet çalışmaları ile elde edilen kuvvetteki kazanım farklıdır. Fakat hangi tür kasılma ile en fazla gelişim sağlanır diye bir karşılaştırma yapmak zordur (HARTMAN-TUNNEMANN, 1989).

1.5.4.1. İzometrik Egzersizler

İzometrik egzersizler hareketsiz bir objeye karşı ya da statik pozisyonda ağırlık tutarak yapılır. Yüksek oranda verilen dirençler istenen sonuca ulaşmada etkilidir. Günlük egzersiz programı her seansta birkaç saniye süren aralarında 2-3 dakika dinlenme periyotları olan en az 5 maksimum kontraksiyon olarak kabul edilmektedir. Bu şekilde hareketin yayıldığı açıdaki kuvvetin %5 arttığı bildirilmiştir. Bu yöntemde kas kuvvetinin artması için uygulanan direnç yeterince fazla olmalı ve bütün kas lifleri uyarılınca kadar devam edilmelidir (ZENGEROĞLU, 1997).

Her ne kadar bu kavram geçmişte belirgin bir süre için uygun olmayan bir biçimde kullanılmış olsada HETTINGER (1966), izometrik kasılmaların maksimal kuvvet gelişimindeki yerini bilimsel olarak doğrulamıştır.

Bu yöntem en üst düzeyine 1960'lı yıllarda ulaşmış ve o yıllardan bu yana da güncelliğini yitirmiştir. Her ne kadar statik kasılmaların belirlenmiş bir işlevsel etkisi tartışılarsa da maksimal kuvvetin geliştirilmesine yardımcı olmakta ve bu nedenle halterciler ve atıcılar tarafından kuvvet antrenmanları içerisinde kullanılmaktadır.

Durağan durumlar üç teknik koşul yoluyla kullanılabilir;

1. Kişinin potansiyelinden daha ağır bir ağırlığı kaldırmayı denemesi ile,
2. Hareketsiz bir nesneye kuvvet (itme ve çekme) uygulanması ile,
3. Vücudun bir bölümü kuvvet uygularken diğer bölümünün buna karşı koyması ile.

Statik kasılmalar üyelerin çeşitli konumlarda ve tamamen uzatılmış bir kas ile tamamen kısaltılmış bir kas arasında açı oluşturularak gerçekleştirilebilir. Yöntemi uygularken aşağıdaki yöntemsel görüşler göz önünde bulundurulmalıdır.

1. Statik kasılmalar kişinin doruk kuvvetinin %70-100'ünün kullandığında etkilidir.

2. Yöntem, öncelikli olarak kuvvet antrenmanında iyi bir geçmişe sahip olan erişkin çocukların antrenmanlarında kullanılmalıdır. Eğer çocuklar antrenmanda kullanılacaksa düşük yeğenlik uygulanmalıdır.

3. Antrenman kapsamı, yüklenmeye göre değil alıştırmaların sayısının artırılması ile yeğenleştirilir.

4. Kasılma süresi 6-12 saniyedir, toplam olarak her antrenman biriminde, her kas grubu başına 60-90 saniye kasılma uygulaması yapılmalıdır.

5. Dinlenme aralarında (60-90 saniye) gevşeme ve soluk alma alıştırmaları önerilmektedir. Bunlardan ikincisi tamamlayıcı bir gerekliliktir çünkü statik kasılma, soluğun tutulması sırasında gerçekleşmektedir. Buna ek olarak göğüs içi basınç, yükselerek dolaşımı ve buna bağlı olarak oksijen alımını sınırlandırır.

6. Özellikle sürat ve çabuk kuvvet gerektiren daha etkin bir program için, statik ve izotonik kasılmalar dönüşümlü olarak kullanılmalıdır.

İzometrik kuvvet antrenmanı basit bir aletle yapılabilir. Maksimal gerginliğe ulaşmak yaklaşık olarak 4 saniye alır. Kasılmanın yaklaşık olarak 6 saniye sürdürülmesi gerektiği yaygın bir tavsiyedir. Tekrar sayısını artırmak kuvveti ilerletmek için bir avantajdır fakat bu avantaj tekrar sayısı için orantılı değildir. Haftada 3 kez 5 tekrarlı izometrik kasılmalar etkili programlardır çünkü bu çalışma az bir masrafla önemli kazanımlar sağlar. Daha önce bahsedildiği gibi bir eklem açısında kuvveti geliştiren izometrik antrenman, diğer eklem açılarındaki kuvveti geliştirmeyebilir. Bu yüzden genel kuvveti geliştirmek için antrenman, eklemlerin bir çok farklı açısını içermelidir. Günlük antrenmanın üstünlüğü HETTINGER'in (1966) gözlemi ile gösterilebilir. HETTINGER (1966), her saniyedeki günlük antrenmanın etkisinin % 80 olduğunu belirtmiştir. Bu tür antrenman dayanıklılığı ve aerobik kuvveti artırmadığı, fakat dinamik kuvvet testleri için kazanılan bazı etkileri olduğu öne sürülmüştür. İzometrik kasılmalar, eklem yaralanma sonrasında belirli bir süredeki hareketsizliğinden iyileşme periyodu esnasında kas fonksiyonları ve kas kitlesinin kaybolan kuvvetliliğini korumada da etkilidir.

İzometrik egzersizlerin fazla zaman ve ekipman gerektirmemeleri avantajlarıdır. Daha az kas ağrısına neden olur ve hareketin istenmediği durumlarda tercih edilir.

Kuvvet artışının çoğunlukla egzersizin yapıldığı açıda olduğu gösterilmiştir. İzometrik egzersizlerle hızlı hareketi gerektiren aktivitelerin iyileşmediği belirtilmiştir (JONYT ve diğerleri, 1993; WEIR ve diğerleri, 1995).

Bir diğer önemli dezavantajda izometrik egzersiz esnasında arteriyel kan basıncının artışıdır. Basınç artışı egzersiz bitince durur. Basınç artışı genel periferik dirençte değişiklik olmaksızın kalp hızındaki artıştan kaynaklanır. Ayrıca kalp hastalığı olanların önemli bir kısmında izometrik egzersize bağlı ventriküler ritim bozuklukları ortaya çıkmaktadır. Bu komplikasyonların ortaya çıkmasını engellemek için kısa izometrik egzersizler geliştirilmiştir. Burada her biri 3-6 sn süren kontraksiyonların arasında 20

sn.'lik istirahat süresi verilmektedir. Bu yöntemle kan basıncı artırılmaksızın güç ve dayanıklılık artmaktadır (JONYT ve diğerleri, 1993).

Submaksimal güçte ve 6 sn süreyle yapılan izometrik kasılmaların, kasta belirgin bir kuvvet artışı sağladığı ve bu artışın, yalnızca kasılmanın yapıldığı hareket açısında olduğu anlaşılmıştır (HARTMAN-TUNNEMANN, 1989).

Bununla birlikte bazı çalışmalarda, izometrik direnç antrenmanının Tw'de bir artış sağladığı belirtilmektedir. RICH-CAFARELLI (2000), izometrik olarak antrene edilmiş bacakta Tw max'ın arttığını ancak kontrol grubu olan diğer bacakta hafif bir azalma olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmada, maksimal istemli kasılmanın %50'sindeki hızlı kasılma sırasında, hızlı Tw'nin kasılma hızının sinirsel aktivasyon hızındaki artıştan kaynaklanmadığı, buna bağlı olarakda kasılma hızındaki bu artışın, kasdaki değişimlerin sonucu olabileceği belirtilmiştir (AŞCI, 2001).

Sportif hareketlerin çoğu komplike paternleri içerdiğinden izometrik egzersizlerin tek başına yeterli olması mümkün değildir. Ancak belli bir pozisyon ya da noktada kas kuvvet azlığı söz konusu ise bundan yararlanılabilir (özellikle immobilizasyon gereken durumlarda, alçı yada atel içinde kalan kasların atrofisini önlemek amacıyla). Sadece izometrik çalışma yapmanın hareket sürati üzerine olumsuz etkisi olduğu ve atletik performans ve kas çevresi ölçümü üzerine etkisi olmadığı öne sürülmüştür (HARTMAN-TUNNEMANN, 1989).

1.5.4.2. İzotonik Egzersizler

İzotonik egzersizler eklem hareket açıklığı (range of motion, ROM) boyunca sabit dirence karşı yapılan dinamik kas kasılmalarıdır. İzotonik kasılmanın bir bölümü olan konsantrik kasılma, kasın hareket edebilen bir dirence karşı kısılması ile yaptığı kasılmadır. Örneğin; elde tutulan bir ağırlığın fleksiyon ile kaldırılması. Uygulanan direnç ROM boyunca sabittir. İzotonik egzersizlerin etkili olabilmesi için direncin kademeli olarak artırılması gerekir. Böylece yapılan çalışmalar ile kas hacmi ve kuvvetinde belirgin artış sağlanır (JONYT ve diğerleri, 1993).

Kademeli olarak artırılan direnç egzersizleri ilk olarak 1948 yılında DELOME tarafından önerilmiştir. Burada az tekrarlı yüksek dirence karşı yapılan egzersizler vardır. Bu egzersizler hem kas kuvvetini artırmakta hem de hipertrofiye neden olmaktadır.

WEIR ve diğerkleri (1995), yapmış oldukları bir çalışmada 10 kez kaldırılan maksimum ağırlık tespit etmişlerdir. Daha sonra 10 tekrar için saptanan bu maksimum ağırlığın %50, %75 ve %100'ü ile 10'ar tekrar yaptırarak çalışmasını sürdürmüştür. Her bir set 5-7 kez tekrarlanmış ve tekrarlar arasında ise 2 dakikalık dinlenme aralıkları verilmiştir. Çalışmada 10 gün sonra tekrar 10 tekrar için maksimal ağırlık tespit edilerek çalışma sürdürülmüştür. Çalışmanın sonucu olarak, böyle bir çalışmanın maksimal kas kuvvetine etki ettiğı ortaya konmuştur.

Dinamik kuvvet antrenmanlarında KANEHISA-MIYASHITA (1983), yüksek hızda yapılan antrenmanın hem yüksek hem de düşük hızda yapılan hareketlerdeki kassal güç çıktısında artış sağladığı, bunun tersine düşük hızda yapılan antrenmanın, sadece düşük hızda yapılan testlerdeki güç çıktısında artış sağladığını belirtmişlerdir.

Bununla birlikte konsantrik kuvvet antrenmanları, kuvvette hıza yönelik bir gelişim sağlarken, ekzantrik kuvvette ise hıza yönelik olmayan bir gelişim sağlar. Ancak, eksantrik kasılmada motor ünitelerin şekli konsantrik kasılmadan farklı kalıplar içerir. Sinirsel inhibisyon mekanizması ise maksimal ekzantrik kasılma sırasında devreye girmektedir (AAGAARD ve diğerkleri, 1996).

HARIS ve diğerkleri (2000), 15 erkek denek üzerinde yaptıkları çalışmalarda, hızlı konsantrik kasılma ile karşılaştırıldığında yavaş ve hızlı eksantrik (30, 240 0/s) ve yavaş konsantrik kasılmadaki quadriceps kasına ait elektromyografik aktivitenin, %17-36 daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Buna göre, antrenmansız bireylerde, hızlı konsantrik kasılmaya oranla maksimal istemli eksantrik ve yavaş konsantrik kasılmada quadriceps motor sinir aktivasyonunun daha düşük olduğunu ve şiddetli direnç antrenmanı sonrasında da sinir-kas aktivitesindeki engellenmenin azaldığını belirtmişlerdir.

1.5.4.3. Eksantrik Kontrakسیونlar

Kasın tonusu sabit kalırken boyunda bir uzama olduğunda kas eksantrik olarak kasılır. Örneğin; sporcunun barfıkste dirseğın aşağı hareket ettirilmesi esnasında, kas vücut ağırlığını kontrollü bir şekilde aşağı indirirken eksantrik olarak kasılır. Eksantrik kasılmalar yeterli düzeydeki dirençlere karşı yapılarak ve kas içi gerilim artırılarak kasta kuvvet artışı ve hipetrofi sağlanabilir.

1.5.4.4. İzokinetik Egzersizler

Tüm hareket açıklığı içinde, sabit bir hızla yapılan kasılma şeklidir. Hareketin her açısında maksimal kuvvette kasılma olur ve bu kasılma tüm hareket boyunca devam ettirilir. İzokinetik egzersizlerle uygulanan kuvvet ne kadar fazla olursa olsun açısal hareket hızı değişmez. ROM boyunca maksimal gerilim sağlanabilir. Eğer kas kuvvetini artırmakta en iyi uyarı yüksek gerilim olarak kabul edilirse izokinetik egzersiz diğerlerinden daha iyidir. İzokinetik egzersizlerde sadece çalışma yapılan açısal hızda kuvvet artımı olmaktadır. Düşük hızda yapılan egzersizlerin, kuvvet artışını yüksek hızda aktivitelere transfer edemediği belirtilmiştir. İzokinetik egzersizler ya değişik hızlarda ya da en iyi kazanç elde edebilecek hızda yapılmalıdır. Ancak kasılmaların yoğunluğu hızdan daha önemlidir (KALYON, 1994).

1.5.5. Elektromiyografi (EMG)

Kas üzerine veya içine yerleştirilmiş elektrotlarla, kas birleşik aksiyon potansiyellerinin yazdırılması işlemine elektromiyografi (EMG) denir. Elde edilen kayıtlar elektromiyogram olarak adlandırılır (AMINOFF, 1992). Bir başka deyişle EMG, kasın fonksiyonu ve koordinasyonu ile ilgili çalışmalarda dinamik ve statik kas aktivitesi araştırılmasında (CLARYS-CABRI, 1993) kasta üretilen aksiyon potansiyellerinin büyüklüğü ve tipini ölçmek için kullanılan, kas kasılması sırasında kasta üretilen elektriksel aktivitenin taranması ve kaydedilmesi esasına dayanan bir tekniktir (DAINTRY-NORMAN, 1987, MARSHAL-ELLIOT, 1992).

EMG cihazları klinikte, kaslar yanında gerek motor gerekse duyuşal sinirlerin incelenmesinde de kullanılmaktadır. Bölgesel farkları incelemek için çok kanallı olmaları tercih edilir. EMG sportif hareketler sırasında kasta oluşan aksiyon potansiyellerinin gözlenmesi, kas ve sinir hastalıklarının tanısı, hastalık seyrinin izlenmesi amacıyla da kullanılmaktadır. (GUYTON, 1986). Kinesyolojik olarak EMG'nin genel amacı ise, farklı hareket ve postürlerde kasın fonksiyonel ve koordinasyon analizini yapmaktır (CLARYS-CABRI 1993).

Kasılan kas hücreleri fonksiyon gören diğer hücreler gibi elektriksel potansiyeller oluşturur. Kas aktivasyonu ile olan bu akımlar, uyarılan motor ünite, uyarım sıklığı, yüklenme şiddeti ve ortaya çıkan güçle doğru orantılıdır (BASMAJIAN, 1990).

Kas liflerinden aksiyon potansiyeli geçerken elektrik akımının küçük bir blmde deriye yayılır. Eğer kas lifleri bilateral kasılırsa, deride elektriksel potansiyellerin sumasyonu çok büyük bir değere yükselebilir. İki elektrotu deriye uygulayarak ya da iğne elektrotları kasa sokarak uyarılan kaslardan EMG kaydedilebilir (CHUSID, 1982; GUYTON, 1996).

Elektriksel değarj, elektrotların hareketini içeren kaslar üzerindeki deriye tutturulması ile ölçülür. Elektriksel potansiyeller hareket sırasında zamanın fonksiyonu olarak kasta ntrl bir input olarak tanımlanır. Kas kasılmasının hangi kuvvetle ve hareket sırasında kasılmanın ne zaman bittiği konusunda bilgi sağlar (GUYTON, 1996).

Bir çok kas lifinde aynı anda yayılan aksiyon potansiyellerinin ekstraselüler sıvıda yarattığı dipollerin oluğturduğu potansiyel değiğiklikleri kasa yerleğtirilen elektrotlar tarafından görülür. Bu sinyali bir amplifikatrle genliği artırdıktan sonra bir poligrafa gönderip kasta oluğan aksiyon potansiyellerini yazdırmak olasıdır (CHU-ANDREWS, 1986).

Elektriksel uyarılar kullanılarak EMG cihazları ile, Őiddet-süre eğrileride izilebilmekte ve dolayısı ile sinir ve kas dokularının uyarılabilirlikleride tayin edilebilmektedir (PEHLİVAN, 1997).

Eğer EMG kayıtları, antrenman öncesi ve antrenman sonrası maksimal istemli kasılmalar esnasında agonist bir kastan alındığında, EMG kayıtları, bir ilerleme antrenman sonrasında daha fazla motor ünitelerin katıldığını, motor ünitelerin yüksek oranda ateğleme yaptığını veya bu adaptasyonların ikisinde arttığını ortaya koyar. Bir IEMG'deki artış, haltercileri ilgilendiren kuvvet antrenmanı sonucunda (HAKKINEN-KOMI, 1983, 1986; HAKKINEN ve diğerleri, 1985a), izometrik kasılmalarda (KOMI ve diğerleri, 1978), izokinetik konsantrik kasılmalarda (NARICI ve diğerleri, 1990) ve patlayıcı güç sıçramalarında (HAKKINEN ve diğerleri, 1985) belirtilmiştir.

Başka bir EMG metodu, refleks potansiyel diye adlandırılan kuvvet antrenmanları için uygulanmıştır. Bu metottaki refleks EMG kayıtları maksimal istemli kasılmalarda çalıőılmıőtır. Ne kadar büyük istemli efor uygulanmış ve böylece ne kadar çok motor ünite harekete gemiőtse, o kadar büyük refleks potansiyel oluőtıėu gzlenmiőt ve ayrıca kuvvet kazanımları ve antrene edilen bir bacağın dayanıklılığının antrene edilmemiőt bacağada etki ettiği doğrulanmıştır (SALE ve diğerleri, 1983 a).

IEMG metodu, refleks potansiyel metodu, motor ünite aktivitesindeki ilerlemede ateşleme oranının ilerlemesi ve katılımdaki ilerlemenin kombinasyonunu farklı farklı ortaya koyar (SALE, 1992).

1.6. Bilateral Deficit

Bilateral olarak çalışan kol ve bacakların, kuvvet uygulamada birbirlerini ne şekilde etkilediği konusuna duyulan ilgi uzun zamandır araştırmalara konu olmuştur. Muhtemelen ortaya çıkan en tutarlı gözlem; kol ve bacakların kasılmalarının kuvvet üretme kapasiteleri üzerinde çok büyük etkiye sahip olduğudur (HENRY-SMITH, 1961; OHTSUKI, 1981 a, b, 1983; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984; HOWARD-ENOKA, 1987; SCHANTZ ve diğerleri, 1989).

Bilateral kasılmalarındaki Bilateral Deficit, insanın iskelet kaslarındaki maksimal istemli kasılmalar sırasında meydana gelen bir fenomen olarak tanımlanmıştır (HENRY-SMITH, 1961; OHTSUKI, 1981a, b, 1983; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984; HOWARD-ENOKA, 1987; SCHANTZ ve diğerleri, 1989).

Bu fenomenin ilk savunucularından, HENRY-SMITH (1961)'e göre; benzer kas gruplarının unilateral pozisyonda kasılarak ortaya koydukları kuvvetler toplamı, aynı kasların bilateral olarak kasılmasından elde edilecek kuvvetle kıyaslandığında daha fazladır. Bu olgu da literatürde “Bilateral Deficit” olarak bilinmektedir (OHTSUKI, 1983; SALE, 1988).

HENRY-SMITH (1961)'in çalışmalarına paralel olarak bilateral kasılmaların, kuvvet üretiminde etkisinin neden az olduğunun belirlenmesine yönelik çok sayıda araştırma yapılmıştır (HENRY-SMITH, 1961; OHTSUKI, 1981 a, b, 1983; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984; HOWARD-ENOKA, 1987; SCHANTZ ve diğerleri, 1989). Bunlardan, bilateral kas kasılmalarında kuvvet açığı; kavrama kasları üzerinde yapılan bir çalışma ile, unilateral pozisyonda maksimal kasılma kuvvetlerinin toplamının, aynı kasların bilateral olarak kasıldığındaki toplamından daha fazla olduğunu gösteren çalışma ilk kez HENRY-SMITH (1961), tarafından öne sürülmüştür.

Bu konu ile ilgili literatür gözden geçirildiğinde iki önemli konu ortaya çıkmaktadır. İlki ve tarihsel olarak daha eski olan yaklaşım, düşük kuvvet seviyelerinde kol ve bacakların bilateral kasılmalarda birbirlerinin hareketlerini kolaylaştırıcı etkisinin olduğudur. Bu yaklaşım, bilateral aktivitenin bireyin iş üretme kapasitesi üzerindeki

olumlu etkisini vurgular (ASMUSSEN-MAZIN, 1978 a, b). İkincisi; maksimal kuvvet üretiminde bilateral kas kasılmalarının, benzer uzuvların birbirlerinin kuvvet üretme kapasiteleri üzerine engelleyici etkileri ile ilgili araştırmalar dizisidir (HENRY-SMITH, 1961; OHTSUKI, 1981 a, b, 1983; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984; HOWARD-ENOKA, 1987; SCHANTZ ve diğerleri, 1989).

Bu çalışmaların sonucu olarak çok düşük kuvvet seviyesinde tekrarlanan bilateral kasılmaların performansı arttırdığının, buna karşı yüksek kuvvet seviyelerindeki bilateral kas kasılmalarının performansı kesinlikle düşürdüğünün ortaya konması, çelişik gibi görünse de bir gerçektir (OHTSUKI, 1983; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984).

Bilateral kasılmalarındaki Bilateral Deficit'ne sebep olan kriterler ilgili araştırmalarla genel olarak şu konular üzerine odaklanmıştır.

1. Merkezi sinir sistemi kaynaklı engeller.
2. Periferel nöromüsküler sistem kaynaklı engeller.
3. Bilateral istemli kas kasılmaları esnasında devreye giren motor birimin aktivasyon düzeyi ve türü.
4. Bilateral istemli kas kasılma türlerine göre ortaya çıkan kuvvet eksilmeleri. Bunlar izometrik ve konsantrik kasılmalarla sınırlandırılmıştır (VINT-HINRICHS, 1997).

1.6.1. Merkezi Engeller

Literatürde beyinin; fonksiyonel serebral bir bölgede organize olmuş, bir çok bağlantısı olan, karmaşık sinirsel bir ağ olarak düşünülebileceği görüşü yer almaktadır. Fonksiyonel eylemin derecesi, ilgili merkezler arası bağlantıların güçlülüğü ile belirlenir. Beyin içindeki sinirsel modüllerin birbirlerine sıkı sıkıya bağlı olması, bir modülün aktivasyonunun, bütün beyin dahilinde bir etkinlik ile sonuçlanacağı anlamına gelmektedir. Etkinliğin ve ona eşlik eden yayılmanın seviyesinin, iş yoğunluğu ve şiddeti ile bağıntılı olduğu varsayılmaktadır. O halde farklı etkinlik seviyelerinde birlikte yapılan işlerin birbirlerini etkileme derecesi, her bir iş ile ilgili kontrol merkezinin etkileşim derecesine bağlıdır (DICKIN, 1996).

Araştırmalar iskelet kaslarının bilateral kasılmalarda kuvvet sergileyebilmelerinin, unilateral olanlara göre, bilateral kasılmalarda daha uzun bir süre devam edilebileceğini ortaya koymuşlardır (HENRY-SMITH, 1961; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984;

OHTSUKI, 1983). Ayrıca bilateral kasılmalar esnasında hızlı kasılan kas liflerinin uzun süreli kasılmalarda yetersiz kaldığında belirtilmiştir. Araştırmalar bilateral kasılmalarda bilateral olmayan kasımlara oranla çok daha fazla tekrar yapılabileceğini göstermiştir (VANDERVOORT ve diğerleri, 1984).

Motor birimlerin aktivasyonundaki azalmayı ve buna bağlı olarak bilateral kasılmalarda kuvvet üretimindeki azalmayı açıklamak üzere iki teori öne sürülmüştür. ARCHONTIDES-FAZEY (1993), bilateral kasılmalarda aktivasyon düzeyinde görülen azalmayı açıklamak üzere “Homotopik Projeksiyon” teorisini geliştirmişlerdir. Buna göre; bilateral kasılmalar yapıldığında, uyarıcı impulslar beynin bir yarıküresinden diğer yarıküresindeki benzer alana gönderilirler.

KINSEBOURNE-HICKS (1978), yarıküreler arasındaki nöral etkileşime ilişkin benzer bir çalışmayla “İşlevsel Serebral Boşluk Modeli” olarak bilinen ikinci teoriyi geliştirmişlerdir. Bu modelin temelindeki fikir; beynin, işlevsel bir serebral boşluk içinde organize halde bulunan kendi içinde sıkı sıkıya bağlantılı bir nöral ağ olduğudur. Bu modele göre aralarında sıkı bağlar bulunan alanlar, anatomik benzerliği fazla olan alanlara kıyasla fonksiyonel anlamda birbirine daha yakındır.

Bir yarıküre tarafından kasılma başlatıldığında impulsların sadece kasa değil, aynı zamanda diğer yarıküredeki analog bölgeye de iletildiği tespit edilmiştir (ASANUMA-OKUDA, 1961). Bu impulslar, devam eden kasılmanın türüne göre değişiklik göstermektedirler (KINSEBOURNE-HICKS, 1978). Bu araştırmacılar; kasılmanın submaksimal olması durumunda transcallosal lifler yoluyla beynin diğer yarıküresine doğru hareket eden impulsların kolaylaştırıcı etkisinin olduğunu, maksimal bir kasılma durumunda ise beynin diğer yarıküresindeki benzer alana kısıtlayıcı impulsların gönderildiğini belirlemişlerdir. Maksimal istemli bir kasılmanın yapılması durumunda ise kısıtlayıcı impulsların diğer yarıküreye doğru hareket ettiği ve bu yarıkürenin kontralateral uzva gönderilen götürgen emri engellediği düşüncesi bu bulguyu desteklemektedir.

“Fonksiyonel Serebral Alan Modeli” daha sonra beynin farklı bölgeleri arasındaki ilişkinin derecesi üzerinde yoğunlaştırılıp kollar ve bacakların fonksiyonel yakınlığının derecesi incelenmiştir. Bu modele göre; beynin farklı yarıkürelerindeki benzer alanlar, işlev bakımından diğer alanlara göre birbirine daha yakındır. Aynı yarıküredeki bağlantılı alanlar ikinci en yakın benzerliği gösterirken, bunu aynı yarıkürede olup bağlantılı olmayanlar takip etmekte, ardından da zıt yarıkürelerdeki bağlantısız alanlar gelmektedir.

Bu model kol ve bacaklara uygulandığında, fonksiyonel yakınlık bakımından en yüksekten en düşüğe doğru ortaya çıkan durum şöyle sıralanır: İnsan vücudunun farklı yanlarındaki homolog uzuvlar (sağ ve sol kollar), vücudun aynı yanındaki homolateral uzuvlar (sol kol ve sol bacak) ve son olarak da çaprazlama ters uzuvlardan (sağ kol ve sol bacak) oluşmaktadır. Bu duruma istinaden “Fonksiyonel Serebral Bölge Modeli” ve “Homotopik Projeksiyon Teorisi” uygulanarak birden fazla uzvun maksimal kasılması esnasında ortaya çıkan kuvveti etkileyebilecek kısıtlayıcı impulsların derecesi konusunda çalışmalar yapılmıştır (ASANUMA-OKUDA, 1961; KINSEBOURNE-HICKS, 1978; ARCHONTIDES-FAZEY, 1993).

Fonksiyon bakımından uzak serebral bölgelerin kontrol ettiği aktivitelerin birbirlerini etkilemeleri, fonksiyon bakımından yakın bölgelerden denetlenen aktivitelerin birbirlerini etkilemesinden daha az olasıdır. Bu şekilde birbirleriyle ilgisi olmayan motor hareketler, tek başlarına yapıldıkları zaman iyi bir şekilde sürdürülebilirler. Tahmin edilen etkileme derecesi, serebral kontrol merkezleri arasındaki fonksiyonel uzaklığın ters fonksiyonudur (HOWARD-ENOKA, 1991; DICKIN, 1996).

Fonksiyonel uzaklık, anatomik yakınlık ile sınırlandırılmış değildir. Alanlar arası sinirsel iç içe geçmişlik derecesini göstermek için kullanılmaktadır. Yani eğer iki alan, anatomik konumlarına bakılmaksızın birbiriyle üst seviyede bağlantılı ise bu alanlar fonksiyonel olarak birbirine yakındırlar. Farklı serebral alanlar arası bağlantılılık konusundaki bilgilerden faydalanılarak test edilebilir çeşitli davranış öngörülleri üretmek mümkündür (ARCHONTIDES-FAZEY, 1993).

En üst düzeydeki nöron bağlantıları, her yarımkürenin ayna imaj yerleri (mirror image logi) arasında bulunur. Bu commisural fibriller vasıtasıyla olur ve bütün bisymmetric omurga sistemlerinde geçerlidir. İki üst düzey bağlantılılık derecesi, bir yarım küre dahilindeki alanlar arasında varlığını sürdürür. En düşük seviyedeki bağlantılılık, farklı yarımkürelerin homologous olmayan alanları arasındadır. Bu gerçeklere dayanarak, model; birbirlerine benzer kol veya bacakların, homolateral olanlarından, bunların da diyagonal olarak çift olan kol veya bacaklardan daha fazla bağlantılı olduğu tahmin edilebilir. Buna göre; homologous limbs, homolateral limbs, paired bilateral ve non-homogenous limbs koşulları altında engelleme, gittikçe azalan bir şekilde varlığını sürdürecektir (ARCHONTIDES-FAZEY, 1993).

Modelin genel öngörülleri, maksimum kuvvet üretimi konusundaki araştırmalarda kullanılabilecek niteliktedir. Ekstremiteler arası (inter-limb) engellenmenin üçlü aşamalandırılması, diğer ekstremiteler ile birlikte kasılırken kollardan birinin kuvvet üretme kapasitesindeki değişimlerin incelenmesi yoluyla değiştirilebilir. Örneğin, modele göre belli bir uzuvda en yüksek kuvveti, o uzvun tek başına kasılırken ortaya koyduğu öngörülür. Birden çok organın katıldığı aktiviteden o kolun maruz kaldığı engellenmenin kuvveti, eş-zamanlı kasılan kol/bacakların sayısının ve kontrol merkezi konumunun birlikte yaptığı etkiye bağlı olmaktadır (HOWARD-ENOKA, 1991; ARCHONTIDES-FAZEY, 1993).

O halde kol/bacak çiftleri senkronik biçimde kasıldığında homologue çiftlerin maruz kaldığı karşılıklı engellenmenin vücudun aynı yanındaki limb çiftlerinin maruz kaldığından daha çok olması, vücudun aynı yanındaki uzuv çiftlerinin de vücudun zıt yanlarındaki homologue olmayan uzuv çiftlerinden daha az engellemeyle karşılaşması beklenir (DICKIN, 1996).

Her kol/bacağın tek yanlı kuvvet üretme kapasitesinden, maksimal kuvvete temel oluşturacak bir ölçü olarak yararlanma yoluyla, engellenmenin şiddeti kolayca belirlenebilir. Birden fazla kol senkronik olarak kasıldığında, beyindeki toplam sinirsel akış artar. Eğer modelin öne sürdüğü gibi, engelleme, serebral kontrol alanları arasındaki bağılılığın bir fonksiyonu ise iki homologue uzuv bilateral olarak maksimal bir kasılma gerçekleştirilirken üçüncü bir uzuv'un devreye girmesi, vücudun aynı yanında kasılmakta olan uzvu zıt yönde kasılmakta olandan daha fazla etkileyecektir (ARCHONTIDES-FAZEY, 1993; DICKIN, 1996).

Benzer paradigmaların kanıtları bu modele güçlü destek sağlamaktadır. Modelin öngördüğü gibi, bilateral simetrik maksimal kasılmalar, engellenmeye maruz kalırlar (OHTSUKI, 1983; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984). Homolateral synergistlerin kasılmalarında da durum aynıdır (OHTSUKI, 1981 a, b).

HOWARD-ENOKA (1991), eşzamanlı ve maksimal olarak kasılan ve homolog olmayan kasların Bilateral Deficit üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Araştırmaya katılanlardan bazılarında, sol kol ve sağ bacağın maksimal kasılmasında bilateral homolog maksimal kasılmalara kıyasla daha fazla zihinsel çaba gösterildiği belirlenmiştir. Oysa aynı kaslar unilateral olarak kasıldığında maksimal kuvvet önemli bir farklılık göstermemiştir.

Bu bulgulardan yola çıkarak HOWARD-ENOKA (1991), bilateral yetersizliğin homolog kasların eşzamanlı aktivasyonunu gerektiren, genelden ziyade spesifik bir etki olduğunu dile getirmişlerdir.

Fonksiyonel serebral alanın varlığı, çok yönlü işlerde her zaman bir tür engellenme olacağını düşündürmektedir. Oysa çok iyi çalışılmış ve/veya otomatik yapılı hale gelmiş işlerde, kontrolün sinir sisteminin daha alt merkezlerine kaydırılması yoluyla toplam alanın (serebral kontrol alan) önemli bir kısmının serbest kalması sağlanabilir. Bu varsayım, HEVER (1988)'in yapısal yer değiştirme (structural displacement) teorisi ve belkide bilateral çalıştırılmış deneklerde (SECHER, 1975) iki taraflı kuvvet kaybı olmamasının açıklanması durumuyla bazı benzerlikler göstermektedir. Bu model, müdahalenin her zaman iki yönlü olacağını öngörür fakat maksimal kuvvet üretiminde yapılmış en eski araştırma olan iki elin birbirini engellemesi araştırmasında içermektedir. Bu araştırma bazı durumlarda bir işin yapılmasının “diğer işe göre üstün tutulmasının mümkün olduğunu göstermiştir (HENRY-SMITH, 1961).

Tek yönlü koşullanmanın meydana geldiği durumların incelenmesi, bazı mantıklı açıklamalarıda gözler önüne sermektedir. Yapılan çalışmalarda; bilateral kasılmalarda dominant olan tarafın daha fazla Bilateral Deficit'e maruz kaldığı belirtilmiştir (HENRY-SMITH, 1961; OHTSUKI, 1983). Bu durum, iki taraflı kasılmalarda zayıf uzvun kontrol alanından güçlü uzvun kontrol alanına gelen engelleyici akımın, güçlü uzvun kontrol alanından zayıf uzvun kontrol alanına gelen akımdan daha büyük olduğunu düşündürmektedir.

Dominant olmayan zayıf uzvun, genelde dominant uzuv kadar sık kullanılmadığı bilinmektedir. Dominant olmayan uzvun, maksimal kasılımını sağlamak için gerekli serebral aktivasyon derecesi, dominant uzuv için gereken aktivasyon derecesinden daha büyüktür. Dominant olmayan uzvun kontrol alanındaki daha yüksek aktivasyon derecesi, ayna imaj bölgesine (mirror image area) daha fazla engelleyici akım gitmesine neden olabilir ve sonuçta dominant uzuv daha fazla engellenmeye maruz kalabilir.

ARCHONTIDES-FAZEY (1993), modelin bazı temel tahminlerine güçlü kanıtlar oluşturan bir dizi deney yapmışlardır. Araştırmacılar denekler üzerinde; homologous, ipsilateral ve kontralateral koşullarda dirsek ve diz ekstensörlerinin birlikte kasılması esnasında ortaya çıkan engelleme şekillerini incelediler. Homologue koşullarda denekler sağ ve sol dirsek ekstensörleri ile sağ ve sol diz ekstensörlerinin bilateral kasılmaları

gerçekleştirdiler. İpsilateral koşullarda denekler sağ dirsek ve sağ diz ekstensörleri ile sol dirsek ve sol diz ekstensörlerinin bilateral kasılmaları uyguladılar. Kontralateral koşulda ise sağ dirsek ekstensörleri ve sol diz ekstensörleri ile sol dirsek ve sağ diz ekstensörlerini bilateral olarak kastılar.

Bu çalışma sonucunda; her iki homologous çiftte % 13.5'ten % 19.0' a kadar uzanan Bilateral Deficit'in ortaya çıktığı gözlenmiştir. Modelin öngördüğü gibi bilateral kasılan diz ekstensörleri ve ipsilateral kasılan dirsek ekstensörlerinde de büyük engellemeler sonucunda % 3'ten % 13'e varan oranda kuvvet eksilmeleri hesaplandı. Bu koşullarda, her uzuv, tek başına kasıldığı zamanki kadar çok kuvvet uygulayabildi. ARCHONTIDES-FAZEY (1993)'nin bu bulguları "Fonksiyonel Serabral Bölge Modeli"ne destek sağlar niteliktedir.

Bilateral kasılmalarda genellikle ortaya çıkan Bilateral Deficit'in nedenlerini belirlemek amacıyla yapılan bir çalışmada HOWARD-ENOKA (1991) üç farklı katılımcı grubun (spor yapmayanlar, bisikletçiler ve haltercilerin) sol bacak ekstansörlerini maksimal istemli kasarak, sağ bacak ekstansörlerine elektromiyostimülasyon uyguladılar. Sadece sol bacağın istemli olarak kasılmasının (sağ bacak elektrostimülasyon yoluyla kasılırken) gerektiği durumlarda, (beynin sol kısmı kasılma emri vermediğinden) beynin sol kısmından hiçbir kısıtlayıcı impulsun gelmediği fikrini öne sürdüler. Beynin sol yarısından kısıtlayıcı impulsların gelmemesi sonucundaki; bu sebebi sağ bacadan beyne giden sinyallerden dolayıdır, beyinden gelip sol bacağın istemli olarak kasılması için uyarı veren sinyaller güçlenmiştir. Araştırmacılar aynı zamanda, istemli kasılmalarda görülen Bilateral Deficit'in büyüklüğü ne olursa olsun, kasılmayan sağ bacağın elektriklerle uyarılması esnasında kuvvetteki artışın sürekli olduğunu kaydettiler. Bu araştırmacılar, kuvvetteki pozitif artışın sinirsel entegrasyon teorisiyle açıklanabileceğini öne sürmüştürler. Sağ bacağın elektromiyostimülasyonu sonucunda sol bacadaki görülen kuvvet artışının, beyinden gelen emirlerin sonucu olduğunu tespit etmişlerdir. Araştırmacılar; kuvvetteki pozitif artışa sebep olan iki görüş ortaya koydular:

- 1) Bir sinir boyunca doğru yönde hareket eden impulsların üretilmesi.
- 2) Periferel duyuşal alıcıların harekete geçmesi.

Omurilikteki sinirsel etkileşimin sonucunda omurilikten beyne çok miktarda geri-besleme gelir ve bunlarda muhtemelen beyinden gelip sol bacağı doğru gitmekte olan

emirle birleşir. Sağ bacadan beyne giden geri-besleme ile beyinden sol bacağa giden emrin etkileşimi beyinden sol bacağa gitmekte olan sinyalleri güçlendirir.

HOWARD-ENOKA (1991), sağ bacağın elektromiyostimülasyonundan kaynaklanan istemli bilateral kasılmalarda duyurucu sinyal artışı olmadığında elektromiyostimülasyonsuz unilateral kasımlara kıyasla kuvvette azalmalar olduğunu kaydetmişlerdir. Bu bulguların yorumu Bilateral Deficit'in sağ bacağın elektromiyostimülasyonu ile istemli kasılmalar esnasında sol bacağa gitmekte olan duyurucu sinyallerin etkileşiminin neden olduğu kolaylaştırıcı geri-bildirim yokluğundan kaynaklanabileceğini düşündürmektedir. Daha açıkçası Bilateral Deficit'in beynin iki yarıküresi arasındaki kısıtlayıcı impulsların etkileşiminin sonucu olabileceği görüşü öne sürülmüştür.

1.6.2. Periferal Kısıtlama

MERTON (1954)'den beri araştırmacılar, maksimal kuvvet oluşturmadaki sınırlamanın merkezi sinir sisteminin tam bir nöromotor aktivasyon sağlamadaki yetersizliği mi yoksa doğrudan kasın kasılma mekanizması içinde bulunan faktörlerden mi kaynaklandığını saptamaya çalışmaktadırlar. Araştırmacılar merkezi sinir sistemi kaynaklı kısıtlamaların yanı sıra nöromüsküler sisteminde bireyin bilateral maksimal kuvvet üretme yeteneğini sınırlayabileceğini öne sürmüşlerdir.

İstemli maksimal kuvvet üretimi konusundaki ilk soru “insanın kasılmakta olan kasının tüm motor ünitelerini tam kapasite ile çalıştırıp çalıştıramayacağı” sorusudur. Bu konuda, insanların maksimal efor sırasında bütün uygun motor sistemlerini istemli olarak harekete geçirip geçiremeyecekleri düşüncesi supramaksimal tetanik veya twitch interpolation teknikleri gibi iki yöntemin uygulanması ile incelenmiştir (BIGLAND-RITCHIE ve diğerleri, 1983; WOODS ve diğerleri, 1978).

Bunlardan ilki; bir maksimal istemli kasılma ile aynı kasın maksimal tetanik uyarılmasıyla ortaya konulan kuvvetin karşılaştırılmasını içerir. Eğer istemli kasılma sırasında üretilen kuvvet, elektriksel uyarı ile gerçekleştirilen tetanus'a denk olmazsa, bu durum istemli eforda kasın tam kasılması için gerekli bir sinirsel eksiklik olduğu şeklinde yorumlanabilir. Eğer istemli kuvvet en üst düzeydeki tetanus'a denk olursa, merkezi sinir sisteminin maksimal kuvvet ortaya konmasını engellemediği sonucuna varılabilir.

Süpermaksimal stimölasyon metodu, eldeki (BIGLAND ve diğlerleri, 1983; WOODS ve diğlerleri, 1978), bacaktaki kaslar (GRIMBY-HANNERZ, 1977) ve triceps suae (DIETZ ve diğlerleri, 1979) gibi küçük kasların kasılma seviyesini belirlemek için kullanılmıştır. Bu araştırmaların çoğunluğunda, küçük örnekler alınmış olmasına rağmen, denekler tetanik uyarı ile gerçekleştirilmiş kasılmalar sonucunda ortaya çıkan kas kuvvetine eşit istemli kasılmalar üretmeyi başarmışlardır. Diğler bir deyişle; bu araştırmaların sonuçları, istemli kasılmalarda tam kapasite motor-ünite katılımının sağlandığını göstermiştir.

Daha sonra EDWARDS ve diğlerleri (1975), büyük kas grupları ile (quadriceps femoris) yapılan başka araştırmalar, istemli kasılmalarda motor ünite aktivasyonunun tamamının kasılmaya katılmadığını ortaya koymuştur (STROJNİK, 1994; SALE, 1988). Bu çalışmalara göre; merkezi sinir sistemi (MSS) daha küçük kas gruplarındaki kasılmalarda motor ünitelerin tümünü uyarabileceğini, fakat daha büyük kas gruplarındaki kasılmalarda ise motor ünitelerin tamamını harekete geçiremeyeceği sonucu ortaya çıkmaktadır.

Kas aktivasyon seviyesini belirlemenin ikinci yolu “twitch interpolation” yöntemidir. Twitch interpolation yöntemi maksimal istemli bir kasılma yapmakta olan bir kasın sinirine, tek bir süpermaksimal uyarının uygulanmasını içerir. Eğer bu; kuvvet artışı ile sonuçlanırsa, istemli kasılmaların kasın tüm kasılabilme kapasitesinin geçerli bir göstergesi olmadığı sonucuna varılır. Başka bir deyişle, kasın toplam kasılabilme kapasitesinin istemli kasılma ile geçekleşmediğidir.

Bu teknik, adductor pollicis (MERTON, 1954), dizin dorsi ve plantar fleksörleri (BELANGER-McCOMAS, 1981) ve quadriceps femoris (CHAPMAN ve diğlerleri, 1984), üzerinde uygulanmıştır. Bu araştırmalarda tek bir elektrik uyarı ile kuvvette hiç artış gözlemlenmediğinden, motor ünitelerinin tam aktivasyonunu engelleyen intramüsküler faktörlerin maksimal olmayan kuvvet üretimine neden olabileceğine inanılmıştır.

Fakat diğler yandan STROJNİK (1994), izometrik olarak kasılan quadriceps kasına bir interpolat submaksimal elektrik uyarımı uygulandığında kuvvette artışın her zaman ortaya çıktığını kaydetmiştir. Kullanılan iki farklı elektriksel uyarı yönteminde (twitch interpolation ve interpolat submaximal electrical stimulation) olduğu gibi, bu iki yöntemin sonuçları literatürle uyumlu bulunmaktadır.

İlk yöntem olarak twitch interpolation standart tekniğini kullanırken, ikinci bir yöntem ise bilateral olarak kasılmakta olan kas, elektriksel uyarımı ile maksimal izometrik

kasılmayı içermekte idi. Yine de yöntem hangisi olursa olsun, sonuçlar istemli kasılmalarda kasların tüm motor ünitelerinin aktivasyonunun sağlanamadığını göstermekte idi. Bu durumda tam olmayan bu motor ünite aktivasyonu, merkezi sinir sisteminin (MSS) ilgili motor üniteleri maksimal düzeyde stimüle etmedeki yetersizliğinin bir işlevi olduğu düşünülmektedir.

Farklı bir görüş bazen kuvvetin ortaya konmasında, bireylerin bilinç durumlarının ve genel fizyolojik uyarılma durumlarının etkisi olduğu, uygulama psikologlar tarafından öne sürülmüştür. Bu manada; COYLE ve diğerleri, (1979) kişinin güç performansını arttırdığı bilinen bir tedaviden geçtiklerine inandırılan deneklerin aslında tedavinin hiçbir etkisinin olmamasına rağmen, tedavi sonunda deneklerin kuvvetinde % 8.1 oranında bir artışın ortaya çıktığı gözlenmiştir. Çalışmada ölçüm dirsek ve diz ekstansörlerinin bilateral kasılmalarını içermiştir.

Ölçüm şeklindeki farklılıklar göz önüne alınarak nörofizyolojik ve psikolojik bakış açılarının aynı şeyleri söylemeleri kısmen birbirini tamamlamaktadır. Her iki bakış açısının da doğru olduğu görülmektedir. Belli hareket koşullarında tam bir sinir-kas koordinasyonunun kasılmada, olumlu bir etkisi olabileceğine inanılmaktadır. Fakat bu mutlaka her hareket biçiminde aynı durumun geçerli olduğu anlamına gelmez. Bilişsel stratejilerle (cognitive strategies) istem dışı rezervlerin bir kısmını kullanıma sokma ve psikolojik etkilenme stratejilerinin (SHELTON-MAHONEY, 1978; WEINBERG ve diğerleri, 1980), kullanımı ile bazı engellenmenin kaldırılması düşünülebilir. İstemli eforun tam bir nöromotor katılımı ile sonuçlanabileceği veya sonuçlanamayacağı kesin bir biçimde cevaplanamaz. Bu tamamen, katılan motor ünite sayısına bağlı olabilir.

ODA-MORITANI (1995), el kavrama kasılmaları üzerinde yapmış oldukları çalışmada; maksimal bilateral kasılmalar ile ortaya konulan kuvvetteki ve EMG'deki eksilmenin sinir sistemi içindeki bir engellemeden meydana geldiğini iddia etmişlerdir.

Tüm bu çalışmaların tersine JAKOBI-CAFARELLI (1998), maksimal bilateral istemli kasılmalar sonucu oluşan güçteki eksilmelerin sinir kas sistemine ait sınırlamalardan kaynaklandığına dair literatürdeki sonuçların tartışmalı olduğunu öne sürerek, yirmi denek üzerinde yapmış olduğu çalışmada; genç erkek deneklerde diz ekstansör kaslarının izometrik kasılmaları sonucunda, bilateral kasılmalar ile unilateral kasılmalar toplamı arasında sinir-kas kontrolünde sınırlayıcı önemli bir kanıtın olmadığını iddia etmişlerdir.

1.6.3. Motor Ünite Katılımı

İstemli bir kasılma esnasında motor üniteler göreceli büyüklükleri ve kas lifi türlerine bağlı, belli bir sıra dahilinde devreye girerler. HENNEMAN-OLSEN (1965), küçük motor ünitelerin büyük olanlardan daha önce devreye girdiğini ve yavaş seyiren (slow twitch) birimlerin hızlı olanlardan daha önce çalışmaya başladığını ortaya koymuşlardır. Yine de SALE (1988), HENNEMAN-OLSEN (1965)'in tanımladığı çalışma sırasının maksimal balistik kasımlarda geçerli olamayabileceğini, çünkü maksimal balistik kasımlarda motor ünite aktivasyonunun HENNEMAN-OLSEN (1965)'in belirttiği sıra dahilinde olmadığını, tüm motor birimlerinin bilateral olarak çalışmaya başlayabileceğini bulmuştur. Hangi motor birim işleyiş teorisi esas alınır alınsın, maksimal istemli kasımlar esnasında (elektromiyostimülasyon esnasındaki bir supramaksimal kasılmaya kıyasla) hangi motor birimlerinin etkisiz kaldığına ilişkin belirsizlik sürmektedir.

Hangi motor birimlerin devreye girdiğini belirlemek üzere üstlenilen çoğu çalışma hızlı seyiren büyük kas liflerinin tam bir tetanusa ulaşamadığı teorisi ile sonlanmıştır (STROJNİK, 1994; VANDERVOORT ve diğerleri, 1987). Submaksimal kasımlar esnasında tüm motor üniteler harekete geçerse, bazı hızlı seyiren motor birimler maksimal istemli kasılmanın %80'ine varılmadan tetanusa ulaşamazlar (DE LUCA ve diğerleri, 1982). Çünkü hızlı kasılan liflerin tam aktivasyonuna ancak bu lifler üzerinde hareket eden impulsların oran kodlamasının artışı yoluyla ulaşılabilir (DE LUCA ve diğerleri, 1982).

STROJNİK (1994), maksimal bir istemli kasılma esnasında bir dizi süper-empoze elektriksel stimülasyon uygulayarak frekans artışı hızlı kasılan liflerin aktivasyonu üzerindeki etkisini ortaya koymuştur.

VONDERVOOT ve diğerleri (1984), HENNEMAN-OLSEN (1964), bilateral kasımlar esnasında hangi birimlerin devreye girmediğini belirlemek için unilateral ve bilateral olarak iki deney yapmışlardır. Yapılan ilk deneyde; 0 ile 424 °/s arasında farklılık gösteren kasılma hızlarının zirve torqları arasında farklılıklar ortaya çıkmıştır. Kasılma hızındaki artışlara paralel olarak, bilateral yetersizliğin büyüklüğünde bir artışla sonuçlanmıştır. Bu, hareket hızı arttıkça, hızlı seyiren motor birimlerin devreye giriş aktivasyon düzeyinin azaldığı anlamına gelmektedir. İkinci deney ise, hızlı seyiren motor birimlerin bilateral kasımlar esnasında, devreye unilateral kasımlardakine oranla daha az girdiklerini ortaya koymuştur.

Bu deneyde yer alan katılımcılardan, 100 maksimal kasılma yapmaları istenmiş, kayıtlara göre unilateral kasılmaların ardından gelen yorgunluk düzeyine ulaşmak için çok daha fazla bilateral kasılma yapmaları gerekmiştir. Kaydedilen farklı yorgunluk ve torq özellikleri, hızlı seyiren kas liflerinin bilateral kasılmalarda, unilateral kasılmalardekine oranla daha az aktif olduklarını (tetanusa ulaştıklarını) göstermektedir.

1.6.4. Kasılmanın Türü

Bilateral kasılmalar üzerine yapılan araştırmaların büyük çoğunluğu öncelikle izometrik ve konsantrik kas kasılmalarını içermektedir (HOWARD-ENOKA, 1991; ODA-MORITANI, 1994). Çünkü izokinetik dinamometrelerin kullanımından önce maksimal eksantrik kasılmalar incelenemiyordu.

Eksantrik ve konsantrik kuvvetler arasındaki farklılığın, hareketin hızının artmasıyla birlikte arttığı belirtilmiştir. Bu yüksek eksantrik kuvvetin, paralel elastik bileşenle (PEB) birlikte aktin ve miyozin çapraz köprülerinin (cross bridges) ayrılmasına yarayan fazladan kuvvetin katkısından kaynaklandığına inanılmaktadır (HOWARD-ENOKA, 1991; ODA-MORITANI, 1992).

Bilateral kasılmalardeki Bilateral Deficit ile ilgili araştırmalar sonucunda ister konsantrik, ister izometrik olsun toplam unilateral kasılmalar ile ortaya konulan kuvvetlerin maksimumlarında, yüzde 3'ünden yüzde 25'ine varan eksilmeler kaydedilmiştir (ARCHONTIDES-FAZEY, 1993; HENRY-SMITH, 1961; OHTSUKI, 1981, 1983).

DICKIN (1996), Bilateral Deficit'in, unilateral kasılmalar ile ortaya koyulan maksimum konsantrik kuvvet toplamın % 12 ile % 33 arasında dağılım gösterdiğini gözlemiştir. Konsantrik kasılmalardeki en yavaş 3 ve en süratli 3 hareket hızı için kaydedilen Bilateral Deficit'in, ortalama olarak ve sırasıyla yüzde 14.67 ve yüzde 30.33 olduğu tespit edilmiştir. En yüksek üç hız için belirlenen eksilmeler, literatürdeki kayıtlarda bulunanlardan daha fazla olduğu tespit edilmiş ve bu yükseklik kısmen bu araştırmada uygulanan yöntemlere bağlanmıştır. Çünkü literatürdeki konsantrik ve izometrik kasılmalar dan farklı olarak bu araştırmada eksantrik ve konsantrik bilateral kasılmalar kullanılmıştır (HOWARD-ENOKA, 1991; ODA-MORITANI, 1992; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984, 1987).

DICKIN (1996), yapmış olduğu çalışmada, eksantrik diz ekstansörleri kasılmalarının farklı hızlardaki ve bilateral kuvvet üretimini belirlemek olsa da, elde edilen bulguları bilateral kas kasılmalarında ortaya çıkan Bilateral Deficit ile ilgili diğerk çalışmaları sonuçlarıyla kıyaslayabilmek için konsantrik kasılmaları da incelemiştir. Araştırmacı, hem eksantrik hem de konsantrik kas kasılmalarındaki kuvvet üretiminin hareket hızına bağılı olarak değıştiğini gözlemiştir. Aynı zamanda, maksimal eksantrik ve konsantrik kas kasılmalarında hız artışına bağılı olarak, bilateral kas kasılmalarında Bilateral Deficit'te artış olduğu saptanmıştır.

Hem konsantrik hem de eksantrik kas kasılmaları ile unilateral ve bilateral kuvvet üretiminde görülen önemli farklılıkların aşağıdaki sebeplere bağlanabileceğı öne sürülmüştür:

- 1) Bilateral bacak hareketlerinin unilateral kas kasılmalarına oranla daha az yaygın olarak kullanılması.
- 2) Bilateral kasılmalar esnasında nöral aktivitenin her iki bacağı dağılmış olmasına bağılı olarak, merkezi sinir sisteminin kasılmakta olan kasların motor ünitelerini maksimal olarak harekete geçirmekte yetersiz kalması.
- 3) İki yarıküreden biri veya ikisi maksimal istemli kasılmalar ile meşgulken, beynin kontralateral yarıküresine giden kısıtlayıcı impulsalar.

1.6.4.1. Eksantrik Kasılmalar

Eksantrik kasılmalar, kas kasılmasında uzama-kısalma döngüsünün (stretch-shortening cycle) ilk kısmını oluştururlar. Bu kasılma şekli konsantrik kasılmalardan daha önce yapıldığından, bu safhada kas ve onun tendosu yapısı elastik enerjiyi depolar. Bilateral ve unilateral kasılmalar esnasında motor ünite aktivasyonundaki artış, stretch-shortening cycle devresinin katkısı veya gerilme refleksinin (stretch reflex) konsantrik kasılmaya aktarmış olduğu depolanmış elastik enerji sayesinde meydana gelir.

Daha yüksek hızlarda eksantrik durumda daha fazla gerginliğin ortaya çıkması (150 o/s ve 180 o/s) şunlara bağlanabilir:

- 1) Kasılmakta olan kasın elastik bileşeninin uzaması,
- 2) Kasılmayla ilgili öğelerin (aktin ve miyozin çapraz köprüleri) ayrılması,
- 3) Uzama refleksi (stretch reflex).

Motor üniteler maksimal hareket halindeyken iskelet kasları uzamaya zorlandığında ortaya çıkan gerginlik, konsantrik ve izometrik kasılmalardakinden daha fazladır (KOMI, 1973). Artan gerginliğin aktin ve miyozin çapraz bağlantılarının zorla ayrılmasına ve paralel elastik bileşenin (PEB) uzamasına (SALE, 1988) bağlandığı kaydedilmiştir. Bu durumda, kasılan kasların EMG aktivitesini araştıran çalışmalar tarafından desteklenmektedir (KOMI, 1973).

KOMI (1986), aynı kuvveti üretebilmek için eksantrik bir kasılma, konsantrik bir kasılmada çok daha az motor ünite aktivasyonu gerektirdiğini belirlemiştir. Eksantrik bir kasılmadaki düşük EMG aktivitesi, kas elastik bileşenlerinin toplam gerilmeye katkısından dolayı, belli bir kuvveti muhafaza etmek için kasılmayla ilgili elementlerin ihtiyaç duyduğu gerginliği azalttığını düşündürmektedir. Diğer yandan eksantrik bir kasılmadaki kuvvet artışının üçüncü olası sebebi, esneme refleksinin katkısı olabileceğidir.

DICKIN (1996), çalışmasında eksantrik kasılmalar esnasında hareket hızı arttıkça Bilateral Deficit'in de arttığını belirlemiş, kasılan kasın hızlı seyiren motor ünitelerinin aktivasyonunda bir düşüş olduğunu öne sürmüştür. Eksantrik gerilimin pasif PEB ve aktif kasılma elementleri içeriği göz önüne alındığında, hareket hızı arttıkça bilateral kasılmada Bilateral Deficit'in artacağı umulmuştu. Çalışmada Bilateral Deficit'in artacağı beklenmekteydi, çünkü PEB, merkezi sinir sistemi tarafından denetlenmemektedir ve teorik olarak herhangi bir hareket hızında PEB'nin bilateral veya bilateral olmayan eksantrik kasılmalar için oluşturduğu gerilim miktarı farklılık göstermemektedir.

O halde, gerginlikteki herhangi bir azalma, kasılma ile ilgili öğelerin aktivitesinin azalmasından veya esneme refleksinin yokluğundan kaynaklanmaktadır. Bu görüş, kasılmayla ilgili elementlerin (konsantrik ve izometrik kasılmalarda olduğu gibi) eksantrik kasılmalarda toplam kuvvet üretimine hala büyük katkı sağladığı varsayımına dayanmaktadır (DICKIN, 1996).

1.6.4.2. Konsantrik Kasılmalar

Daha düşük hızlar karşılaştırıldığında, 180 °/s 'de konsantrik kuvvet üretiminde önemli farklılıklar bulunmuştur. Ortaya koyulan bu konsantrik kuvvet farklılıkları stretch shortening cycle'a veya esneme refleksine bağlanabilir. Bu manada yapılan çalışmalarda, hareket hızı arttıkça stretch shortening cycle'ın üretilen toplam kuvvete daha fazla katkı sağladığı kaydedilmiştir (KOMI, 1986).

Daha düşük hızlara kıyasla hareketin hızı arttıkça eksantrik kasılmadan gelen daha büyük oranda depolanmış elastik enerji, konsantrik kasılma esnasında kullanılabilir (RACK-WESTBURY, 1974). Bunun yanı sıra konsantrik kasılma öncesi yapılan negatif işin miktarını artırmanın konsantrik kuvvet üretiminin artışı ile neticelendiği de kaydedilmiştir (ASMUSSEN-MAZIN, 1978 b; KOMI, 1973). O halde hareket hızı arttıkça, eksantrik kasılmalar esnasında yapılan iş miktarı da artmaktadır.

Motor ünite aktivasyonunun azalmadığı varsayımından sonra depolanmış enerjinin transferi ne kadar fazla olursa, üretilen konsantrik kuvvetin de o kadar fazla olacağını kabul etmek mantıklı olacaktır. Bu deneyde kaydedilen toplam konsantrik kuvvet 150/180o/s arasındaki önemli bir artışla hareket hızındaki her yükseliş ile birlikte artmıştır. Bu durum, artan hareket hızı ile birlikte stretch shortening cycle'ın toplam kuvvete katkısının arttığını düşündürmektedir (DICKIN, 1996).

Hareket hızı artarken kaydedilen konsantrik kuvvet artışındaki yükseliş stretch refleksine de bağlanabilir. Stretch refleksi aktif veya pasif haldeki kas Spindle'lar ani olarak uzatıldığında başlar. Spindle'lar ani bir uzanma ile uyarıldığında beyne giden impulslar, omurilikte beyinden gelen motor nöronları ile temas ederek uzatılan kasın motor ve plate'ine geri döner, bu sayede kasılan kasın motor ünite aktivasyonunun düzeyini artırarak bir kasılma sağlar (FOX ve diğerleri, 1988).

1.7. Bilateral Deficit Görülen Alanlar

Literatür gözden geçirildiğinde Bilateral Deficit olgusunun üç farklı alanda ele alınarak incelendiğine rastlanılmaktadır. Bunlar; tepki zamanı eksilmeleri, kas kuvveti eksilmeleri ve aerobik performans eksilmeleridir.

1.7.1. Tepki Zamanı Eksilmeleri

Bazı motor kontrol çalışmaları bilateral kas kasılmalarındaki ve unilateral kas kasılmalarında tepki zamanı arasındaki farkı belgelemiştir (DICKIN, 1996). Biçimsel bakımdan nispeten basit olsalar da bu deneyler senkronik olan ve olmayan bilateral motor performansları arasında temel bir farkın mevcut olduğunu öne sürmüşlerdir. Tek yanlı bir işle karşılaştırıldığında bilateral bir işte tepki zamanının çok daha uzun olduğu kaydedilmiştir.

OHTSUKI (1981), aynı sonucun alt ekstremitelerin gross motor işlerinde de elde edilip edilmeyeceğini sorgulamıştır. Tepkinin gizli bir biçimde varlığını sürdürdüğü devreyi iki aşamaya bölmek için elektromiyografi (EMG) kullanılmıştır. İlk aşama EMG'nin sinyalleri kaydettiği süre, ikincisi EMG'nin başlayışı ile hareketin başlayışı arasındaki gecikme süresi idi. Bunlardan birincisi, birey tarafından bilginin algılanması için bireye gereken zamanı; ikincisi ise, hareketsiz olan uzvun durağanlığını aşmak için gereken zamanı temsil etmekteydi.

OHTSUKI (1981), merkezi sinir sisteminde bilateral işler esnasında nörofizyolojik sistemlerin pür dikkat kesilmesini kolaylaştıramayan bir mekanizma olduğu yorumuna varan önceki araştırmacıları onaylamıştır. OHTSUKI (1981)'ye göre uyarıcıya yönelen dikkat azalmaktadır, çünkü unilateral diz hareketi temelde bir yarıküreyi gerektirirken, her iki serebral yarıkürenin aktivasyonunu gerektiren daha karmaşık bir işte, yani bilateral diz hareketinde dikkat daha çok dağılmakta idi. O halde unilateral diz hareketinde uyarıcının algısı bozulmamaktadır.

Böylece reaksiyon zamanındaki bilateral gecikmelerin, bilgi işlem ve karar verme süreçlerine etki eden yarıküreler arası bir engellemeye bağlanabileceği sonucuna varıldı. Bilateral hareketler esnasında merkezi sinir sistemi sadece eldeki tepkisel işle ilgili olmakla kalmayıp, her iki uzvun hareketlerinin senkronizasyonu ve koordinasyonu ile de ilgilendiğinden, azami performanstan uzaklaşmaktadır (OHTSUKI, 1981).

Görsel iki varlığın farkını belirleme ile ilgili unilateral ve bilateral tepkileri inceleyen GAZZANIGA-SPERRY (1966), yarıküreler-arası commissuro'ları ameliyatla alınmış bireylerin bilateral tepki zamanında gecikme olmadığını gördüler. Bu sonuç serebral yarıküreler arasında engelleyici bir etkileşim olduğu görüşünü büyük ölçüde güçlendirmiştir.

1.7.2. Kas Kuvveti Eksilmeleri

Bilateral kasılmalarındaki kuvvet eksilmenin klasik tanımı, kas kuvveti ile ilgili çalışmalardan kaynaklanmıştır. Kas kuvveti ölçümlerindeki Bilateral Deficit olgusunu belgelemek için yapılan ilk araştırmalar HENRY-SMITH'e (1961) aittir.

SECHER ve diğerleri, (1977) izometrik bilateral ve unilateral bacak ekstansiyon kuvvetini test ettiler. Bilateral bacak ekstansiyonu esnasında ortaya çıkan kuvvetin, tek bacak ekstansiyonu ortalamasının iki katının yüzde 75'i civarında olduğunu buldular. Bu

bulgu, bilateral bacak ekstansiyonu kuvvetinin yüzde 13 azaldığını gösteren daha önceki çalışmaları destekler nitelikteydi. Sonraki çalışmada kaydedilen yüzde 25'lik Bilateral Deficit, her iki bacak uzanırken musculature'un daha az olan motor ünite aktivasyonu ile açıklanmıştır. Bu durum temelde VANDERVOORT ve diğerleri, (1984)'ın görüşüne benzemektedir.

Bu araştırmacılar tek bacak aktivasyonu ile iki bacağı karşılaştırdıklarında fibrillerin kasılmada devreye girmesinde farklılıklar olduğunu ifade ederler. Daha spesifik olarak ifade etmek gerekirse bilateral kas kasılmalarında yavaş seyiren fibril aktivitesinin azaldığı sonucuna vardılar. Farmakolojik kas kısıtlanması ile ilgili sonuçlar, ayrıca FT fibrillerinin aktif olarak devreye girmesi gerçekliğine rağmen, unilateral kuvvetteki baskınlığın yavaş kasılan fibrillerin motor ünite aktivasyonundaki azalmaya bağlanabileceği görüşüne yol açtı.

VANDERVOORT ve diğerleri, (1984) bilateral ekstansiyon kuvvetinin, izometrik ve konsantrik koşullardaki unilateral kuvveten oldukça düşük olduğunu kaydettiler. EMG ile ilgili verilere bakıldığında, unilateral koşullarda farklı olarak bilateral koşullar esnasında ilgili kasların motor ünite aktivasyonunda önemli bir azalma görülmüştür. Sonuç olarak; bilateral bacak ekstansiyonunda motor ünite aktivasyonunun unilateralden daha eksik olduğunu ifade etmişlerdir.

Özelde kuvvet-hız verileri ve yorgunluk oranları karşılaştırmalarına bağlı olarak Bilateral Deficit'in hızlı seyiren (FT) yorulmaya yatkın motor ünitelerden daha az yararlanılmasına bağlanabileceği öne sürülmüştür. Bu yazarlar ayrıca, bilateral aktivitelerde gerekli motor ünitelerin harekete geçişindeki azalışın iki bacağa yoğunlaşan sinirsel impulsların yayılmasından kaynaklandığı yorumuna varmışlardır VANDERVOORT ve diğerleri, (1984). Bu mekanizmanın temeli ne olursa olsun, şimdiye kadar bir çok araştırmacı kuvvetteki Bilateral Deficit'in FT kas fibrilleri performansına bağlanabileceği ve aynı zamanda hareket hızına da bağlı olabileceği görüşünü destekleyen sonuçlar elde etmişlerdir.

1.7.3. Aerobik Performans Eksilmeleri

1970'lerin ortalarında, aerobik performansı sınırlandıran faktörleri anlamak için pek çok araştırma yapılmıştır. Bu araştırmalardan çoğu, tüm vücudun VO2 max.'ını sınırlandıran faktörlerin merkezi faktörler mi yoksa periferik faktörler mi olduğunu test

etmek için, bacak ile pedal çevirme metodu kullandı. Bilateral Deficit'in alışılmış tanımından farklılık gösterebilir bunlar, unilateral ve bilateral bacak performansındaki VO2 max.'in daha önceki kas kuvveti ile ilgili çalışmalarda kaydedilmiş olan Bilateral Deficit oranlarına çok benzediğini göstermiştir.

GLESSER (1973), unilateral pedal çevirirken ulaşılabilecek en yüksek VO2'nin iki bacakla çevirirkenki VO2 max.'un çok altında olduğunu ve benzer şekilde kardiyak çıktısının da maksimalin oldukça altında olduğunu belirtmiştir. GLESSER (1973), kalbin kan pompalama kapasitesinin en üst seviyesine ulaşılmadığına göre, unilateral kasılmalarda performansın ya kasın elde var olan oksijenden faydalanma yeterliliği ya da çalışan kasa oksijen götüren periferik yapı tarafından kısıtlandığı düşüncesine varır.

Periferik sınırlama hipotezini test etmek için GLESSER (1973), Hypoxic ve Normoxic çevrelerde dört haftalık bir antrenman (tek bacakla pedal çevirme) süresinde önce ve sonra bir ve iki bacakla pedal çevirme performanslarını karşılaştırdı. Bu çalışmanın sonuçları, unilateral kasılmaların bilateral kasılma esnasında elde edilenin % 77'si olan bir ortalama VO2 max. ile sonuçlandığını göstermiştir.

İlginç bir biçimde GLESSER (1973), eğer aerobik güç periferik faktörler tarafından kısıtlanıyorsa, kas kasılması bilateral olarak yapıldığında, VO2 max.'nın da iki katına çıkması gerektiğini öne sürdü. Oysa iki bacağın kullanıldığı pedal çevirme boyunca kaydedilen VO2 max., tek bacakla yapılan çalışmadaki VO2 max.'tan sadece %23 daha fazla idi. Diğer araştırmacılar, bir ve iki bacakla pedal çevirme esnasında, 0.79-0.81 unilateral/bilateral oranını kaydettiler. Yani çift bacakta VO2 max., tek bacaktakinden sadece %21'den %19'a varan farklılık gösteriyordu.

En alışılmış tanımıyla Bilateral Deficit, bilateral kas kasılmalarında gerçekleşen maksimal kuvvetin, unilateral kas kasılmalarındakine kıyasla azalmasıdır. Azalan bilateral performanslar, büyük kas kütlelerini bilateral olarak aktive eden nöral engellemelere, lokal sinirsel kontrol mekanizmalarına ve hızlı seyiren kas fibrillerinin yeterliliğinin azalmasına bağlanmıştır.

Motor kontrol ve psikoloji bilimi kaynaklı çalışmalar, bilateral reaksiyon zamanlarının, unilateral reaksiyon zamanlarından çok daha yavaş olduğunu kapsamlı bir biçimde ortaya koymuşlardır. Benzer şekilde, egzersiz fizyologları, bağımsız unilateral aerobik performansın, bilateral aerobik performansın %70-80'ine ulaşabileceğini göstermişlerdir (DICKIN, 1996).

İKİNCİ BÖLÜM

2. MATERYAL VE METOT

Sportif performansı artırmak için, sporcularda maksimal kuvveti artırmaya yönelik çalışmalarda bilateral kasılmalar sonucunda oluşabilecek Bilateral Deficit'i en aza indirmek gerektiğine inanılmaktadır. Bu manada; maksimal kuvvet antrenmanının bilateral deficit üzerine bir etkisinin olup olmadığına yönelik yapılan bu çalışmada kullanılan metodoloji aşağıda alt başlıklar halinde sunulmuştur.

2.1. Araştırma Grubu

2.1.1. Denekler

Araştırmaya katılan denekler, erkek ve amatör olarak futbolla ilgilenen ve daha önce ciddi bir kuvvet antrenmanına katılmamış bireyler arasından seçilmiştir. Bu çalışmaya tesadüfi olarak 16-19 yaş grubundan toplam 43 denek seçilmiştir. Çalışmanın ilerleyen safhalarında % 80'den az devamlılık gösteren denekler gruplardan çıkartılmış olup çalışma 34 denekle tamamlanmıştır. Çalışmalara katılan 43 denek tesadüfi yöntemle çift bacak (n=17), tek bacak (n=14) ve kontrol grupları (n=10) olmak üzere üç ayrı gruba ayrılmıştır. Çalışmanın ilerleyen safhalarında deneklerden bazılarının çeşitli sebeplerle çalışmadan ayrılmalarıyla, bitiriş aşamasında grupların denek sayıları çift bacak (n=14), tek bacak (n=10) ve kontrol grubu (n=10) olarak belirlenmiştir.

2.1.2. Ön Protokol

Çalışma öncesinde araştırmaya katılan deneklere, günlük ve toplam çalışma süresi hakkında, antrenman şekli ve antrenman sonucundaki kazanımlar hakkında detaylı açıklamalar yapılmıştır. Denekler çalışmalara gönüllü olarak katılmışlar ve isteyenlerin çalışmanın her hangi bir safhasında çalışmayı terk edebilecekleri söylenmiştir.

Deneklere, ölçümlerde uygulanan test protokolü hakkında detaylı bilgi verilmiştir. Yine deneklere her ölçüm öncesinde araştırmaya katılmayı isteyip istemedikleri sorulmuş ve isteyenlerin test protokolünü terk edebilecekleri söylenmiştir. Çalışma öncesi deneklere vücutlarının bel, kalça, uyluk, diz, bilek bölgelerinde önceden veya çalışma başlangıcında bir sağlık problemlerinin olup olmadığı sorulmuştur.

İzometrik kuvvet ölçümleri 20 metre karelik kapalı bir alanda yapılmıştır. Ölçümlerin aynı gün ve öğleden önce yapılmasına özen gösterilmiştir. Kuvvet antrenmanları ileri derecede hizmet veren bir spor salonunda yapılmıştır.

2.2. Evren ve Örneklem

Bu çalışmanın evrenini oluşturanların, daha önce ciddi bir kuvvet antrenman programına katılmamış ve amatör olarak futbol oynayan bireylerin bir kısmından seçilmesinin, aktif sporla uğraşan ve antrenman programlarının bir parçasında kuvvet antrenmanı olan diğer sporculara örnek teşkil edeceğinden, bu çalışmanın evreni daha önce ciddi bir maksimal kuvvet antrenmanı yapmamış sporculardan oluşturulmuştur.

2.3. Ön Çalışma

2.3.1. Maksimum Ağırlığın Belirlenmesi

Ağırlık çalışmasında maksimum ağırlık, (1TM) bir hareket için yalnızca bir tekrarda kaldırılabilen ağırlık olarak tanımlanır. Diğer bir deyişle, sinir kas sisteminin istemli kasılması sonucu kaldırabileceği en büyük ağırlığın veya direncin kaldırılması olarak tanımlanmaktadır (GÜNDÜZ, 1997).

Yapılan bu çalışmada, 1TM'nin belirlenmesi için 7 dakikalık koşu ile ısınmadan sonra üç dakikalık aktif dinlenme içerisinde özellikle bacak kaslarına yönelik germe egzersizleri yapılmıştır. Bu süre içerisinde, araştırma grubuna bacak press ve dizin ekstansiyonuna yönelik maksimalin belirlenmesinin beş set içerisinde olması gerektiği söylenmiştir. Aktif dinlenmenin sonrasında, bir tekrarda kaldırılan maksimum ağırlığı belirlemek amacıyla araştırma grubu kendi belirledikleri ağırlıkla bir tekrar bacak press ve dizin ekstansiyon hareketini yapmışlardır. Böylece bir set bir denemeden oluşmuştur.

Ağırlık denek tarafından, konsantrik bir kasılma sonrası yerçekiminin ters yönünde kaldırılıp dizler tam gerginlik durumuna getirilmiş ise birinci set için bu durum doğru olarak kabul edilmiştir. Birinci sette belirlenen ağırlığı araştırma grubunun hepsi doğru olarak kaldırdığından bir dakikalık pasif dinlenmenin sonrasında ikinci sette, kişiler ağırlık artımını kendilerinin belirledikleri denemeyi yapmışlardır. İkinci setteki ağırlık doğru olarak kaldırılmış ise bir dakikalık dinlenmeden sonra, üçüncü sette denekler ağırlık artımını kendilerinin belirledikleri denemeyi yapmışlardır.

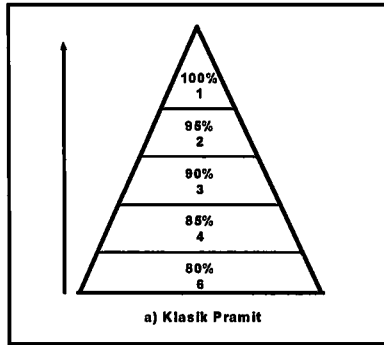
Eğer ikinci setteki ağırlık kaldırılamamış ise birinci sette kaldırılan ağırlık ile ikinci sette kaldırılamayan ağırlık arasında yer alan bir ağırlık yine kişi tarafından belirlenmiş ve bir dakikalık dinlenme sonrasında üçüncü set içerisinde yeniden denenmiştir. Üçüncü setteki bu ağırlık doğru olarak kaldırılmış ise bir tekrarda kaldırılan maksimum ağırlık (1TM) olarak kaydedilmiş ve test sonlandırılmıştır.

Buna ilaveten; eğer 1TM üçüncü sette de belirlenememiş ise dördüncü, beşinci ve gerekirse altıncı sette de aynı test stratejisi kullanılarak her denek için 1TM belirlenmiştir.

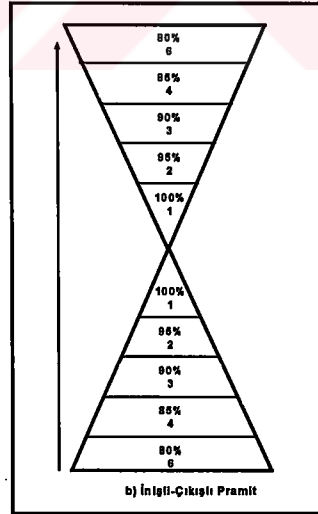
2.3.2. Ağırlık Çalışması

Belli bir kas grubunu kuvvetlendirmek için onu belirli oranda yüklemek gereklidir ve bunu başarmak için en iyi yol olarak kabul edilende ağırlık çalışmalarıdır. Ağırlık, çeşitli biçimlerde olabilir. Örneğin; kendi ağırlığınız veya partnerinizin vücut ağırlığı, dumbel veya halter biçiminde serbest ağırlıklar, ağırlık salonundaki aletler, izometrik direnç (hareketsiz bir yüke karşı bir kasın direnç göstermesi- örneğin, barda kilitlenme) sağlayan hareketsiz bir nesne olabilir. Bu çalışmada maksimal kuvvet antrenman şekillerinde klasik pramidal ve inişli çıkışlı pramit yöntemi uygulanmıştır.

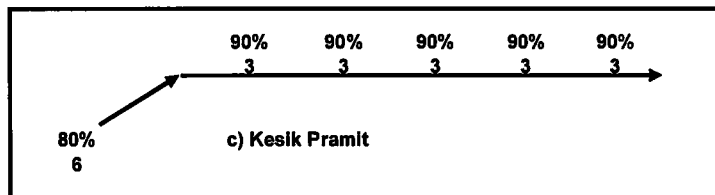
Maksimal kuvvet geliştirici yöntemler aşağıda gösterilmiştir:



Şekil 8; Klasik Pramidal Yöntem



Şekil 9; İnişli-Çıkışlı Pramidal Yöntem



Şekil 10; Kesik Pramidal Yöntem

Maksimal kuvvet çalışmaları resim 1, 2, 3 ve 4'te sunulmuştur.



Resim 1; Tek Bacak Press Kuvvet Antrenmanı



Resim 2; ift Bacak Press Kuvvet Antrenmanı



Resim 3; Ekstansiyonda Tek Bacak Kuvvet Antrenmanı



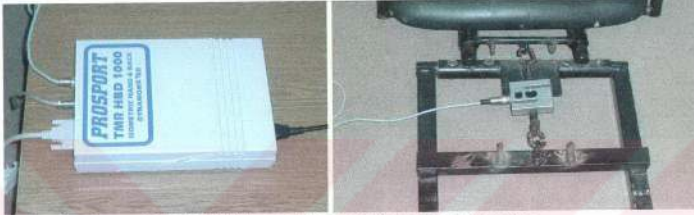
Resim 4; Ekstansiyonda ift Bacak Kuvvet Antrenmanı

2.4. Metot

Bu çalışmada, verilerin toplanması ve analizi için aşağıdaki test ölçüm sistemi geliştirilmiş ve veriler ham veri olarak sayısallaştırılmıştır.

2.4.1. İzometrik Kuvvet Ölçüm Sistemi

İzometrik bacak kuvvet değerlerinin ölçümünde elektro-mekanik dinamometre olan “Prosport TMR 1000 Isometric Hand Back Dynamometer” kullanılmıştır (Resim 5).



Resim 5; Prosport TMR 1000 Isometric Hand Back Dynamometer

2.4.2. Test Protokolü

2.4.2.1. Ölçümler

Deneklerin izometrik kuvvet değerleri, elektro-mekanik dinamometre olan “Prosport TMR 1000 Isometric Hand Back Dynamometer” ile yapılmıştır. Elektro-mekanik dinamometre; birincisi kuvvetin uygulandığı strain-gauge analog transducer ve ikincisi üzerinde monitörü olan likit kristal olmak üzere iki ana parçadan oluşmaktadır. Dizin fileksiyon açıları Ciba-Going ganiometreyle belirlenmiştir.



Resim 6; Oturakta Tek ve Çift Bacak Pozisyonunda Bacak Kuvveti Ölçümü



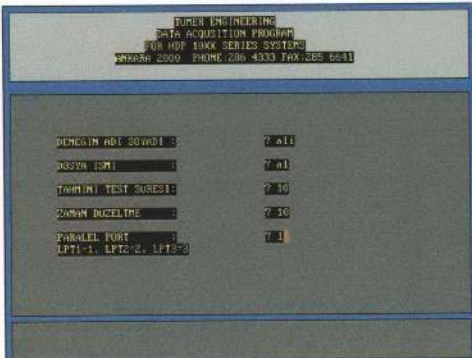
Resim 7: Sandalyede Tek ve Çift Bacak Pozisyonunda Bacak Kuvveti Ölçümü

Her ölçüm öncesinde denekler 5 dk'lık koşudan sonra 10 dk'lık germe egzersizleri yapmışlardır. Ölçüm öncesinde deneklerin cihaza adaptasyonları için hafif kuvvet uygulamalarına müsaade edilmiştir.

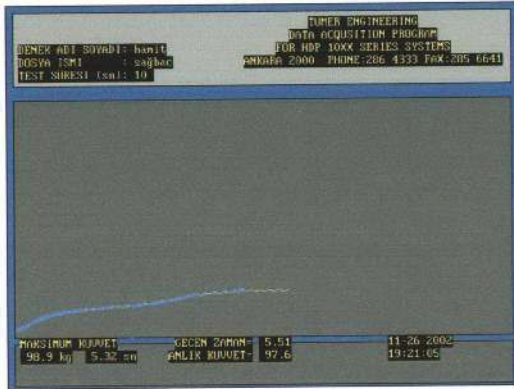
Denekler 3'er kez sağ, sol ve çift bacaklarını kullanarak en yüksek düzeyde izometrik kuvvet uygulamasını (bacak press kuvvet) oturak ve sandalyede yapmışlardır (Resim 3 ve 4). Bu denemelerde kesin bir sıra uygulanmayıp denek kendini hazır hissettiğinde istediği bacak veya çift bacağı kullanmıştır. Üçer kez tekrarlanan bacaklar veya çift bacak kuvvet uygulamasında deneklere 2'şer dk'lık dinlenme süreleri verilmiştir. Her üç denemede sağ, sol ve çift bacak için elde edilen en yüksek değerler izometrik kuvvet olarak kaydedilmiştir (Resim 6 ve 7).

2.4.2.2. Verilerin Derlenmesi

Dinamometre için özel olarak derlenen MS Basic programlama dilindeki program vasıtasıyla dinamometre ile ölçülen kuvvet değerleri 0.001 gr hassaslıkta sayısal veri olarak ASCII formatında bilgisayara aktarılmıştır (bkz. Resim 6 ve 7).



Resim 8: İzometrik Kuvvet Ölçümünde Kullanılan Program (TÜMER ENG., 2001)



Resim 9; İzometrik Kuvvetin Ölçüm Esnasındaki Görünümü

Dinamometrede ölçülen bacak kuvvetleri 0.01 salise aralıklarla kg cinsinden ASCII formatında veriler olarak kaydedilmiştir. ASCII formatında kaydedilen kuvvet değerleri (Resim 9) daha sonra MS EXCEL programında istatistik işlemler için düzenlenmiştir. İstatistik işlemler için SPSS, grafiklerin üretilmesinde MS EXCEL, şekil ve fotoğrafların düzenlenmesinde Adobe Photoshop ve yazımda MS WORD paket programları kullanılmıştır.

2.4.2.3. Verilerin Analizi

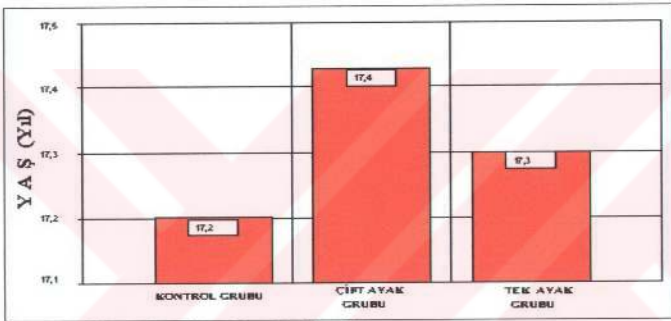
Üç grup için ilk ve son ölçümler uygulanarak elde edilen parametrik verilere istatistik işlem olarak $\alpha=0.05$ anlamlılık düzeyinde tek yönlü Anova ve (Oneway Anova) ve Tekrarlı Anova (Repeated Measure) testleri uygulanmıştır.

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

3. BULGULAR

3.1. Yaş

Bu çalışmaya katılan grupların (3) yaş ortalamaları arasında anlamlı farklılıklar olup olmadığını araştırmak için $\alpha = 0.05$ anlamlılık düzeyinde uygulanan Anova Testi sonucuna göre; yaş bakımından gruplar arasındaki farklılığın anlamsız olduğu görülmüştür ($F_{2,33}=0.124$; $P>0.88$). Buna göre; grupların yaşları Grafik 1 de, özet istatistik ve Anova Testi sonuçları Ek-3 Tablo 1a ve 1b’de sunulmuştur.



Grafik 1; Grupların Yaş Ortalamaları

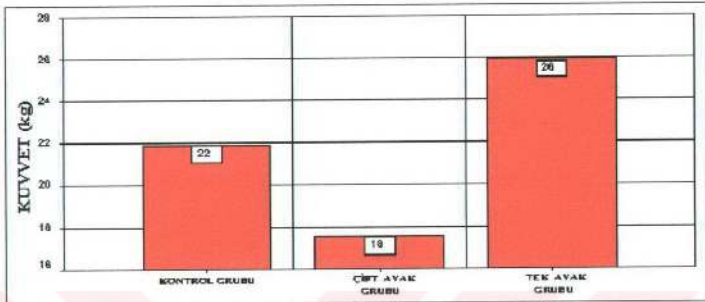
3.2. Bacağın Maksimum İzometrik Press Kuvveti

3.2.1. Bilateral Deficit

Çalışmaya bağlı olarak gruplar [3] ve ölçümler arasında [3] bacağın bilateral ve unilateral maksimal izometrik press kuvvetinde Bilateral Deficit’ini anlamlı olup olmadığını saptamak için $\alpha=0.05$ anlamlılık düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova (Repeated Measure) Testi sonuçlarına göre; gruplar arasında [3] Bilateral Deficit farklılığının anlamlı olduğu görülmüştür ($F_{2,31}=340.47$; $P<0.02$).

Saptanan farklılığın hangi gruplar arasında anlamlı olduğunu belirlemek için daha sonra yapılan Tukey’s Testi ($HSD=3.01$) ve Matrix karşılaştırması sonucunda, tek bacak grubunun ölçümlerindeki Bilateral Deficit ortalaması (25.91 ± 2.151 kg) sırası ile bilateral antrenman grubu (17.55 ± 1.818 kg) ve kontrol grubundan (21.93 ± 2.151 kg) anlamlı bir şekilde daha fazla olduğu saptanmıştır.

Aynı şekilde kontrol grubunun Bilateral Deficit ortalamasının da (21.93 ± 2.151 kg) bilateral antrenman grubundan (17.55 ± 1.818 kg) anlamlı bir şekilde daha fazla olduğu saptanmıştır (Bak Grafik 2, Ek 4 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).

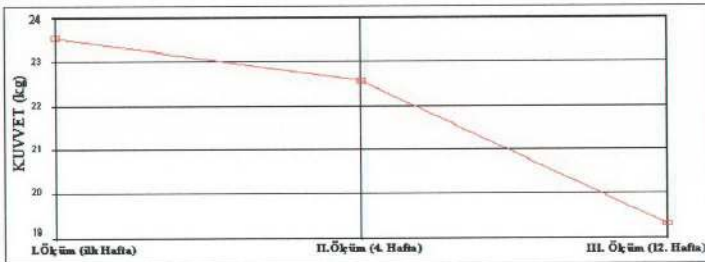


Grafik 2; Grupların Bilateral Deficit Ortalamaları

Ölçümler [3] arasında $\alpha=0.05$ düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonucunda da anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($F_{2,62}=4.111$; $P<0.021$). Saptanan anlamlı farklılıkları tespit etmek için daha sonra Tukey's Testi ve ($HSD=2.95$) ve Matrix karşılaştırması yapılmıştır.

Tukey's çoklu karşılaştırma testi sonucunda, ilk ölçümde saptanan Bilateral Deficit ortalamasının (23.537 ± 1.412 kg) anlamlı bir şekilde son ölçümden (19.297 ± 1.561 kg) daha fazla olduğu görülmüştür.

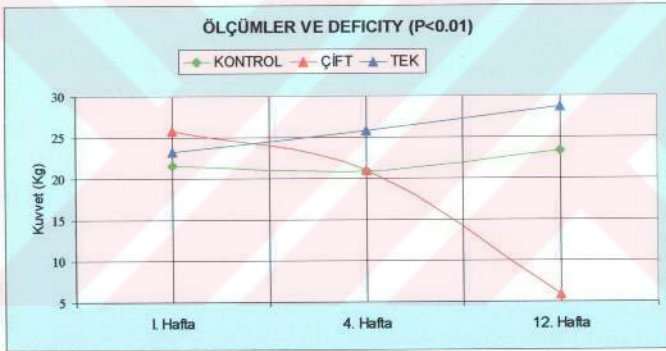
Her ne kadar ilk ölçümde Bilateral Deficit ortalaması ikinci ölçümden (22.563 ± 1.469 kg), ikinci ölçüm ortalaması da son ölçümden fazla bulunmuşsa da (19.297 ± 1.561 kg) bu fark istatistiki olarak anlamlı bulunmamıştır (Bak Grafik 3, Ek 4 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 3 Ölçümler Arasında Bilateral Deficit Ortalaması

Ölçümler [3] ve gruplar [3] arasında $\alpha=0.05$ düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonucunda anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($F_{4,62}=15.783$; $P<0.001$). Saptanan anlamlı farklılıkları gruplar ve ölçümler arasında belirlemek için daha sonra yapılan Tukey's çoklu karşılaştırma testi sonucu HSD değeri ($HSD=5.32$) olarak bulunmuştur.

Test sonuçları; çift bacak grubu son ölçümdeki Bilateral Deficit ortalamasının (25.871 ± 2.402 kg) sırası ile aynı grubun diğer iki ölçümünden (25.75 ± 2.173 ve 21.029 ± 2.26 kg), kontrol grubunun tüm ölçümlerinden (21.59 ± 2.57 , 20.87 ± 2.67 ve 23.33 ± 2.84 kg) ve tek bacak grubunun tüm ölçümlerinden (23.27 ± 2.57 , 25.79 ± 2.67 ve 28.69 ± 2.84 kg) anlamlı bir şekilde daha düşük olduğunu göstermiştir. Yine tek bacak grubunun son ölçüm Bilateral Deficit ortalamasının (28.69 ± 2.84 kg) ilk ölçümden (23.27 ± 2.57 kg) anlamlı bir şekilde daha fazla olduğu gözlemlendi (Bak Grafik 4 Ek 4 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).

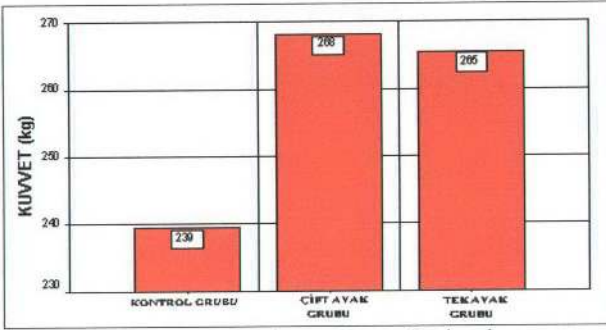


Grafik 4; Çalışmaya Bağlı Olarak Gruplarda Meydana Gelen Bilateral Deficit

3.2.2. Kuvvet Gelişimi

Gruplar [3] ölçümler [3] ve bacaklar [2] arasında bilateral ve unilateral bacak press kuvveti bakımından farklılıklar olup olmadığını araştırmak için uygulanan $\alpha= 0.05$ anlamlılık düzeyinde Tekrarlı Anova (Repeated Measure) testi sonuçlarına göre; gruplar arasında anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($F_{2,31}=1.261$; $P>0.298$).

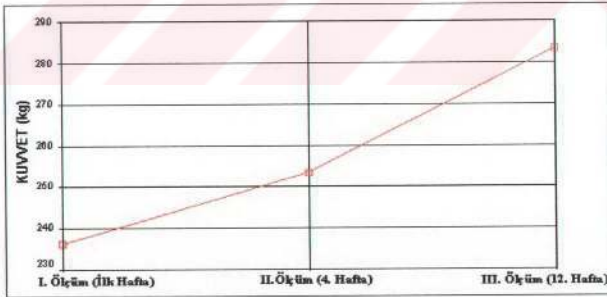
Test sonucunda çift (268.05 ± 12.38 kg) ve tek bacak grubu bacak press kuvvetinin (265.44 ± 14.66 kg) kontrol grubundan (239.37 ± 14.66 kg) daha fazla olduğu saptanmışsa da bu fark anlamlı bulunmamıştır (Bak Grafik 5, Ek-5 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 5; Grupların Bacak Press Kuvvet Ortalamaları

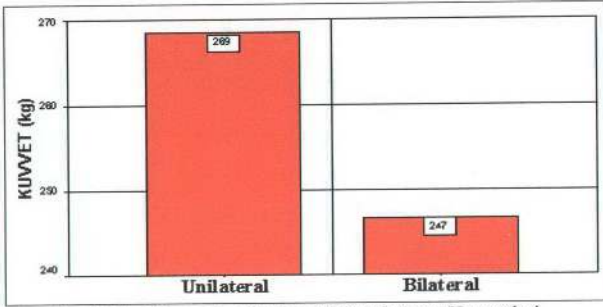
Bilateral ve unilateral bacak press kuvveti bakımından ölçümler [3] arasında $\alpha=0.05$ düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonucunda anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($F_{2,62}=196.68$; $P<0.001$). Saptanan anlamlı farklılıkları belirlemek için daha sonra yapılan Tukey's çoklu karşılaştırma testi sonucu HSD değeri ($HSD=11.42$) olarak tespit edilmiştir.

Tukey's çoklu karşılaştırma testi sonucunda son ölçümdeki bacak-press kuvveti; (283.36 ± 8.34 kg) birinci (236.166 ± 8.03 kg) ve ikinci ölçümden (253.34 ± 8.128 kg), ikinci ölçüm press kuvveti de ilk ölçümden anlamlı bir şekilde daha yüksek olarak saptanmıştır (Bak Grafik 6, Ek-5 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 6; Bacak Press Kuvvet Ortalamaları

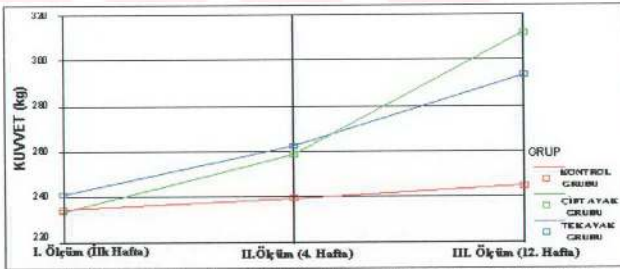
Bilateral ve unilateral bacak press kuvveti bakımından yapılan karşılaştırmada Tekrarlı Anova Testi sonucunda anlamlı farklılık bulunmuştur ($F_{1,31}=340.47$; $P<0.001$). Unilateral olarak tek bacakların toplam press kuvvetinin (268.523 ± 8.02 kg), çift bacak-press kuvvetinden (246.724 ± 8.121 kg) anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Bak Grafik 7, Ek-5 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 7; Bilateral ve Unilateral Bacak Press Kuvvetleri

Ölçümler [3] ve gruplar [3] arasında $\alpha=0.05$ düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonucunda anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($F_{4,62}=370.41$; $P<0.001$).

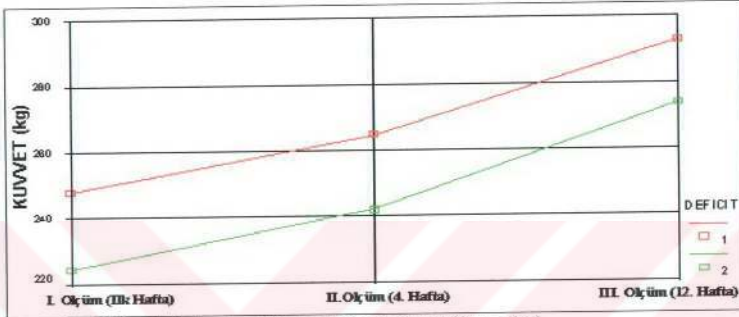
Saptanan farklılığı, ölçümler ve gruplar düzeyinde belirlemek için daha sonra uygulanan Tukey's (HSD=16.2) çoklu karşılaştırma testine göre; çift bacak grubunun son ölçüm bacak press kuvveti (312.064 ± 12.83 kg) aynı grubun birinci (233.53 ± 12.36 kg) ve ikincisinden (258.57 ± 12.509 kg), kontrol grubunun üç ölçümünden (234.17 ± 14.62 , 239.35 ± 14.8 , 244.57 ± 15.19 kg) ve tek bacak grubunun üç ölçümünden (293.44 ± 15.19 , 262.1 ± 14.8 , 240.78 ± 14.62 kg) daha yüksek olarak saptanmıştır. Yine tek bacak grubunun son ölçüm bacak press kuvveti (293.44 ± 15.19 kg) aynı bacağın ilk ve son ölçümü ile kontrol grubunun her üç ölçümünden daha yüksek olarak saptanmıştır (Bak Grafik 8, Ek-5 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 8; Bilateral ve Unilateral Bacak Press Kuvvetleri (Grup ve Ölçümler)

Ölçümler [3], bilateral ve unilateral bacak press kuvvetleri [2] arasında $\alpha=0.05$ düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonucunda anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($F_{2,62}=4.411$; $P<0.021$). Saptanan farklılığı, ölçümler ve press türü bakımından belirlemek

için daha sonra Tukey's çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. Tukey's Testi sonuçları (HSD=7.1) son ölçüm unilateral bacak press kuvvetinden (293.01 ± 8.08) ilk (247.93 ± 8.217) ve ikinci (264.62 ± 8.19 kg) ölçümden, bilateral her üç ölçümden (224.39 ± 7.9 , 242.06 ± 8.12 , 273.71 ± 8.66 kg); bilateral son ölçümün de ilk iki ölçümünden daha yüksek olduğunu göstermiştir (Bak Grafik 9, Ek-5 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).

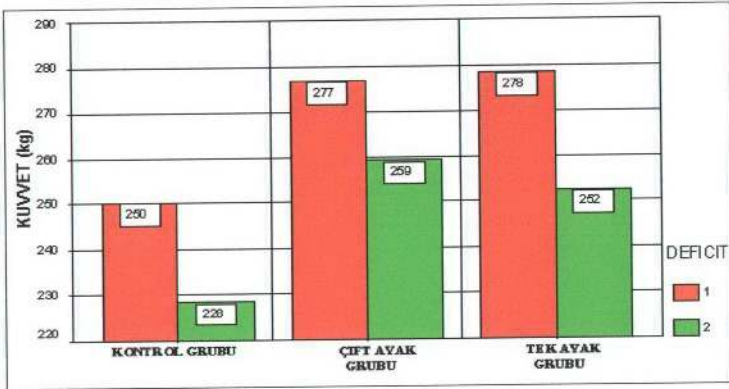


Grafik 9; Unilateral ve Bilateral Bacak Press Kuvvetleri

Gruplar [3] bilateral ve unilateral [2] bacak press kuvvetleri arasında farklılıkları saptamak için $\alpha=0.05$ anlamlılık düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonuçları; gruplar ve bilateral-unilateral bacak press kuvvetleri arasındaki farklılıkların anlamlı olduğunu gösterdi ($F_{2,62}=4.473$; $P<0.02$).

Gruplar ve press kuvvetleri arasındaki farklılıkları saptamak için uygulanan Tukey's çoklu karşılaştırma testi sonucu (HSD=6.1) tek bacak grubunun bilateral bacak kuvveti (278.4 ± 14.6 kg) çift bacak grubunun bilateral kuvvetinden (252.48 ± 14.78), kontrol grubunun her iki press kuvvetinden (250.33 ± 14.6 , 228.40 ± 14.78 kg) ve bilateral antrenman grubu bilateral press kuvvetinden (259.28 ± 12.49 kg) anlamlı bir şekilde daha fazla olduğu görülmüştür.

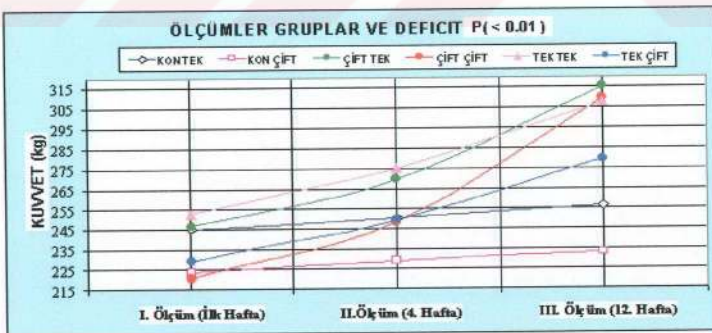
Yine çift bacak grubu unilateral press kuvvetinin (276.83 ± 12.34 kg) bilateral tüm bacak güçlerinden ve kontrol grubunun unilateral kuvvetinden anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Çift bacak grubu bilateral bacak press kuvvetinin anlamlı bir şekilde (259.28 ± 12.49 kg) diğer iki grubun bilateral bacak kuvvetlerinden daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Bak Grafik 10, Ek-5 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 10; Bilateral ve Unilateral Bacak Press Kuvvetleri

Gruplar [3] ölçümler [3] ve press türü (bilateral ve unilateral) bakımından farklılıklar olup olmadığını saptamak için $\alpha=0.05$ anlamlılık düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonuçları anlamlı farklılıklar göstermiştir ($F_{4,62}=15.78$; $P<0.001$).

Saptanan farklılıkları ölçümler, gruplar ve press türleri bakımından belirlemek için daha sonra Tukey's çoklu karşılaştırma testi yapılmış ($HSD= 6.1$) çift bacak grubu bilateral bacak-press kuvvetinin (309.129 ± 13.33 kg) ilk ölçüm değerinden (220.66 ± 12.16 kg), tek bacak (279.1 ± 15.77 kg) ve kontrol gruplarının (309.129 ± 13.33 kg) son ölçüm değerlerinden anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.



Grafik 11; Grupların Ölçümlerde Elde Ettikleri Bacak Press Kuvvetleri

Yine çift bacak grubunun unilateral son ölçüm değeri (315 ± 12.44 kg) tek bacak (307.79 ± 14.72 kg) ve kontrol grubunun (256.24 ± 14.72 kg) son ölçüm değerlerinden

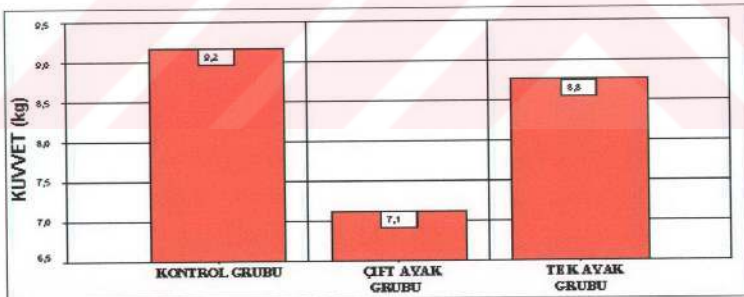
daha yüksek olarak bulunmuştur. Aynı şekilde tek bacak grubunun bilateral son ölçüm bacak press kuvveti (279.1 ± 15.77 kg) ilk ölçümden (229.15 ± 14.39 kg) anlamlı bir şekilde daha yüksek olarak saptanmıştır. Kontrol grubu bacak press güçleri arasındaki değişim ise anlamlı bulunmamıştır (Bak Grafik 11, Ek-5 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).

3.3. Sandalyede Ekstansiyon Pozisyonunda

3.3.1. Bilateral Deficit

Sandalyede ayağın ekstansiyon pozisyonunda press kuvvet farklılığı bilateral ve unilateral kuvvet farklılığında meydana gelen Bilateral Deficit farkı bakımından gruplar [3] ve ölçümler [3] arasında farklılıklar olup olmadığını araştırmak için $\alpha=0.05$ anlamlılık düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonuçları; gruplar arasında [3] Bilateral Deficit'in anlamsız olduğunu göstermiştir ($F_{2,31}=340.47$; $P>0.125$).

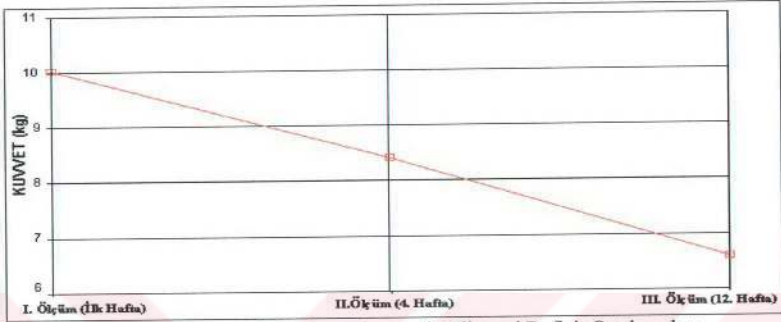
Her ne kadar çift bacak grubunda saptanan Bilateral Deficit ortalaması (7.121 ± 0.681 kg) tek bacak (8.76 ± 0.8 kg) ve kontrol grubundan (9.173 ± 0.8 kg) daha fazla olduğu gözlenmişse de bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Bak Grafik 12, Ek 6 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 12; Grupların Dizin Ekstansiyonundaki Bilateral Deficit Ortalamaları

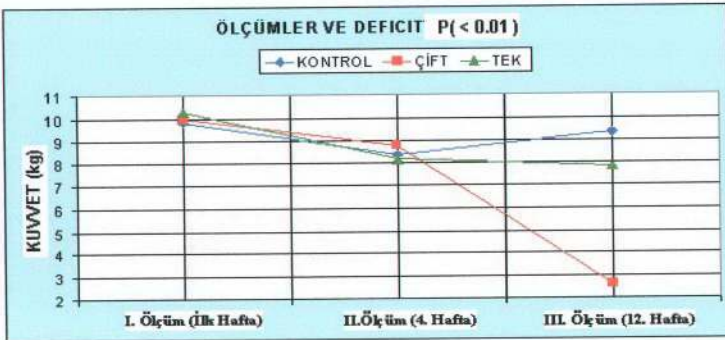
Ölçümler [3] için $\alpha=0.05$ düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonucunda anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($F_{2,62}=9.066$; $P<0.001$). Saptanan anlamlı farklılıkları tespit etmek için daha sonra yapılan Tukey's çoklu karşılaştırma ile ($HSD=3.05$) ilk ölçümde saptanan Bilateral Deficit ortalamasının (10.01 ± 0.78 kg) anlamlı bir şekilde son ölçümden (6.6 ± 0.47 kg) daha fazla olduğu görülmüştür.

Her ne kadar ilk ölçümde Bilateral Deficit ortalaması ikinci ölçümden (8.43 ± 0.63 kg), ikinci ölçüm ortalaması da son ölçümden fazla bulunmuşsa da bu farklar istatistiki olarak anlamlı görülmemiştir (Bak Grafik 13, Ek-6 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 13; Grupların Dizin Ekstansiyonunda Bilateral Deficit Ortalamaları

Ölçümler [3] ve gruplar [3] arasında $\alpha=0.05$ düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonucunda anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($F_{4,62}=5.151$; $P<0.001$). Saptanan anlamlı farklılıkları gruplar ve ölçümler seviyesinde belirlemek için daha sonra uygulanan Tukey's çoklu karşılaştırma testi ($HSD=4.23$) ile çift bacak grubu son ölçümdeki Bilateral Deficit ortalamasının (2.629 ± 0.725 kg) sırası ile aynı grubun diğer iki ölçümünden (9.95 ± 1.2 ve 8.78 ± 0.97 kg), kontrol grubunun tüm ölçümlerinden (9.85 ± 1.42 , 8.35 ± 1.15 ve 9.32 ± 0.85 kg) ve tek bacak grubunun tüm ölçümlerinden (9.85 ± 1.42 , 8.35 ± 1.15 ve 9.32 ± 0.85 kg) anlamlı bir şekilde daha düşük olduğu gözlenmiştir.



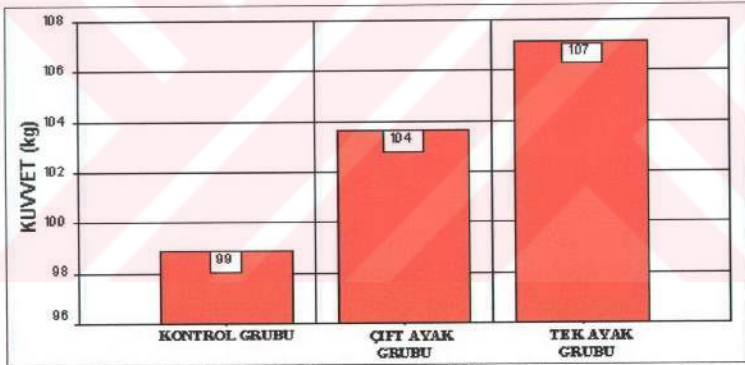
Grafik 14; Çalışmaya Bağlı Olarak Gruplarda Meydana Gelen Bilateral Deficit

Yine tek bacak grubunun son ölçüm Bilateral Deficit ortalamasının (7.86 ± 0.85 kg) ilk ölçümden (10.25 ± 1.42 kg) anlamlı bir şekilde daha fazla olduğu gözlenmiş kontrol grubu ölçümlerinde saptanan Bilateral Deficit ise anlamlı bulunmamıştır (Bak Grafik 14 Ek-6 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).

3.3.2. Kuvvet Gelişimi

Gruplar [3] ölçümler [3] ve bacaklar [2] arasında bilateral ve unilateral press kuvveti bakımından farklılıklar olup olmadığını araştırmak için $\alpha = 0.05$ anlamlılık düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonuçlarına göre; gruplar arasında anlamlı farklılıklar saptanmamıştır ($F_{2,31}=0.966$; $P>0.392$).

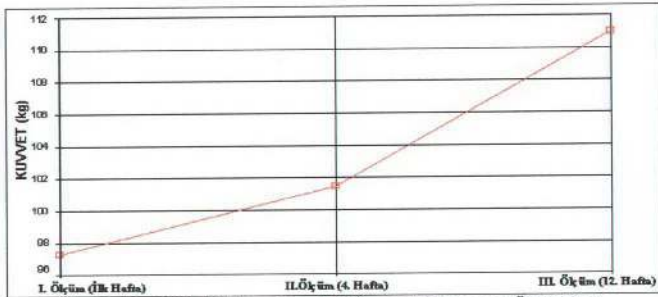
Test sonucunda tek bacak press kuvvetinin (107.15 ± 4.2 kg) çift bacak (103.68 ± 3.55 kg) ve kontrol gruplarından (98.93 ± 4.2 kg) daha fazla olduğu saptanmışsa da bu farklar anlamlı bulunmamıştır (Bak Grafik 15, Ek-7 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 15; Grupların Dizin Ekstansiyonunda ki İzometrik Kuvveti

Dizin ekstansiyon pozisyonundaki bilateral ve unilateral kuvvet ölçümleri [3] arasında $\alpha=0.05$ düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonucunda, anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($F_{2,62}=35.39$; $P<0.001$).

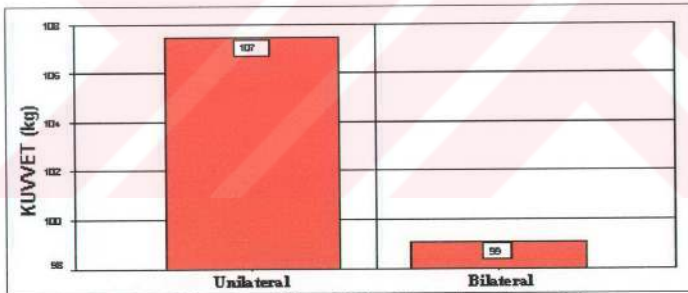
Saptanan anlamlı farklılıkları tespit etmek için daha sonra Tukey's (HSD=8.42) çoklu karşılaştırma testi uygulanmış, test sonucunda son ölçümdeki dizin ekstansiyon kuvvetinin (111.01 ± 2.09 kg) birinci (97.29 ± 2.853 kg) ve ikinci ölçümden (101.46 ± 2.5 kg), ikinci ölçüm kuvvetinin de, ilk ölçümden anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğu görülmüştür (Bak Grafik 16, Ek-7 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 16; Dizin Ekstansiyondaki İzometrik Kuvvet Ölçümleri

Dizin ekstansiyon pozisyonundaki bilateral ve unilateral izometrik kuvvet farklılıklarını test etmek için yapılan Tekrarlı Anova Testi sonucunda anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($F_{1,31}=355.74$; $P<0.001$).

Unilateral ekstansiyon kuvvetleri (107.43 ± 2.411 kg) bilateral kuvvetlerden (99.07 ± 2.22 kg) anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğu gözlenmiştir (Bak Grafik 17, Ek-7 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).

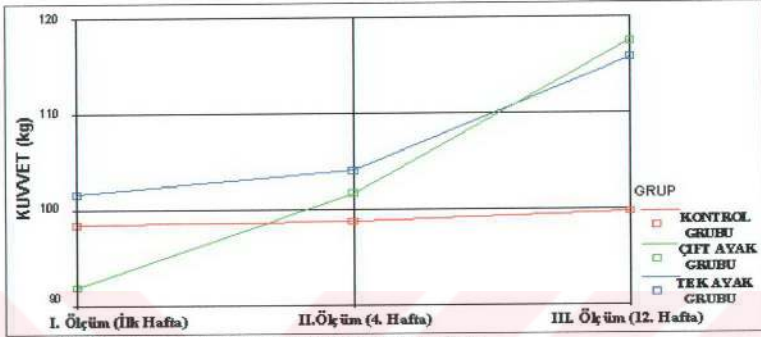


Grafik 17; Unilateral ve Bilateral Diz Ekstansiyon Kuvvetleri

Ölçümler [3] ve gruplar [3] arasında $\alpha=0.05$ düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonucunda anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($F_{4,62}=9.62$; $P<0.001$).

Saptanan farklılığı ölçümler ve gruplar düzeyinde belirlemek için daha sonra uygulanan Tukey's çoklu karşılaştırma testi sonuçları ($HSD=8.4$); çift bacak grubunun son ölçüm diz ekstansiyon kuvvetinin (117.49 ± 3.21 kg) aynı grubun birinci (91.89 ± 4.39 kg) ve ikincisinden (10.65 ± 3.84 kg), kontrol grubunun üç ölçümünden (98.37 ± 5.19 , 98.7 ± 4.55 , 99.72 ± 3.8 kg) ve tek bacak grubunun ilk iki ölçümünden (101.59 ± 5.19 , 104.02 ± 4.55 kg) daha yüksek olarak saptanmıştır.

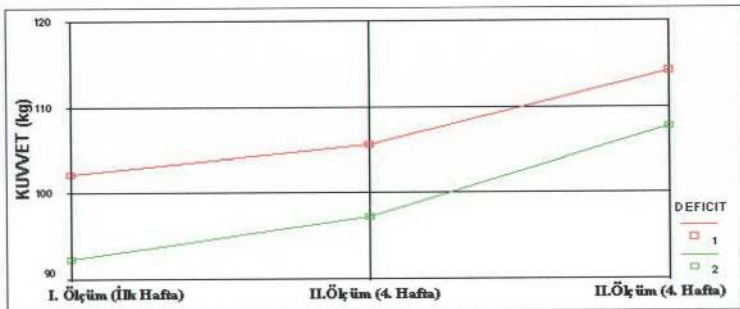
Tek bacak grubunun son ölçüm diz ekstansiyon kuvveti (115.83 ± 3.8 kg) aynı ayağın ilk iki ölçümü ile kontrol grubunun her üç ölçümünden daha yüksek olarak saptanmıştır (Bak Grafik 18, Ek-7 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 18; Grupların Diz Ekstansiyon Kuvvetleri

Bilateral ve unilateral diz ekstansiyon kuvvetleri [2] ölçümlerde [3] farklılık gösterip göstermediğini belirlemek için $\alpha=0.05$ düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonuçları dizin ekstansiyon kuvvetleri arasında, ölçümlere bağlı olarak anlamlı farklılıklar olduğunu göstermiştir ($F_{2,62}=5.151$; $P<0.001$).

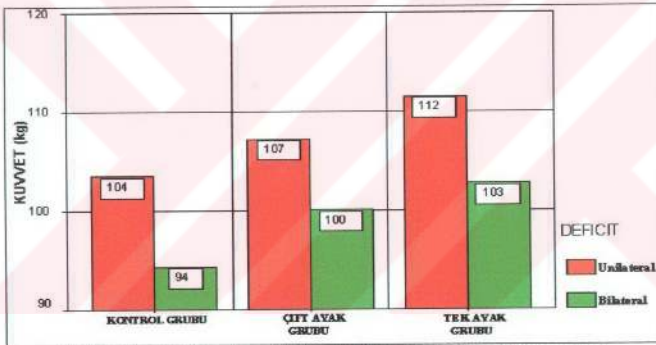
Saptanan farklılığı belirlemek için daha sonra uygulanan Tukey's çoklu karşılaştırma testi sonuçları ($HSD=9.21$) son ölçüm dizin unilateral izometrik kuvvetinin (114.31 ± 2.1) ilk (102.29 ± 3.05) ve ikinci (105.68 ± 2.58 kg) ölçümden, bilateral kuvvetin her üç ölçümden (92.28 ± 2.69 , 97.24 ± 2.45 , 107.71 ± 2.1 kg); bilateral kuvvet son ölçümünün de ilk iki ölçümden daha yüksek olduğunu göstermiştir (Bak Grafik 19, Ek-7 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 19; Ölçümlerde Bilateral ve Unilateral Dizin Ekstansiyon Kuvvetleri

Gruplar [3] ve bilateral-unilateral [2] dizin izometrik kuvvetleri arasında ki farklılıkları saptamak için $\alpha=0.05$ anlamlılık düzeyinde yapılan Tekrarlı Anova Testine göre; gruplar ve bilateral-unilateral dizin izometrik kuvvetleri arasında ki farklılıkların anlamlı olmadığı tespit edilmiştir ($F_{2,62}=2.222$; $P>0.125$).

Tek bacak grubu unilateral dizin ekstansiyon kuvvetinin (111.53 ± 4.39 kg); bilateral kuvvetten (102.77 ± 4.04), kontrol grubunun her iki ekstansiyon kuvvetinden (103.52 ± 4.39 , 94.34 ± 4.04 kg), çift bacak grubunun bilateral ekstansiyon kuvvetinden (100.12 ± 3.41 kg) daha fazla olduğu, yine çift bacak grubu unilateral ekstansiyon kuvvetinin (107.24 ± 3.71 kg); dizin bilateral ekstansiyon kuvvetinden ve kontrol grubu unilateral kuvvetinden yüksek olduğu, çift bacak grubu dizin bilateral ekstansiyon kuvvetinin (100.12 ± 3.41 kg) diğer iki grubun bilateral ekstansiyon kuvvetlerinden daha yüksek olduğu gözlenmişse de bu farklar anlamlı bulunmadı (Bak Grafik 20, Ek-7 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



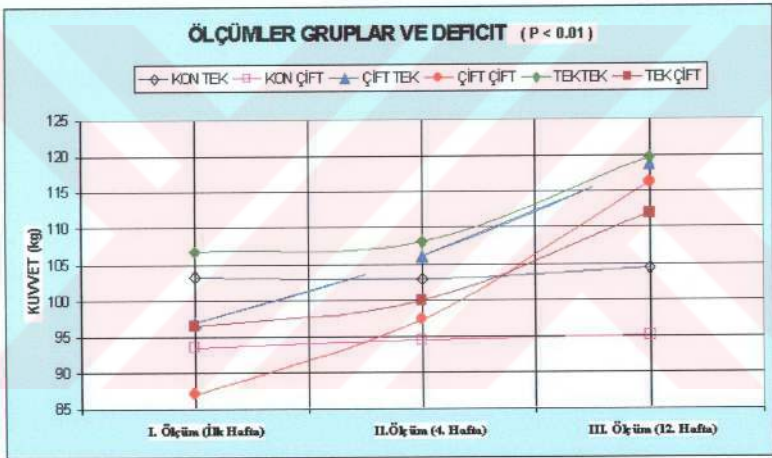
Grafik 20; Unilateral ve Bilateral Dizin Ekstansiyon Kuvvetleri

Gruplar [3] ölçümler [3] ve ekstansiyon kuvvet türü (bilateral-unilateral) bakımından farklılıklar olup olmadığını saptamak için $\alpha=0.05$ anlamlılık düzeyinde uygulanan Tekrarlı Anova Testi sonuçları anlamlı farklılıklar bulunduğunu gösterdi ($F_{4,62}=5.151$; $P<0.001$).

Saptanan farklılıkları belirlemek için daha sonra uygulanan Tukey's çoklu karşılaştırma testi sonuçları ($HSD= 9.11$) tek bacak grubu dizin unilateral ekstansiyon kuvvetlerinin (119.76 ± 3.83 kg) ilk (106.72 ± 5.55 kg), ikinci (108.11 ± 4.71 kg) ve kontrol gruplarının üç ölçümdeki bacak kuvvetlerinden (103.3 ± 5.55 , 93.45 ± 4.91 , 102.8 ± 4.71 , 94.53 ± 4.46 , 104.38 ± 3.83 , 95.06 ± 3.82 kg) anlamlı bir şekilde daha yüksek

olduğunu göstermiştir. Çift bacak grubunun bilateral son ölçüm değeri (118.8 ± 3.24 kg) anlamlı bir şekilde kontrol grubunun üç ölçümdeki dizin ekstansiyon kuvvetlerinden ve aynı grubun tek bacak grubunun ilk iki ölçüm değerlerinden daha yüksek olarak bulunmuştur.

Aynı şekilde dizin ekstansiyon kuvveti çift bacak grubunun bilateral son ölçümü (116.17 ± 3.23 kg) ilki (86.92 ± 4.15 kg), ikincilerden (97.26 ± 3.77 kg), kontrol ve tek bacak grubu dizin bilateral ekstansiyon kuvvetlerinin tüm üç ölçümdeki kuvvetlerden anlamlı bir şekilde daha yüksek olarak saptanmıştır. Kontrol grubunun diz ekstansiyon kuvvetleri arasındaki değişim ise anlamlı bulunmamıştır (Bak Grafik 21, Ek-7 Özet İstatistik ve Anova sonuçları).



Grafik 21; Ölçümlerde Grupların Gösterdikleri Bacak Press Kuvvetleri

DÖRDÜNCÜ BÖLÜM

4. TARTIŞMA

İnsanın motor hareketi; bir zaman diliminde ve aynı andaki sayısızca motor ünitenin aktivasyonunu gerektirir. Maksimal bilateral kasılmalar esnasında ortaya koyulan kuvvetin, aynı kasların unilateral kasılmalarıyla oluşturdukları kuvvetlerin toplamından daha az olduğu belirtilmiş (HENRY-SMITH, 1961) ve bu olgu Bilateral Deficit olarak adlandırılmıştır (VANDERVOORT ve diğerleri, 1984; OHTSUKI, 1983).

Bilateral kasılmalar esnasında meydana gelen Bilateral Deficit'in; motor ünitelerin yetersiz katılımı, merkezi sinir sistemi veya santral sinir sistemi tarafından ortaya konulan bir engellenmenin sonucunda ortaya çıktığı savunulmuştur (ARCHONTIDES-FAZEY, 1993). Bu anlamda; merkezi sinir sistemi tarafından oluşturulan engellemelerin, beynin iki hemisferi arasında ve içerisindeki engellemelerin bir sonucu olduğu öne sürülmektedir. Bu manada Bilateral Deficit için bir tanımlama yapmak gerekirse; beynin bir tarafı maksimal istemli kasılma ile uyarılırken, beynin diğer bölümü engelleyici uyarıları alır. İskelet kası; maksimal istemli kasılma esnasında, bir hemisfer tarafından uyarılırken, engelleyici uyarılar diğer hemisfer için zıt yönlü bir kasılma oluştururlar. Bu konuda, Bilateral Deficit'i tanımlamak için benzer çalışmalar yapılmış ve DICKIN (1996) tarafından Fonksiyonel Cerebral Alan teorisi ortaya konulmuştur.

Sinir-kas sistemi tarafından oluşturulan engellemeleri, bilateral kasılmalar esnasında kuvvet üretiminde meydana gelen azalmaları açıklamak için başka uygun açıklamalar da ortaya koymuştur. Kasın elektriksel uyarımı ile maksimal istemli kasılmalarla daha yüksek kuvvetler üretildiğini açıklamaktadır (SALE, 1988; STROJNIK, 1994). Bu sonuç; bütün motor ünite katılımının, maksimal istemli kasımlarda gerçekleştirilemediğini göstermektedir. Bunun için yapılan çalışmalarda, kuvvet üretiminde artış sağlayan elektriksel uyarıyla kas kasılma aktivitesi (twitch interpolation), bütün motor ünite aktivitesinin istemli kasılmalarla ortaya çıkamadığının kanıtı olarak gösterilebilir. Bu, maksimal kuvvetin kişinin iradesiyle kontrol altında tutulamayacağını ve bazı sinirsel engellemelerin, kuvvet üretimini sınırlayabileceği teorisini de desteklemektedir.

Bilateral kasılmalar esnasında motor ünite katılımının, unilateral kasımlardan daha az olduğu öne sürülmektedir. Bu durum; bacak ekstansörlerindeki bilateral kasılmalar esnasında (VANDERVOORT ve diğerleri, 1984), parmak fleksörlerinde (OHTSUKI,

1981) ve biceps brachi kasında (ODA-MORITANI, 1994) yapılan çalışmalar ile IEMG aktivitesindeki meydana gelen azalma gözlenmiştir. Unilateral kasılmalarla karşılaştırıldığında bir yıl bilateral olarak antrenman yapan bireylerde, bilateral kasılmalar esnasında bazı farklılıkların olduğu; bilateral olarak antrenmana katılan birey grubu için IEMG aktivitesi, bilateral ve unilateral kasılmaların toplamaları arasında önemli derecede bir farklılığın olmadığı tespit edilmiştir.

Bilateral kasılmalar esnasında motor ünite katkısı ve bilateral kas kasılmaları esnasında motor ünite engellemesi ile ilgili fizyolojik araştırmaların temel çabalarından biri de engellenmiş motor ünitelerin özelliklerini belirlemek olmuştur. HENNEMAN-OLSEN (1965)'in Size prensibine göre; kas gerginliğinin kontrolü, motor ünitelerin büyüklük sırasına göre belli bir sıra dahilinde harekete geçirilmesi ile sağlanır. Motor ünitelerin yavaş uyarımı ile düşük kuvvet üretme kapasitesi ve daha yavaş yorulma özelliği olan kırmızı kas liflerinin, motor ünitelerinin hızlı uyarımı sonucu daha yüksek kuvvet üretebilme kapasitesi ve daha çabuk yorulma özelliği olan beyaz kas liflerinden daha hızlı bir biçimde devreye girdiği öne sürülmüştür.

HENNEMAN-OLSEN (1965), direncin arttığı bir kasılma süresince, gittikçe artan motor ünite katılımı sayesinde gittikçe daha büyük gerginliklerin elde edildiğini tespit etmiş ve Size prensibine uygun olarak istemli kasılmalar esnasında motor ünite aktivasyonunun tam olarak sağlanamamasını da çok sayıda motor üniteyi harekete geçirememenin bir yansıması olarak değerlendirmişlerdir.

Birden çok uzvun birlikte çalışmasıyla, uzuvlar arasındaki kuvvet farklılığındaki azalmanın, sinir sisteminin temel fonksiyonel özelliğinin bir yansıması olabileceği öne sürülmüştür. Bilateral kasılmalarındaki Bilateral Deficit'i açıklayacak merkezi ve periferik sinir sistemiyle ilgili bir mekanizmanın olmaması ve bunun yanı sıra toplam EMG'de oluşan azalmalar (OHTSUKI, 1983; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984), bu etkinin motor ünitelerin katılımıyla ilgili nörofizyolojik mekanizmalar tarafından düzenlenmiş olabileceğini düşündürmektedir.

OHTSUKI (1983), unilateral ve bilateral kol kuvveti arasında güçlü doğrusal bir ilişki olduğunu ortaya koyan örnekler vererek bunlarla, aynı koşullar altındaki EMG örnekleri arasında bağlantılar kurmuştur. Sağ ve sol dirsek ekstansiyonu için geçerli olan 0.75 ve 0.80'lik bilateral ve unilateral kuvvet oranlarına sırası ile 0.74 ve 0.81'lik bilateral ve unilateral EMG oranları eşlik etmektedir. Bilateral ve unilateral kas kasılmasındaki

kuvvet ve EMG için saptanan ortalama yüzdeler arasındaki korelasyon katsayılarının sağ ve sol dirsek ekstansiyonu için sırasıyla 0.726 ve 0.750, $P < 0.001$; sağ ve sol dirsek fleksiyonu için de sırasıyla 0.560 ve 0.540, $P < 0.005$ olduğu tespit edilmiştir.

Benzer sonuçlar; bilateral ve unilateral kavrama kuvveti EMG oranları arasındaki korelasyon katsayılarının erkeklerde 0.836 ve 0.788, bayanlarda da aynı oranların, sırasıyla 0.875 ve 0.763 olduğu (OHTSUKI, 1981) kaydedilmiştir ($P < 0.001$). Ayrıca VANDERVOORT ve diğerleri (1984), bilateral hareketler sırasında, kasılmanın çeşitli hızlarında, EMG değerlerindeki eksilmeleri tespit etmişlerdir.

HOWARD-ENOKA (1991), daha önce herhangi bir spor dalı için herhangi bir antrenman programına katılmamış bireyler, bisikletçiler ve halterciler olmak üzere üç denek grubu üzerinde alt ve üst ekstremité kas gruplarını içeren bilateral kasılmalarından oluşan bir araştırma yapmışlardır. Bu çalışma; üç grup denek içinde ya çift bacak-çift kol ya da sağ kol sol bacak, sol kol sağ bacağın oluşturduğu iki uzvu içine alan bilateral maksimal izometrik kasılmaları içermekteydi. Bu kasılmalarından elde edilen sonuçlara göre; bisikletçileri içeren grupta bilateral kasılmalar, unilateral kasımlara göre bir eksilme ortaya çıkmazken, antrene olmamış grupta ise Bilateral Deficit ortaya çıkmıştır. Fakat haltercilerde ise tüm bunların tersine bilateral kasımlarda, sporcuların unilateral kasımlarda oluşan kuvvetten daha fazla kuvvet üretebildikleri gözlenmiştir.

Yine bu çalışmada HOWARD-ENOKA (1991), electromyogramdaki değişikliklerin tümüyle güçteki değişikliklerin tamamı ile paralellik göstermemesine rağmen, maksimal kasılmaya eşlik eden electromyogramdaki değişiklikler yorum güvenilirliği için oldukça fazla anlamlı idi. Bu manada kol ve bacakların bilateral kasılmaları sonucu ortaya çıkan Bilateral Deficit'in sadece zıt taraflı kasılmalar sonucu ortaya çıktığı gözlenmiştir.

HOWARD-ENOKA (1991), ikinci olarak yapmış oldukları çalışmada; antrene olmamış bireylerin ve haltercilerin oluşturduğu iki gruptaki deneklerin sağ bacakları ya elektriksel olarak uyarılmış ya da denekler dinlenimde tutulurken sol bacaklarına maksimal kasılmalar yaptırmışlardır. Bütün deneklerin sağ bacaklarına elektriksel uyarı verildiğinde sol bacaklarının maksimal istemli kuvvetinde bir artma gözlenmiştir. Bu artışın haltercilerde daha çok olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar bilateral maksimal istemli kasımda uzuvlar arasındaki etkileşim sonucunda oluşan Bilateral Deficit, santral ve periferik sinir sistemindeki mekanizmalar tarafından ortaya çıktığı düşüncesini doğrulamaktadır.

Bilateral istemli kas kasılmalarında Bilateral Deficit'in nedenlerinin, derecelerinin ve ortaya çıktığı koşulların belirlenmesine yönelik araştırmalar HENRY-SMITH (1961)'den bu yana yapılmaktadır. Yapılan çalışmalarda bu fenomen, değişik popülasyonların (SECHER ve diğerleri, 1988; HOWARD-ENOKA, 1991) ve çeşitli kas gruplarının (HOWARD-ENOKA, 1991; OHTSUKI, 1981; VANDERVOORT ve diğerleri, 1984) kullanılması yoluyla incelenmiştir. Bu araştırmalarda, benzer kasların farklı zamanlardaki kasılmaları ile ortaya konulan kuvvet toplamalarının maksimumlarında % 3 ile % 25 oranında Bilateral Deficit kaydedilmiştir.

PETER-SCOTT (1999), diğer araştırmacıların bulgularına paralel olarak; maksimal istemli kasılmalar esnasında iki kasın ürettiği bilateral kuvvetlerin, iki uzvun unilateral olarak ortaya koydukları kuvvetler toplamı ile bilateral kasılmalarla ortaya konulan kuvvet büyüklükleri karşılaştırıldığında, % 3-20 oranında daha az olduğunu gözlemişlerdir. Bu sonuç; bilateral kasılmalarda ortaya çıkan Bilateral Deficit'in geleneksel doğruluğunu desteklemektedir.

Fakat ortaya konulan bir hipotez daha vardır ki o da; gözlenen bu Bilateral Deficit'in, submaksimal yoğunluktaki kas kasılmaları ile yapılan motor işler için de geçerli olup olmayacağı sorusudur. Bu düşünce ile dirseğin fileksiyon pozisyonunda, izometrik kuvvetteki bilateral kasılmalarda Bilateral Deficit'in maksimal ve submaksimal yoğunluktaki kasılmalarda görülüp görülmeyeceği hipotezi test edilmiştir (PETER-SCOTT, 1999). Buradan hareketle araştırmacıların yirmi kolej öğrencisi üzerinde yaptıkları çalışma, bilateral kas kasılmaları ile ortaya çıkan Bilateral Deficit'in maksimal ve submaksimal yoğunluktaki kasılmalarda da ortaya çıktığını doğrulamıştır.

Yine bu manada SEKI-OTSUKI (1990)'nin amacı; maksimal ve submaksimal gibi çeşitli şiddetteki bilateral ve unilateral türdeki kas kasılmaları esnasında, ortaya çıkabilecek farklılıkları araştırmaktır. Araştırmacıların yapmış olduğu çalışmalarda denekler; dirseğin ekstansiyonu, fileksiyonu ve elin yakalama kuvvetinde izometrik kasılmaları içeren bir araştırma serisi tamamlamışlardır. Denekler bu üç farklı durum için hem bilateral hem de unilateral kasılmalarda %25, %50 ve %75'lik oranlarda kuvvet uygulamalarına tabi tutulmuşlardır. Sonuçlara göre; ortalama maksimum bilateral kuvvet üretimi ve unilateral kasılmalar toplamı arasındaki farklılık %2 ile %12.7 arasında değişim göstermiştir.

VANDERVOORT ve diğerleri (1987), bu kayıpların derecelerindeki değişikliklerin, farklı kol ve bacak alışkanlıklarından ötürü, farklı kullanıma bağlanabileceği görüşünü öne

sürmüşlerdir. Bacaklar genellikle hareket şemalarında değişiklik yapmaya yararken (yürüyüş esnasındaki salınma ve durma aşamaları veya bisiklet kullanırken yapılan döngüsel hareket), kollar ise genellikle bilateral kaldırma ve itme hareketlerinde kullanılırlar. Uzunların alışkanlığa bağlı kullanımının bir sonucu olarak; kollarda, bacaklara kıyasla bilateral istemli kas kasılmalarında daha az oranda Bilateral Deficit ortaya çıkmaktadır.

İskelet kasının kasılmasında kasılmaya katılan elementlerin katılımındaki azalma, kasılan kasların EMG değerlerindeki azalma ile gözlenebilir. HOWARD-ENOKA (1991), kasılan kasların electromyographik aktivitelerinin analizi sonucunda; eksantrik kasılmaların aynı miktardaki güç üretiminde, konsantrik kasılmalarından önemli oranda daha az EMG aktiviteleri ürettiğini bulmuştur. Kasın eksantrik kasılmaları esnasında kasılan elemanlarda oluşan bu azalma, konsantrik kasılmalar esnasında oluşan Bilateral Deficit'in konsantrik kasılmalar esnasında daha büyük olabileceğini göstermektedir.

SECHER ve diğerleri (1988), altı deneğin bacak izometrik kuvvetlerini, bilateral ve unilateral olarak bacağın ekstansiyon pozisyonunda test ettiler. Araştırmacılar bilateral ekstansiyondaki kasılmalar esnasında ortaya konan kuvvetin, bir bacağın ekstansiyonundaki ortalama kuvveti ile diğerinin toplamının % 75 ± 3.6 'sı kadar olduğunu ortaya çıkardılar. Bu çalışma, araştırmacılara daha evvelki çalışmalarını destekleyici kanıtlar sağlamıştır. Araştırmacıların daha önce yaptıkları çalışmalarda (SECHER ve diğerleri 1988), iki bacağın toplam izometrik kuvvetinden bilateral kasılmalarındaki Bilateral Deficit oranı % 13 ± 2.6 olarak bulunmuştu.

VANDERVOORT ve diğerleri (1984), yüksek hızdaki izokinetik bacak press kuvveti esnasında, bilateral kasılmada üretilen tork kuvvet ile her bacağın unilateral kasılmalarda ortaya koyduğu tork kuvvetlerinin toplam oranını 0.51 gibi düşük bir seviyede olduğuna işaret etmesine rağmen, genellikle Bilateral Deficit büyüklüğünün, unilateral kuvvetin % 3 ile % 25'i arasında olduğunu vurgulamışlardır.

HENRY-SMITH (1961), yaptıkları çalışmalarda; dominant kolun tek başına kasıldığı zaman ürettiği kuvvetin, aynı kolun diğer kolla aynı zamanda kasıldığında ürettiği kuvvetten % 3 oranında daha az olduğunu bulmuşlardır. OHTSUKI (1981b) ise, postural durumların daha etkin bir biçimde kontrol edilebilmesini sağlayan deneysel bir yöntem uygulayarak HENRY-SMITH (1961)'in çalışmalarını tekrarlamış ve hem erkek, hem de bayan denekler için, bilateral kasılmalarda, yakalama kuvvetinde %5'den % 14'e kadar bir

eksilme tespit etmiştir. Bilateral kasılma durumlarında her iki koldaki kuvvet azalmakla birlikte, erkek deneklerin daha güçlü olan dominant kolunun, dominant olmayan koldan 3 kat daha fazla engelleme durumuna maruz kaldığı gözlemlenmiştir.

OHTSUKI (1983), dominant olan ve olmayan kol ve bacaklar arasındaki kuvvet üretme özelliklerine ilişkin yapmış olduğu çalışmada, tek başına çalışırken dominant olan ve olmayan uzuvlar arasında neredeyse 9.5 N'luk olan kuvvet farkının, birlikte çalışırken sadece 3 N'a düştüğünü saptamıştır. Benzer şekilde, bir çok denekte herhangi iki parmağın tek taraflı çok dijital koşullarda çalışırken ortaya koyduğu kuvvet farkının, aynı iki parmağın bilateral, multidigital koşullardaki kuvvet farkından daha büyük olduğu bulunmuştur.

El bileği ekstansiyonu için benzer bulgulara, OHTSUKI (1981b), tarafından da ulaşılmıştır. Bir dizin hareket örneğinde; bilateral kas gruplarını içeren kasılmalarındaki Bilateral Deficit'in, hem büyük hem de küçük kas gruplarında (HOWARD-ENOKA, 1987; OHTSUKI, 1981b; SECHER ve diğerleri, 1988; VANDERVOORT ve diğerleri, 1987), erkek ve bayan deneklerde (SCHANTZ ve diğerleri, 1989), sporcu olan ve olmayan bireylerde (SCHANTZ ve diğerleri, 1989; SECHER ve diğerleri, 1976) ve motor düzensizlikleri olan deneklerde (SECHER ve diğerleri, 1988) de meydana geldiği tespit edilmiştir.

SECHER ve diğerleri (1988), bilateral ve unilateral bacak ekstansiyonlarında, istemli kasılmalar sırasında üretilen maksimal kuvvetleri karşılaştırmış ve birlikte kasılan iki bacağın kuvvetinin, iki bacağın ayrı ayrı alınan kuvvetlerinin toplamından daha az olduğunu bulmuştur.

Bilateral kasılmalarda kas lifleri katılımı ile ya beyaz ya da kırmızı liflerin sırasıyla kuvvet üretim büyüklükleri araştırılmıştır (SECHER ve diğerleri, 1988). Beyaz fibril bloğu esnasında, kırmızı fibrillerin büyük bir çoğunluğu kuvvete katkıda bulunurken, bilateral kuvvetlerin unilateral kuvvetler toplamından % 39 daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Oysa kırmızı fibrillerin bloke edildiği ve beyaz fibrillerin kuvvet üretimine katkıda bulunduğu durumlarda aynı oran % 8 artmıştır.

Benzer şekilde, SECHER ve diğerleri (1988), kontrollü koşullarda bilateral kuvvetin unilateral kuvvetlerin toplamına bölünmesiyle elde edilmiş oran olan 0.75'in, beyaz fibrillerin bloğu esnasında % 16 oranında düştüğünü, fakat kırmızı fibril bloğu esnasında değişmediğini gözlemlemişlerdir.

Bu bilateral çalışmanın sonuçlarına göre; bilateral kuvvetler kırmızı fibrillerin katılımından geliyorsa, unilateral kuvvetin toplamının neredeyse yarısı kadar düşmektedir. Fakat antrene edilmiş kuvvetlerin kaynağı beyaz fibriller ise Bilateral Deficit ya değişmemekte ya da çok az azalmaktadır. Bu durumda; bilateral kasılma durumlarında ortaya çıkan Bilateral Deficit, büyük ölçüde kırmızı fibrillerin seçici engellenmesi ile açıklanabilir (FREUND, 1983).

SECHER ve diğerleri (1976, 1977), verilerin daha derinlemesine incelenmesi, beyaz fibrillerin, bilateral kasılmalarındaki Bilateral Deficit üzerinde etkili olduğunu belirtmişlerdir. Eğer beyaz fibrillerin engellenmemiş olsa idi kırmızı fibrillerin engellenmesinde bilateral kuvvet, unilateral kuvvete eşit olurdu. Fakat SECHER ve diğerleri (1977)'nin yaptıkları bir çalışmada, unilateral kuvvetin bilateral kuvvetin sadece % 95'i, ikinci durumda ise % 75'i olduğunu tespit etmişlerdir. Bu durum; kırmızı lifler kuvvet üretirken Bilateral Deficit daha fazla olmasının, beyaz liflerin inhibisyonundan kaynaklandığını göstermektedir.

VANDERVOORT ve diğerleri (1984); SECHER ve diğerleri (1976, 1977); farmakolojik tekniklerinin geçerliliğini yeniden test edip, bilateral kasılmalarındaki inhibisyon şekillerini araştırmak için güç-hız ile güç-zaman ve yorulabilirlik ilişkilerinden oluşan iki fizyolojik ölçüm kullanmışlardır. Yüksek kasılma hızlarında, hızlı kasılan lifler yüzdesinin fazla olduğu kaslar, yavaş kasılan lifler yüzdesinin fazla olduğu kaslardan daha yüksek düzeyde kuvvet üretebilirler. Hızlı kasılan fibril yüzdesi daha fazla olan kaslar, aynı zamanda, yavaş kasılan fibril yüzdesi daha fazla olan kaslardan daha çabuk yorulurlar.

TESCH (1980), maksimum kuvvet ile maksimal kuvvet yüzdesinin verilen belli bir zaman sürecine bölümü arasındaki bu negatif korelasyona işaret etmiş ve düşük kuvvete sahip bireylerin maksimal kuvvet yüzdeleri daha fazla sürdürebileceklerini öne sürmüştür. Böylece Henneman Prensibi'nin öngördüğü gibi, eğer bilateral kasılmalar, hızlı kasılan ünitelerin etkinliğinin azalmasıyla karakterize edilirse, kasılan kaslar, yavaş kasılmaya hazırlıktaki kasılma özelliklerini göstermektedir. Bilateral kasılmalar esnasındaki hız arttıkça güç üretiminde azalma olacak, fakat unilateral kasılmalarla karşılaştırıldığında yorgunluk azalacaktır.

VANDERVOORT ve diğerleri (1984), bilateral kasılmalar esnasında hızlı tepki veren ünitelerin seçici engellenmesi lehinde, bugüne kadar elde edilmiş en güçlü kanıtları

bulmuşlardır. Çalışmaları; her hızda iki ayrı bacağın ekstansör torq kuvvetleri toplamının, birlikte hareket eden iki bacağın ekstansör kas gruplarının ortaya koyduğu torq kuvvetinden daha yüksek olduğunu göstermektedir. Bu noktada hız artışlarının, unilateral kasılmalarındaki kuvvete oranla bilateral kasılmalarındaki kuvvette, daha fazla düşüşe neden olduğunun gösterilmesi de önem arz etmektedir. 105 deg. S- lik (1.83 rad s-1) bir hızda uygulanan %100 maksimum istemli kasılma durumunda, bilateral torq kuvveti kaybı, unilateral torq kuvveti kaybından önemli ölçüde daha azdır. Tahmin edildiği gibi; davranış biçimi, bilateral hareket içerdiğinde, aynı kas grupları yavaş kasılmaya hazırlanır gibi tepki vermektedir.

Önceki buluşların tersine SECHER ve diğerleri (1976, 1977); VANDERVOORT ve diğerleri (1984), Henneman Prensibi'nin öngördüğü gibi, Bilateral Deficit'in, hızlı kasılan motor ünitelerin seçici engellenmesinin bir göstergesi olduğu sonucuna işaret etmektedirler. VANDERVOORT ve diğerleri (1987)'in yaklaşımı, seçici engellemenin doğrudan bir ölçümü değildir fakat konuya faydalı bir bakış açısı sağlamaktadır. Geniş kapsamlı olmayan fizyolojik ölçülerin kullanımı, var olan ilaç kullanımına ilişkin geçerlilik sorunlarına çözüm getirmekle kalmayıp diğer disiplinlerce izlenebilecek bir yaklaşımda ortaya koymaktadır.

HOWARD-ENOKA (1987) ve SECHER (1975), çift bacak ile yapmış olduğu antrenmanın, çift bacak testlerinde yorgunluğu azalttığını fakat tek bacağa yönelik testlerde aynı etkiyi göstermediğini ortaya koymuşlardır. Benzer şekilde tek bacağa yönelik egzersiz, tek bacak testinde yorgunluğu azaltmış, ama her iki bacak da antrenmanlı olmasına rağmen, iki bacak testinde yorgunluğu azaltmamıştır. Bacakların yorulması ile ilgili bu örnekler Kuvvet Antrenman Özelliği teorisi ile de uyumludur (SALE-McDOUGALL, 1981).

CORCOS (1984), SWINNEN ve diğerleri (1988) ve SWINNEN (1990), iki elin kullanıldığı kontrol konusundaki çalışmalarıyla, hareketlerin statio temporal ve kuvvet özelliklerinin benzerlikleri azalması durumunda, uzuvlar arası müdahale eğilimi ihtimalinin de azaldığını ortaya çıkarmaktadır. Karşılıklı koşullarda engellemenin yokluğu, tercih edilen Birlikte Çalışma Modeli'nin göstergesi olabilir. Bir uzuvdaki uzama ve kısılma reaksiyonlarına diğer uzuvdaki refleksler eşlik etmektedir. Bir ekstansör kastaki kısılma, sıklıkla kontralateral ekstansiyondaki uzamayla birlikte gerçekleşmekte ve bunun tam tersine bir ekstansör kastaki ipsilateral uzamaya, ona eş olan kontralateral

ekstansördeki kısılma eşlik etmektedir. Buradan çıkarılacak sonuç; motor sistemin insan hareketlerinin çoğunda normal şekil olan karşılıklı hareketler doğrultusunda donatılmış olduğudur.

OHTSUKI (1981 a, b), bir elin yakalama işi esnasında, her parmağın, digital olmayan koşullarda maksimum güç uygulayabileceğini ancak bilateral olarak birlikte kasılan parmak sayısı arttıkça, gittikçe azalan bir kuvvet uygulandığı sonucuna varmıştır. Aynı zamanda tek taraflı çok parmaklı bir kasılma durumunda, herhangi bir parmağın kuvvetinin, aynı parmağın iki taraflı, çok parmaklı kasılma durumlarından daha az olduğunu ortaya koymuştur. Bu çalışmalar, bilateral olarak kasılan uzuv sayısı ve her uzvun geçirdiği engellenme arasında pozitif linear bir eğilime işaret etmektedir.

En önemli göstergelerden biri; motor sistemin birden fazla ünitesinin, her ünitenin maksimumun altında aktivasyonu ile sonuçlandığıdır. Bu, ancak şimdi ortaya çıkarılmaktadır fakat engellenmenin kuvvetle ilgili biçimlerinin, birlikte kasılan ünitelerinin mutlak sayısının bir fonksiyonu mu olduğu, yoksa sadece belli hareket şekillerinde mi ortaya çıktığı şimdilik belirsizliğini korumaktadır. Var olan literatür, birlikte çalışan üç veya daha çok uzvun kontrolü konusunda herhangi bir yorum yapmaya imkan vermemektedir. Bu sonuçların cevapları, karmaşık hareketlerin nasıl kontrol edildiğinin anlaşılması ile yorumlanabilmektedir. Değişen derecelerdeki engellenmenin ortaya çıktığı belli hareket türlerinin belirlenmesi için, istemli çabalar boyunca motor ünite aktivasyonu derecesi ile ilgili eski görüşleri yeniden uzlaştırma yolunda daha çok yol alınmalıdır.

Son yirmi yılda önemli ilerlemeler sağlanmış olmasına (FLECK-KRAEMER, 1987) ve kuvvet antrenmanı konusundaki bilgilerimizdeki büyük artışa karşın (SALE-McDOUGALL, 1981), lateral specificity ile ilgili bilgilerimiz ancak yüzeyseldir. Sadece çok az sayıdaki sportif faaliyetlerin (örneğin halter ve kürek) bilateral iki taraflı kasılmalar gerektirdiği göz önünde bulundurulursa yüzücüler, kanocular ile sprinterler gibi bilateral hareketlerden yararlanan spor dallarındaki sporcuların, karşılıklı antrenmanından, şu anda geçerli gibi görülen iki taraflı antrenmana kıyasla daha fazla yararlanılıp yararlanılamayacağını saptanması oldukça önemlidir.

Kuvvet eğitimi sırasında meydana gelen nöromuskular adaptasyonlar konusundaki bazı araştırmaları yineleyen SALE (1998), antrenmanın en önemli sonuçlarından birinin, engelleyici etkileri bloke etme yetkisinin artması olduğuna işaret etmiştir.

Benzer bir şekilde MORITANI-VRIES (1979), antrenman etkisinin bir kısmının merkezi sinir sisteminde çalışan kolaylaştırıcı ve engelleyici yollarda bulunduğunu öne sürmektedir.

HAKKINEN ve diğerleri (1985 a), kassal hipertrofinin eşlik etmediği kuvvet kazanımlarına, toplam EMG'deki büyük artışların eşlik ettiğini göstererek bu hipotezi destekleyici kanıtlar sağlamışlardır. Bundan dolayı, fonksiyonel olarak yakın olan alanlar arasındaki engelleyici etkileşimler, belirli düzenli antrenmanlarla değişebilen normal işleyiş türü olarak görülebilir.

Bu, bilateral antrene olmuş deneklerdeki engellenmenin kaybolmasının olası bir nedeni olarak HEVER (1988)'in Yapısal Yer Değiştirme Teorisi'ne (Structural Displacement) ilginç bir alternatif oluşturmaktadır. Antrenman sonucunda meydana gelen merkezi adaptasyonların en çarpıcı özelliklerinden biri, tamamen kesin olmalarıdır (SALEMC. DOUGALL, 1981). Bu, engelleme tepkisinin ortaya çıkmasının, yapılmakta olan hareket şekline bağlı olabileceğini ortaya koymaktadır. Sürekli olarak belirli bilateral alıştırmalar yapan kürekçiler ve halterciler, o hareket türlerindeki engellenme tepkisini alt edebilirler.

VANDERVOORT ve diğerleri (1987), bilateral kasılmalarındaki engellenmenin büyüklüğündeki farklılıkların, uzuvların kullanılış biçimleri ile ilgili alışkanlıklarla bağlantılı olabileceğini öne sürmektedirler. Sürekli bilateral olarak kullanılan kol veya bacaklar engellemeye, ardışık bir şekilde kullanılanlardan daha az maruz kalmaktadır. Bu fikir; kürekçiler ve haltercilerin bilateral hareketleri sırasında engelleme ile karşılaşmamaları ve hatta bilateral kasılmalarda unilateral kuvvetler toplamından daha fazla kuvvet çıktığı Bilateral Facilitation gözlemleri ile de desteklenmektedir

OHTSUKI (1983), ipsilateral dirsek fleksiyonu ve kontralateral dirsek ekstansiyonunu içeren bilateral ve unilateral kasılmalarda, bilateral güç kaybının en aza indiğini veya ortadan kalktığını tespit etmiştir. Bu; uzuvlar arası birbirini engelleme derecesinin, yapılmakta olan işlerin benzerliği ile ilgili olabileceği görüşünü akıllara getirmektedir.

THORSTENSSON ve diğerleri (1976), squat antrenmanı yapan bireylerin, bu özel alıştırmada büyük kuvvet artışı edindiklerini, ama iki bacağı kapsayan diğer alıştırmalarda bunu yapamadıklarını tespit etmişlerdir. Öyle görülüyor ki; serebral korteksten uçlara

iletileen engelleme miktarındaki azalmalar, sadece bireylerin çalıştığı hareket kalıplarına az çok benzer koşullarda ortaya çıkmaktadır.

SECHER ve diğerleri (1988), yapmış oldukları çalışmada, kürek sporu ile uğraşan sporcularda HOWARD-ENOKA (1991)'nin bulgularına benzer olarak bilateral istemli kas kasılmaları ile ortaya koyulan kuvvette, unilateral kasılmalar sonucu oluşan kuvvetler toplamından daha fazla kuvvetin ortaya çıktığını gözlemlemiştir. Bu durum; kol ve bacakların alışkanlığa bağlı kullanımı ile bilateral istemli kas kasılmaları esnasında aynı kasların farklı zamanlarda istemli kasılmalarıyla üretilen toplam kuvvetten daha fazla bir kuvvetin üretilmesi anlamına gelmektedir.

HOWARD-ENOKA (1991)'nin çalışmasında uzun süreli ağırlık kaldırma ile kuvvet antrenmanı yapan deneklerde, SECHER ve diğerleri (1988)'nin yaptığı çalışmada ise kürek sporuyla uğraşanlarda, kayda değer bir şekilde, bilateral istemli kas kasılmalarında kuvvetteki eksilmenin kaybolup, buna ilaveten üretilen kuvvette bir artışın ortaya çıktığı tespit edilmiştir.

Bu bilgilere paralel olarak, yapılan araştırma sonucunda bacak press ve dizin ekstansiyon pozisyonundaki unilateral ve bilateral kas kasılmaları esnasında ortaya konulan maksimal izometrik kuvvet karşılaştırıldığında, bilateral kas kasılmaları esnasında Bilateral Deficit gözlenmiştir.

Yapılan bu çalışmada; maksimal kuvvet antrenmanlarının Bilateral Deficit zerine olumlu etkisinin olduğu gözlenmiştir. Bu durum, bireylerin kol ve bacaklarını bilateral olarak ya doğal kullanımları ile ya da özel olarak hazırlanmış antrenman programları ile alıştırdıklarında, bilateral kasılmalar sonucunda ortaya çıkan bu Bilateral Deficit'i azaltabilecekleri sonucu ile açıklanabilir. Bunun da onların gerek günlük yaşantıları gerekse de sportif performansları üzerine pozitif yönde katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

BEŞİNCİ BÖLÜM

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan bu araştırmada; çalışmaya katılan denekler üzerinde bacak press ve dizin ekstansiyonunda ortaya konulan bilateral ve unilateral maksimal izometrik kuvvet değerlendirilmiştir.

Bu değerlendirme sonucuna göre; bacak press ve dizin ekstansiyonundaki bilateral kasılmalar esnasında deneklerde anlamlı bir şekilde Bilateral Deficit gözlenmiştir. Buna paralel olarak yapılan on iki haftalık antrenman ile de, maksimal kuvvet antrenmanının Bilateral Deficit üzerine anlamlı bir etkisi olduğu tespit edilmiştir.

Bu genel sonuç doğrultusunda, Bilateral Deficit'in azaltılması ve buna paralel olarak da kuvvet üretimini artırmak için literatür destekli şu öneriler dikkate alınmalıdır.

Antrenman programları hazırlanırken spor branşının doğal yapısına uygun olarak bilateral kas kasılmalarına yönelik egzersizlere yer verilmelidir.

Kuvvet gelişiminin maksimum olduğu dönemlerde bilateral kas kasılmalarına ağırlık verilmelidir.

Özellikle halter branşındaki antrenman programlarında bilateral ağırlık çalışmalarına daha fazla yer verilmelidir.

Çoğunlukla bilateral kas kasılması gerektiren kürekçi ve kanocuların antrenman programlarına da bilateral egzersizler konulmalıdır.

Çift bacak sıçramanın bir hayli fazla kullanıldığı voleybolda da bilateral kuvvet ve çift bacak sıçrama egzersizlerine önem verilmelidir. Diğer yandan güreş, futbol, basketbol gibi spor branşlarında da kuvvet üretebilme yetisini artırabilmek için bilateral kuvvet ve çift bacak sıçrama egzersizlerine yer verilmelidir.

Bilateral kuvvet ve çift bacak sıçrama egzersizlerinin yanı sıra çift yönlü koordinasyon çalışmaları da yapılmalıdır.

Yapılan bilateral çalışmaların Bilateral Deficit üzerine etkisi, çeşitli kuvvet ölçüm araçları ile yıllık antrenman programları içinde ölçülüp değerlendirilmelidir.

Bilateral kasılmalar ile yapılan ölçümler esnasında mutlaka EMG, kuvvet platformuna bağlanıp kuvvetdeki değişimlere paralel olarak EMG'deki değişiklikler de gözlenmelidir.



KAYNAKLAR

- AAGAARD, P. / SIMONSEN, E.B. / TROLLE, M. / BANGSBOO, J. / KLAUSEN, K., (1996). **Specificity of Training Velocity and Training Load on Gains in Isokinetic Knee Joint Strength**. Acta Physiologica Scandinavica, 156, ss.123-129.
- AÇIKADA, C. / ERGEN, E., (1990). **Spor ve Bilim**. Büro-Tek Ofset Matbaacılık, Ankara, ss.100-110
- AKGÜN, N., (1994). **Egzersiz Fizyolojisi**. Cilt I, 5. Baskı, s.7.
- ALTENBERGER, H., (1994). **Overtraining-An Always Lurking Danger**. New Studies in Athletics, 9 (3), s.96.
- AMINOFF, M.J., (1992). **Elektrodiagnosis in Clinical Neurology**. Chapter 9, 3 rd ed.
- ANTONIA, J.W. / GONYEA, S., (1993) **Skeletal Muscle Fiber Hypertrophy**. Medicine Sciences Sports Exercise, 25, ss.1333-1345.
- ARCHONTIDES, C. / FAZEY, J.A., (1993). **Inter-Limb Interactions and Constraints in The Expression of Maximum Force: A Review, Some Implications and Suggested Underlying Mechanisms**. Journal of Sports Sciences, 11, ss.145-158.
- ASANUMA, H. / OKUDA, O., (1961). **Effect of Transcallosal Volleys on the Pyramidal Tract Cell Activity of Cat**. Journal of Neurophysiology, 25, ss.198-208.
- In: D.C. DICKIN, (1996). **The Effect of Movement Velocity and Eccentric Contractions on the Bilateral Deficit. A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements For the Degree of Master of Science in Kinesiology**. Department of Kinesiology University of Nevada, Las Vegas, August, UMI, Number 1381014.
- ASMUSSEN, E. / MAZIN, B., (1978 a). **Recuperation After Muscular Fatigue by Diverting Activities**. European Journal of Applied Physiology, 38, ss.1-7.
- ASMUSSEN, E. / MAZIN, B., (1978 b). **A Central Nervous Component in Local Muscular Fatigue**. European Journal of Applied Physiology, 38, ss.9-15.
- AŞÇI, A., (2001). **Çabuk Kuvvet Gelişiminde Kuvvet Eşiğinin Belirlenmesi**. Yayınlanmamış Doktora Tezi, ss.24-28.
- BASMAJIAN, J.V., (1990). **Theuopathic Exercise**. 5. ed., Londra, Williams and Wilkins Co.
- BELANGER, A.Y. / McCOMAS, A.J., (1981). **Extent of Motor Unit Activation During Effort**. Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology, 51, ss.1131-1135.
- BELL, R.D., (1980). **Muscle Fiber Types and Morphometric Analysis of Skeletal Muscle in Six Year Old Children**.
- In: N. AKGÜN (1997). **Egzersiz ve Spor Fizyolojisi**. Ege Üniversitesi, İzmir, 5. Baskı I. Cilt, s.19.
- BEMBEN, M.G. / McCALIP, G., (1999). **Strength and Power Relationship As A Function of Age**. Journal of Strength and Conditioning Research, 13 (4), ss.330-338.
- BIGLAND-RITCHIE, B. / JOHANSSON, R. / LIPPOLD, O.C.J. / SMITH, S. / WOODS, J., (1983).

- BOBBERT, M.F. / HUIJING, P.A. / INGEN, G.S., (1986 a). **A Model of Human Triceps Surea Muscle-Tendon Complex Applied to Jumping.** Journal of Biomechanics, 19, ss.887-898.
- BOMPA, T. O., (1996). **Theory and Methodology of Training.** Champaign, IL: Human Kinetics, ss.356-458.
- Cev: KESKİN, İ. / TUNER, A.B., (1998). Antrenman Kuramı ve Yöntemi. Bağırhan yayımevi, Ankara, ss.356-358.
- CHAPMAN, S.J. / EDWARDS, R.H.T. / GRIEG, C. / RATHERFORD, O., (1984). **Practical Application of the Twitch Interpolation Techique for the Study of Voluntary Contractions of the Quaticeps in Man.** Journal of Physiology, 354: 3P.
- CHESTNUT, J.L. / DOCHERTY, D., (1999). **The Effect of 4 and 10repetition Maximum Weight-Training Protocols on Neuromuscular Adaptations in Untrained Men.** Journal of Strength and Conditioning Reserch, 13, ss.353-359.
- CHRISTOPHER, L.V., (1989). **Biomechanics of Sport,** Crc Pres, Florida, 2 Edition, U.S.A.
- CHU-ANDREWS, J., (1986). **Elektrodiagnosis An Anotomical and Clinical Approach.** Chapter 3.
- CHUSID, J.G., (1982). **Corelative Neuroanatomy & Funtionel Neurology.** 18. ed., Chapter 17-18, California: Large Medical Pub.
- In: Guyton, A. C. (1996). **Textbook of Medical Physiology,** 9. ed., Chapter 11, W. B. Saunders Company.
- CLARYS, J.P. / CABRI, J., (1993). **Electromyography and The Study of Sports Movement: A Review.** Journal of Sport Sciences, 11, ss.379-448
- COLE, J., (1996). **Intrauterine Differentiation and Growth of The Neuromusculoskeletal System.**
- In: Y. R. BURNS / J. McDONALD, (Eds.) **Physiotherapy and The Growing Child.** London, ss. 59-74.
- CORCOS, D.M., (1984). **The Handed Movement Control.** Research Quarterly, 55, ss.117-122.
- COYLE, E.F. ve diğerleri, (1979). **Leg Extension Power and Muscle Fiber Composition.** Medicine an d Spor Science in Sports and Exercise, 11: 12-15.
- In: P.A. HUIJING, (1992). **Mechanical Muscle Models.** In: P.V. KOMI, (1992). **Strength and Power in Sports,** ss.130-150.
- DAINTRY, D.A. / NORMAN, R.W., (1987). **Standardizing Biomechanical Testing in Sport.** Champaign: Human Kinetics Pub, ss.98-99.
- De LUCA, C.J. / LEFEVER, R.S. / McCUE, M.P. / XENAKIS, A.P., (1982). **Behaviour of Human Motor Units in Different Muscles During Linearly Varying Contractions.** Journal of Physiology, 329, ss.113-128.
- DIETZ, V. / SCHMIDTBLEICHER, D. / NOTH, J., (1979). **Neuronal Mechanisms in Human Locomotion.** Journal of Neurophysiology, 42, ss.1212-1222.

EDMAN, K.A., (1992). **Contractile Performance of Skelatal Muscle Fibres**. Chapter 6A, ss.96-113.

In: P.V. KOMI, (1992). **Strength and Power in Sport**. Blackwell Scientific Publications, 266-278.

EDMAN, K.A.P. / ELZINGA, G. / NOBLE, M.L.L., (1978). **Enhancement of Mechanical Performance by Stretch During Tetanic Contractions of Vertabrate Skelatal Muscle Fibers**. Journal of Physiology, 281, ss.139-155.

In: A.A. VANDERVOORT / D.G. SALE / J. MOROZ, (1984). **Comparison of Motor Unit Activation During Unilateral and Bilateral Leg Extension**. Exercise Physiol, 56 (1), ss.46-51.

EDMAN, K.A.P. / REGGIANI, C., (1987). **The Sarcomere Length Tension Relation Determined in Short Segments of Intact Muscle Fibers of The Frog**. Journal of Physiology, 385, ss.709-732.

EDWARDS, R.H.T. / HILL, D.K. / JONES, D.A., (1975). **Heat Production and Chemical Changes During Isometric Contractions of the Human Guadriceps**. Journal of Phychology, 251, ss.301-315.

FLECK, S.J. / KRAEMER, W.J., (1987). **Designing Resistance training Programs**. Champaign, III.: Human Kinetics.

In: A.A. VANDERVOORT / D.G. SALE / J. MOROZ, (1984). **Comparison of Motor Unit Activation During Unilateral and Bilateral Leg Extension**. Exercise Physiol, 56 (1), ss.46-51.

FOX, E.L. / BOWERS, R.W. / FOSS, M.L., (1988). **The Physiological Basis of Physical Education and Athletics**.

Cev: FERİT, M., (1999). **Beden Eğitimi ve Sporun Fizyolojik Temelleri**. Bağrıyan Yayınevi, Ankara, ss.105-113.

FREUND, H.J., (1983). **Motor Unit and Muscle Activity in Voluntary Motor Control**. Physiological Rewiews, 63, 387-463.

GALLE, P., (1983). **Physiologic and Psychologic Profiles in Survey of Women Runners. Fertility and Sterility**, 39, ss.633-39.

GAZZANIGA, M.S., / SPERRY, R.W., (1966). **Simultaneneous Double Discrimination Response Following Brain Bisection**. Psychonomic Sciences, 4, ss.261-262.

In: P.F. VINT, (1996). **Bilateral Deficit**. Department of Exercise and Physical Education. Arizona State University Tepme, AZ, USA.

GLESER, M.A., (1973). **Effects of Hypoxia and Physioccal Training on Hemodynamic Adjustments to One-Legged Exercise**. Journal of Physiology, 34 (3), ss.377-381.

In: P.F. VINT / R.N. HINRICHS, (1997). **Decoupling the Bilateral Deficit: The Effect of Task Initiation Time on the Expression of Maximum Force**. American Society of Biomechanics, Presented At The Twenty-First Annual Meeting of The American Society of Biomechanics, Clemson University, South Carolina, September, ss.24-27.

- GORDON, A.M. / HUXLEY, A.F. / JULIAN, F.J., (1966 b). **The Variation in Isometric Tension With Sarkomere Length in Vertebrate Muscle Fibres.** Journal of Physiology, 184, ss.170-192.
- In: P.A. HUIJING, (1992). **Mechanical Muscle Models.** In: P.V. KOMI, (1992). **Strength and Power in Sports,** ss.130-150.
- GRIMBY, C. / HANNERZ, J., (1977). **Firing Rate and Recruitment Order of The Toe Extensor Motor Units in Different Models of Voluntary Contraction.** Journal of Physiology, 264, ss.865-870.
- In: A.A. VANDERVOORT / D.G. SALE / J. MOROZ, (1984). **Comparison of Motor Unit Activation During Unilateral and Bilateral Leg Extension.** Exercise Physiol, 56 (1), ss.46-51.
- GUYTON, A.C., (1986). **Textbook of Medical Physiology.** Seventh Edition.
- Çev: GÖKHAN, N. / ÇAVUŞOĞLU, H., **Tıbbi Fizyoloji.** Nobel Tıp Kitabevi, Ankara, 177-215.
- GÜNAY, M. / CİCİOĞLU, İ., (2001). **Spor Fizyolojisi.** Gazi Kitap Evi, Ankara, s.92-93.
- GÜNDÜZ, N., (1997). **Antrenman Bilgisi.** Saray Kitap Evi, İzmir, II. Baskı, ss.156-174, 259-261.
- GÜR, H., (1998). **Futbolcuların Kas Kuvvet Özellikleri: Başarıdaki Yeri ve Önemi.** Futbol Bilim ve Teknoloji Dergisi, 5 (1), ss.10-18.
- HAKINKEN, K. / KOMI, P.V. / ALLEN, M., (1985). **Effect of Explosive Type Strength Training on Isometric Force and Relaxation Time, Electromyography and Muscle Fiber Characteristics of Leg Extensor Muscles.** Acta Physiologica Scandinavian, 125, ss.587-600.
- HAKKINEN, K. / ALLEN, M. / KOMI, P.V., (1985 a). **Changes in Izometrik Force and Relaxation Time, Electromyographic and Muscle Fibre Characteristics of Human Skelatal Muscle During Strength Training and Detraing.** Acta Physiologica Scandinavica, 125, ss.573-585.
- HAKKINEN, K. / KOMI, P.V., (1983). **Electromyographic Changes During Strength Training and Detraining.** Medicine and Science in Sports and Exercise, 15, ss.455-460.
- HAKKINEN, K. / KOMI, P.V., (1986). **Training-Induced Changes in Neuromuscular Performance Under Voluntary and Reflex Conditions.** European Journal of Applied Physiology, 55, ss.147-155.
- HAKKINEN, K., (1985). **Factors Influencing Trainability of Muscular Strength During Short Term and Prolonged Training.** National Strength and Conditioning Association Journal, 7, ss.32-37.
- HARIS, G.R. / STONE, M.H. / O'BRYANT, H.S. / PLOULX, C.M. / JOHNSON, R.L., (2000). **Short-Term Performance Effects of High Power, High Force, or Combined Weight-Training Methods.** Journal of Strength and Conditioning Research, 14, ss.14-20.
- HARTMAN, J. / TUNNEMANN, H., (1989). **Fitness and Strength Training.** 1. Ed., Berlin: Sportverlag.

- HENNEMAN, E. / OLSEN, C.B., (1965). **Relations Between Structure and Function in the Design of Skeletal Muscle**. Journal of Neurophysiology, 28, ss.581-598.
- HENRY, F.M. / SMITH, L.E., (1961). **Simultaneous. Separate Billateral Muscular Contractions in Relation to Neural Overflow Theory and Neural Specificity**. The Research Quarterly, 32 (1), ss.42-46.
- In:** C. ARCHONTIDES / J.A. FAZEY, (1993). **Inter-Limb Interactions and Constraints in the Expression of Maximum Force: A Review, Some Implications and Suggested Underlying Mechanisms**. Journal of Sports Sciences, 11, ss.145-158.
- HETTINGER, Hh., (1966). **Isometric Muscle Training**. Stutgard, George Thime Verlag.
- In:** T. O. BOMPA (1996). **Theory and Methodology of Training**. Champaign, IL: Human Kinetics, ss.356-458.
- Cev:** KESKİN, İ. / TUNER, A.B., (1998). **Antrenman Kuramı ve Yöntemi**. Bağırzan yayımevi, Ankara, ss.356-358.
- HEVER, H., (1988). **Pseudoautomization in Manual Control: A Simulation Study**. Ergonomics, 31, 1729-1742.
- HICSON, R.C. / HIDAKA, K. / FOSTER, C. / FALDUTO, M.T. / CHATTERTON R.T., (1994). **Skeletal Muscle Fiber Type, Resistance Training, and Strength-Related Performance**. Medicine and Science in Sports and Exercise, 26, ss.593-598.
- HOLLMANN, W. / HETTINGER, J.H., (1976). **Sportmedizin-Arbeits und Trainings Grundlagen**. Stutgart.
- In:** N. GÜNDÜZ, (1997). **Antrenman Bilgisi**. Saray Kitap Evi, İzmir, II. Baskı, s.266.
- HOWARD, J.D. / ENOKA, R.M., (1987). **Interlimb Interactions During Maximal Eforts**. Medicine and Science in Sport and Exercise, 19, s.53-58 (abstract).
- HOWARD, J.D. / ENOKA, R.M., (1991). **Maksimum Bilateral Contractions Are Modified by Neurally Mediated Interlimb Effects**. Journal Apply Physiology, 70 (1), ss.306-316 (abstract).
- HUIJING, P.A., (1985). **The Architecture of the human Gastrocnemius Muscle and Some Functional Consequences**. Acta Anatomica, 123, ss.101-107.
- HUIJING, P.A., (1992). **Mechanical Muscle Models**.
- In:** P.V. Komi (1992). **Strength and Power in Sport**. London, Oxford Blackwell Scintific Publications, ss.130-149.
- HUXLEY, H.E. / HANSON, J., (1954). **Changes in the Cross-Striations of Muscle During Contarction and Stretch and Their Structural Interpretation**. Nature. 173, ss.973-977.
- In:** P.V. KOMI, (1992). **Strength and Power in Sport**. Blackwell Scientific Publications, 266-278.
- JAKOBI, J.M. / CAFARELLI, E., (1998). **Neuromuscular Drive and Force Production Are Not Altered During Bilateral Contractions**. Journal of Applied Physiology. Vol. 84 (1) ss.200-206 (abstract).

- JONES, D.A. / RUTHERFORD O.M., (1987). **Human Muscle Strength Training: The Effects of Three Different Regimes and The Nature of The Nature of The resultant Changes.** Journal of Physiology, 391, ss.1-11.
- JONES, K. / HUNTER, G. / FLEISING, G. / ESCAMILLA, R. / CEMALE, L., (1999). **The Affects of Compensatory Acceleration on Upper-Body Strength and Power in Collegiate Football Players.** Journal of Strength and Conditioning Research, 13, ss.99-105.
- JOYNT, R.L. / FINDLEY, T.W. / BODA, W. / DAUM, M.C., (1993). **Rehabilitation Medicine: Principle and Practice.** Chapter 25, 2. ed., Philadelphia: Lippincott Company.
- KALE, R., (2001). **Antrenman Bilgisi Ders Notları.** Trabzon.
- KALYON, A.T., (1994). **Sporcu Sağlığı ve Spor Sakatlıkları.** Gata Basımevi, Ankara, ss.10-16.
- KAMEN, G., (1983). **The Acquisition of Maximum Isometric Planter Flexor Strength: A force-Time Analysis.** Journal of Motor Behaviour, 15, ss.63-73.
- KANEHISA, H. / MIYASHITA, M., (1983). **Specificity of Velocity in Strength Training.** European Journal of Physiology and Occupational Physiology, 52, ss.104-106.
- KANEKO, M. / FUCHIMOTO, T. / TOJI, H. / SUEI, K., (1983). **Training Effect of Different Loads on the Force-Velocity Relationship and Mechanical Power Output in Human Muscle.** Scandinavian Journal of Sports Science, 5, 82, ss.50-55.
- KAR, R., (1981). **Dynamic Tensile Properties of The Plantoris Tendon of Sheep.** Journal of Experimental Biology, 93, ss.283-302.
- In: P.V. KOMI, (1992). **Strength and Power in Sport.** Blackwell Scientific Publications, 266-278.
- KINSEBOURNE, M. / HICKS, R.E., (1978). **Fonctional Cerebral Space: A Model For Overflow, Transfer and Interference Effects in Human Performance.** Vol. VII, Hillsdale, NJ. Lawrence Erlbaum Associates, ss.345-362.
- KLAVORA, P., (1995). **Vertical-Jump Tests: A Critical Review.** Strength and Conditioning Journal, 22(5), ss.70-74.
- KOMI, P. V., (1986). **The Strength-Shortening Cycle and Human Power Output.** N.L. Jones / N. McCartney / A.J. McComes (Ed), Humman Muscle Power, Champaign JL: Human Kinetics, ss.27-39.
- KOMI, P.V. / VIITASALO, J. / RAURAMAA, R. / VIHKO, V., (1978). **Effect of Isometric Strength Training on Mechanical, Electrical and Metabolic Aspects of Muscle Function.** European Journal of Applied Physiology, 40, ss.45-55.
- KOMI, P.V., (1973). **Relationship Between Muscle Tension, EMG And Velocity Of Contraction Under Concentric And Eccentric Work.**
- In: J. DESMEDT, (Ed.), New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology. Vol. 1, ss.596-606.
- KOMI, P.V., (1986). **The Stretch-Shortening Cycle and Human Power Output.**

- In:** N.L. JONES / N. McCARTNEY / A.J. MCCOMAS (Eds.), **Human Muscle Power**. Champaign, IL. Human Kinetics Publishers Inc., ss.27-39.
- KOMI, P.V., (1992). **Strength and Power in Sport**. Blackwell Scientific Publications, ss.239-248.
- KUSNETSOV, V.V., (1975) **Kraftvorbereitung Theoretische Grundlagen der Muskelkraftentwicklung**. Berlin, Sportverlang.
- In:** M.A. ZİYAGİL / E. ZORBA, (1994). **Beden Eğitimi ve Sporda Temel Motorik Özelliklerin ve Esnekliğin Geliştirilmesi**. s.5.
- MARSAL, R.N. / ELLIOT, B.C., (1992). **Biomechanical Analysis. Textbook of Science and Medicine in Sports**. Blackwell Scientific Publication, Ed., ss.60-61.
- MARTYN, R.S., (1987). **Muscle Elasticity and Human Performance**. Medicine Sports Science, Vol: 25.
- McARDLE, W.D. / KATCH, F. / KATCH, V.L., (1991). **Exercise Physiology**. Lea and Febiger. Malvern, USA, ss.133-141.
- McARDLE, W.D. / KATCH, F.I. / KATCH, V.L., (1996). **Exercise Physiology: Energy, Nutrition and Human Performance**. (4th.), Philadelphia: Baltimore, Williams & Wilkins. Lea and Febiger, ss.339-355.
- MERTON, P.A., (1954). **Voluntary Strength and Fatigue**. Journal of Physiology, 123, ss.553-564.
- In:** P.F. VINT / R.N. HINRICHS, (1997). **Decoupling the Bilateral Deficit: The Effect of Task Initiation Time on the Expression of Maximum Force**. American Society of Biomechanics, Presented At The Twenty-First Annual Meeting of The American Society of Biomechanics, Clemson University, South Carolina, September, ss.24-27.
- MORITANI, T. / VRIES, H.A., (1979). **Neural Factors vs. Hypertrophy in The Time Course of Muscle Strength Gain**. Am J. Phys Med., 58, ss.115-130.
- In:** A.A. VANDERVOORT / D.G. SALE / J. MOROZ, (1984). **Comparison of Motor Unit Activation During Unilateral and Bilateral Leg Extension**. Exercise Physiol, 56 (1), ss.46-51.
- MORITANI, T., (1992). **Time Course of Adaptations During Strength and Power Training**.
- MURATLI, S. / TORAMAN, F. / ÇETİN, E., (2000). **Sportif Hareketlerin Biomekanik Temelleri**. Bağırhan Yayınları, Ankara, ss.217-220.
- MURRAY, D. A. / HARRISON, E., (1986). **Constance Velocity Dynamometer An Appraisal Using Mechanical Loading**. Medicine Science Sports Exercise, 18, ss.612-624.
- NARICI, M. Y. / HOPPERLER, H. / KAYSER, B. / LANDONI, L. / CLAASSER, H. / CAVARDI, / CONTI, M. / CERRETELLI, P., (1996). **Human Quadriceps Cross-Sectional Area, Torque and Neural Activation During 6 Months Strength Training**. Acta Physiol Scandinavica, 157, ss.175-186.

- NARICI, M.V. / ROI, G.S. / LANDONI, L. / MINETTI, A.E. / CERRETELLI, P., (1990). **Changes in Force, Cross-Sectional Area and Detraining of the Human Quadriceps.** European Journal of Applied Physiology, 59, ss.310-319.
- NIGG, B.M. / HERZOG, W., (Eds) (1994). **Biomechanics of the Musculo-skeletal System.** West Sussex: John Wiley & Sons Ltd.
- In:** C. PERGER (1997). **Muscle Structure and Function.**
- NOYAN, A., (1993). **Yaşamda ve Hekimlikte Fizyoloji.** Ankara, 8. Baskı, ss.138-173.
- ODA, S. / MORITANI, T., (1995). **Moment-Related Cortical Potentials During Handgrip Contractions With Special Reference to Force and Electromyogram Bilateral Deficit.** European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, Vol. 72, (1-2), ss.1-5 (abstract).
- OHTSUKI, T., (1981 a). **Inhibition of Individual Fingers During Gripstrength Exertion.** Ergonomics, 24, ss.21-36.
- OHTSUKI, T., (1981 b). **Decrease In Grip Strength Induced by Simultaneous Exertion With Reference to Finger Strength.** Ergonomics, 24, ss.37-48.
- OHTSUKI, T., (1981). **Decrease in Grip Strength Induced by Simultaneous Bilateral Exertion With Reference to Finger Strength.** Ergonomics, 24 (1), ss.37-48.
- OHTSUKI, T., (1981). **Increase in Simple Reaction Time of Knee Extension Induced by Simultaneous Bilateral Performance.** Motor Skills, 53, ss.27-30.
- OHTSUKI, T., (1983). **Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion.** Behavioural Brain Research, 7, ss.165-178.
- OTTEN, E., (1987). **Concepts and Models of Functional Architecture in Skeletal Muscle.** Exercise and Sport Sciences Reviews, 16, ss.89-137.
- PEHLİVAN, F., (1997). **Biofizik.** Feryal matbaası, 2. Baskı, Ankara, ss.159-160.
- PELLEG, R., (1997). **Neural Adaptations to Strength Training.**
- In İternet:** http://physiotherapy.curtin.edu.au/community/educational_resources/ep552_97/mstruct.html
- PERGER, C., (1997). **Muscle Structure and Function.**
- In İternet:** http://physiotherapy.curtin.edu.au/community/educational_resources/ep552_97/neural.html
- PETER, F.V., / SCOTT, P.M., (1999). **Maximal and Submaximal Expressions the Bilateral Deficit Phenomenon.** Presented at the 23rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics University of Pittsburgh October 21-23.
- POTACH, H. / CHU, D.A., (2000) **Plyometric Training.** Chp. 19.
- In:** T.R. Baechle / R.W. Earle, (Eds). **Essentials of Strength Training and Conditioning.** National Strength and Conditioning Association.
- POWERS, S.K. / HOWLEY, E.T., (1990). **Exercise Physiology.** Theory and Application to Fitness and Performance, Wm., C. Brown Publisher.
- RACK, P.M.H / WESTBURY, D.R., (1974). **The Short Range Stiffness of Active Mammalian Muscle and Its Effects on Mechanical Properties.** Journal of Physiology, 240, ss.331-350.

- REID, P., (1989). **Plyometrics and High Jump**. New Studies in Athletics, March, ss.67-73.
- RICH, C. / CAFARELLI, E., (2000). **Submaximal Motor Unit Firing Rates After 8 wk of Isometric Resistance Training**. Medicine and Science in Sport and Exercise, 32, ss.190-196.
- RICOY, J.R., (1998). **Histochemical Study of the Vastus Lateralis Muscle Fibre Types of Athletes**. Journal of Physiological Biochemistry, 54 (1), ss.41-47.
- SALE, D.G. / MacDOUGALL, J. D., (1981). **Specificity in Strength Training: A Review For The Coach and Athlete**. Can J. Applied Sports Sciences, 6, ss.87-92.
- In: A.A. VANDERVOORT / D.G. SALE / J. MOROZ, (1984). **Comparison of Motor Unit Activation During Unilateral and Bilateral Leg Extension**. Exercise Physiol, 56 (1), ss.46-51.
- SALE, D.G. / UPTON, A.R.M. / McCOMAS, A.J. / MacDOUGALL, J.D., (1983a). **Effect of Strength Training on Motoneuron Excitability in Man**. Medicine and Science in Sports and Exercise, 15, ss.57-62.
- SALE, D.G. / UPTON, A.R.M. / McCOMAS, A.J. / MacDOUGALL, J.D., (1983b). **Neuromuscular Function in Weight-Trainers**. Experimental Neurology, 82, ss.521-531.
- SALE, D.G., (1988). **Neural Adaptation to Resistance Training**. Medicine and Science in Sports and Exercise, 20, ss.135-145.
- SALE, D.G., (1992). **Neural Adaptation to Strength Training**. P.V. Komi (Ed), Strength and Power in Sport. London, Oxford Blackwell Scientific Publications, ss.249-265.
- SALE, D.G., (1998).. Neural adaptation to resistance training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 20, ss.135-145.
- SCHANTZ, P.G. / MORITANI, T. / KARLSON, E. / JOHONSSON, E. / LUNDH, A., (1989). **Maximal Voluntary Force of Bilateral and Unilateral Leg Extension**. Acta Physiologica Scandinavica, 136, ss.185-192.
- SECHER, N. H. / RUBE, N. / Elers, J., (1988). **Strength of Two and One Leg Extension In Man**. Acta Physiologica Scandinavica, 134, ss.333-339.
- SECHER, N.H. / RUBE, N. / ELSERS, J., (1988). **Strength of Two-and One-Leg Extension in Man**. Acta Physiologica Scandinavica, 134, ss.333-339.
- SECHER, N.H. / S. RORSGAARD, / O, SECHER., (1976). Contralateral influence of type I Muscle fibers during maximum voluntary extension of the legs. Acta Physiology. Scandinavian, 96, 20A-21A.
- In: P.V. KOMI, (1992). **Strength and Power in Sport**. Blackwell Scientific Publications, 266-278.
- SECHER, N.H. / S. RORSGAARD, / O. SECHER., (1977). **Contralateral Influence of Curarized Muscle Fibers During Maximal Voluntary Extension of the Legs**. Acta Physiology Scandinavian, 103: ss.456-462.
- SECHER, N.H., (1975). **Isometric Rowing Strength of Experienced and Inexperienced Oarsmen**. Medicine and Science in Sports, 7, 280-283.

- SEKI, T. / OHTSUKI, T. (1990). **Influence of Simultaneous Bilateral Exertion on Muscle Strength During Voluntary Submaximal Isometric Contraction.** *Ergonomics*, 33, ss.1131-1142.
- SHELTON, T.O. / MAHONEY, M.V., (1978). **The Content and Effect of Psyching up Strategies in Weightlifters.** *Cognitive Therapy and Research*, 2, ss.275-284.
- In:** C. ARCHONTIDES / J.A. FAZEY, (1993). **Inter-Limb Interactions and Constraints in the Expression of Maximum Force: A Review, Some Implications and Suggested Underlying Mechanisms.** *Journal of Sports Sciences*, 11, ss.145-158.
- SHORTEN, M.R., (1996). **Muscle Elasticity and Human Performance.** *Medicine Sport Science*, Vol. 25, U.S.A., ss.1-18.
- SIMONSEN, E.B., EDGERTON, V.R. and BOJSEN-MOLLER, F. (1988)
- In:** P.V. KOMI, (1992). **Strength and Power in Sport.** Blackwell Scientific Publications, 266-278.
- STROJNIK, V., (1994). **Absolute Muscle Force Determination.** **In:** A. BARBABAS / G. FABIAN (Eds.), XII International Symposium on Biomechanics.
- In:** **Sports Abstracts.** Budapest, Hungary: Hungarian University of Physical Education. ss.83-86.
- SWINNEN, S. / WALTER, C.B. / SHAPIRO, D.C., (1988). **The Coordination of Limb Movements With Different Kinematic Patterns.** *Brain Cognition*, 8, ss.326-347.
- TESCH, P., (1980). **Muscle Fatigue in Man. With Special Reference To Lactate Accumulation During Short Term Intense Exercise.** *Acta Physiologic Scandinavia Supplied*, 480, ss.1-40.
- In:** A.A. VANDERVOORT / D.G. SALE / J. MOROZ, (1984). **Comparison of Motor Unit Activation During Unilateral and Bilateral Leg Extension.** *Exercise Physiol*, 56 (1), ss.46-51.
- TESCH, P.A. / KARLSSON, J., (1985). **Muscle Fiber Types and Size in Trained and Untrained Muscles of Elite Athletes.** *Journal Applied Physiology*, 59, ss.1716-1720.
- THOMPSON, L.V., (1994). **Effects Of Age and Training on Skeletal Muscle Physiology and Performance.** *Physical Trapy*, 74, ss.71-80.
- THORSTENSSON, A. / GRIMBY, G. / KARLSSON, J., (1976). **Force-Velocity Relations and Fiber Composition in Human Knee Extensor Muscles.** *Journal Applied Physiology*, 40, ss.12-16.
- In:** P.F. VINT / R.N. HINRICHS, (1997). **Decoupling the Bilateral Deficit: The Effect of Task Initiation Time on the Expression of Maximum Force.** American Society of Biomechanics, Presented At The Twenty-First Annual Meeting of The American Society of Biomechanics, Clemson University, South Carolina, September, ss.24-27.
- TUNCEL, N., (1994). **Fizyoloji.** Anadolu Üniversitesi Yayını, Eskişehir, s.171.
- UPTON, A.R.M. / RADFORD, P.F., (1975). **Motoneuron Excitability.**
- In:** In P.V. KOMI (ed). **Elite Sprinters.** Biomechanics V-A, University park Press, Baltimore. ss. 82-87

- VANDERVOORT, A.A. / SALE, D.G. / MOROZ, J., (1984). **Comparison Of Motor Unit Activation During Unilateral And Bilateral Leg Extension.** Journal of Applied Physiology, 56, ss.46-51.
- VANDERVOORT, A.A. / SALE D.G. / MOROZ, J., (1987). **Strength-Velocity Relationship and Fatigability of Unilateral Versus Bilateral Arm Extension.** European Journal of Applied Physiology, 56, ss.201-205.
- VINT, P.F. / HINRICHS, R.N., (1997). **Decoupling The Bilateral Deficit: The Effect of Task Initiation Time on The Expression of Maximum Force.** American Society of Biomechanics, Presented At The Twenty-First Annual Meeting of The American Society of Biomechanics, Clemson University, South Carolina, September, ss.24-27.
- WEINBERG, R.S. / GOULD, D. / JACKSON, A., (1980). **Cognition and Motor Performance :Effect of Psyhing up Strategics on Three Motor Tasks.** Cognitive Therapy and Research, 4, ss.239-245.
- In: C. ARCHONTIDES / J.A. FAZEY, (1993). **Inter-Limb Interactions and Constraints in the Expression of Maximum Force: A Review, Some Implications and Suggested Underlying Mechanisms.** Journal of Sports Sciences, 11, ss.145-158.
- WEINECK, J., (1997). **Sportanatomie.**
- Cev: ELMACI, S. A., (1998). **Spor Anatomisi.** Bağırgan Yayınevi, Ankara, s.40-41.
- WEIR, J.P. / HOUSH, T.J. / WEIR, L.L. / JOUNSON, G.O., (1995). **Effects of Unilateral Isometric Strength Training on Joint Angle Specifcity and Cross-Training.** European Journal of Applied Physiogy & Occupational Physiology, 70 (4), ss.337-343.
- WILSON, G.J., (1994). **Strength and Power In Sport.** J. Bloomfield, T. R. Ackland / B.L. Elliott (Ed)., Applied Anatomy and Biomechanics.
- WOO, S.L., (1981). **The Effects of Exercise on The Mechanical and Biochemical Properties of Swinw Digital Flexsor Tendons.** Journal of Biomechanical Engineering, 103, ss.51-56.
- In: P.V. KOMI, (1992). **Strength and Power in Sport.** Blackwell Scientific Publicitions, 266-278.
- WOODS, J.J. / JONES, D.A. / BIGLAND- RITCHIE, B., (1978). **Components of the Surface EMG During Stimulated and Voluntary Contractions.** Medicine and Science in Sports and Exercise, 10, s.67.
- In: P.V. KOMI, (1992). **Strength and Power in Sport.** Blackwell Scientific Publicitions, 266-278.
- ZATSIORSKY, V., (1985). **Science and Practice of Strength Training.** Champaign, JL: Human Kinetics.
- ZATSIYORSKY, V., (1980) **The Development of Endurance.** In: Matveev, L. P., and Novikov, A. D. (eds) Teoria: Metodica Physicheskoi Vospitania. The Theory and Methodology of Physical Education Moskow, Phyzkutura: Sport.
- In: Beden Eğitimi ve Sporda Temel Motorik Özelliklerin ve Esnekliğin geliştirilmesi Ziyagil, M. A., Tamer. K., Zorba, E., (1994) Ankara s.5.

ZENEROĞLU, A. M., (1997) Farklı Diz Açıları ve Tibia Pozisyonlarında Yapılan İzometrik Egzersizlerin Vastus Medialis ve Rectus Femoris Kasları Üzerine Etkisinin EMG Çalışması İle İncelenmesi. Doktora Tezi. ss. 9, 75.

ZİYAGİL, M. A. / TAMER. K. / ZORBA, E., (1994) Beden Eğitimi ve Sporda Temel Motorik Özelliklerin ve Esnekliğin geliştirilmesi. Ankara s.5.



EKLER

Ek-1 Veri Formu

Ek-2 Veriler

Ek-3 Grupların Yaş Ortalaması İçin Özet İstatistik ve Anova Sonuçları

Ek-4 Oturakta Bacak Press Özet İstatistik Anova (Bilateral Deficit)

Ek-5 Oturakta Bacak Press Özet İstatistik Anova (Kuvvet Artışı)

Ek-6 Sandalyede Dizin Ekstansiyonunda Press Özet İstatistik Anova (Bilateral Deficit)

Ek-7 Sandalyede Dizin Ekstansiyonunda Press Özet İstatistik Anova (Kuvvet Artışı)



Ek-1 Veri Formu

L. Ölçüm	ÖTÜRK					SARINAY				
	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt
Altın çift	85.64	91.37	977.38	148.24	78.68	36.69	37.64	7.4.84	68.49	6.89
Orman Çift	14.89	64.70	129.69	178.29	24.89	35.64	35.64	78.49	66.70	6.70
Gilvan çift	189.79	918.39	918.69	918.39	23.79	93.89	85.94	35.64	77.69	8.29
Tolga çift	94.89	118.39	285.69	285.69	23.89	91.69	93.69	89.19	82.29	10.39
Emrah çift	124.69	125.39	239.69	245.69	14.39	47.19	52.69	89.79	89.39	16.69
Altın çift	143.69	129.69	214.69	255.39	15.19	41.69	49.39	35.64	85.89	8.39
Bahman çift	142.69	159.39	239.39	254.39	25.69	42.69	59.39	89.79	88.39	6.49
Yasın çift	142.69	159.39	239.39	254.39	49.69	43.69	49.69	45.69	98.69	6.39
Burhan çift	128.69	129.69	214.69	249.39	32.69	51.69	51.69	91.79	91.69	19.69
Metin çift	95.49	114.39	265.79	278.69	27.69	64.79	64.79	67.69	91.39	14.79
İbrahim çift	131.69	124.69	244.69	249.69	15.69	53.69	60.69	91.39	91.39	19.69
Ali çift	128.69	114.39	264.79	281.69	21.69	49.69	60.69	94.69	88.69	9.69
İsmail çift	132.69	119.69	271.69	282.69	18.69	51.69	60.69	91.69	84.79	7.69
Gökhan çift	125.79	140.79	277.69	245.69	20.39	46.69	54.69	87.69	85.19	4.69
L. Ölçüm	ÖTÜRK					SARINAY				
	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt
Çağlar tek	85.64	91.37	977.38	148.24	78.68	36.69	37.64	7.4.84	74.39	7.59
Feridun tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Gerdar tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Ayhan tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Harir tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Gökay tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Yusuf tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Bazım tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Mehmet tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Alihan tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
L. Ölçüm	ÖTÜRK					SARINAY				
	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt
Altın Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Gökay Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Gerdar Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Yusuf Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Gökay Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Yusuf Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Bazım Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Mehmet Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Alihan Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Erhan Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69

L. Ölçüm	ÖTÜRK					SARINAY				
	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt
Altın çift	85.64	91.37	977.38	148.24	78.68	36.69	37.64	7.4.84	68.49	6.89
Orman Çift	14.89	64.70	129.69	178.29	24.89	35.64	35.64	78.49	66.70	6.70
Gilvan çift	189.79	918.39	918.69	918.39	23.79	93.89	85.94	35.64	77.69	8.29
Tolga çift	94.89	118.39	285.69	285.69	23.89	91.69	93.69	89.19	82.29	10.39
Emrah çift	124.69	125.39	239.69	245.69	14.39	47.19	52.69	89.79	89.39	16.69
Altın çift	143.69	129.69	214.69	255.39	15.19	41.69	49.39	35.64	85.89	8.39
Bahman çift	142.69	159.39	239.39	254.39	25.69	42.69	59.39	89.79	88.39	6.49
Yasın çift	142.69	159.39	239.39	254.39	49.69	43.69	49.69	45.69	98.69	6.39
Burhan çift	128.69	129.69	214.69	249.39	32.69	51.69	51.69	91.79	91.69	19.69
Metin çift	95.49	114.39	265.79	278.69	27.69	64.79	64.79	67.69	91.39	14.79
İbrahim çift	131.69	124.69	244.69	249.69	15.69	53.69	60.69	91.39	91.39	19.69
Ali çift	128.69	114.39	264.79	281.69	21.69	49.69	60.69	94.69	88.69	9.69
İsmail çift	132.69	119.69	271.69	282.69	18.69	51.69	60.69	91.69	84.79	7.69
Gökhan çift	125.79	140.79	277.69	245.69	20.39	46.69	54.69	87.69	85.19	4.69
L. Ölçüm	ÖTÜRK					SARINAY				
	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt
Çağlar tek	85.64	91.37	977.38	148.24	78.68	36.69	37.64	7.4.84	74.39	7.59
Feridun tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Gerdar tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Ayhan tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Harir tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Gökay tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Yusuf tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Bazım tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Mehmet tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
Alihan tek	94.79	118.39	284.79	274.69	27.69	47.19	52.69	89.79	74.39	19.69
L. Ölçüm	ÖTÜRK					SARINAY				
	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt
Altın Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Gökay Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Gerdar Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Yusuf Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Gökay Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Yusuf Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Bazım Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Mehmet Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Alihan Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69
Erhan Kontrol	145.69	124.69	244.69	249.69	22.69	60.69	65.69	91.69	91.69	6.69

4. Hafta										
	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt
Altın çift	82.39	96.79	976.69	181.69	77.69	42.39	44.39	85.69	74.69	8.69
Orman Çift	189.69	946.69	946.69	946.69	49.69	18.69	49.69	59.69	78.69	8.69
Tolga çift	112.39	127.69	264.69	279.69	25.69	47.69	52.69	82.69	77.69	7.69
Emrah çift	124.69	115.69	277.69	215.69	42.69	54.69	54.69	104.69	104.69	6.69
Altın çift	152.39	141.39	289.69	292.79	7.89	69.69	62.69	112.39	112.39	6.19
Bahman çift	158.69	182.69	312.79	297.69	16.69	68.69	62.69	121.79	115.69	5.69
Burhan çift	154.69	182.79	317.69	285.69	33.69	42.79	51.69	98.69	94.69	4.69
Yasın çift	158.79	149.69	276.69	290.69	86.79	47.69	49.69	92.79	94.69	4.19
Coruh çift	131.69	117.39	264.69	277.69	21.69	61.69	64.69	117.69	109.69	14.69
Metin çift	114.39	107.69	217.69	194.79	31.69	69.69	59.69	120.39	120.39	15.69
İbrahim çift	145.69	141.79	264.79	273.69	43.69	54.69	54.69	118.39	114.69	13.39
Ali çift	137.39	145.69	287.69	284.69	14.69	61.69	59.69	95.79	95.69	8.69
İsmail çift	145.79	149.69	284.69	274.69	11.69	64.79	64.69	94.69	94.69	6.69
Gökhan çift	147.39	145.79	293.69	284.69	20.79	60.69	60.79	94.69	94.69	5.69
ÖTÜRK										
	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt
Çağlar tek	82.39	114.69	285.69	184.69	30.69	45.69	49.69	85.69	78.79	19.69
Feridun tek	144.79	172.69	317.69	185.69	49.79	54.39	54.39	94.69	85.69	8.69
Gerdar tek	94.69	82.69	91.69	183.69	21.69	64.69	49.69	98.69	82.79	8.69
Ayhan tek	119.69	94.69	264.79	187.69	49.69	44.69	49.69	49.69	94.69	8.19
Harir tek	168.69	176.69	317.69	285.69	21.69	67.69	64.69	118.69	106.79	11.69
Gökay tek	128.69	173.69	314.69	312.69	16.69	65.69	65.69	114.69	104.69	6.69
Y										
SARINAY										
	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt
Altın çift	82.39	96.79	976.69	181.69	77.69	42.39	44.39	85.69	74.69	8.69
Orman Çift	189.69	946.69	946.69	946.69	49.69	18.69	49.69	59.69	78.69	8.69
Tolga çift	112.39	127.69	264.69	279.69	25.69	47.69	52.69	82.69	77.69	7.69
Emrah çift	124.69	115.69	277.69	215.69	42.69	54.69	54.69	104.69	104.69	6.69
Altın çift	152.39	141.39	289.69	292.79	7.89	69.69	62.69	112.39	112.39	6.19
Bahman çift	158.69	182.69	312.79	297.69	16.69	68.69	62.69	121.79	115.69	5.69
Burhan çift	154.69	182.79	317.69	285.69	33.69	42.79	51.69	98.69	94.69	4.69
Yasın çift	158.79	149.69	276.69	290.69	86.79	47.69	49.69	92.79	94.69	4.19
Coruh çift	131.69	117.39	264.69	277.69	21.69	61.69	64.69	117.69	109.69	14.69
Metin çift	114.39	107.69	217.69	194.79	31.69	69.69	59.69	120.39	120.39	15.69
İbrahim çift	145.69	141.79	264.79	273.69	43.69	54.69	54.69	118.39	114.69	13.39
Ali çift	137.39	145.69	287.69	284.69	14.69	61.69	59.69	95.79	95.69	8.69
İsmail çift	145.79	149.69	284.69	274.69	11.69	64.79	64.69	94.69	94.69	6.69
Gökhan çift	147.39	145.79	293.69	284.69	20.79	60.69	60.79	94.69	94.69	5.69
ÖTÜRK										
	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt
Çağlar tek	82.39	114.69	285.69	184.69	30.69	45.69	49.69	85.69	78.79	19.69
Feridun tek	144.79	172.69	317.69	185.69	49.79	54.39	54.39	94.69	85.69	8.69
Gerdar tek	94.69	82.69	91.69	183.69	21.69	64.69	49.69	98.69	82.79	8.69
Ayhan tek	119.69	94.69	264.79	187.69	49.69	44.69	49.69	49.69	94.69	8.19
Harir tek	168.69	176.69	317.69	285.69	21.69	67.69	64.69	118.69	106.79	11.69
Gökay tek	128.69	173.69	314.69	312.69	16.69	65.69	65.69	114.69	104.69	6.69
Y										
SARINAY										
	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt	Sol Bacak	Sol Bacak	Altın Topuk	Çift Bacak	İnter Defekt
Çağlar tek	82.39	114.69	285.69	184.69	30.69	45.69	49.69	85.69	78.79	19.69
Feridun tek	144.79	172.69	317.69	185.69	49.79	54.39	54.39	94.69	85.69	8.69
Gerdar tek	94.69	82.69	91.69	183.69	21.69	64.69	49.69	98.69	82.79	8.69
Ayhan tek	119.69	94.69	264.79	187.69	49.69	44.69	49.69	49.69	94.69	8.19
Harir tek	168.69	176.69	317.69	285.69	21.69	67.69	64.69	118.69	106.79	11.69
Gökay tek	128.69	173.69	314.69	312.69	16.69	65.69	65.69	114.69	104.69	6.69
Y										

12. Hafta	OTURAK					SARDALE				
	Şağı Başak	Sol Başak	altın topu	ÇM başak	İster al Defle	Şağı Başak	Sol Başak	altın topu	ÇM başak	İster al Defle
Altın çift	86,70	115,00	212,70	245,60	6,50	55,40	56,70	112,10	110,70	3,40
Orman ÇM	116,20	114,40	230,60	210,70	5,90	52,60	53,70	106,30	108,70	2,40
Gökçe çift	142,30	149,40	291,70	215,80	7,50	57,60	54,20	111,80	126,40	-14,60
Tekir çift	173,30	159,30	332,60	248,60	5,60	55,30	53,70	109,00	121,40	-12,40
İsmail çift	178,60	167,30	345,90	265,60	6,00	64,60	56,70	121,30	129,30	-8,00
Altın çift	177,60	168,60	346,20	245,60	5,00	62,70	64,60	127,30	126,30	1,00
Başkan çift	174,60	163,60	338,20	235,60	6,70	57,60	53,70	111,30	146,40	-35,10
Yarın çift	179,60	174,60	354,20	247,60	7,00	55,60	53,60	109,20	116,20	-7,00
İsmail çift	175,60	164,60	340,20	265,60	11,30	58,70	52,60	111,30	117,60	-6,30
İsmail çift	176,60	166,60	343,20	274,60	7,00	52,60	50,60	103,20	104,60	-1,40
İsmail çift	178,60	168,60	347,20	272,60	6,70	57,60	55,60	113,20	121,20	-8,00
Altın çift	164,60	165,60	330,20	234,60	4,10	64,60	64,60	129,20	125,20	4,00
İsmail çift	166,60	170,60	337,20	272,60	6,30	64,60	60,60	125,20	136,60	-11,40
Başkan çift	177,60	169,60	347,20	235,60	6,00	64,60	64,60	129,20	126,20	3,00
12. Hafta	OTURAK					SARDALE				
	Şağı Başak	Sol Başak	altın topu	ÇM başak	İster al Defle	Şağı Başak	Sol Başak	altın topu	ÇM başak	İster al Defle
Altın çift	86,70	115,00	212,70	245,60	6,50	55,40	56,70	112,10	110,70	3,40
Orman ÇM	116,20	114,40	230,60	210,70	5,90	52,60	53,70	106,30	108,70	2,40
Gökçe çift	142,30	149,40	291,70	215,80	7,50	57,60	54,20	111,80	126,40	-14,60
Tekir çift	173,30	159,30	332,60	248,60	5,60	55,30	53,70	109,00	121,40	-12,40
İsmail çift	178,60	167,30	345,90	265,60	6,00	64,60	56,70	121,30	129,30	-8,00
Altın çift	177,60	168,60	346,20	245,60	5,00	62,70	64,60	127,30	126,30	1,00
Başkan çift	174,60	163,60	338,20	235,60	6,70	57,60	53,70	111,30	146,40	-35,10
Yarın çift	179,60	174,60	354,20	247,60	7,00	55,60	53,60	109,20	116,20	-7,00
İsmail çift	175,60	164,60	340,20	265,60	11,30	58,70	52,60	111,30	117,60	-6,30
İsmail çift	176,60	166,60	343,20	274,60	7,00	52,60	50,60	103,20	104,60	-1,40
İsmail çift	178,60	168,60	347,20	272,60	6,70	57,60	55,60	113,20	121,20	-8,00
Altın çift	164,60	165,60	330,20	234,60	4,10	64,60	64,60	129,20	125,20	4,00
İsmail çift	166,60	170,60	337,20	272,60	6,30	64,60	60,60	125,20	136,60	-11,40
Başkan çift	177,60	169,60	347,20	235,60	6,00	64,60	64,60	129,20	126,20	3,00
12. Hafta	OTURAK					SARDALE				
	Şağı Başak	Sol Başak	altın topu	ÇM başak	İster al Defle	Şağı Başak	Sol Başak	altın topu	ÇM başak	İster al Defle
Altın çift	86,70	115,00	212,70	245,60	6,50	55,40	56,70	112,10	110,70	3,40
Orman ÇM	116,20	114,40	230,60	210,70	5,90	52,60	53,70	106,30	108,70	2,40
Gökçe çift	142,30	149,40	291,70	215,80	7,50	57,60	54,20	111,80	126,40	-14,60
Tekir çift	173,30	159,30	332,60	248,60	5,60	55,30	53,70	109,00	121,40	-12,40
İsmail çift	178,60	167,30	345,90	265,60	6,00	64,60	56,70	121,30	129,30	-8,00
Altın çift	177,60	168,60	346,20	245,60	5,00	62,70	64,60	127,30	126,30	1,00
Başkan çift	174,60	163,60	338,20	235,60	6,70	57,60	53,70	111,30	146,40	-35,10
Yarın çift	179,60	174,60	354,20	247,60	7,00	55,60	53,60	109,20	116,20	-7,00
İsmail çift	175,60	164,60	340,20	265,60	11,30	58,70	52,60	111,30	117,60	-6,30
İsmail çift	176,60	166,60	343,20	274,60	7,00	52,60	50,60	103,20	104,60	-1,40
İsmail çift	178,60	168,60	347,20	272,60	6,70	57,60	55,60	113,20	121,20	-8,00
Altın çift	164,60	165,60	330,20	234,60	4,10	64,60	64,60	129,20	125,20	4,00
İsmail çift	166,60	170,60	337,20	272,60	6,30	64,60	60,60	125,20	136,60	-11,40
Başkan çift	177,60	169,60	347,20	235,60	6,00	64,60	64,60	129,20	126,20	3,00
12. Hafta	OTURAK					SARDALE				
	Şağı Başak	Sol Başak	altın topu	ÇM başak	İster al Defle	Şağı Başak	Sol Başak	altın topu	ÇM başak	İster al Defle
Altın çift	86,70	115,00	212,70	245,60	6,50	55,40	56,70	112,10	110,70	3,40
Orman ÇM	116,20	114,40	230,60	210,70	5,90	52,60	53,70	106,30	108,70	2,40
Gökçe çift	142,30	149,40	291,70	215,80	7,50	57,60	54,20	111,80	126,40	-14,60
Tekir çift	173,30	159,30	332,60	248,60	5,60	55,30	53,70	109,00	121,40	-12,40
İsmail çift	178,60	167,30	345,90	265,60	6,00	64,60	56,70	121,30	129,30	-8,00
Altın çift	177,60	168,60	346,20	245,60	5,00	62,70	64,60	127,30	126,30	1,00
Başkan çift	174,60	163,60	338,20	235,60	6,70	57,60	53,70	111,30	146,40	-35,10
Yarın çift	179,60	174,60	354,20	247,60	7,00	55,60	53,60	109,20	116,20	-7,00
İsmail çift	175,60	164,60	340,20	265,60	11,30	58,70	52,60	111,30	117,60	-6,30
İsmail çift	176,60	166,60	343,20	274,60	7,00	52,60	50,60	103,20	104,60	-1,40
İsmail çift	178,60	168,60	347,20	272,60	6,70	57,60	55,60	113,20	121,20	-8,00
Altın çift	164,60	165,60	330,20	234,60	4,10	64,60	64,60	129,20	125,20	4,00
İsmail çift	166,60	170,60	337,20	272,60	6,30	64,60	60,60	125,20	136,60	-11,40
Başkan çift	177,60	169,60	347,20	235,60	6,00	64,60	64,60	129,20	126,20	3,00

Tablo 01; Ham Veri Formu

Ek-2 Veriler

SIRA	GRUP	AYAK_TER	YAS	ILK_SAG	ILK_SOL	ILK_TOPL	ILK_CIFT	ILK_FARK	IKI_SAG	IKI_SOL	IKI_TOPL	IKI_CIFT	IKI_FARK	UC_SAG	UC_SOL	UC_TOPL	UC_CIFT	UC_FARK
1	1		17	156,90	124,70	281,60	258,60	23,00	160,20	130,10	290,30	264,20	26,10	158,60	128,60	287,20	263,80	23,40
2	1		18	145,80	127,30	273,10	245,70	27,40	143,80	131,50	275,30	248,90	26,40	147,60	128,40	276,00	250,70	25,30
3	1		16	123,70	130,70	254,40	236,70	17,70	122,90	128,70	251,60	232,60	19,00	124,90	132,80	257,70	246,90	10,80
4	1		17	133,00	111,70	244,70	224,50	20,20	127,60	108,30	235,90	218,90	17,00	140,60	116,70	257,30	224,70	32,60
5	1		18	128,60	135,30	263,90	248,90	15,00	138,70	123,70	262,40	241,30	21,10	142,70	119,70	262,40	248,90	12,50
6	1		16	140,90	119,80	260,70	235,90	24,80	135,90	124,30	260,20	241,10	19,10	139,20	127,90	267,10	245,70	21,40
7	1		17	132,80	116,70	251,50	218,00	33,50	139,20	125,80	265,00	234,90	30,10	135,70	128,70	264,40	237,90	26,50
8	1		16	117,60	121,50	239,10	214,90	24,20	116,80	125,70	242,50	218,70	23,80	121,40	141,60	263,00	225,90	37,10
9	1		18	99,70	98,60	198,30	183,90	14,40	109,00	103,70	212,70	205,70	7,00	105,30	111,00	216,30	193,70	22,60
10	1		19	88,70	93,70	182,40	186,70	15,70	96,10	105,90	202,00	182,90	19,10	100,50	110,50	211,00	189,90	21,10
1	2		16	85,60	91,70	177,30	148,70	28,60	82,30	96,70	179,00	161,40	17,60	98,70	113,40	212,10	205,60	6,50
2	2		17	94,90	98,70	193,60	172,80	20,80	102,50	98,60	201,10	182,30	18,80	110,20	114,40	224,60	218,70	5,90
3	2		18	102,70	112,30	215,00	192,30	22,70	112,30	152,60	264,90	239,30	25,60	162,30	180,80	323,10	315,80	7,30
4	2		16	94,80	110,20	205,00	181,60	23,40	124,50	113,40	237,90	226,60	12,30	173,30	139,20	312,50	308,90	3,60
5	2		17	124,60	135,20	259,80	245,40	14,40	152,30	148,30	300,60	292,70	7,90	178,50	182,30	360,80	355,80	5,00
6	2		16	143,90	129,50	273,40	255,30	18,10	150,90	162,80	313,70	297,10	16,60	177,80	188,50	366,30	362,40	3,90
7	2		18	142,90	150,30	293,20	256,30	36,90	154,30	162,70	317,00	283,50	33,50	174,50	163,80	338,30	331,60	6,70
8	2		19	147,50	156,70	304,20	261,40	42,80	158,20	188,60	326,80	290,60	36,20	179,60	176,10	355,70	347,90	7,80
9	2		19	128,00	120,80	248,80	209,30	39,50	132,80	127,30	260,10	227,50	32,60	155,90	144,30	300,20	288,90	11,30
10	2		18	95,40	110,30	205,70	178,50	27,20	110,30	107,50	217,80	196,70	21,10	129,90	146,80	276,70	274,70	2,00
11	2		18	132,80	131,20	264,00	248,10	15,90	145,00	141,70	286,70	273,60	13,10	170,40	158,90	329,30	322,60	6,70
12	2		19	128,50	134,20	262,70	241,40	21,30	137,20	145,60	282,80	264,60	18,20	164,90	165,40	330,30	326,20	4,10
13	2		16	132,90	138,20	271,10	252,60	18,50	145,70	140,10	285,80	274,00	11,80	168,90	170,20	339,10	332,90	6,20
14	2		17	135,70	140,20	275,90	245,60	30,30	147,30	145,70	293,00	263,90	29,10	172,10	168,90	341,00	335,80	5,20
1	3		16	88,90	98,30	187,20	155,90	31,30	92,50	114,00	206,50	166,90	39,60	111,70	122,20	233,90	185,80	48,10
2	3		16	94,70	110,00	204,70	176,90	27,80	114,20	122,80	237,00	195,30	41,70	130,20	149,70	279,90	223,20	56,70
3	3		17	84,30	75,80	160,10	143,80	16,30	96,40	88,90	185,30	163,50	21,80	122,40	105,60	228,00	193,60	34,40
4	3		18	93,20	77,30	170,50	155,30	15,20	112,90	92,80	205,70	192,50	13,20	135,20	112,70	247,90	232,90	15,00
5	3		19	167,70	166,10	333,80	292,40	41,40	160,90	176,80	337,70	315,90	21,80	177,50	181,70	359,20	348,50	10,70
6	3		17	157,30	162,30	319,60	296,80	22,80	158,80	173,60	332,40	315,80	16,60	172,90	189,50	362,40	340,80	21,60
7	3		18	154,60	145,90	300,40	285,60	14,80	172,80	170,60	343,40	309,70	33,70	192,50	190,70	383,20	358,90	24,30
8	3		19	155,60	163,90	319,50	293,70	25,80	168,90	176,80	345,70	322,70	23,00	186,40	193,50	379,90	356,90	23,00
9	3		16	138,60	125,80	264,40	249,30	15,10	147,70	132,80	280,50	257,40	23,10	155,90	146,30	302,20	280,60	21,60
10	3		17	139,70	124,30	264,00	241,80	22,20	148,40	127,40	275,80	252,40	23,40	158,60	142,70	301,30	289,80	31,50

SIRA	GRUP	AYAK_TER	YAS	SILK_SAG	SILK_SOL	SILK_TOP	SILK_CIF	SILK_FAR	SIKI_SAG	SIKI_SOL	SIKI_TOP	SIKI_CIF	SIKI_FAR	SUC_SAG	SUC_SOL	SUC_TOPL	SUC_CIFT	SUC_FARK
1	1		17	53,50	52,30	105,80	101,60	4,20	51,30	49,80	101,10	90,90	10,20	53,50	51,30	104,80	98,20	6,60
2	1		18	50,80	51,20	102,10	93,20	8,90	48,80	46,70	97,80	90,00	7,80	51,50	52,30	103,80	95,80	8,00
3	1		16	37,80	34,80	72,70	66,80	5,90	37,80	34,80	72,70	66,80	5,90	40,20	36,90	77,10	69,40	7,70
4	1		17	54,70	62,00	116,70	102,60	14,10	54,70	59,70	114,40	102,80	11,80	51,90	56,90	108,80	98,50	10,30
5	1		18	52,90	59,10	112,00	97,20	14,80	53,70	62,00	115,70	109,50	6,20	55,10	60,00	115,10	101,30	13,80
6	1		16	54,20	55,80	110,10	98,70	11,40	56,50	54,70	111,20	100,40	10,80	57,40	56,80	114,20	102,40	11,80
7	1		17	51,70	53,90	105,60	95,30	10,30	54,70	55,80	110,60	110,30	0,30	53,10	52,90	106,00	96,30	9,70
8	1		16	50,80	55,80	106,70	95,50	11,20	51,70	53,90	105,60	93,80	11,80	52,40	58,80	111,00	102,00	9,00
9	1		18	49,80	53,20	103,10	95,50	7,60	48,80	50,00	98,80	84,10	14,70	50,40	52,80	103,30	98,30	4,00
10	1		19	50,00	48,20	98,20	88,10	10,10	47,40	53,70	101,10	88,90	14,20	49,30	50,40	99,70	89,40	10,30
1	2		16	38,80	37,60	74,20	68,40	5,80	42,30	44,20	86,50	78,60	7,90	58,40	56,70	115,10	110,70	4,40
2	2		17	35,60	36,80	72,40	66,70	5,70	38,90	47,50	88,40	78,30	8,10	52,60	59,70	112,30	108,70	3,60
3	2		18	39,90	45,80	85,80	77,80	8,20	42,90	47,50	90,40	82,50	7,90	57,60	60,20	117,80	120,40	-2,60
4	2		16	51,50	51,60	103,10	92,20	10,90	53,80	50,30	104,10	84,20	9,90	55,80	63,70	119,50	123,40	-3,80
5	2		17	47,30	52,40	99,70	89,30	10,40	55,80	62,50	118,40	112,30	6,10	64,50	66,70	131,20	128,30	2,90
6	2		16	45,80	49,30	95,10	85,80	9,30	58,80	62,60	121,20	111,60	9,60	62,70	64,80	127,50	126,30	1,20
7	2		18	42,50	50,20	92,70	86,30	6,40	47,70	51,30	99,00	84,60	4,40	52,80	58,70	111,50	108,80	2,60
8	2		19	45,90	48,80	95,80	90,50	5,30	47,90	48,80	97,70	93,60	4,10	55,90	58,80	114,50	110,30	4,20
9	2		19	51,20	62,50	113,70	93,80	19,90	51,00	66,50	117,50	102,60	14,90	58,70	62,50	121,20	117,50	3,70
10	2		18	64,70	63,20	127,90	113,20	14,70	67,90	68,40	136,30	120,40	15,90	62,40	58,40	120,80	104,90	5,90
1	3		16	53,80	60,10	113,90	94,70	19,20	56,90	71,20	128,10	114,80	13,30	67,90	65,20	133,10	131,30	1,80
2	3		16	49,20	49,30	98,50	88,60	9,90	51,80	53,90	105,70	98,90	6,80	64,10	64,80	128,90	125,30	3,60
3	3		16	51,50	40,40	91,80	84,70	7,20	54,70	43,80	98,50	92,00	6,50	64,00	49,90	113,90	108,50	5,40
4	3		17	46,90	44,80	91,50	85,10	6,40	48,20	46,70	94,90	89,30	5,60	54,60	51,30	105,90	102,00	3,90
5	3		16	42,70	39,10	81,80	74,30	7,50	45,90	42,80	88,80	78,20	10,60	52,40	54,80	107,20	97,30	9,90
6	3		16	47,70	39,40	87,10	76,20	10,90	50,30	43,30	93,60	85,20	8,40	56,80	51,70	108,50	101,00	7,50
7	3		17	48,30	48,20	96,50	87,30	9,20	51,90	46,60	98,50	89,70	8,80	48,90	54,10	103,00	97,20	5,80
8	3		18	46,90	51,60	98,50	85,20	13,30	44,80	49,70	94,60	82,30	12,30	51,60	53,20	104,80	94,70	10,10
9	3		19	57,80	63,90	121,50	101,70	19,80	57,60	60,40	118,00	106,70	11,30	64,60	62,40	127,00	123,20	3,80
10	3		17	53,00	50,80	103,80	89,30	14,50	55,80	59,00	114,80	106,30	8,50	56,40	63,90	120,30	108,60	11,70
1	4		18	46,30	46,80	93,10	88,30	4,80	52,70	48,20	100,90	95,80	5,10	58,40	54,80	113,20	108,80	4,40
2	4		19	47,20	47,80	95,00	91,20	3,80	53,90	51,80	105,70	93,80	11,90	59,40	56,60	116,00	109,90	6,10
3	4		16	81,10	82,90	164,00	151,30	12,70	66,10	67,90	134,00	125,70	8,30	73,40	76,60	150,00	140,00	10,00
4	4		17	60,80	65,30	126,90	119,90	6,00	62,50	66,70	131,20	125,70	5,50	71,90	75,70	147,60	138,30	9,30

Ek-3 Grupların Yaş Ortalaması Anova Sonuçları

Descriptives

YAS

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
KONTROL GRP	10	17,20	1,03	,33	16,46	17,94	16	19
GİFT AYAK GRP	14	17,43	1,16	,31	16,76	18,10	16	19
TEK AYAK GRP	10	17,30	1,16	,37	16,47	18,13	16	19
Total	34	17,32	1,09	,19	16,94	17,70	16	19

Tablo 03; Grupların Yaş Ortalaması Özet İstatistik

ANOVA

YAS

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	,313	2	,156	,124	,884
Within Groups	39,129	31	1,262		
Total	39,441	33			

Tablo 04; Grupların Yaş Ortalaması Anova Sonuçları

Ek-4 Oturakta Bacak Press Özet İstatistik Anova (Bilateral Deficit)

Measure: MEASURE_1

Transformed Variable: Average

		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Source	Intercept	47269,055	1	47269,055	340,473	,000
	GRUP	1241,940	2	620,970	4,473	,020
	Error	4303,843	31	138,834		

Tablo 05; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Tekrarlı Anova 1

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Source	ÖLÇÜM1 GRU	327,012	2	163,506	4,111	,021
	ÖLÇÜM1 GRU	2511,166	4	627,792	15,783	,000
	Error	2466,179	62	39,777		

Tablo 06; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Tekrarlı Anova 2

				95% Confidence Interval	
		Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
GRUP	KONTROL GRU	21,930	2,151	17,543	26,317
	ÖLÇÜM1 GRU	17,550	1,818	13,842	21,258
	ÖLÇÜM2 GRU	25,917	2,151	21,529	30,304

Tablo 07; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik Sonuçları 1

		Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
				Lower Bound	Upper Bound
ÖLÇÜM1 GRU	1	23,537	1,412	20,657	26,416
	2	22,563	1,469	19,567	25,558
	3	19,297	1,561	16,114	22,480

Tablo 08; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik Sonuçları 2

		95% Confidence Interval			
		Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
KONTROL GRU	ÖLÇÜM1 GRU	21,590	2,571	16,346	26,834
	ÖLÇÜM2 GRU	20,870	2,674	15,415	26,325
	ÖLÇÜM3 GRU	23,330	2,842	17,534	29,126
ÖLÇÜM1 GRU	ÖLÇÜM1 GRU	25,750	2,173	21,318	30,182
	ÖLÇÜM2 GRU	21,029	2,260	16,419	25,639
	ÖLÇÜM3 GRU	5,871	2,402	,973	10,770
ÖLÇÜM2 GRU	ÖLÇÜM1 GRU	23,270	2,571	18,026	28,514
	ÖLÇÜM2 GRU	25,790	2,674	20,335	31,245
	ÖLÇÜM3 GRU	28,690	2,842	22,894	34,486

Tablo 09; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik Sonuçları 3

Ek-5 Oturakta Bacak Press Pozisyonunda Özet İstatistik Anova (Kuvvet Artışı)

Tests of Between-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

Transformed Variable: Average

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	13204150,396	1	13204150,396	1024,462	,000
Within Groups	32504,407	2	16252,204	1,261	,298
Total	399554,737	31	12888,862		

Tablo 10; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı İçin Tekrarlı Anova Sonuçları 1

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Total	75677,101	2	37838,550	196,684	,000
Corrected Model	28790,487	4	7197,622	37,413	,000
Corrected Error	11927,735	62	192,383		
Corrected Total	23634,527	1	23634,527	340,473	,000
Corrected Model	620,970	2	310,485	4,473	,020
Corrected Error	2151,921	31	69,417		
Corrected Model	163,506	2	81,753	4,111	,021
Corrected Error	1255,583	4	313,896	15,783	,000
Corrected Total	1233,090	62	19,889		

Tablo 11; Gruplar-Ölçümler ve Bacak-Press İçin Tekrarlı Anova 2

2. GRUP

Measure: MEASURE_1

		95% Confidence Interval			
		Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
	KONTROL GRP	239,368	14,657	209,476	269,261
GRP	ÇIĞ AYAK GRP	268,058	12,387	242,795	293,322
	İPEK AYAK GRP	265,445	14,657	235,553	295,337

Tablo 12; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 1

3. OLCUMLER

Measure: MEASURE_1

		95% Confidence Interval			
		Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
ÖLÇÜMLER	1	236,166	8,030	219,788	252,545
	2	253,344	8,128	236,767	269,921
	3	283,361	8,343	266,346	300,377

Tablo 13; Ölçümler Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 2

4. DEFICITY

Measure: MEASURE_1

			95% Confidence Interval	
	Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
DEFICIT	268,523	8,020	252,167	284,880
	246,724	8,121	230,161	263,288

Tablo 14; Bacaklar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 3

5. GRUP * OLCUMLER

Measure: MEASURE_1

			Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
KONTROL GRU	OLCUMLER	1	234,175	14,623	204,351	263,999
		2	239,355	14,801	209,169	269,541
		3	244,575	15,192	213,591	275,559
EĞİTİLMİŞ GRU	OLCUMLER	1	233,539	12,359	208,334	258,745
		2	258,571	12,509	233,060	284,083
		3	312,064	12,839	285,878	338,251
TEK AYLIK GRU	OLCUMLER	1	240,785	14,623	210,961	270,609
		2	262,105	14,801	231,919	292,291
		3	293,445	15,192	262,461	324,429

Tablo 15; Gruplar ve Ölçümler Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik 4

6. GRUP * DEFICITY

Measure: MEASURE_1

			Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
KONTROL GRU	DEFICITY	1	250,333	14,603	220,550	280,117
		2	228,403	14,788	198,243	258,564
		3	276,833	12,342	251,662	302,005
EĞİTİLMİŞ GRU	DEFICITY	1	259,283	12,498	233,793	284,774
		2	278,403	14,603	248,620	308,187
		3	252,487	14,788	222,326	282,647

Tablo 16; Gruplar ve Bacaklar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik 5

7. OLCUMLER * DEFICITY

Measure: MEASURE_1

			Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	DEFICITY	1	247,935	8,217	231,177	264,693
		2	224,398	7,903	208,280	240,516
		3	264,625	8,194	247,913	281,337
2	DEFICITY	1	242,062	8,128	225,485	258,640
		2	293,010	8,084	276,522	309,498
		3	273,713	8,664	256,042	291,384

Tablo 17; Ölçümler ve Bacaklar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik 6

8. GRUP * OLCUMLER * DEFICITY

Measure: MEASURE_1

			Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
KONTROL GRU	OLCUMLER	1	244,970	14,962	214,454	275,486
		2	223,380	14,391	194,030	252,730
		3	249,790	14,921	219,359	280,221
	DEFICITY	1	228,920	14,801	198,734	259,106
		2	256,240	14,721	226,216	286,264
		3	232,910	15,777	200,733	265,087
EĞİTİLMİŞ GRU	OLCUMLER	1	246,414	12,645	220,624	272,205
		2	220,664	12,163	195,859	245,470
		3	269,086	12,610	243,366	294,805
	DEFICITY	1	248,057	12,509	222,545	273,569
		2	315,000	12,442	289,625	340,375
		3	309,129	13,334	281,934	336,323
TEK AYLIK GRU	OLCUMLER	1	252,420	14,962	221,904	282,936
		2	229,150	14,391	199,800	258,500
		3	275,000	14,921	244,569	305,431
	DEFICITY	1	249,210	14,801	219,024	279,396
		2	307,790	14,721	277,766	337,814
		3	279,100	15,777	246,923	311,277

Tablo 18; Gruplar-Ölçümler-Bacakların Bacak-Press Özet İstatistik Sonuçları 7

Ek-6 Sandalyede, Dizin Ekstansiyon Pozisyonunda Özet İstatistik Anova (Bilateral Deficit)

Tests of Between-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

Transformed Variable: Average

		Total Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Source	Between Groups	6938,191	1	6938,191	355,741	,000
	Within Groups	86,684	2	43,342	2,222	,125
	Total	604,608	31	19,503		

Tablo 19; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Tekrarlı Anova 1

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

		Total Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Source	DEĞİMLER	193,561	2	96,780	9,066	,000
	DEĞİMLER * GRP	219,966	4	54,991	5,151	,001
	Error(DEĞİMLER)	661,869	62	10,675		

Tablo 20; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Tekrar Anova Sonuçları 2

		Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
				Lower Bound	Upper Bound
GRP	KONTROL GRP	9,173	,806	7,529	10,818
	ÇİFT AYAK GRP	7,121	,681	5,732	8,511
	TEK AYAK GRP	8,760	,806	7,116	10,404

Tablo 21; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik 1

		Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
				Lower Bound	Upper Bound
DEĞİMLER	1	10,017	,780	8,426	11,607
	2	8,435	,634	7,142	9,729
	3	6,603	,471	5,642	7,564

Tablo 22; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik 2

			Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
KONTROL GRP	DEĞİMLER	1	9,850	1,420	6,954	12,746
		2	8,350	1,155	5,995	10,705
		3	9,320	,858	7,570	11,070
ÇİFT AYAK GRP	DEĞİMLER	1	9,950	1,200	7,503	12,397
		2	8,786	,976	6,795	10,776
		3	2,629	,725	1,150	4,107
TEK AYAK GRP	DEĞİMLER	1	10,250	1,420	7,354	13,146
		2	8,170	1,155	5,815	10,525
		3	7,860	,858	6,110	9,610

Tablo 23; Gruplar Arasında Bilateral Deficit İçin Özet İstatistik 3

Ek-7 Sandalyede, Dizin Ekstansiyonunda Özet İstatistik Anova (Kuvvet Artışı)

Tests of Between-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

Transformed Variable: Average

		Total Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Gruplar	KONTROL GRUPLARI	2121102,795	1	2121102,795	2003,480	,000
	YERİNDİRİLMİŞ GRUPLAR	2045,678	2	1022,839	,966	,392
	TOPLAM	32819,992	31	1058,709		

Tablo 24; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı İçin Tekrarlı Anova 1

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

		Total Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Gruplar	KONTROL GRUPLARI	6566,286	2	3283,143	35,392	,000
	YERİNDİRİLMİŞ GRUPLAR	3570,774	4	892,694	9,623	,000
	TOPLAM	5751,358	62	92,764		
	KONTROL GRUPLARI	3469,096	1	3469,096	355,741	,000
	YERİNDİRİLMİŞ GRUPLAR	43,342	2	21,671	2,222	,125
	TOPLAM	302,304	31	9,752		
	KONTROL GRUPLARI	96,780	2	48,390	9,066	,000
	YERİNDİRİLMİŞ GRUPLAR	109,983	4	27,496	5,151	,001
	TOPLAM	330,934	62	5,338		

Tablo 25; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı İçin Tekrarlı Anova 2

		Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
Gruplar	KONTROL GRUPLARI	98,933	4,201	90,366	107,501
	YERİNDİRİLMİŞ GRUPLAR	103,682	3,550	96,442	110,923
	TOPLAM	107,150	4,201	98,583	115,717

Tablo 26; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 1

		Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
Gruplar	KONTROL GRUPLARI	97,289	2,853	91,471	103,107
	YERİNDİRİLMİŞ GRUPLAR	101,462	2,501	96,362	106,563
	TOPLAM	111,014	2,091	106,750	115,278

Tablo 27; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 2

		Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
Gruplar	KONTROL GRUPLARI	107,431	2,411	102,514	112,348
	YERİNDİRİLMİŞ GRUPLAR	99,079	2,220	94,551	103,608

Tablo 28; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 3

			Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
Gruplar	KONTROL GRUPLARI	KONTROL GRUPLARI	98,375	5,195	87,781	108,969
		YERİNDİRİLMİŞ GRUPLAR	98,705	4,554	89,418	107,992
		TOPLAM	99,720	3,807	91,955	107,485
		TOPLAM	91,896	4,390	82,943	100,850
	YERİNDİRİLMİŞ GRUPLAR	KONTROL GRUPLARI	101,657	3,848	93,808	109,506
		YERİNDİRİLMİŞ GRUPLAR	117,493	3,218	110,931	124,055
		TOPLAM	101,595	5,195	91,001	112,189
		TOPLAM	104,025	4,554	94,738	113,312
	TOPLAM	KONTROL GRUPLARI	115,830	3,807	108,065	123,595
		YERİNDİRİLMİŞ GRUPLAR				

Tablo 29; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 4

Measure: MEASURE_1

				95% Confidence Interval			
				Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
GRUP	KONTROL GRP	DEFİCİT	1	103,520	4,390	94,567	112,473
			2	94,347	4,043	86,101	102,592
	HİT AYAK GRP	DEFİCİT	1	107,243	3,710	99,676	114,809
			2	100,121	3,417	93,152	107,090
	HİT AYAK GRP	DEFİCİT	1	111,530	4,390	102,577	120,483
			2	102,770	4,043	94,524	111,016

Tablo 30; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 5

				95% Confidence Interval			
				Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
ÖLÇÜMLER	1	DEFİCİT	1	102,297	3,050	96,077	108,517
			2	92,280	2,698	86,778	97,783
	2	DEFİCİT	1	105,680	2,586	100,405	110,955
			2	97,245	2,453	92,241	102,248
	3	DEFİCİT	1	114,316	2,106	110,020	118,611
			2	107,713	2,102	103,426	112,000

Tablo 31; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 6

Measure: MEASURE_1

				95% Confidence Interval			
				Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
KONTROL GRP	HİT AYAK GRP	DEFİCİT	1	103,300	5,554	91,973	114,627
			2	93,450	4,912	83,431	103,469
	HİT AYAK GRP	DEFİCİT	1	102,880	4,710	93,275	112,485
			2	94,530	4,467	85,419	103,641
	HİT AYAK GRP	DEFİCİT	1	104,380	3,835	96,558	112,202
			2	95,060	3,827	87,254	102,866
HİT AYAK GRP	HİT AYAK GRP	DEFİCİT	1	96,871	4,694	87,299	106,444
			2	86,921	4,152	78,454	95,389
	HİT AYAK GRP	DEFİCİT	1	106,050	3,980	97,932	114,168
			2	97,264	3,776	89,564	104,964
	HİT AYAK GRP	DEFİCİT	1	118,807	3,241	112,197	125,418
			2	116,179	3,235	109,581	122,776
HİT AYAK GRP	HİT AYAK GRP	DEFİCİT	1	106,720	5,554	95,393	118,047
			2	96,470	4,912	86,451	106,489
	HİT AYAK GRP	DEFİCİT	1	108,110	4,710	98,505	117,715
			2	99,940	4,467	90,829	109,051
	HİT AYAK GRP	DEFİCİT	1	119,760	3,835	111,938	127,582
			2	111,900	3,827	104,094	119,706

Tablo 32; Gruplar Arasında Bacak-Press Farklılığı Özet İstatistik Sonuçları 7

ÖZGEÇMİŞ

Araştırmacı, 1964 yılında Trabzon’da doğdu. İlkokulu İsmetpaşa İlkokulunda, orta okulu ve liseyi Fatih Lisesinde okudu. 1989-1993 yılları arasında Karadeniz Teknik Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Öğretmenliği Bölümüne devam etti. 1993 yılında lisans eğitimini tamamlayarak aynı okulun yüksek lisans prgramına devam ederken, bu okulda araştırma görevlisi olarak göreve başladı.

Trabzon’un çeşitli kulüplerinde amatör ve profesyonel olarak futbol oynayan araştırmacı, 1987 Aralık ayında vatani görevini tamamladı. Araştırmacı evli ve iki çocuk babasıdır.

