

ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

80190

FARKLI DİZ AÇILARI VE TİBİA POZİSYONLARINDA  
YAPILAN İZOMETRİK EGZERSİZİN VASTUS MEDİALİS VE  
RECTUS FEMORİS KASLARI ÜZERİNE ETKİSİNİN EMG  
ÇALIŞMASI İLE İNCELENMESİ

T 80190

Dr. ALİ MURAT ZERGEROĞLU

FİZYOLOJİ ANABİLİM DALI  
SPOR HEKİMLİĞİ BİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN  
Prof. Dr. EMİN ERGEN

T.C. SÜKSEKÖĞRETİM KURULU  
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

1997-ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
**Spor Hekimliği Doktora Programı**  
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından  
**Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.**

Tez Savunma Tarihi : 16/04/1997



Prof.Dr. Sema YAVUZER  
Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Fizyoloji Anabilim Dalı  
Jüri Başkanı



Prof.Dr.Emin ERGEN  
Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Spor Hekimliği Bilim Dalı  
Raportör ve Danışman



Prof.Dr.Tunç Alp KALYON  
Gülhane Askeri Tıp Akademisi  
Spor Hekimliği Anabilim Dalı



Prof.Dr.Tansu ARASIL  
Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı



Prof.Dr.Emine KOÇ  
Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Fizyoloji Anabilim Dalı

## ÖNSÖZ

Tıp Fakültesi öğrenciliğimden itibaren, uzmanlık ve doktora eğitimime kadar desteğini ve yardımlarını esirgemeyen, Spor Hekimliği Bilim Dalının kurucusu, hocam Fizyoloji Anabilim Dalı Başkanı Prof.Dr. Sema Yavuzer'e, Spor Hekimliği alanındaki eğitimimin başından beri desteğini gördüğüm, yaşamın her alanında yanımda olan, tez danışmanım Spor Hekimliği Bilim Dalı Başkanı Prof.Dr. Emin Ergen'e teşekkürlerimi sunmayı bir borç bilirim.

Tezimin deneysel çalışmaları sırasında bana yardımcı olan değerli arkadaşım Dr.Canan Kalaycıoğlu'na, yine yardımlarını gördüğüm Dr.Metehan Çiçek ve Doç.Dr.Erhan Nalçacı'ya, sağlıklı bir metodoloji oluşturmama yardım eden Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Teknolojisi Yüksekokulu Müdürü Sayın Doç.Dr. Caner Açıkada'ya, Biyofizik Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof.Dr. Ferit Pehlivan'a, özel yaşantılarından fedakarlık ederek araştırmaya katılan öğrenci arkadaşlarıma, maddi ve manevi destek ve dostlukları için bölüm arkadaşlarım Dr. Bülent Ülkar, Dr.Rüştü Güner, Dr.Hakan Demir, Dr.Burak Kunduracıoğlu, Dr.Hikmet Yücel'e, özverileri ile her zaman yanımda olan annem ve kardeşlerime teşekkür ederim.

Bu tezi, doktora çalışmam sırasında yaşamdan ayrılan babam Mustafa Zergeroğlu'nun anısına ithaf ediyorum.

1.1.3.2.İzotonik egzersizler	--
1.1.3.3.Eksantrik Kontraksiyonlar	12
1.1.3.4.İzokinetik Egzersizler:	12
1.1.4.Ağırlık çalışmada temel noktalar	14
1.2.Elektromiyografi (EMG)	15
1.2.1.Elektromiyografinin Teknik Temeli	16
1.2.2.EMG Elektrotları	17
1.2.2.1.Yüzeyel Elektrotlar	17
1.2.2.2. Konsantrik İğne Elektrotlar	18
1.2.2.3. Bipolar İğne Elektrotlar	18
1.2.2.4. Monopolar İğne Elektrotlar	18
1.2.2.5. Multilead Elektrotlar	18
1.2.2.6. Teflon Kaplı İğne Elektrotlar Ve Uyarıcı Elektrotlar	19
1.2.2.7. İnce Tel Elektrotlar	19
1.2.2.8.Yarı Tam Ve Tam Mikroelektrotlar	19
1.2.3.EMG Sinyallerinin Değerlendirmesinde Kullanılan Yöntemler	20
1.2.4.Spor da Bazı Elektromiyografik Çalışmalar	20
1.3.Çevre Ölçümleri	21
1.3.1.Uyluk Çevresi:	22
1.4.Deri Kıvrımı Ölçümü	22
1.4.1.Uyluk Deri Kıvrımı Kalınlığı Ölçümü Tekniği	23
1.5.Amaç	24
<b>2.GEREÇLER VE YÖNTEM</b>	<b>25</b>
2.1.Gereçler	25
2.1.1.Denekler	25
2.1.2.Araştırmanın Yapıldığı Yer ve Çevre Koşulları:	25
2.1.3.Araştırmada Kullanılan Gereçler	26
2.2.Yöntem	26
2.2.1.Ön Çalışma	26
2.2.2.Araştırma Dizaynı	28
2.2.3.EMG Sinyal Kaydı	28
2.2.4.İsınma	31
2.2.5.Kuvvet Ölçümleri	31
2.2.6.Antrenman Protokolü	33
2.2.7.Verilerin Analizi:	33
2.2.8.İstatistiksel Analiz	34
<b>3.BULGULAR</b>	<b>35</b>
3.1.Ön Çalışmada Elde Edilen Bulgular	35
3.2.Denekler	36
3.3.EMG Değerleri	37

3.3.1. Antrenman Programından Önce	37
3.3.1.1.Dizin 30° fleksiyon açısında	37
3.3.1.2.Dizin 60° fleksiyon açısında:	37
3.3.1.3.Dizin 90° fleksiyon açısında:	38
3.3.1.4.Dizin 120° fleksiyon açısında:	38
3.3.2.Antrenman Programından Sonra	40
3.3.2.1.Dizin 30° fleksiyon açısında:	40
3.3.2.2.Dizin 60° fleksiyon açısında:	40
3.3.2.3.Dizin 90° fleksiyon açısında:	41
3.3.2.4.Dizin 120° fleksiyon açısında:	41
3.4.2.EMG Sonuçları Değerlendirmesi	42
3.4.2.1.Değişik Fleksiyon Açılarında Kas Aktivitesinin Değerlendirilmesi	42
3.4.2.2. Antrenman Öncesi ve Sonrası Kas Aktivitesinin Değerlendirilmesi	45
3.4.2.3.Tibianın Değişik Pozisyonlarında Kas Aktivitesinin Değerlendirilmesi	48
3.4.2.4.Sağ ve Sol Taraf Kas Aktivitesinin Değerlendirilmesi	49
3.4.2.5.VM ve RF Kas Aktivitelerinin Değerlendirilmesi	54
3.5.Kuvvet Ölçüm Sonuçları	59
3.6.Uyluk Çevresi ve Uyluk Deri Kıvrım Kalınlığı Sonuçlarının Değerlendirilmesi	60
<b>4.TARTIŞMA</b>	<b>61</b>
4.1.Yöntem	61
4.2.Ön Çalışma (EMG ve Yorgunluk)	62
4.3.EMG ile Dizde Uygun İzometrik Fleksiyon Açısının Belirlenmesi	64
4.4. Sağ ve Sol Taraf Kas Aktivitesi Karşılaştırılması	65
4.5.VM ve RF Kas Aktiviteleri Karşılaştırılması	65
4.6.Antrenman Öncesi ve Sonrası Kas Aktiviteleri Karşılaştırılması	67
4.7.Tibianın Pozisyonu	68
4.8.Kuvvet Antrenmanı	68
4.9.Uyluk Çevre Ölçümü ve Uyluk Deri Kıvrım Kalınlığı	71
<b>5.SONUÇ</b>	<b>72</b>
<b>ÖZET</b>	<b>74</b>
<b>SUMMARY</b>	<b>76</b>
<b>KAYNAKLAR</b>	<b>77</b>

# 1.GİRİŞ

## 1.1.Kuvvet Gelişimi ve Kuvvet Antrenmanları

Sportif rehabilitasyonun en önemli temel prensiplerinden birisi de kas gücünün geliştirilmesidir. Eklem hareket açıklığı (ROM) ve yumuşak doku flexibilitesi tam olarak sağlandıktan sonra, güçlendirme programına geçilir. Güçlendirme programında dikkat edilecek husus, aşırı yüklenme yapılmaması ve programın progressif olarak ilerletilmesidir (Kalyon ,1995).

“Sporda ve rehabilitasyonda üst düzeyde başarı sağlamak, sistemli biçimde ve antrenman ilkelerine dayalı olarak çalışmaya bağlıdır. Antrenmanın üç temel ilkesi vardır. Yapılan antrenman, geliştirmeyi istediğimiz spor dalının özelliklerini yansıtmak zorundadır (özel olma ilkesi). Antrenmanla geliştirilmek istenen performans ögesinde gelişme isteniyorsa mutlaka aşırı yüklenme yapılmalıdır (aşırı yükleme ilkesi). Antrenmanla kazanılan özellikler antrenman bırakıldıktan sonra geriye döner (geriye dönüş ilkesi).

Verili bir antrenmana uyum, kişinin var olan kondisyonunun derecesi, o güne kadar yaptığı antrenmanların türü ve doğuştan getirdiği bir kısım yetenekleri, gibi bir takım faktörlere bağlıdır

Kişinin daha yüksek kapasiteye yükselebilmesi için, antrenmanla organizmaya yükleme yapılmaktadır. Ancak yüklemenin olumlu değişimi yaratabilmesi antrenmanın dört özelliğinin yerine getirilebilmesi ile olur. Bunlar yüklemenin şiddeti, yüklemenin sıklığı, yüklemenin kapsamı (volümü) ve yüklemenin süresidir.Yük artımını planlarken, dizayn ederken dikkate alınması gereken diğer faktörler ise egzersizin tipi, egzersizin kalitesidir. Bunlara ilaveten kuvvet antrenmanında egzersizin sayısı ve ardıllığı, tekrarların sayısı, egzersizin temposu ve kasın çalışma modu antrenmanın etkili olmasında oldukça önemlidir.

Tekrarların sayısı: 5-12 tekrar kas çapında artmaya yol açarken, 1-3 tekrar intra-musküler koordinasyon için yeterlidir. Fazla tekrar sayısı yorgunluğa neden olur ve dayanıklılık tipi antrenmanlar için uygundur.

Yüklemenin şiddeti, yapılan çalışmada kalite özelliğini gösterir. Ağırlık çalışmada kaldırılan ağırlığın 30 veya 50 kg olması gibi. Genellikle kaldırılabilen ağırlığın belirli yüzdesi şeklinde ifade edilir (%85 maksimal gibi).

Yüklemenin sıklığı, belirli antrenman türünün ne kadar aralarla uygulandığını belirtir. Yükleme sıklığında, organizmanın antrenmanı takiben, kendisini tekrar yenileyip, bir sonraki yükleme için hazır duruma gelmesi ilkeleri yatar. Maksimal yüklemeler antrenmanın kondisyonda en çok değişimi yaratmaya yönelik yüklemeleridir. Bu nedenle, bu tür yüklemeler ne kadar sık yapılabilirse, antrenmanın daha yüksek kondisyon seviyesine çıkması da o kadar hızlı olacaktır. Ancak, antrenmanın sıklığı organizmanın normale dönebilme (dinlenme) yeteneğiyle sınırlanmaktadır.

Kuvvet antrenmanlarında; kişinin her antrenmanda, her haftada, her ayda kaldırabildiği total kitle, yük miktarı (antrenmanın hacmi) olarak nitelendirilir. Yüklemenin kapsamı (volümü) antrenmanda yapılan çalışmaların toplamıdır. Bir ünite antrenmanında yapılan 10 tane 100 metre koşusu yüklemenin kapsamıdır. Hangi tür özellikler ve ne kadar geliştirileceği, yüklemenin kapsamı ile ayarlanır.

Yüklemenin süresi, kondisyonun daha üst seviyeye çıkarılmasında önemli bir özelliktir. İki dakikalık bir çalışmanın, 3 dakikalık aynı özellikteki çalışmaya oranla, organizma üzerindeki etkileri farklı olacaktır. İki periyodik sıklüste (süresel tekrarlamalar) aynı antrenmanın 6 hafta yerine 10 veya 12 hafta devam ettirilmesi, yüklemeyle kazanılan özelliklerin miktar olarak daha fazla olmasını sağlarken, antrenmanın ortadan kalkması halinde, organizmada yaratmış olduğu etkisi de daha uzun süre kalacaktır." (Açıkada, Ergen 1990).

Şiddet ve sıklık diğer özelliklerden daha fazla dikkate alınması gereken özelliklerdir. Antrenmanın kalite özelliğini saptayan yükleme şiddeti ne kadar yüksek olursa, organizmanın üst düzeye çıkarılması da o denli hızlı ve yüksek olabilir. Şüphesiz, kalitenin genelde sağlanmasında, sıklık özelliği de gerekmektedir. Tüm özellikleri aynı olan iki sporcudan kaliteli antrenmanı daha sık

yapabilen sporcu daha başarılı olabilecektir. Burada sınırlayıcı etken antrenman yüklemesiyle yorulan ve yıkıma uğrayan organizmanın, ikinci bir yüklemeye kadar yenilenebilme özelliği gelmektedir (Dick 1980).

“Antrenmanın sıklığının düzenlenmesinde, organizmanın dinlenme yeteneği dikkate alınmak zorundadır. Bir ikinci yükleme, organizmanın dinlenmesini tamamlayıp, süperkompanzasyona geçerek, bunun en yüksek olduğu yerde verilmelidir. Bilindiği gibi süperkompanzasyon organizmanın, yapılan bir yüklemeden olumlu yönde etkilenecek, yükleme öncesi kondisyon seviyesinden daha yüksek bir seviyeye geçici olarak çıkmasıdır. Bu nedenle ikinci bir antrenman yüklemesinin yapılacağı yer süperkompanzasyonun en yüksek olduğu yerde olmalıdır. Yapılan çalışmalarda süperkompanzasyon, 30 dakika ile 3 günlük bir süre içerisinde değişim gösterebilmektedir. Kas ATP ve CP kaynaklarının yenilenmesi ve süperkompanzasyona uğraması için 30 dakikaya gereksinim vardır. Kas içi glikojen kaynaklarının şiddetli çalışmanın ardından yenilenmeleri de 1.5-2 saat içinde gerçekleşmektedir. Bunun yanında, uzun süreli çalışmaları izleyen zaman içinde, boşalan glikojen ve yağ kaynaklarının yenilenmesi 2-3 gün sürmektedir.” (Hartman ve Tünnemann 1989).

Normalde sporcular spor disiplinine bağlı olarak haftada 3 ila 15 kuvvet antrenmanı yaparlar. Rekreatif sporcular haftada 2 ile 6 arasında kuvvet antrenmanı yaparken üst düzey sporcular haftada 15 den fazla kuvvet antrenmanı yaparlar.

Her antrenman genel ve spesifik ısınma ile başlar, stretching ve gevşeme egzersizleri ile biter (Hartman ve Tünnemann 1989).

### **1.1.1.Kuvvetin Geliştirilmesi**

Kuvvet , bir dirence karşı koyabilme yeteneğidir. Her spor dalının özelliği nedeniyle kuvvete olan gereksinimi farklıdır. Spor dallarını kuvvete olan gereksinimlerine göre sınıflayabileceğimiz gibi; kuvveti de kendi içinde maksimal kuvvet, elastik veya çabuk kuvvet ve kuvvette devamlılık olarak sınıflandırabiliriz (Açıkada, Ergen 1990)



“Maksimal kuvvet; sinir kas sisteminin istemimizle kasılması sonucu, kaldırabileceği en büyük ağırlığın kaldırılması olarak değerlendirilir. Maksimal kuvvet tam anlamıyla insanın bütün kuvvetini temsil etmez. Zira maksimal zorlama ile bile ortaya çıkaramayacağımız rezervlerimiz vardır.

Sporda karşı konulması gereken kuvvet azaldıkça, maksimal kuvvet gereksinimi de azalmaktadır Halter kaldırma tamamıyla maksimal kuvvete gereksinim duyarken, maratonda maksimal kuvvete ihtiyaç yoktur.. Maksimal kuvvet, sprinterlerde veya büyük sıçrama yeteneği gerektiren spor dallarında süratle birleştirilebildiği gibi, kürek sporunda olduğu gibi, dayanıklılıkla da birleştirilebilir” (Açıkada ve Ergen 1990).

“Bir takım spor dallarında sporcunun kuvvetiyle kilosu arasında ilişki önemli değildir. Önemli olan maksimal kuvvet değerleridir. Bir kısım sporda ise kişinin kilosu önemlidir. Bu tip sporlarda önemli olan verili kiloda maksimal değerde maksimal kuvvetin sağlanmasıdır. Bir sprinter veya judocunun pozisyonunda önemli olan var olan kilolarında daha büyük maksimal kuvvetin elde edilmesidir. Burada maksimal kuvvetin, vücut ağırlığına oranı, relatif kuvveti verir. Özellikle, vücut ağırlığına, büyük ivmelenme verme gerektiren spor dallarında relatif kuvvet, başarının belirgeni olmaktadır.

Elastik veya çabuk kuvvet; kas sinir sisteminin, bir rezistansa karşı büyük bir hızla kasılması ve hareketi gerçekleştirmesidir. Atmalar, atlamalar ve büyük hızla yön değiştirme gerektiren spor dallarında çabuk kuvvet performansın belirgenidir. Kas-sinir sistemi bir yüklemeyi, refleksler ve kasın elastik yapısı yardımıyla kabul eder ve hızla cevap verir. Bu nedenle “kasılmanın sürati” veya “kasılmanın kuvveti” arasında belirgin farklılık vardır.

Kuvvette devamlılık; tüm organizmanın yorgunluğa karşı koyabilme yeteneği veya kapasitesi olarak tanımlanabilir. Oldukça yüksek seviyede kuvvetin uygulanabilmesiyle birlikte ayrıca kuvvetin her tür engele ve zorluğa rağmen uygulamasının olanaklı kılındığı bir yetenektir. Kürek, yüzme, kayak, kros koşu, basketbol, hentbol gibi sportif etkinlikler, performansın 60 saniye ile 8 dakika arasında değiştiği sporları kapsar. Bu sporlarda kuvvette devamlılık, performansın belirleyicilerinden birisidir.

Maksimal kuvvet ve çabuk kuvvet türleri tamamen ATP ve CP kaynaklarına yani "alaktik anaerobik enerji mekanizmalarına" dayalı olarak ortaya çıkmaktadır. Kuvvette devamlılık ise "ATP-CP ve laktik anaerobik enerji mekanizmalarına bağlı olarak ortaya çıkar. Değişik kuvvet türlerinin geliştirilmeleri bir anlamda bu enerji yollarının geliştirilmeleridir.

Aynı antrenmanı yapan fakat kas yapısı genetik olarak farklı olan kişilerde kuvvet gelişimi de farklı olacaktır. Kuvvetin gelişmesine daha yatkın kas yapısına sahip olan kişilerde kuvvet artımı daha fazla olacaktır.

Aynı özellikte kas liflerine sahip olan kişilerde, kas liflerini besleyen (innervasyon) sinir özelliği de kasın uyarılmasında, kuvvet çalışmalarına olumlu uyum göstermesinde önemli bir noktadır. Motor sinirlerin kalınlıkları ve besledikleri liflerin sayıları kasın uyarılmasında önemli noktaları meydana getirmektedir. Bir sinir ne kadar kalın olursa, uyarıları o denli hızlı taşıyabilmektedir. Ne kadar az sayıda lifle bağlanıyorsa, yine liflerin çabuk kasılmaları ve kuvvette olumlu yanıt vermeleri daha kolay olmaktadır" (Açıkada ve Ergen 1990).

Herhangi bir rezistansa karşı büyük bir hızla ve kuvvetle cevap verebilmek, iki şeye bağlı olabilmektedir. Çok sayıda kas lifini (motor ünite) devreye sokabilmek ve devreye giren liflerin çalışabilmeleri için gereken enerjiyi (ATP) anında hepsine sağlayabilmek. Kısaca, maksimal kuvvet devreye girebilen maksimal sayıda motor ünite sayısı olarak açıklanır. Maksimal kuvvetin geliştirilmesinde meydana gelebilecek duraksamalara neden olabilecek noktalardan birisi de istenilen anda , devreye sokulabilecek tüm motor ünitelerin kasılabilmeleri için gereken miktarda ATP sağlanamayışıdır (Harre 1982).

Kuvvet antrenmanları, sadece ağırlık çalışmalarından oluşmaz. Harekete karşı koyma biçimi kuvvetin geliştirilmesi için kullanılabildiği gibi, bacakların kuvvetlenmesi için yapılan sıçrama hareketleri, rüzgara karşı koşular, tepe yukarı koşular, değişik ağırlıklarla yapılan kol ve bacak fırlatmaları, kaldırılan ağırlıklar kuvvet çalışmalarını oluşturur (Hartman ve Tünnemann 1989).

Kuramcılara göre, kuvvet artımının meydana gelebilmesi için rezistansın kişinin maksimal kuvvetinin en az %30'na eşit olması gerekir. Değişik kuvvet türlerinin geliştirilmesinde; kuvvetin ağırlık kaldırmayla sağlanması halinde,

kaldırılan ağırlıkların maksimal kuvvet değerlerinin % 40-60 arası kuvvette devamlılık, %60-80 arası elastik veya çabuk kuvvet ve %80-100 arası olduğu zaman maksimal kuvvet kazanılır. Ancak bu konuda tam bir fikir birliği yoktur. Değişik araştırmacılar değişik değerler verir. Antrenmalarda dikkat edilecek nokta, sporcunun uygun dozda yüklenmesi yanında dinlenmesi için yeterli zaman tanımadır (Hartman ve Tünnemann 1989, Dick 1980).

Belli bir amaca yönelik olarak ağırlık kullanımı ile kuvvet gelişimi sağlamak isteyen kişilerin, önce ağırlık çalışmasını tanımaları gerekir. Kilonun kaldırılması, sırtın düz tutulması gibi. Kişide önce temel dayanıklılık ve kuvvet gelişimi sağlanmalı, ayrıca ağırlık çalışmaya yönelik koordinasyon geliştirilmelidir. Bu nedenle çalışmaya yeni başlayanlar için seçilen egzersizlerin 3 veya 4 set, her setin 6-10 tekrar olacak şekilde yapılması ön görülür (Basit setler). Kiloların ayarlanması rahat kaldırılacak tekrar sayısına göre başlamalı, gelişmeyle birlikte 10 tekrar sağlandığı zaman setler de arttırılmalıdır. İstenen set ve tekrarlara ulaşıncaya kadar kilolar çoğaltılmalıdır. Yapılan setler arası 3-5 dakika dinlenmeli ve çalışma 4-6 ay devam ettirildikten sonra, amaca yönelik çalışma yaptırılmalıdır (Hartman ve Tünnemann 1989, Harre 1982).

### **1.1.2.Kuvvet Antrenman Method ve Programları**

Kuvvet antrenmanları düzenlenmesinde çeşitli yöntemler vardır. Siklus (sirküler, daire şeklindeki antrenmanlar dönen) egzersizleri bunlardan biridir. Burada çeşitli basit egzersizler ardarda tekrarlanır, en sonda ilk egzersize dönülür. Prensip her bir kas grubunun ayrı ayrı çalıştırılmasıdır. Kas kuvvetinin artırılması yanında, solunum, dolaşım ve metabolizma da olumlu etkilenir. Süre 15-20 dakikadır. Olabildiğince yoğun uygulanır. Temel prensip progressif yüklenmedir. Yapılan hareketler kolay öğrenilebilir ve yapılabilir olmalıdır (Hartman ve Tünnemann 1989).

Aşağıdaki tabloda (tablo1.1) istenilen amaca yönelik antrenmanın bazı özellikleri gösterilmiştir.

Tablo 1.1. Ağırlık çalışması yaparken ön görülen yüklenme değişkenlerini göstermektedir. (Açıkada ve Ergen'den değiştirilerek alınmıştır, 1990.)

Amaç	Antrenmanın şiddeti	Her setteki tekrar sayısı	Her ünitadaki set sayısı	Setler arası dinlenme	İzometrik Çalışma
Maksimal kuvvetin geliştirilmesi, maksimal kuvvetin bir defa bir tek tekrar olarak ifade edildiği branşlar	Konsantrik Çalışma %85-100 Eksantrik Çalışma %105-175* (A)	1-5	5-8 (A) 2-4 (B)	45 dakika	9-12 saniye %80-100 (A) 6-9 saniye %60-80 (B)
Maksimal kuvvetin geliştirilmesi maksimal kuvvetin birden fazla tekrarnın gerektiği branşlarda	%75-85	5-10	2-5	2-4 dakika	Belli kas gruplarının statik çalışma ile kuvvetlendirilmesi
Elastik kuvvet gelişimi :aynı antrenmanın diğer ünitelerinde maksimal kuvvet gelişimi yapılan çalışmalar	1.%30-50 2.%55-65 3.Vücut ağırlığının %3-5' i ağırlığında ağırlık yeleğiyle tüm tekniğin yapıldığı çalışmalar	6-10	4-6	3-5 dakika	
Elastik ve maksimal kuvvetin birlikte geliştirilmesi	1.%75 2.Vücut ağırlığının %3-5' i ağırlığında ağırlık yeleğiyle tüm tekniğin yapıldığı çalışmalar	6-10	4-6	3-5 dakika	
kuvvette devamlılık : Tüm branşlarda kuvvette devamlılığı geliştirmek	%30-40	maksimal tekrar sayısının %25-30'u	4-6	1.5-2 dakika	
kuvvette devamlılık : kuvvette devamlılığın 1. Derecede önemli olduğu sportlarda	%40-50	maksimal tekrar sayısının %50-70 üzerinden	3-5	30-45 saniye	

A= Üst düzey sporcuları B= Kuvvet antrenmanına yeni başlayan kişileri ifade etmektedir.

Harekete rezistans yaratan her tür çalışma kuvvet çalışması olabilir. Özellikle sporun kendi yapısına yönelik, özel kuvvetin geliştirilmesinde, spor dalının teknik parçaları, önemli sayıda tekrarlarla, ağırlık yelekleri ile veya benzeri tür rezistans yaratılarak kuvvet gelişimi sağlanabilmektedir. Sıçrama yeteneğinin geliştirilmesinde önemli miktarda sıçrama kuvveti geliştirmeğe yönelik çalışmalardan birisi de yatay ve dikey (pliometrik) sıçrama çalışmalarıdır(Hartman ve Tünnemann 1989).

Derinlik sıçrama çalışmaları, yüksekliği 20-75 cm. arasında yüksekliklerin kullanılmasıyla yapılan sıçrama çalışmaları, bacak kuvvetini önemli ölçüde geliştirebilen çalışmalardır. Yine tepe yukarı yapılan çalışmalar, bacak kuvvetini geliştirmede yaygın olarak kullanılan çalışmalardır. bu tür çalışmalarda genel ilke olarak geliştirilmek istenen kuvvet özelliğine göre, o kuvvetin direkt olarak bağlı bulunduğu enerji sisteminin geliştirilmesi dikkate alınarak çalışma süresi ve dinlenme aralıkları düzenlenmelidir (Hartman ve Tünnemann 1989, Harre 1982, Dick 1980).

### **1.1.3.Kas Kuvvetini Artırmada Kullanılan Egzersiz Tipleri**

Kaslar bir alet ve ya da terapist yardımıyla çalıştırıldıklarında direncin miktarına ve mevcut potansiyele bağlı olarak kuvvetlenirler. Bu amaçla değişik kontraksiyon tipleri kullanılmaktadır.

İzotonik konsantrik egzersizlerde kasın boyu kısalır. Bazı yazarlar tarafından bir gerilim bazı yazarlar tarafından da kasılma olarak kabul edilen izotonik eksantrik egzersizlerde ise kas kasılırken boyu uzamaktadır. İzometrik egzersizlerde kasın boyunda kısalma olmaz ancak geriminde artış olur. İzokinetik egzersizlerde ise kasın kasılma hızı sabittir.Tüm bu yöntemlerin arasında karşılaştırma yapmak zordur ancak hepsiyle olumlu sonuçlar alınmıştır (Hartman ve Tünnemann 1989).

### 1.1.3.1. İzometrik Egzersizler

İzometrik egzersizler güçlendirme programının başlangıç fazıdır. Terapist tarafından elle direnç verilerek veya özellikle ev programlarında elastik bant kullanılarak yapılabilir (Kalyon 1995)

Kasın aşırı yüklenmesi durumunda, kasta en fazla kuvvet artışını izometrik egzersizler sağlar. 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 bir kaç saniye süren aralarında 2-3 dakika dinlenme periyotları olan en az 5 maksimum kontraksiyon olarak kabul edilmektedir. Bu şekilde hareketin yapıldığı açıdaki kuvvetin %5 arttığı bildirilmiştir. Bu yöntemde kas kuvvetinin artması için uygulanan direnç yeterince fazla olmalı ve bütün kas lifleri uyarılınca kadar devam etmelidir.

İzometrik egzersizlerin fazla zaman ve ekipman gerektirmemeleri avantajlarıdır. Daha az kas ağırlıklarına neden olur ve hareketin istenmediği durumlarda tercih edilir. Hareket kaybı varsa, hareket ağırlı ve kontrendike ise kullanılabilir.

Kuvvet artışının çoğunlukla egzersizin yapıldığı açıda olduğu gösterilmiştir. İzometrik egzersizlerle hızlı hareketi gerektiren aktivetelerin iyileşmediği bildirilmektedir (Jonyt ve ark. 1993, Kisner ve Colby 1987, Weir 1995)

Bir diğer önemli dezavantaj da izometrik egzersiz sırasında arteriyel kan basıncı 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 ritm bozuklukları ortaya çıkmaktadır. Bu komplikasyonların ortaya çıkmasını engellemek için BRİME programı ( kısa izometrik egzersizler ) geliştirilmiştir. Burada herbiri 3-6 sn süren kontraksiyonların arasında 20 sn. lik istirahat süresi vardır. Bu yöntemle kan basıncı arttırılmaksızın güç ve dayanıklılık artar(Jonyt ve ark.1993).

Hettinger ve Müller, submaksimal güçte ve 6 s süreyle yapılan izometrik kasılmaların, kasta belirgin bir kuvvet artışı sağladığını ortaya koymuşlardır. Bununla birlikte bu artışın, yalnızca kasılmanın yapıldığı hareket açısında olduğu anlaşılmıştır (Hartman ve Tünnemann 1989).

Sportif hareketlerin çoğu komplike paternleri içerdiğinden izometrik egzersizlerin tek başına yeterli olması mümkün değildir. Ancak belli bir pozisyon ya da noktada kas gücü azlığı söz konusu ise bundan yararlanılabilir (özellikle immobilizasyon gereken durumlarda, alçı ya da atel içinde kalan kasların atrofisini önlemek amacıyla). Sadece izometrik çalışma yapmanın hareket sürati üzerine olumsuz etkisi olur. Atletik performans ve kas çevresi ölçümü üzerine etkisi yoktur (Hartman ve Tünnemann 1989).

### 1.1.3.2. İzotonik egzersizler

“İzometrik ve manuel dirençli egzersizler başarı ile verildikten sonra izotonik egzersizlere geçilir. Eklem hareket açıklığı (ROM) boyunca sabit dirence karşı yapılan dinamik kas kontraksiyonlarıdır İzotonik egzersizin etkili olabilmesi için direncin progressif olarak artırılması gerekir. Kas hacmi ve kuvvetinde belirgin artış sağlar. Aşil tendon ve lateral epikondilit yaralanmalarında güçlendirici program, egzantrik program tolere edilene kadar sürdürülmelidir”(Jonny ve ark 1993).

Progressif rezistans egzersizleri ilk olarak 1948 yılında Delome tarafından önerilmiştir. Burada az tekrarlı yüksek dirence karşı yapılan egzersizler vardır. Bu egzersizler hem kas gücünü artırmakta hem de hipertrofiye neden olmaktadır. Bu programda önce 10 kez kaldırılabilen maksimal ağırlık (10 repetition maksimum =10 RM) saptanır. Sonra sırasıyla her seansta 10 RM için saptanan ağırlığın %50, %75 ve %100'ü ile 10 ar tekrar yapılır. Her bir set 5-7 kez tekrarlanmalı ve tekrarlar arasında 2 dakikalık dinlenme olmalıdır. 5 gün sonra 10 RM yeniden belirlenir. Hasta iki gün istirahatten sonra yeni 10 RM ile çalışmaya başlar (Weir ve ark.1995).

Bir başka izotonik egzersiz metodu kısa süreli maksimal efor ya da 1 RM (bir kez kaldırılabilen maksimal ağırlık) yöntemidir. Delome bu yöntemi Progressif rezistans egzersizlerinin takibinde kullanılan bir index olarak önermiştir (Quadriceps kuvvet indexi). Burada birey ağırlığı diz yaklaşık ekstansiyona gelinceye kadar kaldırır ve 5 saniye kadar bu şekilde tutar. Yani izotonik kontraksiyonu takiben izometrik kontraksiyon vardır. Bu şekilde kaldırılabilen maksimal ağırlık dramatik biçimde artarken hipertrofi oluşmamaktadır (Jonyt ve ark. 1993).

Bir başka yöntem sabit yükte çalışırken hızın giderek artırılmasıdır.

Konsantrik kasılma dinamik bir kasılma şeklidir. Kasın, hareket edebilen sürekli dirence karşı kısalarak yaptığı kasılmadır. (Elde tutulan bir ağırlığın dirsekten flex'le kaldırılması). Uygulanan direnç ROM boyunca sabittir. İzotonik egzersizde kastaki istenen gerilim ROM'un küçük bir parçasında maximumdur. Bu nedenle total iş, maximum kapasiteden anlamlı olarak azdır (Kisner ve Colby 1987).

Hastanın egzersizdeki gelişimi kolaylıkla görmesi, değişik alet ve tekniklerle yapılabilmesi, dayanıklılığın gelişmesi, kas ölçülerinin artması, hareketin oluşmasını sağlayarak fonksiyonel aktiviteye yaklaşması ve hareketin spesifik açıları arasında egzersiz yapılabilmesi avantajlarıdır.

Kolay uygulanabilir olması, ev programı olarak verilebilmesi, ucuz maliyet izotonik egzersizlerin birer avantajıdır. Dambıllar, çeşitli ev aletleri bile birer egzersiz aracı olabilir. Makaralar çekme yönünü değiştirmesi açısından kullanılabilir (Jonyt 1993 ve ark., Kalyon 1995).

Maximal yüklenmenin ROM'un en zayıf noktasında olması, egzersizin en fazla 60 derece/s de olması nedeni ile fonksiyonel hıza ulaşılmasına izin vermemesi, ağrı ve yorgunluğa uyum sağlayamaması, hız, iş ve güç kontrol edilemediğinden yeniden tutarlı bir şekilde tekrarlanamaması da dezavantajlarıdır (Jonyt 1993 ve ark., Kalyon 1995).



### 1.1.3.3.Eksantrik Kontraksiyonlar:

Kasın tonusu sabit kalırken boyunda uzama olur (Elle tutulan bir ağırlığın, dirsekten extansiyon yaparak, aşağı doğru indirilmesi gibi). Gözle görülen bir hareket ve bu hareketin yeteri sık ve dirence karşı yapılması durumunda, kasta güç artışı ve hipertrofi sağlanabilir. Kas içi gerilimi çok artar.

Konsantrik komponenti olmaksızın sadece eksantrik egzersiz yapmak istendiğinde özel ekipmana gereksinim vardır. Alt ekstremite için eksantrik egzersizler yokuş aşağı yürümek veya merdivenleri inmek şeklinde yapılabilir. Bu kasılmalar, yokuş veya merdiven inerken olduğu gibi kas bir ağırlığı azaltırken veya bir hareketi durdurmak için kasılırken ortaya çıkar. Bu tür kasılmalar negatif iş yaparlar. Kasta diğer kasılmalara göre daha fazla gerilim olur. Diğer kasılmalara göre daha az enerji gerektirir. Ancak özellikle tip II liflerde olmak üzere daha fazla kas hasarı ve egzersiz sonrası yorgunluk ağrısına neden olabilir (Jonny 1993 ve ark., Kalyon 1995, Kisner ve Colby 1987).

### 1.1.3.4.İzokinetik Egzersizler:

“Tüm hareket açıklığı içinde, sabit bir hızla yapılan kasılma şeklidir. Hareketin her açısında maksimal güçte kasılma olur ve bu kasılma tüm hareket boyunca devam ettirilir.İzokinetik egzersizlerde uygulanan kuvvet ne kadar fazla olursa olsun açısal hareket hızı değişmez. ROM boyunca maksimal gerilim sağlanabilir. Eğer kas gücünü artırmakta en iyi stimulus 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 gösterilmiştir.

İzokinetik egzersizler ya değişik hızlarda ya da en iyi kazanç elde edilebilecek hızda yapılmalıdır. Ancak kontraksiyonların yoğunluğu hızdan daha önemlidir”(Kalyon1995). Uygulama izotonik egzersizler gibi, her biri en az 5-7 tekrarlı 3 set halinde yapılmalıdır.

İzokinetik sistemler, hasta ya da sporcunun fonksiyonel hızlarda egzersiz yapabilmesine izin verir. Kas kapasitesini alçak ya da yüksek hızlarda geliştirebilir. Bilindiği gibi alçak hızda kuvvet, yüksek hızda güç gelişimi olur. Ağrı ve yorgunluk sınırına göre çalışma yapılabildiğinden sakatlığın tekrarlama şansı çok azdır.

İzokinetik kasılmanın, diğer kasılma türlerine göre avantajları:

1. Kasın iş yapma özelliği yüksek hızlarda yapılan kas hareketleriyle ortaya çıkar. Bu nedenle yüksek hızlı hareketler şeklinde yapılan egzersizler fonksiyonel duruma en uygun gelişmeyi sağlar. Buna egzersizin "hız spesifikliği" denir. Yüksek hızlarda eklem kompresyonu azalır.
2. İzokinetik sistemler, hastanın fonksiyonel kapasitesinin tam ve kantitatif bir değerlendirmesini olası kılar.
3. Tedavideki gelişmeleri izlemek ve sayısal ölçüm yapmak olanağı vardır.
4. Aktif sporcuların antrenmanlarında ağırlık verilecek noktaların belirlenmesine katkıda bulunur.
5. Kas eğitim programları içinde iki tarafın birbiriyle sayısal kıyaslanması, agonist/antagonist oranının belirlenmesi, iş kapasitesi, dayanıklılık gibi faktörlerin yanısıra hareketin kinematikiğini de incelemek mümkündür.
6. Pekçok kası spesifik olarak fonksiyonel hızlarda çalıştırmak olasıdır. Hareketin hızı, derece/sn olarak izlenebilir ve istenildiği şekilde ayarlanabilir.
7. Elde edilen grafiğin incelenmesiyle bazı hareket sistemi rahatsızlıklarının tanısına katkıda bulunmak mümkündür.
8. Harekete ara verince direnç kaybolduğundan emniyetlidir .
9. Direnç ROM'daki zayıf noktalara uyum gösterir.
10. Az ağrıya neden olur.

Dezavantajları:

- a. Sistem pahalıdır.
- b. Bazı kas gruplarına uygulama güçlüğü vardır. Sistem bağlantıları hantaldır ve ayarlamaya elverişli değildir. Örneğin Frontal ve sagittal düzlemde omuz ekleminin kuvvetini ölçmek problemidir, çünkü ayarlanmış ve sabit olan izokinetik

“1.Esnetme ve gerdirme hareketleri, maksimal kuvvet çalışmalarının ardına konulmalıdır.

2. Kuvvet antrenmanlarını takiben , yorucu dayanıklılık çalışmaları yapılmamalıdır. Bu gibi çalışmalar kasta bağ doku yaralanmalarına neden olmaktadır.

3.Kuvvet gelişimi esneklikle ters orantılıdır. Eklemde esneklik özelliğini geliştirmek için özel olarak esnetme ve gerdirmelere yer verilmelidir.

4.Çocuk ve gençlerde genel bir kuvvet antrenmanı ile geniş bir taban oluşturulmalıdır. Bu antrenmanlarda orta şiddette ve 8-10 tekrarlı setler uygulanmalıdır.

5.Genç ve orta düzeyde sporcularda, önce sırt ve karın kasları kuvvetlendirilip, omurgayı sağlam tutabilen kaslar geliştirilmeli ve bunu takiben bacak, kol ve omuz kasları geliştirilmelidir.

6.Büyümekte olan sporcular, kemik-eklem gelişimini önemli ölçüde sağlamadan, çalışma ile omurgayı fazla yüklememelidir.Temel ilke olarak gençlerin 16-17 yaşlarına kadar genel çalışmalarla iyi şekilde kuvvetlendirilen omurga kasları sağlanmadan, sırtta ağır kilolar yüklenmemelidir.

7.Maksimal kuvvetin geliştirilmesinde yüksek sakatlanma riski şu durumlarda ortaya çıkar:

-Zıt yönlü çalışan kasların orantısız şekilde gelişmesi

-Yetersiz ısınma ile çalışmaya başlamak

-Aşırı yorgunluğa rağmen antrenman yapmak

8.Çalışmakta olan kaslarda şiddetli ağrının ortaya çıkması halinde çalışma hemen durdurulmalıdır.

9.Klasik egzersiz türlerinde, aynı egzersizi uzun süre yapmayıp, aynı kasları geliştirebilen diğer egzersizlere de yer vererek aşırı kullanım nedeniyle ortaya çıkabilecek sakatlanmalar önlenmelidir.

10. Sırtta alınan ağırlıklar, omurganın zorlanması ve dikkat edilmezse belde sakatlanma riski yaratırlar. Kiloların kaldırılmasında, omurganın düz tutulmasına, belde kamburluğun olmamasına dikkat edilmelidir.

11. Teknik açıdan tüm ağırlık kaldırma şekillleri öğretilmeli, egzersizler sporun özelliğine göre seçilmelidir.

12. Bayanlar için uygulanan kuvvet antrenmanlarında, antrenman şiddet ve kapsamı daha geç arttırılmalıdır” (Açıkada ve Ergen 1990).

## 1.2.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).

Kas liflerinden aksiyon potansiyelleri geçerken elektrik akımının küçük bir bölümü de deriye yayılır. Eğer bir çok kas lifieri eş zaman 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 1989).

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

EMG, kasın fonksiyonu ve koordinasyonu ile ilgili çalışmalarda dinamik ve statik kas aktivitesi araştırılmasında (Clarys ve Cabri 1993) kasta üretilen aksiyon potansiyellerin büyüklüğü ve tipini ölçmek için kullanılan, kas kasılması

sırasında kasta üretilen elektriksel aktivitenin taranması ve kaydedilmesi esasına dayanan bir tekniktir (Adams 1991, Dainty ve Norman 1987, Marshal 1992). EMG ile kas membranı boyunca meydana gelen elektriksel akımlar nakledilir.

Elektriksel deşarj, elektrotların hareketi içeren kaslar üzerindeki deriye tutturulması ile ölçülür. Elektriksel potansiyeller hareket sırasında zamanın fonksiyonu olarak kasta nöral bir input olarak tanımlanır. Kas kasılması başladığında hangi kuvvetle ve hareket sırasında kasılmanın ne zaman bittiği konusunda bilgi sağlar (Adams 1991, Guyton 1989)

Birçok kas lifinde aynı anda yayılan aksiyon potansiyellerinin ekstraselüler sıvıda yarattığı dipollerin oluşturduğu potansiyel değişiklikleri kasa yerleştirilen elektrotlar tarafından görülür. Bu sinyali bir amplifikatörle genliği artırdıktan sonra bir poligrafa gönderip kasta oluşan aksiyon potansiyellerini yazdırmak olasıdır. (Chu-Andrews 1986)

EMG sportif hareketler sırasında kasta oluşan aksiyon potansiyellerinin gözlenmesi (kineziyolojik EMG), kas ve sinir hastalıklarının tanısı, hastalık seyrinin izlenmesi amacıyla kullanılmaktadır (Aminoff 1992, Guyton 1989).

Kineziyolojik EMG'nin genel amacı; farklı hareket ve postürlerde kasın fonksiyonel ve koordinasyon analizini yapmaktır. EMG, kineziyolojik ve ya biyomekanik koordinasyon teknikleri ile tamamlanır (Clarys ve Cabri 1993).

### **1.2.1.Elektromiyografinin Teknik Temeli**

“EMG'nin uygulanabilmesi için aşağıdaki temel gereksinimlerin varlığı söz konusudur.

- 1-Kaydedici ve uyarıcı elektrotlar
- 2-Kas ve sinir aksiyon potansiyellerini büyüten elektronik sistem (Amplifikatör)
- 3-Biyoelektriksel değişimleri gösteren Katod-ışınlı osiloskop
- 4-Bioelektriksel değişimlerin kulak yolu ile işitilmesini sağlayan mikrofon sistemi
- 5-Sinir ve kasları kontrollü elektriksel şoklarla uyartabilen stimülatör
- 6-Bioelektriksel potansiyelleri çizdiren kaydetme sistemi” (Ertekin, 1977).

## 1.2.2.EMG Elektrotlan

Rutinde kullanılan EMG-kaydedici elektrotların hepsi ekstraselüler elektrotlardır. Normal koşullar altında tek sinir ya da tek kas liflerinin aktivitesinden çok; bir çok aktif lifin elektriksel aktivitesini toplayıp osiloskopa verirler. EMG de kullanılan kaydedici elektrotlar değişik şekillerde bulunurlar:

Bunlar; yüzeysel elektrotlar, konsantrik iğne elektrotlar, bipolar iğne elektrotlar, monopolar iğne elektrotlar, multilead elektrotlar (makro ve mikro tipte), teflon kaplı iğne elektrotlar, uyarıcı elektrotlar, ince tel elektrotlar yarı tam ve tam mikroelektrotlar” (Ertekin 1977)

### 1.2.2.1.Yüzeysel Elektrotlar

“Bu elektrotlar kas ya da sinirin üzerindeki deriye yapıştırılmak üzere geliştirilmiş elektrotlardır. Genellikle gümüş ya da paslanmaz çelikten yapılmış bir elektrot çiftlisi şeklindedir.Bu elektrot çiftlisi arasındaki potansiyel farkı kaydedilir. Yuvarlak veya dörtköşe olabilirler. Plastik ya da lastikten yapılmış emici elektrotlar ya da deriyi iki noktadan sıkıca kavrayan paslanmaz çelikten yapılmış “clip-on” elektrotlar da geliştirilmiştir. Yüzeysel elektrotların en büyük avantajı ağırlı olmamaları ve kolaylıkla uygulanabilmeleridir.

Bunlar araştırmalarda en çok kullanılan elektrotlardır. Motor sinir iletiminde yüzeysel elektrotların kas üzerine konması ile o kasta meydana gelen aktivasyonun toplamı bu yolla kaydedilebilir. Ve elde edilen uyarılmış kas aksiyon potansiyelinin amplitüd, süre ve şekli, periferik sinir olaylarının bazı özelliklerini indirekt olarak sağlıklı bir şekilde yansıtabilir. Kas yorgunluğu hallerinde kas-sinir bağlantısı işlevinin araştırılmasında en güvenilir yol yüzeysel elektrotlarının kullanılmasıdır. Sinir aksiyon potansiyellerinin kayıtlanması içinde sinir trasesi boyunca bu elektrotlar uygun şekilde yerleştirilerek kullanılabilir. Yüzeysel elektrotlar kas içindeki motor ünitelerin değişmelerini yansıtmada yetersiz kalırlar ve kas içindeki spontan aktivitelerin bir çoğunu kaydetme yeteneğinde değildirler.” (Ertekin, 1977).

### 1.2.2.2.Konsantrik İğne Elektrotlar

“Bunlar klinik EMG’de en çok kullanılan elektrotlardır. Genellikle paslanmaz çelik veya platinden yapılmışlardır. Elektrodun orta kısmında uzunlamasına uzanan bir tel ve bunu çepeçevre saran bir izolatör kısım vardır. İçteki tel ancak elektrodun ucunda çıplaktır.İzolatör bölümün dışı da bir kanül şeklinde sarılmıştır. Konsantrik iğne elektrotlar pratik açıdan başlıca iki dezavantaj taşırlar. Bunlardan birincisi iğne batırılmasını ağrılı, tatsız bir girişim olması, ikincisi elektrotların sterilizasyonudur. Başlıca avantajları ise çizgili kas içindeki kas lifi ve motor üniten spontan ve volenter aktivitesini net şekilde aksettirmeleri ve gerektiğinde derin ve ulaşılması güç olan kaslara yerleştirilebilmeleridir.” (Ertekin 1977).

### 1.2.2.3.Bipolar İğne Elektrotlar

“Temelde konsantrik ine elektrot gibi yapısal özellik gösterirler. Önemli ayrıcalık, iğne elektrodun merkezinde bir yerine iki tel bulunması ve bunların çıplak distal uçları arasındaki potansiyel farkının kayıtlamaya yol açmasıdır. Bu elektrot konsantrik olana göre daha sınırlı bir kas alanında kayıtlama sağlar.” (Ertekin 1977)

### 1.2.2.4.Monopolar İğne Elektrotlar

Bu tip elektrotlar ya tek bir hipodermik iğne elektrot ve deriye yerleştirilmiş bir referans elektrot şeklindedir, ya da referans elektrot subkütan dokulara yerleştirilen ikinci bir iğne olabilir. Kasa yerleştirilen iğne ucu sivridir ve konsantrik iğne elektrot gibi kesik değildir. Dolayısıyla kasa girişte daha keskin bir ağrı yapar. Pratikte bu yöntem çok sıklıkla kullanılmaz (Ertekin 1977).

### 1.2.2.5.Multilead elektrotlar

“Bu tip elektrotlar motor ünit alanı ve kas lifi yoğunluğunu saptayan özel elektrotlardır. Paslanmaz çelikten yapılmış olup, en fazla çapı 1 mm olan kanül şeklindedir. Bu kanülün uzun ekseni boyunca ve hepsi bir yönde sıralanmış bir şekilde platinden yapılmış elektrot pencereleri yerleştirilmiştir. Platin

pencerelerin sayısı 8-14 arasında olup elektrot yüzeylerinin orta noktaları arasındaki mesafe buna göre 1,5-2,5 mm arasında değişmektedir. Platin yüzler, kanül içinde bulunan platin teller yolu ile kaydedici sisteme bağlantıdadır. Bu elektrot bir anahtar aperey aracılığıyla amplifikatör ve osiloskopa bağlanmış durumdadır. Bu yöntem teknik olarak oldukça karışık ve zaman alıcıdır. Bütün EMG laboratuvarlarında kullanılmamaktadır” (Ertekin 1977).

#### **1.2.2.6.Uyarıcı Elektrotlar ve Teflon Kaplı İğne Elektrotlar**

“Motor ve duysal sinir iletim tekniğinde kullanılan uyarıcı elektrotlardan bazıları aynı zamanda kaydedici olarak da kullanılır. Periferik sinir gövdesi iki ayrı tipte uyaran elektrot ile uyartılabilir. Bunlardan biri yüzeysel diğeri de iğne elektrotlardır. Uyarım tarzına göre bunlar unipolar ya da bipolar düzende kullanılırlar. Unipolar uyarımda, katot sinirin geçtiği nokta üzerine veya onun anatomik geçişine uygun noktaya yerleştirilir. Anot ise sinirden daha uzak bir noktaya konulur. Bipolar uyarımda hem katot hem de anot sinir gövdesinin anatomik gidişine uygun şekilde yerleştirilir. Motor sinirlerin uyarımı için pratikte en çok bipolar yüzeysel elektrotlar kullanılır. İğne elektrotlar kişi çok obez olduğu zaman, sinirin uyartılabilme eşiği çok yükseldiği patolojik hallerde ya da sinirin anatomik olarak çok derinde olduğu hallerde kullanılır.” (Ertekin 1977).

#### **1.2.2.7.İnce Tel Elektrotlar**

Klinik EMG'den çok elektromiyografik kineziyolojide kullanılan bu çok küçük çaplı ince tel elektrotlar özel bir teknikle kasa yerleştirilirler (Ertekin 1977).

#### **1.2.2.8.Yarı tam ve Tam Mikroelektrotlar**

“Son yıllarda tek kas lifi içinden ve sinir lifi paketleri arasından elektriksel değişimleri kaydetmek için özel mikroelektrotlar geliştirilmiştir. Hücre içi EMG “in vitro” ya da açık ve kapalı “in situ” şeklinde özel teknik apereyi içeren bir yöntemi kapsar. Ancak yetişmiş bir ekip gerektiren bir yöntemdir.” (Ertekin 1977)



Deride elektrotun konduğu nokta çeşitli yaklaşımlarla belirlenir.

1. Motor noktanın üzeri
2. Motor noktadan eşit uzaklıkta
3. Motor noktanın yanı
4. Kasın engeniş olduğu yerin orta noktası
5. Kas merkezinin görülebilir parçası
6. Osteolojik referans noktasına standart uzaklıkta yerleştirilir (Clarys ve Cabri 1993).

### **1.2.3.EMG Sinyallerinin Değerlendirmesinde Kullanılan Yöntemler**

EMG sinyallerinin frekans ve/veya amplitüdüleri değerlendirilir. EMG sinyal amplitüdüleri değerlendirilirken en çok kullanılan yöntemler; integre EMG (IEMG), root mean square EMG (rmsEMG), raw EMG (ham EMG) hesabıdır.

EMG sinyallerinin frekanslarının değerlendirilmesinde en çok kullanılan yöntemler; power spectral analiz, mean power frequency (MPF), median frequency (MF) dir. Tüm bu değerlendirmeler yapılırken Fast Fourier Transform' dan (FFT) yararlanılır. Tüm bu verileri değerlendirmek amacıyla bilgisayar paket programları yapılmıştır (Clarys ve Cabri 1993).

### **1.2.4.Sporda Bazı Elektromiyografik Çalışmalar**

Sporda ilk EMG sinyal analizlerinin kullanımı 1930 yılında Cureton tarafından "mechanics and kinesiology of swimming" isimli araştırmayla gerçekleştirilmiş, daha sonra özellikle 1970'li yıllardan sonra sportif aktivitelerin değerlendirilmesinde EMG sinyal analizi oldukça yoğun olarak kullanılmağa başlanmıştır.

Sportif hareket sırasında ağrısız olmalarından ötürü daha çok yüzeyel elektrotlar sečilir ve daha çok amplitüd değerlendirmesi yapılır Çok çeşitli spor dallarında çalışmalar olmakla birlikte en çok yüzme, bisiklet, atletizm, golf, kürek ve tenis sporunda EMG çalışmalarını yoğunlaşmıştır. Yüzme ve kürek

çalışmalarında en üst hem de alt ekstremite kaslarında çalışmalar varken, kürek,golf ve teniste daha çok üst ekstremite kaslarında, bisiklet ve atletizmde daha çok alt ekstremite kas gruplarının elektriksel aktiviteleri değerlendirilmiştir (Clarys ve Cabri 1993).

Sportif rehabilitasyon çalışmalarında daha çok diz bölgesi kas grubunu ilgilendiren çalışmalar vardır ve özellikle uyluk ekstansörleri vastus medialis, vastus lateralis ve rectus femoris kasları değerlendirilmiştir.

Valentino ve ark. (1986) bisikletçilerde değişik pedal şiddetlerinde yapılan egzersizler sırasında en yüksek kas aktiviteyi biceps femoris kas grubunda daha sonra sırasıyla vastus lateralis, vastus medialis ve rectus femoralis kaslarında saptamışlardır.

Rodriguez ve ark. (1990) kürek ergometresinde değişik fazlarda yapılan egzersiz sırasında üst ve alt ekstremite kaslarını değerlendirdikleri çalışmalarında, alt ekstremitede en yüksek kas aktivitesini vastus medialis, üst ekstremitede triceps kasında saptamışlardır.

Kostka ve Cafarelli (1982) bisiklet egzersizi sırasında kandaki laktik asit değişimlerinin vastus lateralis kas aktivitesi üzerine etkilerini araştırmışlardır. Ancak yüksek şiddette yapılan egzersizlerde ( $VO_2$  max'ın %80 şiddetinde) laktik asit konsantrasyonunda artışların EMG aktivitesi ile düşük korelasyon gösterdiğini saptamışlardır.

Gerdle ve ark. (1988) çalışmalarında tekrarlayan bacak kas kontraksiyonları sırasında düşen kuvvet çıktısı ve integre EMG verileri arasında yüksek korelasyon saptamışlardır.

### **1.3.Çevre Ölçümleri**

Çevre ölçümleri, vücut büyüklüğü ve çevresel boyutlarının öğrenilmesi için önemli sayılan ölçümlerdir. Çevre ölçümleri, deri kıvrımı ölçümleri ile birlikte, belli nokta veya bölgelerden alındığı zaman, kişinin beslenme durumu ve vücut yağ dağılımı hakkında bilgi verebilmektedir. Çevre ölçümlerinin alınmasında ortak bir tekniğin kullanılması gerekmektedir. Ölçüm için bir şerit metre olmalıdır. Şerit metrenin esnemeyen türden olması gereklidir. Vücudun değişik yerlerinde

eklem çukurlarına girebilecek şekilde 0,7 cm den daha geniş olmamalı ve 0,1 mm birimle ölçülebilmelidir (Açıkada 1990).

### 1.3.1.Uyluk Çevresi:

“Uyluk çevresi ölçümü, vücut yoğunluğunun belirlenmesinde, vücut yağ miktarı veya vücut yağ harici kitle belirlenmesinde önemli bir parametre olarak kullanılmaktadır. Uyluk bölgesinde proksimal, orta ve distal uyluk çevre ölçümleri olmak üzere üç ayrı ölçüm yapılabilir. Bu ölçümlerden hangisinin kullanılacağı; söz konusu olan anatomik noktaların güvenilir şekilde belirlenmesi ve ölçüm yapılabilmesine bağlıdır.

Proximal uyluk çevresi: Şerit metre, bacakta hemen gluteal katalantının altından yatay olacak şekilde yerleştirilir ve ölçüm yapılır. Bu ölçüm bölgesi, bacağın veya uyluğun en geniş yeri olmayabilir. Ancak, ölçüm yeri olarak noktanın belirlenmesi çok kolaydır

Orta uyluk çevresi: Orta uyluk çevresi, inguinal katlantı ile patellanın proksimal sınırı arasındaki uzaklığın orta noktası işaretlenir ve çevre ölçümü bu noktadan yere yatay olacak şekilde yapılır.

Distal uyluk çevresi: Ölçüm teybi femoral epikondillere hemen proksimal olacak şekilde yerleştirilir ve ölçüm yapılır. Bütün ölçümler 0,1 cm doğrulukta olmalıdır. Ölçümlerde metrenin bacağına her noktada temas edecek şekilde yerleştirilmesine özen gösterilir. Ancak, metrenin doku içerisinde görülecek şekilde sıkıştırılmasına dikkat edilmelidir. Özellikle proksimal uyluk çevresini ölçüm güvenirliliği oldukça yüksektir. ” (Açıkada 1990, Benke ve Wilmore 1974).

### 1.4.Deri Kıvrımı Ölçümü

“Deri kıvrımı kalınlıkları, vücudun değişik bölgelerinde belli noktalarda, iki kat olmuş deri ve altındaki adipoz dokudan meydana gelmektedir. Elde edilen bu kalınlığın ölçümü için; standart bir ağız yapısına sahip ve her açılış noktasında aynı miktarda basınç uygulayan deri kıvrımı kaliperi ile ölçüm yapılır. Deri kıvrımı

kalınlığı ölçümleri genel vücut yağını hesaplamada relatif olarak basit ve kolay bir şekilde metot oluştururlar. Deri altı adipoz doku kalınlığının, toplam vücut yağını yansıtır. Yaş, popülasyona ve kişiye bağlı olarak değişebilmektedir. Deri kıvrımı kalınlık ölçümleri, vücut genel yağ dağılımının incelenmesi yanında deri altı yağ dağılımının özelliği hakkında da kullanılmaktadır.

Deri ve adipoz dokunun sıkıştırılma özelliği; kişinin yaşına, sıvı (hidrasyon) içeriğine, büyüklüğüne ve kişiye bağlı olarak değişebilmektedir.

Ölçülecek nokta elle yoklanarak sol elin baş ve işaret parmakları ile deri ve altındaki yağ tabakası, iki kat olacak şekilde kas dokudan ayrılırlar. Parmaklar ölçümü yapılacak noktanın 1-2 cm üzerine yerleştirilir. Parmaklar ile ölçümü yapılacak nokta arasında mesafenin olması önemlidir. Bu şekilde, parmakların, doku üzerine yaptıkları basıncın ölçümü etkilemesi engellenir.

Kaliper, sağ elde tutulur ve ağız, ölçümü yapılacak olan kıvrıma penpendiküler ve ağızlar deriye paralel olacak şekilde yerleştirilir. Kaliperin deriye olan basıncı, yavaş yavaş uygulanır. Kaliper üzerindeki deri kıvrımı kalınlığı değeri 2 ile 4 saniye süre içerisinde okunur. Kaliperin 4 saniyeden fazla süre basınç uygulaması dokuda sıvının dışarı çıkmasına yol açabilecek ve daha küçük bir deri katlantısı değeri elde edilmesine neden olacaktır. Deri ölçümleri, bir kaç kez yapılır ve ölçümlerin ortalaması, ölçüm değeri olarak kabul edilir. Vücut kompozisyonu çalışmalarında en yaygın olarak kullanılan deri kıvrımı anatomik noktalarının 9 tane olduğu görülmektedir. Bunlar; triceps, biceps, subscapula, göğüs, abdomen, suprailiac 1, suprailiac 2, uyluk ve baldır deri kıvrım kalınlığı ölçümleridir." (Açıkada 1990).

#### **1.4.1.Uyluk Deri Kıvrımı Kalınlığı Ölçümü Tekniği:**

Uyluk deri kıvrımı; uyluğun anterior yüzünde, kasıkta inguinal kıvrım ile patellanın proksimal kenarı arasında kalan mesafenin orta noktasında bulunur. Inguinal kıvrımın belirlenmesinde denek kalçadan bir miktar fleksiyon yapar. Patellanın proksimal kenarının belirlenmesinde; dizin ekstansiyonda olmasına

dikkat edilir. Deri kıvrımı, bacağın anterior yüzünde, bacağın uzunlamasına eksenini üzerinde ve bacağın tam ortasından, dikey olarak alınır. Kaliper, tutulan noktanın 4 cm kadar altından ve 0,1 cm doğrulukta olacak şekilde yapılır. Ölçüm ayakta yapılır (Açıkada 1990, Montagu ve Brozek 1960).

### **1.5.Amaç**

Bu çalışmanın amaçları şöyle sıralanabilir:

- a. Duvar bankı hareketi sırasında dizin 4 değişik fleksiyon açısı (30,60, 90 ve 120) ve tibianın 3 değişik pozisyonunda (nötral, 30 derece dışa rotasyon ve 20 derece içe rotasyon) yapılan izometrik quadriceps egzersizleriyle dizin hangi fleksiyon açısı ve hangi tibia pozisyonunda izometrik kuvvet antrenmanı yapılacağını İEMG yardımıyla saptaması,
- b. Saptanan açı ve pozisyonda yapılan kuvvet antrenmalarının kas İEMG aktivitelerine etkilerinin araştırması
- c. Tibianın değişik pozisyonlarında kas İEMG aktivitesinin karşılaştırılması
- d. Sağ ve sol taraf kas İEMG aktivitelerinin karşılaştırılması
- e. Vastus medialis ve rectus femoris kas İEMG aktivitelerinin karşılaştırılması
- f. Saptanan açı ve pozisyonda yapılan kuvvet antrenmalarının dizin 4 değişik fleksiyon açısında yapılacak kuvvet ölçümlerine etkisinin araştırılması
- g. Yapılan kuvvet antrenmanlarının uyluk çevre ölçümü ve uyluk deri kıvrımı kalınlığına etkisinin araştırılması
- h. bulunan tüm sonuçları sportif rehabilitasyonda uygulamaya sokabilmektir.

## **2.GEREÇLER VE YÖNTEM**

### **2.1.Gereçler**

#### **2.1.1.Denekler**

Araştırmaya katılan denekler, sağlıklı, erkek, tıp fakültesi öğrencileri arasından seçilmiştir. Araştırmada yer alan kişilerin sedanter olmalarına, kuvvet antrenmanı yapmamış olmalarına ve herhangi bir diz patolojilerinin olmamasına dikkat edilmiştir. Araştırma öncesi tüm deneklere çalışma ile ilgili ayrıntılı bilgi verilmiş ve gönüllü olanların araştırmaya katılmaları istenmiştir.

Denekler 18-22 yaş grubundan seçilmiştir. Çalışmaya 14 kişi ile başlanmış, ancak çalışma başladıktan sonra antrenman programını yarıda bırakan 4 denek araştırmadan çıkarılmıştır. Çalışma 10 kişi ile tamamlanmıştır.

#### **2.1.2.Araştırmanın Yapıldığı Yer ve Çevre Koşulları:**

Araştırmada EMG ölçümleri yaklaşık 20 metrekairelik bir laboratuvarında yapılmıştır. Kuvvet antrenmanları ve izometrik kuvvet ölçümleri, yaklaşık 35 metrekairelik bir laboratuvarında yapılmıştır. Aşırı sıcak ve soğuk gibi EMG ölçümlerini etkileyebileceği gözönüne alınarak ortam şartları, sıcaklık oranı test günlerinde ölçülmüştür. Araştırma 1996 yılının Kasım-Aralık ayları ile 1997 Ocak ayında ortalama 19-22°C sıcaklıkta, yapılmıştır.

#### **2.1.3.Araştırmada Kullanılan Gereçler**

Deneklerin izometrik kuvvet değerleri, elektro-mekanik dinamometre ile {Jackson Evaluation System (Lafayette Instrument Co, Model 32528 CTL)} ölçülmüştür. Elektro-mekanik dinamometre; birincisi kuvvetin uygulanabildiği

strain-gauge ve analog transducer ve ikincisi üzerinde monitörü olan likit kristal olmak üzere. iki ana parçadan oluşmaktadır. Çeşitli biçimlerde strain-gauge üzerine uygulanan kuvvet, analog transducer yardımıyla araç içindeki likit kristale aktarılmakta, likit kristal üzerinde oluşturulan elektriki potansiyel farkı, kuvvet verileri olarak monitörde pound cinsinden okunmaktadır. Dinamometrenin hata payı 0,1'dir (Fotograf 2.1.).

EMG sinyal ölçümleri, Grass 6 Elektroensefoalografya yapılmıştır. EEG cihazı 16 kanallı olup, frekans bant genişliği low pass filter 1 Hz, high pass filter 70 Hz dir. Sinyallerin amplifikasyonu ve dönüşümü analog digital konvertör (A-D konvertör) aracılığı ile sağlanmıştır (PCL-812-PG, rezolüsyonu 12bit, 16 kanallı ve 30kHz).

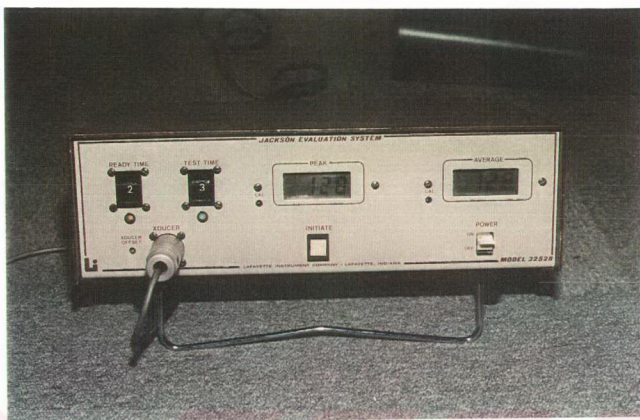
Kuvvet antrenmanları Multigym Fitness Pro AT 1000B aletinde yapılmıştır (Fotograf 2.2.).

Uyluk deri kıvrım kalınlığı ölçümleri Holtain kaliperle, uyluk çevresi ölçümü mezura ile yapılmıştır. Diz fleksiyon açıları Ciba-Geigy goniometreyle belirlenmiştir.

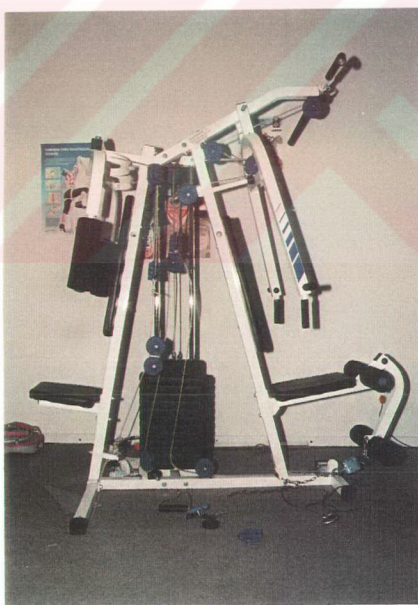
## **2.2.Yöntem**

### **2.2.1.Ön Çalışma**

Araştırmaya başlamadan önce deneklerin EMG ölçümleri sırasında yapacağı izometrik egzersizin süresini belirlemek amacıyla ön çalışma yapılmıştır. Ön çalışmaya 26-32 yaş grubundan 6 erkek denek katılmıştır. Bunun için birey duvar bankı hareketi esnasında dizin 90 derece fleksiyon açısında bir dakika süreyle izometrik egzersiz yaparken sağ vastus medialis kaslarından EMG kaydı alınmıştır. On dakikalık dinlenme sonunda test ikinci kez tekrarlanmıştır. Literatürden yararlanılarak yapılan değerlendirmelerde 20 s sonunda bireylerin EMG sinyal amplitüdlерinin belirgin olarak azaldığı (yorgunluğun başladığı) saptanmıştır. Araştırmada 20 s lik izometrik egzersiz süresinin kullanılmasına karar verilmiştir.



Fotograf 2.1. Elektromekanik dynamometre (Jackson Evaluation System)



Fotograf 2.2. Multigym Fitness Pro AT 1000B



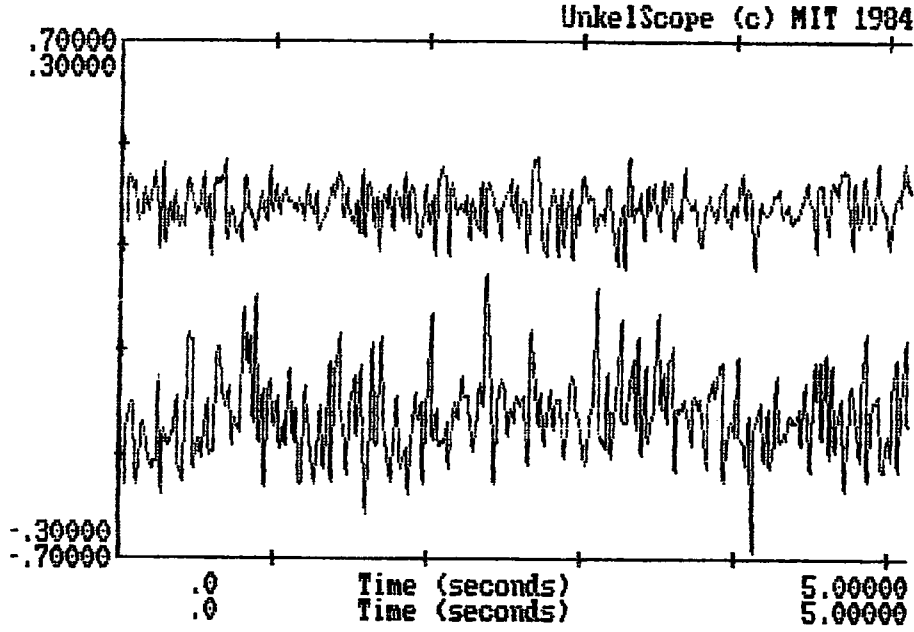
### 2.2.2.Araştırma Dizaynı

Araştırmaya katılan deneklere EMG, kuvvet, uyluk çevre ve uyluk deri kıvrım kalınlığı ölçümleri yapılmıştır. Deneklere ilk gün EMG ölçümü, ikinci gün kuvvet, uyluk çevre ve uyluk deri kıvrım kalınlığı ölçümleri yapılmıştır. Bireyler daha sonra 8 hafta süren izometrik kuvvet antrenmanına alınmışlardır.

### 2.2.3.EMG Sinyal Kaydı

Deneklerin önce EMG sinyal ölçümü yapılacak odada 15 dakika dinlenmeleri sağlanmıştır. EMG ölçümü yapılacak gün yorgun olmamalarına dikkat edilmiştir. Motor nokta kartından yararlanılarak bulunan motor noktaların üzeri jiletle traş edilmiştir. Daha sonra bu bölgeler deri direncinin düşürülmesi için alkolle temizlenmiştir. EMG kayıtları, 0,5 cm çapındaki AgCl yüzeysel elektrotlarla yapılmıştır. Kaydedici elektrot motor noktanın üzerine, referans elektrot 3 cm üzerine konularak, elektrotlar düşmemeleri için flasterle tespit edilmiştir. Elektrotların elektrot kutusu aracılığı ile EMG cihazı bağlantısı sağlanmıştır. İletkenliği sağlamak için elektrot ve deriye jel sürülmüştür.. Parazit kontrolü yapılarak kayıtlara geçilmiştir. Bireylerin her kayıttan sonra 4 dakika istirahat etmeleri sağlanmıştır.

EMG kayıtları 20.48 s boyunca 1-70 Hz frekans bandı aralığında 20 ms'de bir noktadan kayıt alınmak suretiyle, toplam 1024 noktadan yapılmıştır. Şekil 2.1.'de alınan bir EMG kaydı görülmektedir.



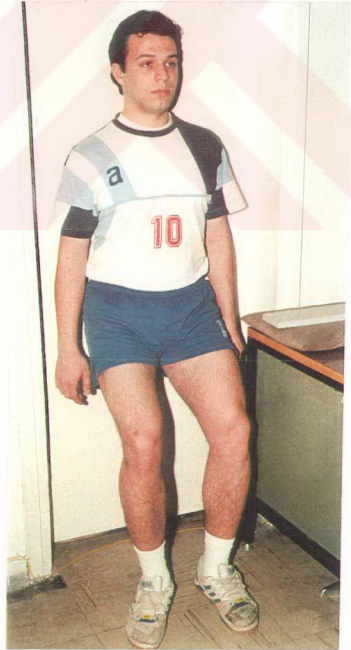
Şekil 2.1.:90 derece fleksiyon açısında tibianın nötral pozisyonunda elde edilen EMG trasesi (altaki trase sağ vastus medialis üsteki trase sağ rectus femoris kaslarından elde edilmiştir)

EMG sinyalleri birey duvar bankı hareketi sırasında her iki bacak vastus medialis ve rectus femoris kaslarının izometrik kasılması esnasında kaydedilmiştir. Fotoğraf 3' de duvar bankı hareketi gözlenmektedir. Duvar bankı hareketi sırasında birey sırtını duvara dayar. Her iki ayak tabanı yere temas etmektedir. Her iki bacak duvara paraleldir. Nötral pozisyonda ayaklar birbirine paraleldir. Ayaklar arası mesafe bireylerin ayak uzunluğunun yarısı olarak belirlenmiştir. İçe rotasyon pozisyonunda tibiaya ayak aracılığıyla 20 derecelik içe rotasyon, dışa rotasyon pozisyonunda 30 derecelik dışa rotasyon yaptırılmıştır (Fotoğraf 4,5).

Sekiz hafta süren antrenman öncesi ve sonrası iki kez EMG sinyal kaydı yapılmıştır. Her denekte, duvar bankı hareketi esnasında dizin 4 ayrı fleksiyon açısında (30, 60, 90, 120) ve sağ tibianın 3 pozisyonunda (nötral, 20 derece içe rotasyon ve 30 derece dışa rotasyon) olmak üzere toplam 12 pozisyonda EMG



Fotoğraf 2.3.:Diz 60° fleksiyonda tibia nötral pozisyonda duvar bankı hareketi



Fotoğraf 2.4.:Diz 60° fleksiyonda ve tibia 30° dışa rotasyonda duvar bankı hareketi

sinyal analizi yapılmıştır. Denekler antrenman programına alınmadan önce yapılan EMG sinyallerinin amplitüdüleri değerlendirilerek kuvvet antrenmanlarının yapılacağı fleksiyon açısı ve tibia pozisyonu saptanmıştır. EMG sinyal amplitüdüleri integre EMG (İEMG) yapılarak değerlendirilmiş ve dizin en uygun fleksiyon açısının 90 derece, tibianın nötral pozisyonu olduğu saptanmıştır.

#### **2.2.4. Isınma**

Deneklere her antrenmandan ve kuvvet ölçümü yapılmadan önce 3 dakika süreyle yüksüz olarak ısınma egzersizi ve ardından 3 dakika süreyle esnetme, gerdirme aktiviteleri yaptırılmıştır.

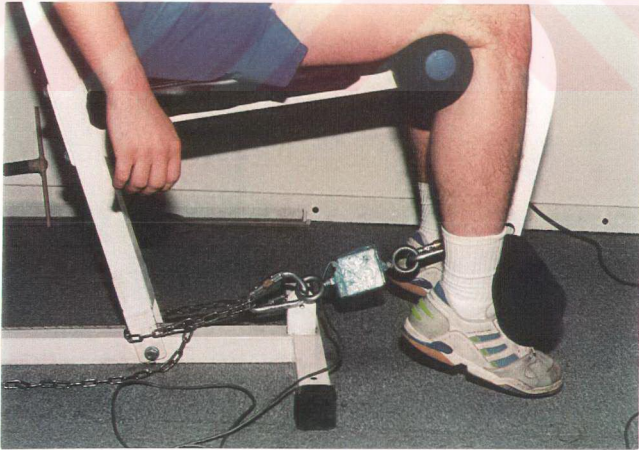
#### **2.2.5. Kuvvet Ölçümleri**

Araştırmaya katılan bireylerin izometrik kuvvet ölçümleri dizin 4 ayrı fleksiyon açısında (30, 60, 90, 120) ve çok fonksiyonlu kuvvet antrenmanı yapılabilen Multigym Fitness Pro AT 1000B ve elektromekanik dinamometre (Jackson evaluation sistem) aracılığıyla saptanmıştır. Her kuvvet ölçümünden evvel elektromekanik dinamometrenin kalibrasyonu yapılmıştır. Kuvvet ölçümü yapılırken bireylerin kalça ve gövdelerinin sabit olmasına dikkat edilmiştir. Standardizasyon sağlamak amacıyla kalça fleksiyon açısının oturur pozisyonda 90 derece olmasına dikkat edilmiştir. İzometrik kuvvet ölçümü sırasında dize 4 ayrı fleksiyon açısı zincir ve karabinalar yardımıyla verilmiştir (Fotograf 6). Antrenman programı başlamadan önce, antrenmanın 3.haftası sonunda, 6. hafta sonunda ve antrenman programı bitiminden sonra toplam 4 kez kuvvet ölçümü yapılmıştır. Kuvvet her açıda üçer kez ölçülmüş ve en iyisi değerlendirmeye alınmıştır. Veriler pound (libre) cinsinden okunmuş ve metrik sisteme çevrilmiştir.

Uyluk çevre ve uyluk deri kıvrımı kalınlığı ölçümleri antrenman programından önce ve sonra olmak üzere iki kez yapılmıştır. Uyluk çevre ölçümünde orta uyluk çevresinden ölçüm yapılmıştır. Orta uyluk çevresi



Fotograf 2.5. Diz 90° fleksiyonda ve tibia 20° ie rotasyonda duvar bankı hareketi



Fotograf 2.6. Karabina ve zincirler yardımıyla 90° fleksiyon açısında kuvvet ölçümü

ölçümünde inguinal katlantı ile patellanın proksimal sınırı arasındaki uzaklığın orta noktası işaretlenmiş ve çevre ölçümü bu noktadan yere yatay olacak şekilde yapılmıştır. Uyluk deri kıvrımı kalınlığı ölçümünde, uyluğun anterior yüzünde, kasıkta inguinal kıvrım ile patellanın proksimal kenarı arasında kalan mesafenin orta noktasında bulunmuştur. Deri kıvrımı, bacağın anterior yüzünde, bacağın uzunlamasına eksenini üzerinde ve bacağın tam ortasından, dikey olarak alınmıştır. Kaliper, tutulan noktanın 4 cm kadar altından olacak şekilde yapılmıştır. Ölçüm denek ayakta iken yapılmıştır.

Antrenman programına başlamadan önce bireylerin multigymde 90 derece fleksiyona kadar kaldırdıkları maksimal ağırlık saptanmış ve bu ağırlığın %90-100'ü ile bireyler antrenmana alınmıştır. Antrenman programının 3. ve 6. haftasında bireylerin yeniden kaldırdıkları maksimal ağırlık saptanmış ve yeni yüklerle antrenman programına devam etmişlerdir.

#### **2.2.6. Antrenman Protokolü**

Sekiz hafta süren antrenman haftada 3 kez, üçer setten oluştu. Her set aralığında bireylere 4 dakika dinlenme verildi. Her sette 6, 9, 12 saniyelik izometrik egzersizler arka arkaya yaptırıldı. Her izometrik egzersizden sonra bireylerin 90-120 saniye dinlenmeleri sağlanmıştır.

#### **2.2.7. Verilerin Analizi:**

Her EMG ölçümünden sonra tüm veriler uscope paket programı aracılığıyla bilgisayarın sabit diskine kaydedilmiş, daha sonra yine bu program tarafından Lotus verilerine ve sonra da Microsoft Excel verilerine dönüştürülmüştür. Tüm bu veriler Microsoft Excel 5.0 paket programı ile değerlendirilerek integre EMG

(İEMG) verileri elde edilmiştir. İEMG verileri Basmajian ve De Luca tarafından geliştirilen formül ( $\int_0^t \text{IEMG} dt$ ) ile hesaplanmıştır (Clarys ve Cabri 1993). Bu formüle göre rakamlara dökülen EMG verilerinin mutlak değeri alınıp daha sonra da integrali hesaplanmaktadır. Sonuçlar daha sonra istatistiksel olarak değerlendirilmiştir

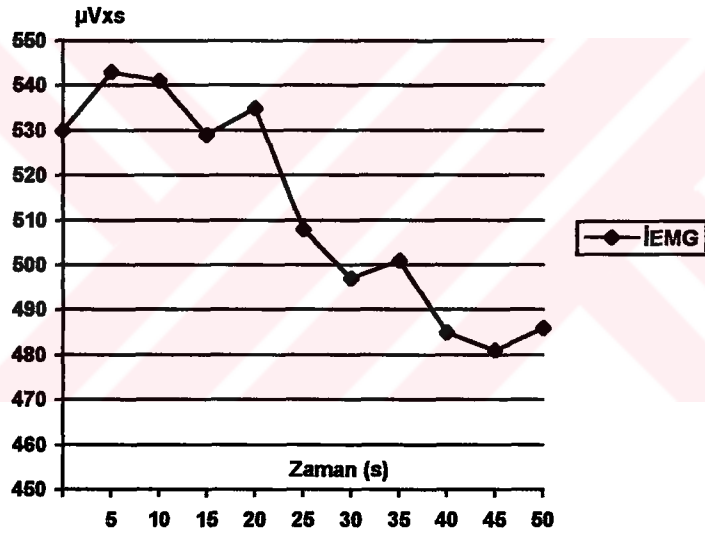
### 2.2.8. İstatistiksel Analiz

Araştırma verilerinin istatistiksel analizinde SPSS for Windows 6.0 (Statistical Package for Social Sciences) istatistik paket programı kullanılmıştır. İzometrik kuvvet ölçümleri, EMG ölçümünden elde edilen sonuçlar, uyluk çevresi ve uyluk deri kıvrım kalınlığı verilerinin ortalamaları arasındaki farkların istatistiksel anlamlılık düzeyleri ( $p < 0.05$  anlamlılık düzeyinde) paired ve student t testleri ile karşılaştırılarak yapılmıştır.

### 3.BULGULAR

#### 3.1.Ön Çalışmada Elde Edilen Bulgular

Ön çalışmaya 26-32 yaş grubundan 6 erkek denek katılmıştır. Duvar bankı hareketi sırasında dizin 90 derece fleksiyon açısında sağ vastus medialis kasından elde edilen İEMG verileri Şekil 3.1 ve Tablo 3.1.de verilmiştir.



Şekil 3.1. Ön çalışmada dizin 90 derece fleksiyon açısında sağ vastus medialis (RVM) kasından elde edilen İEMG değerleri



Tablo 3.1.:Ön çalışmada dizin 90 derece fleksiyon açısında sağ vastus medialis (RVM) kasından elde edilen İEMG değerleri

Zaman (s)	İEMG ( $\mu$ Vxs)
Başlangıç	530 $\pm$ 110
5	543 $\pm$ 90
10	541 $\pm$ 120
15	529 $\pm$ 70
20	535 $\pm$ 60
25	508 $\pm$ 30
30	497 $\pm$ 110
35	501 $\pm$ 130
40	485 $\pm$ 200
45	481 $\pm$ 80
50	486 $\pm$ 90

Ön çalışmada % 5'ten daha fazla düşüş gösteren nokta (20. s) yorgunluk başlangıç noktası olarak kabul edilmiştir.

### 3.2.Denekler

Araştırmayı tamamlayan toplam 10 kişinin yaş ortalamaları 20,4 $\pm$ 1,51, antrenman programı öncesi vücut ağırlıkları 71,0  $\pm$  10,9 kg, antrenman programı sonrası vücut ağırlıkları 71,2  $\pm$  11,8 kg, boy uzunlukları 176,9  $\pm$  6,0 cm olarak tespit edilmiştir.

Araştırmaya katılan deneklerin antrenman programından önce uyluk çevresi 50,6  $\pm$  4,9 cm, sonra 51,4  $\pm$  5,1 cm ve uyluk deri kıvrım kalınlığı antrenman programından önce 12,6  $\pm$  6,3 mm, sonra 11,2  $\pm$  5,8 mm bulunmuştur.

### 3.3.EMG Değerleri

#### 3.3.1. Antrenman Programından Önce

##### 3.3.1.1.Dizin 30° fleksiyon açısında:

Sağ vastus medialis kasının (RVM), tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $212 \pm 20 \mu Vxs$ , tibia dışa rotasyonda  $228 \pm 40 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $261 \pm 100 \mu Vxs$  bulunmuştur.

Sol vastus medialis kasının (LVM), tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $234 \pm 110 \mu Vxs$ , tibia dışa rotasyonda  $202 \pm 50 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $222 \pm 60 \mu Vxs$  bulunmuştur.

Sağ rectus femoris kasının (RRF), tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $240 \pm 1 \mu Vxs$ , tibia dışa rotasyonda  $238 \pm 10 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $255 \pm 40 \mu Vxs$  bulunmuştur.

Sol rectus femoris kasının (LRF), tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $278 \pm 10 \mu Vxs$ , tibia dışa rotasyonda  $277 \pm 20 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $295 \pm 50 \mu Vxs$  bulunmuştur.

##### 3.3.1.2.Dizin 60° fleksiyon açısında:

RVM , tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $383 \pm 110 \mu Vxs$ , tibia dışa rotasyonda  $366 \pm 120 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $481 \pm 370 \mu Vxs$  bulunmuştur.

LVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $309 \pm 110 \mu Vxs$ , tibia dışa rotasyonda  $289 \pm 40 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $329 \pm 140 \mu Vxs$  bulunmuştur.

RRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $280 \pm 70 \mu Vxs$ , tibia dışa rotasyonda  $267 \pm 70 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $380 \pm 230 \mu Vxs$  bulunmuştur.

LRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $289 \pm 20 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $293 \pm 50 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $278 \pm 20 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

### 3.3.1.3.Dizin 90° fleksiyon açısında:

RVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $686 \pm 180 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $700 \pm 170 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $702 \pm 230 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

LVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $432 \pm 80 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $485 \pm 100 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $427 \pm 100 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

RRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $443 \pm 170 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $470 \pm 190 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $496 \pm 230 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

LRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $444 \pm 90 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $472 \pm 120 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $455 \pm 110 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

### 3.3.1.4.Dizin 120° fleksiyon açısında:

RVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $704 \pm 240 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $753 \pm 220 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $742 \pm 180 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

LVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $477 \pm 240 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $516 \pm 210 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $401 \pm 150 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

RRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $571 \pm 340 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $575 \pm 350 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $589 \pm 400 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

LRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $612 \pm 420 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışa rotasyonda  $575 \pm 230 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $600 \pm 300 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

Yukarıdaki tüm bulgular tablo 3.2.de özetlenmiştir.

Tablo 3.2: Antrenman programından önce dizin 4 değişik fleksiyon açısı (30, 60, 90 ve 120) ve tibianın 3 değişik pozisyonundaki (nötral, dışa rotasyon ve içe rotasyon) sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM), sağ rectus femoris (RRF) ve sol rectus femoris (LRF) İEMG ( $\mu\text{Vxs}$ ) aktiviteleri.

RVM	Nötral (X±SD)	Dışa rotasyon (X±SD)	İçe rotasyon (X±SD)
30 ° fleksiyon	212 ± 20	228 ± 40	261 ± 100
60 ° fleksiyon	383 ± 110	366 ± 120	481 ± 370
90 ° fleksiyon	686 ± 180	700 ± 170	702 ± 230
120 ° fleksiyon	704 ± 240	753 ± 220	742 ± 180

LVM	Nötral (X±SD)	Dışa rotasyon (X±SD)	İçe rotasyon (X±SD)
30 ° fleksiyon	234 ± 110	202 ± 50	222 ± 60
60 ° fleksiyon	309 ± 110	289 ± 40	329 ± 140
90 ° fleksiyon	432 ± 80	485 ± 100	427 ± 100
120 ° fleksiyon	477 ± 240	516 ± 210	401 ± 150

RRF	Nötral (X±SD)	Dışa rotasyon (X±SD)	İçe rotasyon (X±SD)
30 ° fleksiyon	240 ± 10	238 ± 10	255 ± 40
60 ° fleksiyon	280 ± 70	267 ± 70	380 ± 230
90 ° fleksiyon	443 ± 170	470 ± 190	496 ± 230
120 ° fleksiyon	571 ± 340	575 ± 350	589 ± 400

LRF	Nötral (X±SD)	Dışa rotasyon (X±SD)	İçe rotasyon (X±SD)
30 ° fleksiyon	278 ± 10	277 ± 20	295 ± 50
60 ° fleksiyon	289 ± 20	293 ± 50	278 ± 20
90 ° fleksiyon	444 ± 90	472 ± 120	455 ± 110
120 ° fleksiyon	612 ± 420	575 ± 230	600 ± 300

### 3.3.2.Antrenman Programından Sonra

#### 3.3.2.1.Dizin 30° fleksiyon açısında:

RVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $206 \pm 30 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $220 \pm 30 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $253 \pm 100 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

LVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $227 \pm 110 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $196 \pm 40 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $215 \pm 60 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

RRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $233 \pm 100 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $231 \pm 100 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $247 \pm 40 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

LRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $268 \pm 40 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $273 \pm 20 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $278 \pm 20 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

#### 3.3.2.2.Dizin 60° fleksiyon açısında:

RVM , tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $371 \pm 100 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $354 \pm 110 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $335 \pm 110 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

LVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $300 \pm 110 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $280 \pm 40 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $321 \pm 140 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

RRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $272 \pm 70 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $259 \pm 70 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $364 \pm 210 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

LRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $287 \pm 20 \mu\text{Vxs}$ , tibia dışı rotasyonda  $292 \pm 50 \mu\text{Vxs}$  ve tibia içe rotasyonda  $278 \pm 20 \mu\text{Vxs}$  bulunmuştur.

### 3.3.2.3.Dizin 90° fleksiyon açısında:

RVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $662 \pm 160 \mu Vxs$ , tibia dışı rotasyonda  $676 \pm 150 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $677 \pm 210 \mu Vxs$  bulunmuştur.

LVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $422 \pm 90 \mu Vxs$ , tibia dışı rotasyonda  $473 \pm 120 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $416 \pm 110 \mu Vxs$  bulunmuştur.

RRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $429 \pm 170 \mu Vxs$ , tibia dışı rotasyonda  $456 \pm 190 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $482 \pm 230 \mu Vxs$  bulunmuştur.

LRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $415 \pm 80 \mu Vxs$ , tibia dışı rotasyonda  $449 \pm 100 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $446 \pm 90 \mu Vxs$  bulunmuştur.

### 3.3.2.4.Dizin 120° fleksiyon açısında:

RVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $682 \pm 260 \mu Vxs$ , tibia dışı rotasyonda  $732 \pm 230 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $721 \pm 19 \mu Vxs$  bulunmuştur.

LVM, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $468 \pm 250 \mu Vxs$ , tibia dışı rotasyonda  $506 \pm 220 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $487 \pm 240 \mu Vxs$  bulunmuştur.

RRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $547 \pm 340 \mu Vxs$ , tibia dışı rotasyonda  $561 \pm 350 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $574 \pm 40 \mu Vxs$  bulunmuştur.

LRF, tibia nötral pozisyonunda iken İEMG değeri  $444 \pm 220 \mu Vxs$ , tibia dışı rotasyonda  $577 \pm 220 \mu Vxs$  ve tibia içe rotasyonda  $521 \pm 210 \mu Vxs$  bulunmuştur.

Tüm bulgular tablo3.3.de derlenlenmiştir.

Tablo 3.3: Antrenman programından sonra dizin 4 değişik fleksiyon açısı (30, 60, 90 ve 120) ve tibianın 3 değişik pozisyonundaki (nötral, dışa rotasyon ve içe rotasyon) sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM), sağ rectus femoris (RRF) ve sol rectus femoris (LRF) IEMG ( $\mu\text{Vxs}$ ) aktiviteleri

RVM	Nötral (X $\pm$ SD)	Dışa rotasyon (X $\pm$ SD)	İçe rotasyon (X $\pm$ SD)
30 ° fleksiyon	206 $\pm$ 30	220 $\pm$ 30	253 $\pm$ 100
60 ° fleksiyon	371 $\pm$ 100	354 $\pm$ 110	335 $\pm$ 110
90 ° fleksiyon	662 $\pm$ 160	676 $\pm$ 150	677 $\pm$ 210
120 ° fleksiyon	682 $\pm$ 260	732 $\pm$ 230	721 $\pm$ 190

LVM	Nötral (X $\pm$ SD)	Dışa rotasyon (X $\pm$ SD)	İçe rotasyon (X $\pm$ SD)
30 ° fleksiyon	227 $\pm$ 110	196 $\pm$ 40	215 $\pm$ 60
60 ° fleksiyon	300 $\pm$ 110	280 $\pm$ 40	321 $\pm$ 140
90 ° fleksiyon	422 $\pm$ 90	473 $\pm$ 120	416 $\pm$ 110
120 ° fleksiyon	468 $\pm$ 250	506 $\pm$ 220	487 $\pm$ 240

RRF	Nötral (X $\pm$ SD)	Dışa rotasyon (X $\pm$ SD)	İçe rotasyon (X $\pm$ SD)
30 ° fleksiyon	233 $\pm$ 10	231 $\pm$ 10	247 $\pm$ 40
60 ° fleksiyon	272 $\pm$ 70	259 $\pm$ 70	364 $\pm$ 210
90 ° fleksiyon	429 $\pm$ 170	456 $\pm$ 190	482 $\pm$ 230
120 ° fleksiyon	547 $\pm$ 340	561 $\pm$ 350	574 $\pm$ 400

LRF	Nötral (X $\pm$ SD)	Dışa rotasyon (X $\pm$ SD)	İçe rotasyon (X $\pm$ SD)
30 ° fleksiyon	268 $\pm$ 40	273 $\pm$ 20	278 $\pm$ 20
60 ° fleksiyon	287 $\pm$ 20	292 $\pm$ 50	278 $\pm$ 20
90 ° fleksiyon	415 $\pm$ 80	449 $\pm$ 100	446 $\pm$ 90
120 ° fleksiyon	444 $\pm$ 220	577 $\pm$ 220	521 $\pm$ 210

### 3.4.2.EMG Sonuçları Değerlendirmesi

#### 3.4.2.1.Değişik Fleksiyon Açılarında Kas Aktivitesinin Değerlendirilmesi

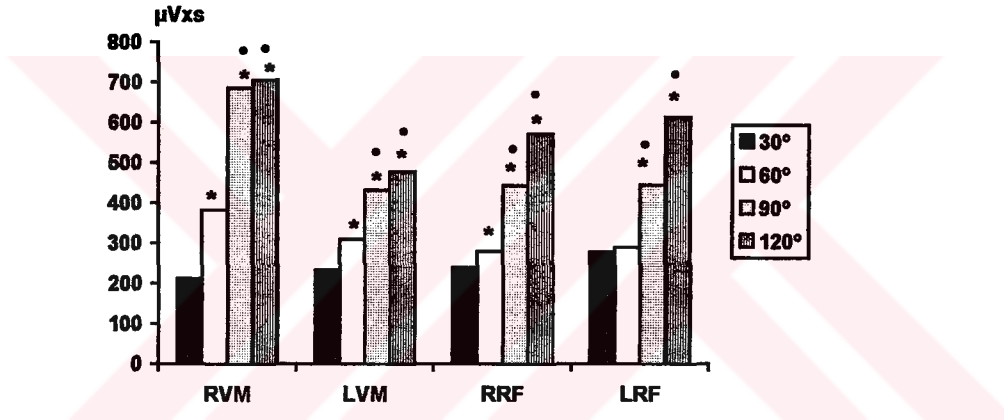
Dizin 90 derece fleksiyonunda; tibianın tüm pozisyonlarında, hem antrenman öncesi hem de antrenman sonrası kayıt alınan 4 kas grubunda da (RVM, LVM, RRF, LRF) 30 ve 60 derece fleksiyon açılarından daha yüksek IEMG aktivitesi saptanmıştır.

Dizin 120 derece fleksiyonunda; tibianın tüm pozisyonlarında, hem antrenman öncesi hem de antrenman sonrası kayıt alınan 4 kas grubunda da (RVM, LVM, RRF, LRF) 30 ve 60 derece fleksiyon açılarından daha yüksek IEMG aktivitesi saptanmıştır.

Tüm tibia pozisyonlarında, 4 kas grubunda da, antrenman öncesinde ve sonrasında; İEMG aktiviteleri arasında, 90 ve 120 derece fleksiyon açıları fark saptanmamıştır.

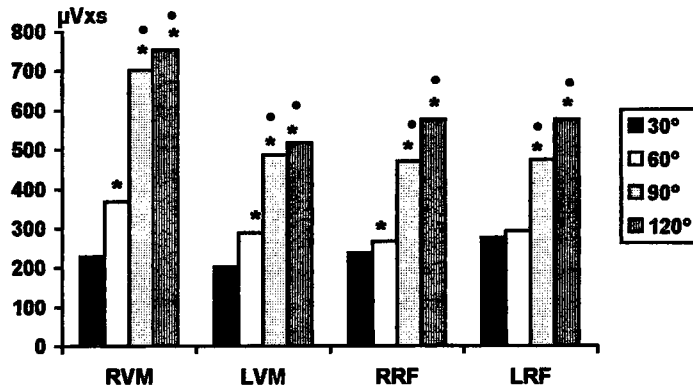
Dizin 30 ve 60 derece fleksiyon açıları değerlendirildiğinde; tibianın tüm pozisyonlarında, RRF ve LRF kaslarında antrenman öncesi ve sonrası İEMG değerlerinde bir farklılık gözlenmemiştir. LVM ve RVM kaslarında da hem antrenman öncesi hem de sonrası tibia nötral ve dışa pozisyonlarında, 60 derece fleksiyonda daha yüksek kas aktivitesi saptanmıştır ( $p<0,05$ ).

Tüm sonuçlar şekil 3.2, 3.3., 3.4'te derlenmiştir.

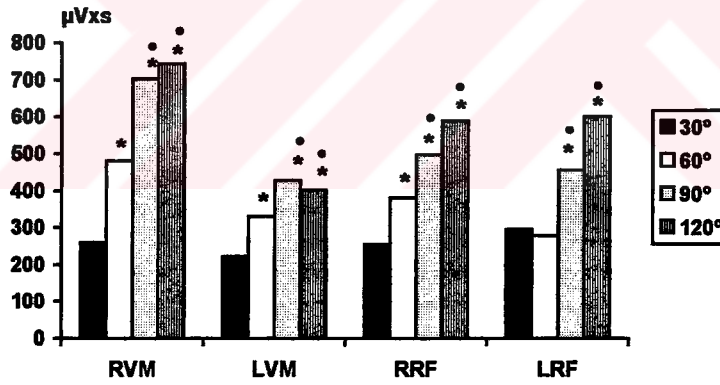


Şekil 3.2: Antrenman programından önce tibianın nötral pozisyonunda dizin 4 fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM), sağ rectus femoris (RRF), ve sol rectus femoris (LRF) kas İEMG değerlerinin karşılaştırılması ( \*= $p<0,05$ , 30° ile diğer açı grupları arasındaki değişimi, •= $p<0,05$  60° derece ile diğer açı grupları arasındaki değişimi göstermektedir.)





Şekil 3.3: Antrenman programından önce tibianın dışa rotasyon pozisyonunda dizin 4 fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM), sağ rectus femoris (RRF), ve sol rectus femoris (LRF) kas İEMG değerlerinin karşılaştırılması ( \*= $p < 0,05$ , 30° ile diğer açı grupları arasındaki değişimi, \*= $p < 0,05$  60° derece ile diğer açı grupları arasındaki değişimi göstermektedir).



Şekil 3.4: Antrenman programından önce tibianın içe rotasyon pozisyonunda dizin 4 fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM), sağ rectus femoris (RRF), ve sol rectus femoris (LRF) kas İEMG değerlerinin karşılaştırılması ( \*= $p < 0,05$ , 30° ile diğer açı grupları arasındaki değişimi, \*= $p < 0,05$  60° derece ile diğer açı grupları arasındaki değişimi göstermektedir.)

### 3.4.2.2. Antrenman Öncesi ve Sonrası Kas Aktivitesinin Değerlendirilmesi

RVM kasının aktivitesinde; tibianın nötral pozisyonunda 30, 60 ve 90 derece fleksiyonda antrenman sonunda anlamlı azalma gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). Tibianın dışa rotasyonunda 60, 90 ve 120 derece fleksiyonda antrenman sonunda anlamlı azalma gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). Tibianın içe rotasyonunda 30 ve 90 derece fleksiyonda anlamlı azalma saptanmıştır ( $p<0,05$ ).

LVM kasının aktivitesinde; tibianın nötral pozisyonunda 30 ve 60 derece fleksiyonda antrenman sonunda anlamlı azalma gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). Tibianın dışa rotasyonunda 60 ve 90 derece fleksiyonda antrenman sonunda anlamlı azalma gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). Tibianın içe rotasyonunda 30, 60 ve 90 derece fleksiyonda anlamlı azalma saptanmıştır ( $p<0,05$ ).

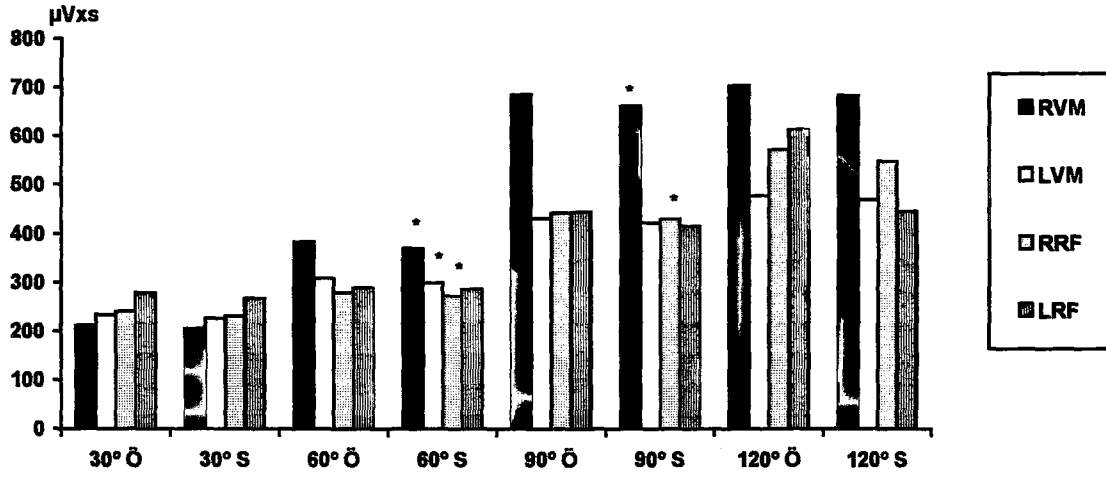
RRF kasının aktivitesinde; tibianın nötral pozisyonunda 30, 60 ve 90 derece fleksiyonda antrenman sonunda anlamlı azalma gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). Tibianın dışa rotasyonunda 30, 60 ve 90 derece fleksiyonda antrenman sonunda anlamlı azalma gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). Tibianın içe rotasyonunda 30 ve 90 derece fleksiyonda anlamlı azalma saptanmıştır ( $p<0,05$ ).

LRF kasının aktivitesinde; tibianın nötral pozisyonunda 90 derece fleksiyonda antrenman sonunda anlamlı azalma gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). Tibianın dışa rotasyonunda hiçbir fleksiyon açısında gözlenmemiştir ( $p<0,05$ ). Tibianın içe rotasyonunda 120 derece fleksiyonda anlamlı azalma saptanmıştır ( $p<0,05$ ).

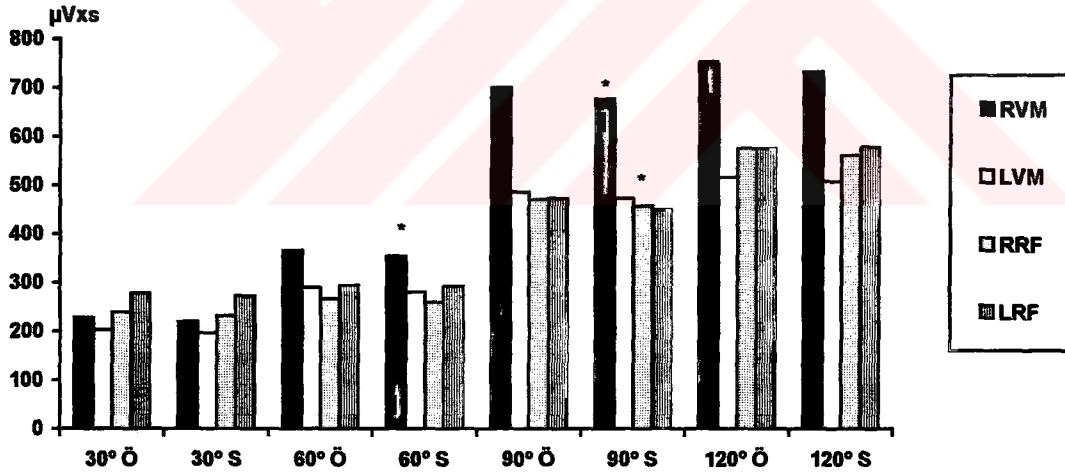
(Tablo 3.4., Şekil 3.5., Şekil 3.6.ve Şekil 3.7.).

Tablo 3.4: Antrenman programından önce(1) ve sonra (2) dizin 4 değişik fleksiyon açısı ve tibianın 3 değişik pozisyonundaki (n=nötral, dr=dışa rotasyon, ir=içe rotasyon) sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM) sağ rectus femoris (RRF) ve sol rectus femoris (LRF) IEMG ( $\mu Vxs$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması

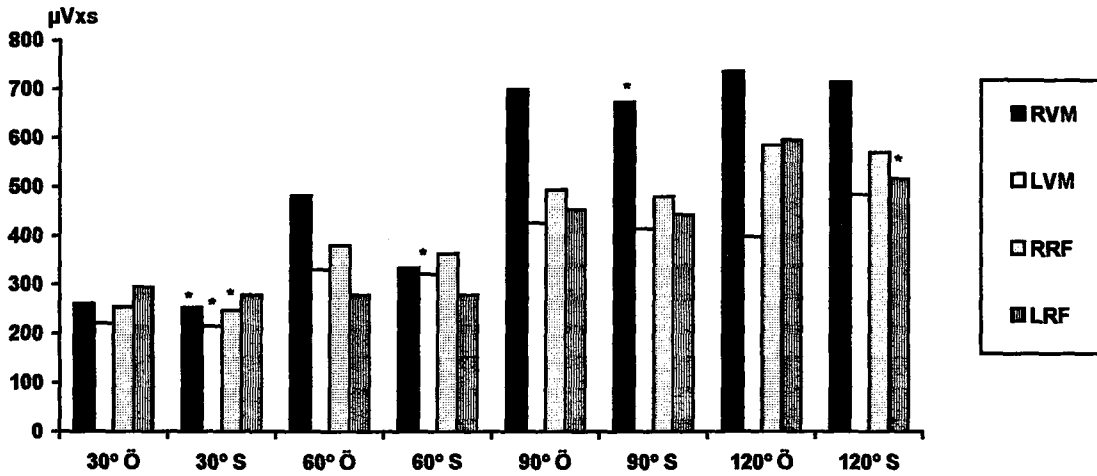
	RVM1	RVM2	p	RRF1	RRF2	p
30° n.	212 ± 2	206 ± 30	p<0,05	240 ± 1	233 ± 1	p<0,05
60° n.	383 ± 110	371 ± 100	p<0,05	280 ± 70	272 ± 70	p<0,05
90° n.	686 ± 180	662 ± 160	p<0,05	443 ± 170	429 ± 170	p<0,05
120° n.	704 ± 240	682 ± 260		571 ± 340	547 ± 340	
30° dr.	228 ± 40	220 ± 30		238 ± 10	231 ± 10	p<0,05
60° dr.	366 ± 120	354 ± 110	p<0,05	267 ± 70	259 ± 70	p<0,05
90° dr.	700 ± 170	676 ± 150	p<0,05	470 ± 190	456 ± 190	p<0,05
120° dr.	753 ± 220	732 ± 230	p<0,05	575 ± 350	561 ± 350	
30° ir.	261 ± 100	253 ± 100	p<0,05	255 ± 40	247 ± 40	p<0,05
60° ir.	481 ± 370	335 ± 110		380 ± 230	364 ± 210	
90° ir.	702 ± 230	677 ± 210	p<0,05	496 ± 230	482 ± 230	p<0,05
120° ir.	742 ± 180	721 ± 190		589 ± 400	574 ± 400	
	LVM1	LVM2	p	LRF1	LRF2	p
30° n.	234 ± 110	227 ± 110	p<0,05	278 ± 10	268 ± 40	
60° n.	309 ± 110	300 ± 110	p<0,05	289 ± 20	287 ± 20	
90° n.	432 ± 80	422 ± 90		443 ± 170	415 ± 80	p<0,05
120° n.	477 ± 240	468 ± 250		612 ± 420	444 ± 220	
30° dr.	202 ± 50	196 ± 40		277 ± 20	273 ± 20	
60° dr.	289 ± 40	280 ± 40	p<0,05	293 ± 50	292 ± 50	
90° dr.	485 ± 100	473 ± 120	p<0,05	472 ± 120	449 ± 100	
120° dr.	516 ± 210	506 ± 220		575 ± 230	577 ± 220	
30° ir.	222 ± 60	215 ± 60	p<0,05	295 ± 50	278 ± 20	
60° ir.	329 ± 140	321 ± 140	p<0,05	278 ± 20	278 ± 20	
90° ir.	427 ± 100	416 ± 110	p<0,05	455 ± 110	446 ± 90	
120° ir.	401 ± 150	487 ± 240		600 ± 300	521 ± 210	p<0,05



Şekil 3.5.: Tibianın nötral pozisyonunda antrenman öncesi (Ö) ve sonrası (S) dizin 4 fleksiyon açısındaki (30, 60, 90, 120) IEMG ( $\mu$ Vxs) değerleri. RVM= sağ vastus medialis, LVM= sol vastus medialis, RRF=sağ rectus femoris, LRF=sol rectus femoris. (\*=  $p < 0,05$ , antrenman öncesi ve sonrası aynı kas grubu arasındaki değişimi göstermektedir)



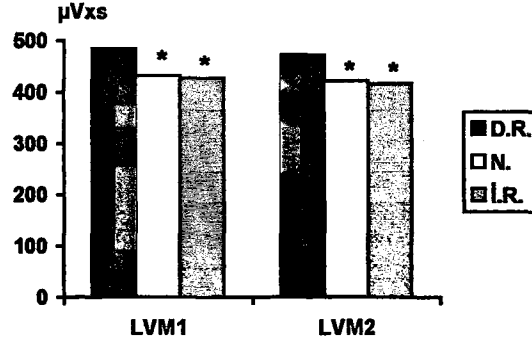
Şekil 3.6.: Tibianın dışa rotasyon pozisyonunda antrenman öncesi (Ö) ve sonrası (S) dizin 4 fleksiyon açısındaki (30, 60, 90, 120) IEMG ( $\mu$ Vxs) değerleri. RVM= sağ vastus medialis, LVM= sol vastus medialis, RRF=sağ rectus femoris, LRF=sol rectus femoris (\*=  $p < 0,05$ , antrenman öncesi ve sonrası aynı kas grubu arasındaki değişimi göstermektedir)



Şekil 3.7.:Tibianın içe rotasyon pozisyonunda antrenman öncesi (Ö) ve sonrası (S) dizin 4 fleksiyon açısındaki (30, 60, 90, 120) İEMG ( $\mu Vxs$ ) değerleri. RVM= sağ vastus medialis, LVM= sol vastus medialis, RRF=sağ rectus femoris, LRF=sol rectus femoris (\*=  $p<0,05$ , antrenman öncesi ve sonrası aynı kas grubu arasındaki değişimi göstermektedir)

### 3.4.2.3. Tibianın Değişik Pozisyonlarında Kas Aktivitesinin Değerlendirilmesi

Antrenman programı öncesinde ve sonrasında, LVM kasında dizin 90 derece fleksiyonunda, tibianın içe rotasyon ve dışa rotasyon pozisyonları karşılaştırıldığında; dışa rotasyon pozisyonunda daha yüksek İEMG aktivitesi saptanmıştır ( $p<0,05$ ). Antrenman programı sonrasında LVM kasında, dizin 90 derece fleksiyonunda, tibianın nötral pozisyon ve dışa rotasyon pozisyonları karşılaştırıldığında; dışa rotasyon pozisyonunda daha yüksek İEMG aktivitesi saptanmıştır ( $p<0,05$ ) (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8.: Dizin 90° fleksiyon açısında antrenman programından önce (1) ve sonra (2) tibianın her üç pozisyonunda (N.=Nötral pozisyon, D.R.= dışa rotasyon, I.R.= içe rotasyon)sol vastus medialis (LVM) kasının İEMG aktivitelerinin karşılaştırılması. \*=p<0,05, tibia dışa rotasyonu ile diğer tibia pozisyonları arasındaki değişimi ifade etmektedir.

#### 3.4.2.4.Sağ ve Sol Taraf Kas Aktivitesinin Değerlendirilmesi

Tibianın tüm pozisyonlarında; dizin 30 derece fleksiyonunda LRF kas aktivitesi hem antrenman programı öncesinde hem de sonrasında RRF kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur (p<0,05).

Tibianın tüm pozisyonlarında; dizin 120 derece fleksiyonunda RVM kas aktivitesi hem antrenman programı öncesinde hem de sonrasında LVM kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur (p<0,05).

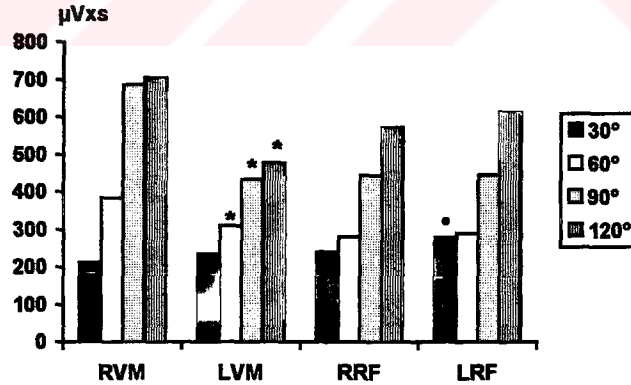
Tibianın tüm pozisyonlarında; dizin 90 derece fleksiyonunda RVM kas aktivitesi antrenman programı sonrasında LVM kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur (p<0,05). Antrenman programı öncesinde; tibianın dışa rotasyon ve içe rotasyonunda, RVM kas aktivitesi, LVM kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur (p<0,05).

Antrenman programı öncesinde ve sonrasında, dizin 60 derece fleksiyonda, tibianın nötral pozisyonda RVM kas aktivitesi, LVM kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur (p<0,05).

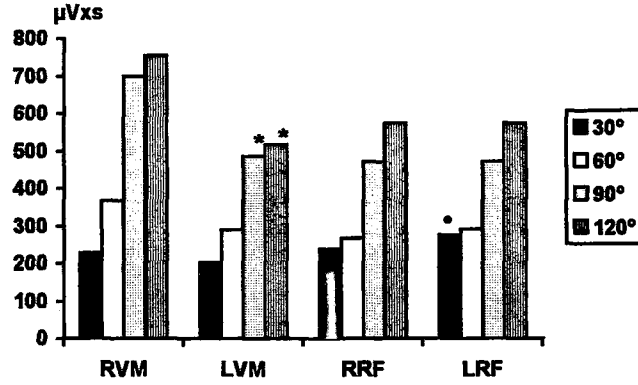
Tüm bulgular Tablo 3.5. ve 3.6 ile Şekil 3.9., 3.10., 3.11., 3.12., 3.13. ve 3.14.'de derlenmiştir.

Tablo 3.5.: Antrenman programından önce dizin 4 değişik fleksiyon açısı ve tibianın 3 değişik pozisyonundaki sağ ve sol taraf İEMG ( $\mu$ Vxs) aktivitelerinin karşılaştırılması vastus medialis (VM) ve rectus femoris (RF)

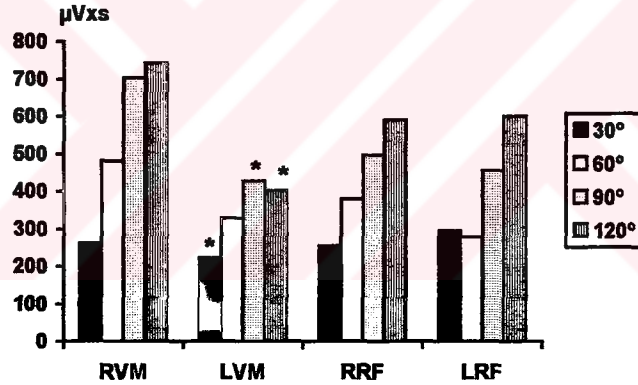
	Sağ	Sol	
30 ° nötral VM	212 ± 20	234 ± 110	
60 ° nötral VM	383 ± 110	309 ± 110	p<0,05
90 ° nötral VM	686 ± 180	432 ± 80	p<0,05
120 ° nötral VM	704 ± 240	477 ± 240	p<0,05
30 ° nötral RF	240 ± 100	278 ± 10	p<0,05
60 ° nötral RF	280 ± 70	289 ± 20	
90 ° nötral RF	443 ± 170	443 ± 170	
120 ° nötral RF	571 ± 340	612 ± 420	
30 ° D.R. VM	228 ± 40	202 ± 50	
60 ° D.R. VM	366 ± 120	289 ± 40	
90 ° D.R. VM	700 ± 170	485 ± 100	p<0,05
120 ° D.R. VM	753 ± 220	516 ± 210	p<0,05
30 ° D.R. RF	238 ± 10	277 ± 20	p<0,05
60 ° D.R. RF	267 ± 70	293 ± 500	
90 ° D.R. RF	470 ± 190	472 ± 120	
120 ° D.R. RF	575 ± 350	575 ± 230	
30 ° İ.R. VM	261 ± 100	222 ± 60	p<0,05
60 ° İ.R. VM	481 ± 370	329 ± 140	
90 ° İ.R. VM	702 ± 230	427 ± 100	p<0,05
120 ° İ.R. VM	742 ± 180	401 ± 150	p<0,05
30 ° İ.R. RF	255 ± 40	295 ± 50	
60 ° İ.R. RF	380 ± 230	278 ± 20	
90 ° İ.R. RF	496 ± 230	455 ± 110	
120 ° İ.R. RF	589 ± 400	600 ± 300	



Şekil 3.9.: Antrenman programından önce tibia nötral pozisyonda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM), sağ rectus femoris (RRF), ve sol rectus femoris (LRF) kas İEMG ( $\mu$ Vxs) aktivitelerinin karşılaştırılması (\*= $p<0,05$ , sağ ve sol vastus medialis kaslarını arasındaki değişimi, • sağ ve sol rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi göstermektedir).



Şekil 3.10.: Antrenman programından önce tibia dışı rotasyon pozisyonunda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM), sağ rectus femoris (RRF), ve sol rectus femoris (LRF) kas İEMG ( $\mu\text{Vxs}$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması (\*= $p < 0,05$ , sağ ve sol vastus medialis kas arasındaki değişimi, • sağ ve sol rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi göstermektedir).

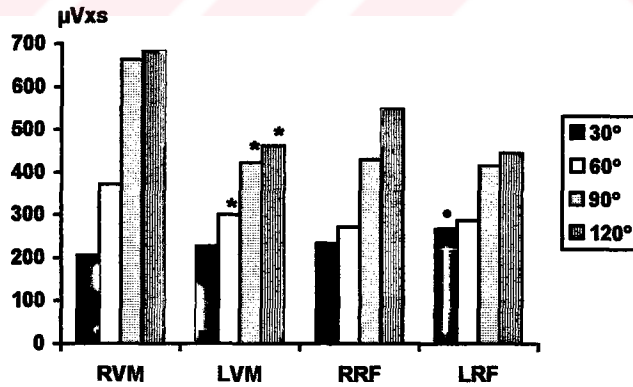


Şekil 3.11.: Antrenman programından önce tibia içe rotasyon pozisyonunda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM), sağ rectus femoris (RRF), ve sol rectus femoris (LRF) kas İEMG ( $\mu\text{Vxs}$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması (\*= $p < 0,05$ , sağ ve sol vastus medialis kas arasındaki değişimi göstermektedir).

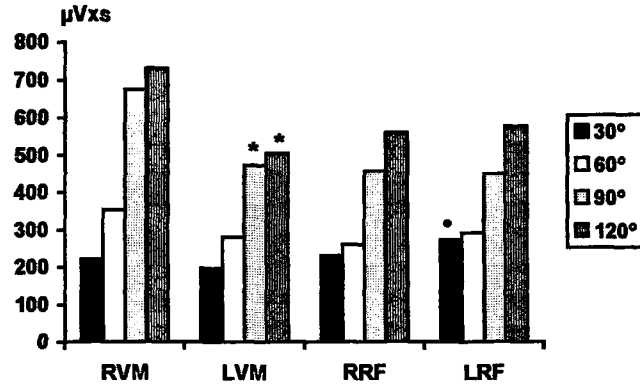


Tablo 3.6.: Antrenman programından sonra dizin 4 değişik fleksiyon açısı ve tibia'nın 3 değişik pozisyonundaki Sağ ve Sol taraf IEMG ( $\mu Vxs$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması vastus medialis (VM)ve rectus femoris (RF)

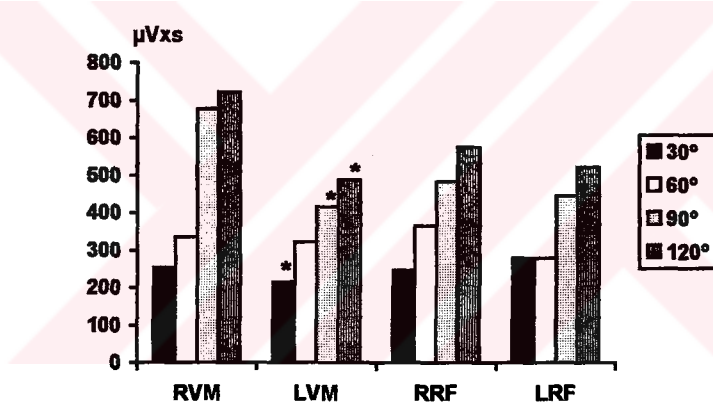
	Sağ	Sol	
30 ° nötral VM	206 ± 30	227 ± 110	
60 ° nötral VM	371 ± 100	300 ± 110	p<0,05
90 ° nötral VM	662 ± 160	422 ± 90	
120 ° nötral VM	682 ± 260	468 ± 250	p<0,05
30 ° nötral RF	233 ± 10	268 ± 40	p<0,05
60 ° nötral RF	272 ± 70	287 ± 20	
90 ° nötral RF	429 ± 170	415 ± 80	
120 ° nötral RF	547 ± 340	444 ± 220	
30 ° D.R. VM	220 ± 30	196 ± 40	
60 ° D.R. VM	354 ± 110	280 ± 40	
90 ° D.R. VM	676 ± 150	473 ± 120	p<0,05
120 ° D.R. VM	723 ± 230	506 ± 220	p<0,05
30 ° D.R. RF	231 ± 10	231 ± 10	p<0,05
60 ° D.R. RF	259 ± 70	259 ± 70	
90 ° D.R. RF	456 ± 190	456 ± 190	
120 ° D.R. RF	561 ± 350	561 ± 350	
30 ° İ.R. VM	253 ± 100	215 ± 60	p<0,05
60 ° İ.R. VM	335 ± 110	321 ± 140	
90 ° İ.R. VM	677 ± 210	416 ± 110	p<0,05
120 ° İ.R. VM	721 ± 190	487 ± 240	p<0,05
30 ° İ.R. RF	247 ± 40	278 ± 20	
60 ° İ.R. RF	364 ± 210	278 ± 20	
90 ° İ.R. RF	482 ± 230	446 ± 90	
120 ° İ.R. RF	574 ± 400	521 ± 210	



Şekil 3.12.:Antrenman programından sonra tibia nötral pozisyonda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM), sağ rectus femoris (RRF), ve sol rectus femoris (LRF) kas IEMG ( $\mu Vxs$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması (\*= $p<0,05$ , sağ ve sol vastus medialis kas arasındaki değişimi, • sağ ve sol rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi göstermektedir).



Şekil 3.13.:Antrenman programından sonra tibia dışa rotasyon pozisyonda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM), sağ rectus femoris (RRF), ve sol rectus femoris (LRF) kas İEMG ( $\mu Vxs$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması (\*= $p < 0,05$ , sağ ve sol vastus medialis kas arasındaki değişimi, • sağ ve sol rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi göstermektedir).



Şekil 3.14.:Antrenman programından sonra tibia içe rotasyon pozisyonda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM), sağ rectus femoris (RRF), ve sol rectus femoris (LRF) kas İEMG ( $\mu Vxs$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması (\*= $p < 0,05$ , sağ ve sol vastus medialis kas arasındaki değişimi göstermektedir).

### 3.4.2.5.VM ve RF Kas Aktivitelerinin Değerlendirilmesi

Tibianın tüm pozisyonlarında; dizin 90 derece fleksiyonunda RVM kas aktivitesi hem antrenman programı öncesinde hem de sonrasında RRF kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Tibia nötral durumda ve dışa rotasyon pozisyonunda; dizin 60 derece fleksiyonunda RVM kas aktivitesi hem antrenman programı öncesinde hem de sonrasında RRF kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

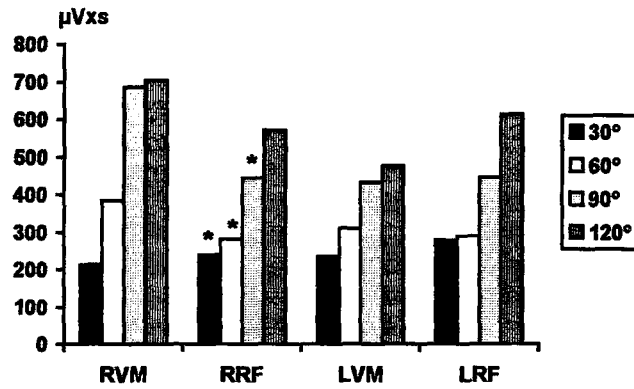
Tibianın nötral pozisyonunda; dizin 30 derece fleksiyonunda RRF kas aktivitesi hem antrenman programı öncesinde hem de sonrasında RVM kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Tibianın dışa rotasyon ve içe rotasyon pozisyonlarında; LRF kas aktivitesi hem antrenman programı öncesinde hem de sonrasında LVM kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Tibianın dışa rotasyon pozisyonunda; dizin 120 derece fleksiyonunda, RVM kas aktivitesi hem antrenman programı öncesinde, hem de sonrasında, RRF kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

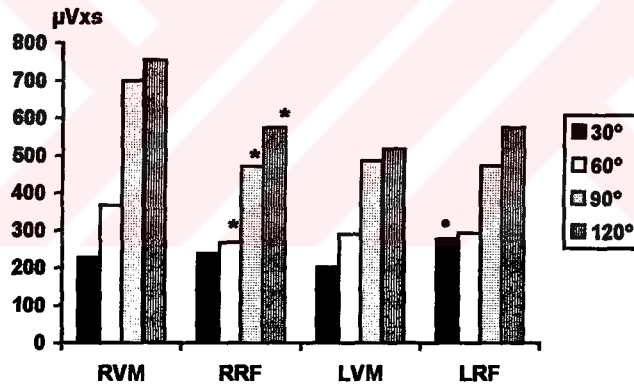
Tüm bulgular tablo 3.7.ve şekil 3.15., 3.16., 3.17., 3.18, 3.19, 3.20 de derlenmiştir.

Tablo 3.7.: Antrenman programından önce(1) ve sonra (2) dizin 4 değişik fleksiyon açısı ve tibianın 3 değişik pozisyonundaki sağ vastus medialis (RVM), sol vastus medialis (LVM) sağ rectus femoris (RRF) ve sol rectus femoris (LRF) İEMG ( $\mu$ Vxs) aktivitelerinin karşılaştırılması

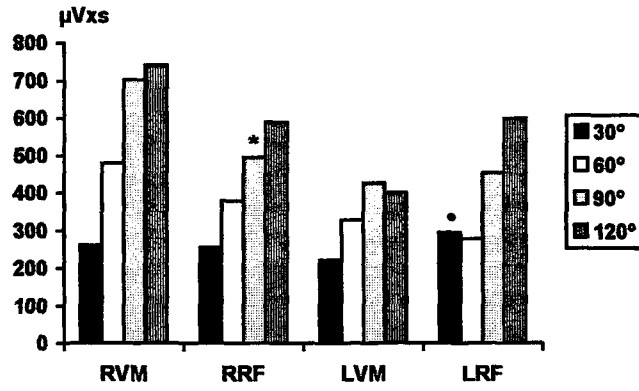
	RVM1	RRF1	p	RVM2	RRF2	p
30° n.	212 ± 2	240 ± 1	p<0,05	206 ± 30	233 ± 1	p<0,05
60° n.	383 ± 110	280 ± 70	p<0,05	371 ± 100	272 ± 70	p<0,05
90° n.	686 ± 180	443 ± 170	p<0,05	662 ± 160	429 ± 170	p<0,05
120° n.	704 ± 240	571 ± 340		682 ± 260	547 ± 340	
30° dr.	228 ± 40	238 ± 10		220 ± 30	231 ± 10	
60° dr.	366 ± 120	267 ± 70	p<0,05	354 ± 110	259 ± 70	p<0,05
90° dr.	700 ± 170	470 ± 190	p<0,05	676 ± 150	456 ± 190	p<0,05
120° dr.	753 ± 220	575 ± 350	p<0,05	732 ± 230	561 ± 350	p<0,05
30° ir.	261 ± 100	255 ± 40		253 ± 100	247 ± 40	
60° ir.	481 ± 370	380 ± 230		335 ± 110	364 ± 210	
90° ir.	702 ± 230	496 ± 230	p<0,05	677 ± 210	482 ± 230	p<0,05
120° ir.	742 ± 180	589 ± 400		721 ± 190	574 ± 400	
	LVM1	LRF1		LVM2	LRF2	
30° n.	234 ± 110	278 ± 10		227 ± 110	268 ± 40	
60° n.	309 ± 110	289 ± 20		300 ± 110	287 ± 20	
90° n.	432 ± 80	443 ± 170		422 ± 90	415 ± 80	
120° n.	477 ± 240	612 ± 420		468 ± 250	444 ± 220	
30° dr.	202 ± 50	277 ± 20	p<0,05	196 ± 40	273 ± 20	p<0,05
60° dr.	289 ± 40	293 ± 50		280 ± 40	292 ± 50	
90° dr.	485 ± 100	472 ± 120		473 ± 120	449 ± 100	
120° dr.	516 ± 210	575 ± 230		506 ± 220	577 ± 220	
30° ir.	222 ± 60	295 ± 50	p<0,05	215 ± 60	278 ± 20	p<0,05
60° ir.	329 ± 140	278 ± 20		321 ± 140	278 ± 20	
90° ir.	427 ± 100	455 ± 110		416 ± 110	446 ± 90	
120° ir.	401 ± 150	600 ± 300		487 ± 240	521 ± 210	



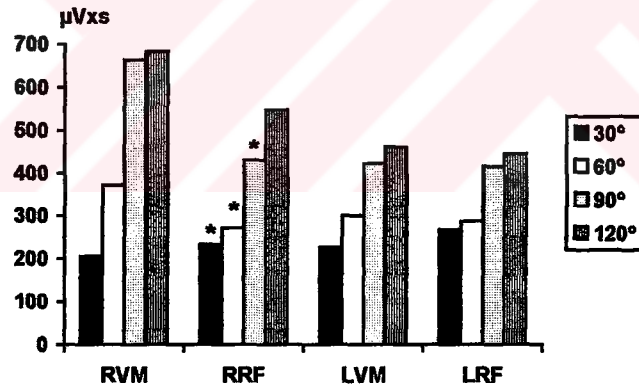
Şekil 3.15.: Antrenman programından önce tibia nötral pozisyonda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM)- sağ rectus femoris (RRF), sol vastus medialis (LVM)- sol rectus femoris (LRF) kas İEMG ( $\mu\text{Vxs}$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması (\*= $p < 0,05$ , sağ vastus medialis sağ rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi göstermektedir).



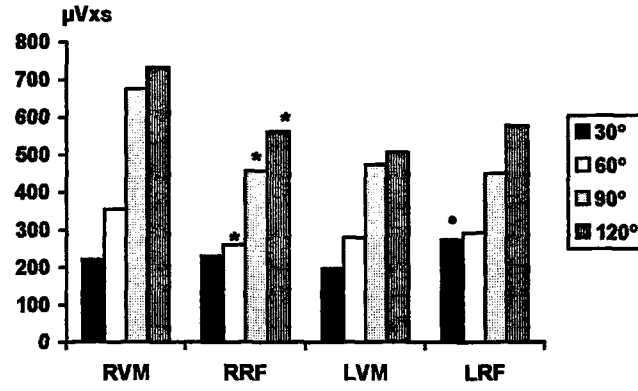
Şekil 3.16.: Antrenman programından önce tibia dışı rotasyon pozisyonunda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM)- sağ rectus femoris (RRF), sol vastus medialis (LVM)- sol rectus femoris (LRF) kas İEMG ( $\mu\text{Vxs}$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması (\*= $p < 0,05$ , sağ vastus medialis- sağ rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi •= $p < 0,05$ , sol vastus medialis-sol rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi göstermektedir).



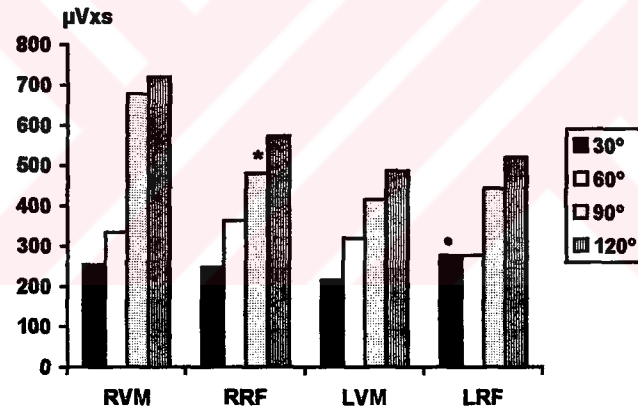
Şekil 3.17.:Antrenman programından önce tibia içe rotasyon pozisyonunda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM)- sağ rectus femoris (RRF), sol vastus medialis (LVM)- sol rectus femoris (LRF) kas İEMG ( $\mu\text{Vxs}$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması(\*= $p < 0,05$ , sağ vastus medialis-sağ rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi • = $p < 0,05$ , sol vastus medialis-sol rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi göstermektedir).



Şekil 3.18.:Antrenman programından sonra tibia nötral pozisyonunda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM)- sağ rectus femoris (RRF), sol vastus medialis (LVM)- sol rectus femoris (LRF) kas İEMG ( $\mu\text{Vxs}$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması (\*= $p < 0,05$ , sağ vastus medialis-sağ rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi göstermektedir).



Şekil 3.19.: Antrenman programından sonra tibia dışa rotasyon pozisyonunda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM)- sağ rectus femoris (RRF), sol vastus medialis (LVM)- sol rectus femoris (LRF) kas İEMG ( $\mu\text{Vxs}$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması(\*= $p < 0,05$ , sağ vastus medialis-sağ rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi • = $p < 0,05$ , sol vastus medialis-sol rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi göstermektedir).



Şekil 3.20.: Antrenman programından sonra tibia içe rotasyon pozisyonunda ve dizin 4 değişik fleksiyon açısındaki sağ vastus medialis (RVM)- sağ rectus femoris (RRF), sol vastus medialis (LVM)- sol rectus femoris (LRF) kas İEMG ( $\mu\text{Vxs}$ ) aktivitelerinin karşılaştırılması(\*= $p < 0,05$ , sağ vastus medialis-sağ rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi • = $p < 0,05$ , sol vastus medialis-sol rectus femoris kas grupları arasındaki değişimi göstermektedir).

### 3.5.Kuvvet Ölçüm Sonuçları

Diz ekstansör kaslarının izometrik kuvveti dizin 30° fleksiyon açısında izometrik kuvveti başlangıçta 39,6±6,3 kg iken antrenmanın 3. haftası sonunda 41,1±9,3 kg 6.haftası sonunda 44,4±8,3 kg ve antrenman programı bitiminde 45,5±9,3 kg bulunmuştur. 6. hafta ve 8. hafta sonunda bulunan değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Diz ekstansör kaslarının izometrik kuvveti dizin 60° fleksiyon açısında izometrik kuvveti başlangıçta 31,5±4,8 kg iken antrenmanın 3. haftası sonunda 39,1±7,0 kg 6.haftası sonunda 42,7±8,8 kg ve antrenman programı bitiminde 45,0±10,9 kg bulunmuştur. 3., 6. ve 8. hafta sonunda bulunan değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Diz ekstansör kaslarının izometrik kuvveti dizin 90° fleksiyon açısında izometrik kuvveti başlangıçta 34,4±5,6 kg iken antrenmanın 3. haftası sonunda 45,7±8,2 kg 6.haftası sonunda 49,5 ±9,0 kg ve antrenman programı bitiminde 52,6±11,1 kg bulunmuştur. 3., 6. ve 8. hafta sonunda bulunan değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

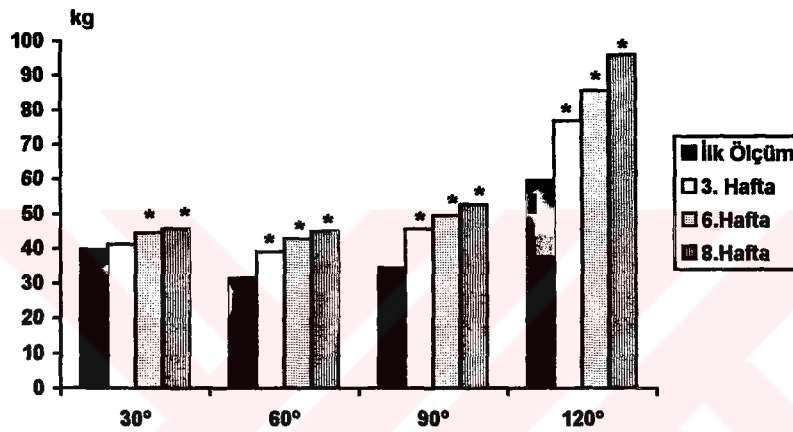
Diz ekstansör kaslarının izometrik kuvveti dizin 120° fleksiyon açısında izometrik kuvveti başlangıçta 59,6±8,6 kg iken antrenmanın 3. haftası sonunda 76,9±13,8 kg 6.haftası sonunda 85,7±17,5 kg ve antrenman programı bitiminde 95,9±21,8 kg bulunmuştur. 3., 6. ve 8. hafta sonunda bulunan değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Dizin tüm fleksiyon açılarında bulunan izometrik kuvvet değerleri tablo3.8 ve şekil 3.21.de özetlenmiştir.



Tablo 3.8.:Araştırmaya katılan deneklerin antrenman programına başlamadan önce, 3.hafta,6.hafta ve antrenman programı sonundaki (8.hafta) 30, 60, 90, 120 derece fleksiyon açılarındaki kuvvet ölçümleri. \*=p<0,05, İlk ölçümde bulunan değerlere göre değişimi göstermektedir.(kuvvet ölçüm değerleri kg olarak verilmiştir).

	İlk Ölçüm (X±SD)	3.hafta (X±SD)	6.hafta (X±SD)	8.hafta (X±SD)
30° fleksiyon	39,6±6,3	41,1±9,3	44,4±8,3*	45,5±9,3*
60° fleksiyon	31,5±4,8	39,1±7,0*	42,7±8,8*	45,0±10,9*
90° fleksiyon	34,4±5,6	45,7±8,2*	49,5 ±9,0*	52,6±11,1*
120° fleksiyon	59,6±8,6	76,9±13,8*	85,7±17,5*	95,9±21,8*



Şekil 3.21.: Araştırmaya katılan deneklerin antrenman programına başlamadan önce, 3.hafta,6.hafta ve antrenman programı sonundaki( 8.hafta) dizin 30, 60, 90 ve 120 derece fleksiyon açılarındaki kuvvet ölçüm değerleri (kuvvet ölçüm değerleri kg olarak verilmiştir). \*=p<0,05, İlk ölçümde bulunan değerlere göre değişimi göstermektedir.

### 3.6.Uyluk Çevresi ve Uyluk Deri Kıvrım Kalınlığı Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Araştırmaya katılan deneklerin antrenman programından önce uyluk çevresi  $50,6 \pm 4,9$  cm, sonra  $51,4 \pm 5,1$  cm ve uyluk deri kıvrım kalınlığı antrenman programından önce  $12,6 \pm 6,3$  mm, sonra  $11,2 \pm 5,8$  mm bulunmuştur. Uyluk deri kıvrım kalınlığındaki azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

## 4.TARTIŞMA

### 4.1.Yöntem

Çalışmada Elektroensefalograf kullanılarak düşük frekans bant aralığında (1-70 Hz) EMG kaydı alınmıştır. Kas ve periferik sinir hastalıklarının tanısı ve hastalığın seyri amaçlı klinik EMG değerlendirilmesinde, genellikle yüksek frekans bantları (1-10 000 Hz gibi) tercih edilmektedir. EMG traselerinin analizlerinde amplitüd veya frekans analizleri yapılmaktadır. Bir sportif hareketin değerlendirilmesinde EMG'de frekans analizi yapılırken yüksek frekans aralığı (1-3 000 Hz gibi) seçilmektedir. Amplitüd analizlerinde farklı frekans aralıklarının seçildiği, EEG veya poligrafın kullanıldığı bir çok EMG çalışması vardır (Clarys ve Carni 1993).

Duchene ve Goubel (1990) çalışmalarında plantar fleksiyon sırasında gastrocnemius ve soleus kaslarından yüzeysel elektrotlarla EMG kaydı almışlardır. Bu çalışma sırasında yorgunlukla beraber, düşük ve yüksek frekans aralıklarındaki EMG değişimlerini değerlendirmişlerdir. Maksimal izometrik egzersiz sırasında 5 değişik frekans aralığında 4 s boyunca 256 noktadan kayıt almışlardır. İlk aralık 4-28 Hz, ikinci aralık 28-52 Hz, üçüncü aralık 196-220 Hz, dördüncü aralık 220-268 Hz ve beşinci aralık 268-516 Hz'den oluşmaktadır. Bu çalışmada yüksek frekans bantları ile düşük frekans bantları arasındaki EMG değerleri arasında yüksek korelasyon saptanmıştır.

Sportif aktiviteler sırasında kullanılan portatif EMG cihazlarının frekans bant aralıkları da oldukça düşüktür (me 3000 EMG cihazının frekans bant aralığı 20-52 Hz'dir) ( Clarys ve Carni 1993, Kalaycı 1994).

Çalışma sırasında EMG kaydı yapılan odanın ısısı 19-22 °C arasında olmasına dikkat edilmiştir. Ortam sıcaklığının, EMG kaydı yapılan derinin ısısının yüzeysel EMG'de değişiklik yaratacağına ilişkin araştırmalar vardır ( Winkel ve Jorgensen, 1991).

Çalışmada elektrotlar motor karttan yararlanarak motor nokta üzerine konulmuştur. Elektrotlar, motor noktanın üzerine, motor noktadan eşit uzaklıkta, motor noktanın yanı, kasın en geniş olduğu yerin orta noktası, kas merkezinin görülebilir parçası ve osteolojik referans noktasına standart uzaklıkta yerleştirilebilir. Tesch ve ark (1990) çalışmalarında elektrotları motor nokta yerine osteolojik referans noktasına yerleştirmişlerdir. Motor nokta tesbitinde motor karttan yararlanabileceği gibi elektriki stimulus verilerek te motor nokta (en düşük uyarımla en yüksek kasılmanın elde edilebildiği nokta) tespit edilebilir. Ayrıca fonomyogram kullanılarak ses yardımı ile motor nokta tespiti yapılabilmektedir (Maton ve ark. 1989, Orizio ve ark. 1990).

Çalışmada izometrik kuvvet antrenmanının süresi 8 hafta olarak seçilmiştir. Antrenmana nöral adaptasyonun 6-8 haftada gerçekleşebileceği bilinmektedir (Komi, 1986). Sekiz hafta civarında olan antrenmanlarda kasta periferik adaptasyon meydana gelmekte ve kasta kuvvet artışı oluşmaktadır. Daha kısa süren antrenmanlarla elde edilen kuvvetin performans ögesi olarak diğer aktivitelere transfer olmaması sürpriz değildir. Pek çok kısa süreli antrenman öğrenme aşamasında kalmakta kuvvet nadiren transfer edilebilmektedir (Mannion ve ark., 1992).

Çalışmada yüzeysel elektrotlar merkezleri arası (referans ve kaydedici) mesafe 3 cm dir. Bilodeau ve ark.nın (1990) dirsek ekstansörlerinde yaptığı çalışmada yüzeysel EMG kaydı alınırken, elektrotlar arası mesafenin önemini vurgulamışlar, elektrotlar arası mesafe artması ile EMG sinyallerinin bant genişliğinin azaldığını göstermişlerdir. 3 cm. den daha geniş elektrotlar arası mesafe önerilmemektedir. Buna karşın literatürde elektrotlar arası mesafenin 5 cm olduğu çalışmalar da vardır (Weir ve ark 1994).

#### **4.2.Ön Çalışma (EMG ve Yorgunluk)**

Ön çalışmada dizin 90 derece fleksiyonundaki duvar bankı hareketi sırasında en uygun izometrik egzersiz süresi 20 s olarak bulunmuştur. Bu çalışmada yaşları 26-32 arasında olan 6 sedanter erkek birey 50 s süreyle iki

kez duvar bankı hareketi yapmışlar ve bu sırada sağ vastus medialis kaslarından EMG kaydı alınmıştır. Bu kayıtların değerlendirilmesi sırasında 20. s den itibaren EMG sinyal amplitüdünün azalmağa başladığı gözlenmiş ve bu nokta yorgunluğun başladığı nokta olarak kabul edilmiştir.

Arendt-Nielsen ve Mills (1988) çalışmalarında maksimal istemli kontraksiyonun (MVC) %80 şiddetindeki quadriceps izometrik egzersizi sırasında yorgunluğu EMG aracılığıyla değerlendirmişler ve yorgunluk süresini 30 s bulmuşlardır. Moritani ve ark. da (1986) MVC'nin %50 şiddetinde 90 derece dirsek fleksiyonunda yapılan izometrik egzersizde, EMG sinyal amplitüdün yorgunlukla beraber düşmeğe başladığını göstermişlerdir. Amplitüd değerlendirmesinde rms EMG kullanmışlardır. Duchen ve Goubel (1990) gastrocnemius kasının izometrik kasılması sırasında yaptıkları yorgunluğu araştırdıkları çalışmada, yorgunlukla beraber EMG aktivitesini de azaldığını göstermişlerdir.

Kranz ve ark (1985) dirsek fleksörlerinde izometrik maksimal volenter kontraksiyon (MVC) sırasında yaptıkları çalışmada EMG ile yorgunlukta kuvvet çıktısını araştırmışlardır. Yorgunluk sırasında kuvvet çıktısında azalmaya paralel olarak, EMG' de median frequency (MF) ve rms EMG'nin de azaldığını saptamışlardır.

Hakkinen ve Komi (1986) diz ekstansörlerinde yaptıkları izometrik MVC sırasında yorgunluk ve EMG ilişkisini araştırmışlardır. Yorgunlukla maksimal ortalama kuvvette önemli azalma saptamışlardır 3 dakikalık toparlanma döneminden sonra başlangıçtaki seviyeye ulaşmayan ancak yorgunluk dönemine oranla önemli bir artış saptamışlardır. Bu esnada ölçülen maksimal ortalama İEMG değerleri de bu bulgulara paraleldir.

Gamet ve Maton (1989) MVC'nin %25 şiddetinde yapılan izometrik egzersiz sırasında biceps brachi, brachioradialis triceps brachi kaslarında oluşan kassal yorgunluğu EMG ile değerlendirmişlerdir, bu çalışmada da benzer bulgular saptanmıştır. Ek olarak kontraksiyon uzun sürerse tremor meydana gelmekte ve bu sırada İEMG değerleri yükselmektedir.

Hakkinen (1994), çalışmasında yüksek şiddette yüklenmeler sırasında kadın ve erkeklerde izometrik kuvvet yorgunluk ilişkisini araştırırken İEMG kullanmış, maksimal izometrik kuvvetin erkeklerde kadınlardan fazla olduğunu ancak artan şiddette egzersizle birlikte hem kuvvet hem de maksimal İEMG değerlerinde kadın ve erkeklerde düşüş saptanmış, ancak erkeklerdeki düşme kadınlara oranla daha fazla bulunmuştur. Kuvvet ölçüm ve İEMG parametreleri arasındaki ilişki doğrusaldır.

Moritani ve ark. (1982, 1985), Green (1986) Petrofsky ve Lind (1980) çalışmalarında benzer sonuçlar bulmuşlardır.

#### **4.3.EMG ile Dizde Uygun İzometrik Fleksiyon Açısının Belirlenmesi**

Çalışmada dizin değişik fleksiyon açılarındaki yapılan izometrik egzersiz sırasında en yüksek İEMG değerleri 90 ve 120 derecede saptanmıştır. Tüm tibia pozisyonlarında, 4 kas grubunda da, antrenman öncesinde ve sonrasında; İEMG aktiviteleri arasında, 90 ve 120 derece fleksiyon açılarındaki istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Yüzyirmi derece fleksiyonda yapılan aktiviteler hem sporda hem de insan yaşamında fazla olmadığından izometrik antrenman programı için doksan derecede yapılan antrenmanın uygun olduğuna karar verilmiştir.

Nakazawa ve ark. (1993) dirsekte artan fleksiyon açısıyla kas aktivitesinin de arttığını göstermişlerdir.

Aktin filamentlerinin birbirini ve miyozin filamentlerinin çapraz köprülerini maksimum düzeyde örttüğü zaman kontraksiyonunda maksimum olduğu bilinmektedir. Aktin filamentlerini çeken çapraz köprü sayısı arttıkça kontraksiyon gücü de artmaktadır (Guyton 1995, Ganong 1993)

EMG kasta üretilen birleşik aksiyon potansiyellerinin yazdırılmasıdır. EMG'nin büyüklüğündeki değişimler üretilen gerimdeki değişimleri gösterir. EMG amplitüdündeki artışla kassal aktiviteye katılan motor ünite arasındaki ilişki doğrusaldır (Marshall ve Elliot 1992, Clarys ve Carni 1993).

Dizde artan fleksiyon açılarında kasta daha fazla motor ünite devreye girmekte daha fazla elektriksel kas aktivitesi elde edilmektedir.

Gamet ve ark. (1990), değişik şiddetlerdeki egzersizler sırasında vastus medialis ve soleus grubu kas aktivitelerini değerlendirmişler, artan egzersiz şiddetiyle kas elektiksel aktivitelerinde artış saptamışlardır.

Seki ve ark. (1991) MVC'nin %0-80 arasında değişen şiddetinde yapılan izometrik egzersiz sırasında biceps brachi kasında, artan egzersiz şiddetiyle aktiviteye katılan motor ünite arasında doğrusal ilişki saptamışlardır.

Bazzy ve ark (1986) biceps brachi kasında yaptığı EMG çalışmasında benzer bulgular saptamışlardır.

#### **4.4.Sağ ve Sol Taraf Kas Aktivitesi Karşılaştırılması**

Çalışmada sağ ve sol VM ve RF kaslarının değerlendirmelerinde antrenman öncesi ve sonrası değerler birbirine benzer bulunmuştur. Dizin 30 derece fleksiyonunda tibianın tüm pozisyonlarında sağ rectus femoris kası aktivitesinin daha fazla olduğu saptanmıştır. Dizin 90 ve 120 derece fleksiyonunda tibianın tüm pozisyonlarında sağ vastus medialis kası aktivitesi sola göre daha fazla bulunmuştur.

Hadberg C ve Hadberg M (1989) üst trapezius kaslarının değişik şiddette izometrik kontraksiyonları sırasında EMG sinyal amplitüd ve frekans analizleri aracılığıyla sağ ve sol taraf karşılaştırması yapmışlardır. Yalnızca % 40 MVC' de sağ taraf aktivitesini sol tarafa göre daha az bulmuşlardır. Çalışma 14 bayan denekte yapılmış ve bunlardan sadece bir tanesi sağ elini kullanmaktadır

#### **4.5.VM ve RF Kas Aktiviteleri Karşılaştırılması**

Çalışmada dizin 90 derece fleksiyonunda tibianın tüm pozisyonlarında, antrenmandan önce ve sonra sağ VM kas aktivitesi sağ RF kas aktivitesine göre daha yüksek bulunmuştur.

Antrenman programından önce ve sonra dizin 30 derece tibianın nötral pozisyonunda sağ RF kas aktivitesi sağ VM kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur. Tibianın içe ve dışa rotasyonunda hem antrenman öncesi hem antrenman sonrası sol RF kas aktivitesi sol VM kas aktivitesine göre yüksek bulunmuştur.

Dizin 60 derece fleksiyonunda; tibianın nötral ve dışa rotasyonunda sağ VM kas aktivitesi hem antrenman öncesi hem de antrenman sonrası sağ RM femoristen yüksek bulunmuştur.

Dizin 120 derece fleksiyonunda; antrenman öncesi tibia dışa rotasyonu esnasında sağ VM kas aktivitesi sağ RF kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur.

Tüm bu sonuçlardan duvar bankı hareketi sırasında 30 derece fleksiyonda RF kasının daha aktif olduğu 60 derece fleksiyondan itibaren VM kasının harekette daha önemli rol oynadığı yorumuna varılabilir. Sağ VM kasının sola göre daha aktif olması da tibial rotasyonun sadece sağda yapılmış olmasıyla açıklanabilir.

Hanten ve Schulties (1990) kalça 90 derece fleksiyonda iken kalça adduksiyonu ve 30 derece internal tibial rotasyon esnasında VM ve VL aktivitelerini değerlendirmişler. VM kas aktivitesinin VL kas aktivitesinden daha fazla bulmuşlardır.

Hakkinen ve ark (1985 b) 24 hafta süren kuvvet antrenmanlarına aldıkları bireylerde VL, VM ve RF kaslarının aktivitesini maksimal izometrik egzersiz sırasında İEMG ile değerlendirmişler ve VL kasında en yüksek, RF kasında en düşük kassal aktivite saptamışlardır.

Souza ve Gross (1990) VM/VL oranının patellofemoral ağrı sendromundaki önemini vurgulayarak, normal ve sakat bireyleri karşılaştırdıkları çalışmalarında; sağlıklı bireylerde bu oranın sakat bireylere göre daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.

Tesch ve ark (1990) tekrarlayan konsantrik ve eksantrik egzersizler sırasında RF ve VL kas aktivitesini ölçmüşler, VL kas aktivitesinde tekrarlayan egzersizler sırasında değişim gözlemezken RF aktivitesinde azalma gözlemişlerdir.

Cerny (1995) çeşitli egzersizlerde patelofemoral ağrısı olan ve olmayan iki grupta yaptığı çalışmada VM/VL oranının önemli olduğunu vurgulamış, maksimal ve maksimale yakın şiddette egzersizlerde bu oranı 1.2, kalçanın medial rotasyonu sırasında yapılan egzersizlerde 1.0 bulmuştur. Açık ve kapalı kinetik zincir tipi egzerleri de karşılaştırdığı çalışmasında, açık kinetik zincir tipi egzersizlerde bu oranın daha yüksek olduğunu saptamıştır. Patellofemoral ağrısı olan grup ile diğer grup arasında fark bulunamamıştır.

Hakkinen (1994), erkek ve kadınlarda yüksek şiddette yüklenme sırasında VM ve VL kaslarındaki İEMG aktivitelerini karşılaştırmış, erkeklerde VM aktivitesinin VL göre fazla olduğunu saptarken, tersine kadınlarda VL aktivitesinin VM aktivitesine göre yüksek olduğunu bulmuştur.

Nakazawa ve ark (1993) dirsek fleksör kaslarında izometrik, konsantrik ve eksantrik egzersizleri karşılaştırmış, brachioradialis kas aktivitesinin biceps brachi kas aktivitesine oranının artan fleksiyon açısıyla arttığını göstermişlerdir.

#### **4.6. Antrenman Öncesi ve Sonrası Kas Aktiviteleri Karşılaştırılması**

Çalışmada antrenman sonrasında öncesine göre aynı sürede yapılan izometrik egzersizde daha düşük İEMG değerleri saptanmıştır. Bu bulgu deneklerin antrenman programı sonunda artan kas kuvveti ile aynı süre ve şiddette yapılan izometrik egzersizi daha az motor ünitenin devreye girmesi ile gerçekleştirebildikleri şeklinde yorumlandı.

Kaljumae ve ark (1994), bisiklet ergometresinde 10 haftalık antrenmana aldıkları bireylerde her iki diz VM ve VL aktivitelerini değerlendirmişler. Dört kas grubunda da antrenman programı sonunda, aynı şiddette yaptıkları egzersizde ( pik izometrik gücün % 40 şiddetinde) elektromiyografik olarak daha düşük kas aktivitesi saptamışlardır.

Hakkinen ve ark (1985 a,b) antrenmanla artan kuvvetle İEMG aktivitesi arasındaki yüksek korelasyon saptamışlardır.



Matsumoto ve ark. (1991), kuvvet çıktısı ve İEMG ilişkisini araştırdığı çalışmasında, 150, 200, 250, 300 watta 4 değişik şiddette egzersiz yaptırdığı bireylerde, yüksek kuvvet çıktısında yüksek İEMG aktivitesi saptamıştır.

Basmajian (1990), Basmajian ve De Luca (1985) kuvvet ile EMG sinyal amplitüdü arasında lineer ilişki saptamışlardır. Gerdl ve ark. nın (1991) bulguları da bu yöndedir.

Tüm bu literatür bilgileri bulgularımızı desteklemektedir.

#### **4.7. Tibianın Pozisyonu**

Çalışmada dizin 90 derece fleksiyon açısında LVM kasında tibia dışı rotasyonda iken hem nötral hem de içe rotasyon pozisyonundan daha yüksek kas aktivitesi saptanmıştır.

Literatürde tibianın rotasyonu ile ilgili çok fazla çalışma yoktur. Hanten ve Schulties (1990 ) kalça 90 derece fleksiyonda iken kalça adduksiyonu ve 30 derece internal tibial rotasyonda VM ve VL aktivitelerini değerlendirmişler. VM aktivitesini daha yüksek bulmuşlardır.

Tepperman ve ark.(1985) ayak bileğinin dorsifleksiyon, plantar fleksiyon ve nötral pozisyonlarının izometrik quadiceps kuvvetine etkisini araştırmışlardır. Plantar fleksiyon ve dorsal fleksiyonda naturel pozisyona göre daha yüksek aktivite saptamışlardır.

#### **4.8. Kuvvet Antrenmanı**

Kuvvet ölçümlerinde kalça fleksiyon açısının 90° olmasına dikkat edilirken 4 değişik fleksiyon açısında ölçüm yapılmıştır.

Hakkinen ve Komi (1986) yaptıkları çalışmada izometrik kuvvet ölçümü yaparken dizde 107 derece kalçada ise 110 derecelik fleksiyon açısı kullanmışlardır.

Çalışmamızda dizin 90 derece fleksiyonunda yapılan izometrik kuvvet antrenmanı ile en fazla 90 ve 120 derecelerde olmak üzere tüm fleksiyon açılarında kuvvet artışı meydana gelmiştir.

Sportif rehabilitasyonun en önemli ilkelerinden birisi de kassal kuvvetin artırılmasıdır. Sportif rehabilitasyonda eklem hareket açıklığı ve yumuşak doku fleksilitesi tam olarak sağlandıktan sonra kassal güçlendirme programına geçilir. Kassal güçlendirme programının başlangıcında izometrik egzersizler uygulanır. İzometrik egzersizlerden sonra izotonik ve izokinetik egzersizlere geçilir.

1945 yılında Delome kas antrenmanlarının prensiplerini şu şekilde özetlemiştir. Kas kuvvetinde artış büyük bir rezistansa karşı az tekrarlar, kassal dayanıklılıktaki artışta düşük dirence karşı fazla tekrarlar olmaktadır.

Çalışmada Delome'nin prensiplerinden yola çıkarak maksimal izometrik kas kuvvetinin %90-100'ü izometrik kuvvet antrenmanı yapılmıştır.

Kanehisa ve Miyashita (1983) dirseğin 4 değişik fleksiyon açısında (30, 60, 90, 120) 14 hafta süren izometrik kuvvet antrenman programının sonuçlarını izlemişlerdir. Antrenman programının ilk 8 haftasını izometrik egzersizler, son 6 haftasını da izokinetik egzersizler (düşük ve yüksek hızlarda iki grup) oluşturmaktadır. Çalışmada kuvvet antrenmanları 4 değişik fleksiyon açısında (30, 60, 90, 120) yapılmıştır. İzometrik antrenman programı sonunda kuvvette tüm fleksiyon açılarında önemli derecede artış saptamışlardır. İzokinetik antrenmana düşük hızlarda devam eden grupta kuvvette değişim gözlenmezken yüksek hızlarda devam eden grupta önemli artışlar oluşmuştur. Buradan izometrik antrenmanların düşük hızlarda yapılan izokinetik egzersizlerin yerine kullanılabileceği sonucuna varabiliriz.

Wilson ve ark.(1993) klasik ağırlık çalışmaları, pliometrik egzersizler ve dinamik kuvvet egzersizlerini değerlendirdikleri çalışmalarında, değişik performans ögelerinde bu antrenman metodlarını karşılaştırmışlar, izometrik kuvvetin özellikle geleneksel kuvvet antrenmanlarında arttığını bulmuşlardır.

Duchateau ve Hainaut (1984) adductor pollicis kasında izometrik ve dinamik antrenman programlarının etkisini karşılaştırmışlar ve aralarında kuvvet artışı bakımından fark saptamamışlardır.

Aagaard ve ark (1994) diz ekstansörleri üzerinde farklı kuvvet antrenmanlarını karşılaştırmışlar izometrik egzersizlerde kuvvet artışı saptamakla birlikte izokinetik egzersizlere oranla bu artışın daha az olduğunu bulmuşlardır.

Klasik olarak izometrik kuvvet antrenmanları açı spesifiktir. Kuvvet artışı yalnızca antrenman yapılan açıda olmaktadır (Weir ve ark.,1994, 1995).

Çalışmamızda sadece kuvvet antrenmanı yapılan açıda değil ölçüm yapılan tüm fleksiyon açılarında kuvvet artışı meydana gelmiştir.

Kuvvetin çalışma yapılan açı dışında da artmasına kuvvetin transfer etkisi adı verilmektedir. Sonuçlarımız izometrik kuvvet antrenmanları ile de transfer etkinin olabileceğini göstermektedir.

Weir ve ark. (1995) tek açıda yapılan izometrik kuvvet antrenmanları (%80 MVC şiddetinde) ile özellikle antrenman yapılan açıda kuvvet artışı olmakla birlikte diğer açılara da çapraz transfer etkisi ile kuvvet artışı olduğunu göstermişlerdir.

Kannus ve ark (1992) 7 hafta süreyle tek bacakta quadriceps ve hamstring kaslarına yönelik antrenman yaptırdıkları bireylerde, antrenman yapmayan bacakta da anlamlı kuvvet artışı saptamışlardır (çapraz transfer etki). Bu çapraz transfer etkisi henüz tam olarak anlaşılammıştır. Nöromüsküler fasilitasyon teorisi ve egzersiz yapan baktan diğer bacağa motor impuls difüzyon teorisi gibi bir takım teoriler ileri sürülmektedir.

Bandy ve Hanten (1993) dizin 3 değişik fleksiyon açısında (30, 60, 90) 8 haftalık izometrik kuvvet antrenmanına aldığı bireylerde kuvvet artışı ve maksimal izometrik kontraksiyon sırasında dizin ekstansör kas aktivitesini EMG ile değerlendirmişlerdir. 15, 30, 45, 60, 75, 90 ve 105 derece fleksiyon açılarında diz ekstansörlerinde kuvvet ve IEMG ölçümü yapmışlar ve şu sonuçları bulmuşlardır:

a. 30 derecede yapılan izometrik kuvvet antrenmanı sonunda en fazla kuvvet artışı 30 derece fleksiyonda olmakla birlikte 15, 45 ve 60 derecedeki kuvvet artışları da anlamlıdır.

- b. 60 derecede yapılan antrenmandan sonra en fazla kuvvet artışı 60-75 derecelerde olmakla beraber, 105 derece dışındaki diğer açılarda da önemli kuvvet artışı meydana gelmiştir.
- c. 90 derece fleksiyonda yapılan antrenmandan sonra en yüksek kuvvet artışı 90 ve 75 derecede olmasına rağmen diğer tüm açılarda önemli kuvvet artışı olmuştur.
- d. İEMG sonuçlar da yukarıdaki bulguları desteklemektedir.

#### **4.9.Uyluk Çevre Ölçümü ve Uyluk Deri Kıvrım Kalınlığı**

Çalışmada antrenman programı sonunda uyluk çevresi ölçümlerinde artma olmakla birlikte, bu bulgudaki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Deri kıvrım kalınlığı ölçümlerinde azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Deri kıvrım kalınlığında azalmanın, yapılan antrenman bağlı olarak ve/veya genişleyen kas kitlesi nedeniyle deri altı yağ dokusunun sıkışıp incelmeye bağlı olabileceği öne sürülmektedir (Odabaş, 1988).

Hakkinen ve ark. (1985 a, b) çalışmalarında benzer sonuçlar bulmuşlardır. Literatürde izometrik egzersizlerin hipertrofi oluşturmadan kuvvet artışı yaptığına dair pek çok bulgu vardır (Andersen ve ark.1985, Weir ve ark.1994, Hisaeda ve ark. 1996).

## 5.SONUÇ

VM ve RF kaslarında, her iki bacakta dizin 90 ve 120 derece fleksiyon açılarında, tibianın tüm pozisyonlarında diğer iki fleksiyon açısından daha yüksek İEMG aktivitesi bulunmuştur.

Antrenman programı sonrasında başlangıca göre, aynı şiddette izometrik egzersizde daha az İEMG aktivitesi saptanmıştır.

Antrenman programından önce ve sonra diz fleksiyon açısının 90 ve 120 derecelerinde tüm tibia pozisyonlarında VM kas aktivitesi RF kas aktivitesine göre daha yüksek bulunmuştur.

Antrenman programından önce tibianın pozisyonları karşılaştırıldığında dizin 90° fleksiyon açısında dışa rotasyon pozisyonunda sol VM kasında içe rotasyona göre daha yüksek kas aktivitesi saptanmıştır. Antrenman programından sonra dizin 90° fleksiyon açısında dışa rotasyon pozisyonunda nötral pozisyona göre daha yüksek kas aktivitesi saptanmıştır. Diğer tibia pozisyonları arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Antrenman programından önce ve sonra, dizin 30 derece fleksiyon açısında sağ RF kas aktivitesi sol RF kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur. Antrenman programından önce ve sonra, dizin 60, 90, 120 derece fleksiyon açılarında sağ VM kas aktivitesi sol VM kas aktivitesine göre yüksek bulunmuştur

Uyluk deri kıvrım kalınlığında, antrenman sonrasında azalma saptanmıştır. İzometrik kas kuvvetinde özellikle 90 ve 120 derecelerde olmak üzere dizin 4 fleksiyon açısında da artma saptanmıştır ( $p<0,05$ ).

Sonuçlarımız, izometrik kuvvet antrenman programları ile yalnızca antrenman yapılan açıda değil diğer fleksiyon açılarında kuvvet artışı olduğunu göstermiştir. Uyluk ekstansörlerinde yapılan izometrik egzersiz sırasında, en yüksek kas aktivitesine dizin 90 derece fleksiyon açısından itibaren ulaşıldığı sonucuna varılmıştır. Diz fleksiyon açısı 30 dereceye kadar

yapılan egzersizler sırasında, RF aktivitesinin VM aktivitesinden yüksek olduğu, 60 derece fleksiyon açısından itibaren VM aktivitesinin daha fazla olduğu sonucuna varılmıştır. Tüm bu bulgularımızın sportif rehabilitasyon konusunda katkı yapılabilceği düşünülmektedir.



## ÖZET

### Farklı Diz Açıları ve Tibia Pozisyonlarında Yapılan İzometrik Egzersizin Vastus Medialis ve Rectus Femoris Kasları Üzerine Etkisinin EMG Çalışması ile İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı, değişik açılar ve pozisyonlarda yapılan izometrik quadriceps egzersizleriyle hangi açı ve pozisyonda izometrik kuvvet antrenmanı yapılacağını saptamak, saptanan açıda yapılan kuvvet antrenmalarının etkilerini araştırmak ve bulduğumuz sonuçları sportif rehabilitasyonda uygulamaya sokabilmektir.

Araştırmaya başlamadan önce deneklerin EMG ölçümleri sırasında yapacağı izometrik egzersizin süresini belirlemek amacıyla ön çalışma yapılmıştır. Ön çalışmaya 26-32 yaş grubundan 6 erkek denek katılmıştır. Denekler duvar bankı hareketi esnasında dizin 90 derece fleksiyon açısında 50 s süreyle izometrik egzersiz yaparken sağ vastus medialis kaslarından (RVM) 2 kez EMG kaydı alınmıştır. Yapılan değerlendirmelerde 20 s sonunda bireylerin EMG sinyal amplitüdlerinin belirgin olarak azaldığı (yorgunluğun başladığı) saptanmıştır.

Çalışmaya herhangi bir diz patolojisi olmayan 10 sağlıklı sedanter birey katıldı (20.4±1.5 yaş). Deneklere 3 değişik tibia pozisyonunda (nötral 30 derece dışa rotasyon, 20 derece içe rotasyonda) ve 4 değişik fleksiyon açısında (30, 60, 90 ve 120 derecelerde) duvar bankı hareketi yaptırılmıştır. EMG sinyalleri denek duvar bankı hareketi sırasında her iki bacak vastus medialis (VM) ve rectus femoris (RF) kaslarının izometrik kasılması esnasında yüzeysel elektrotlarla kaydedilmiştir.

Araştırmaya katılan deneklere EMG, kuvvet, uyluk çevre ve uyluk deri kıvrım kalınlığı ölçümleri yapılmıştır. Denekler daha sonra 8 hafta süren izometrik kuvvet antrenmanına alınmışlardır

Antrenman programı öncesi ve sonrası iki kez EMG sinyal kaydı yapılmıştır. EMG kayıtları 20.48 s boyunca 1-70 Hz frekans bandı aralığında 1024 noktadan alınmıştır. Kayıtlar sırasında EEG cihazı kullanılmıştır. Denekler antrenman programına alınmadan önce yapılan EMG sinyallerinin amplitüdü değerlendirilerek kuvvet antrenmanlarının yapılacağı fleksiyon açısı saptanmıştır. EMG sinyal amplitüdü integre EMG (İEMG) yapılarak değerlendirilmiş ve dizin en uygun fleksiyon açısının 90 derece olduğu saptanmıştır.

Araştırmaya katılan deneklerin izometrik kuvvet ölçümleri dizin 4 ayrı fleksiyon açısında (30, 60, 90, 120) elektromekanik dinamometre (Jackson Evaluation System aracılığıyla) saptanmıştır. Antrenman programı başlamadan önce, antrenmanın 3.haftası sonunda, 6. hafta sonunda ve antrenman programı bitiminden sonra toplam 4 kez kuvvet ölçümü yapılmıştır. Sekiz hafta süren antrenman, haftada 3 kez, üçer sette oluştu. Her set aralığında bireylere 4 dakika dinlenme verildi. Her sette 6, 9, 12 saniyelik izometrik egzersizler arka arkaya yaptırıldı. Her izometrik egzersizden sonra bireylerin 90-120 saniye dinlenmeleri sağlandı.

Araştırma verilerinin istatistiksel analizinde SPSS for Windows 6.0 (Statistical Package for Social Sciences) istatistik paket programı kullanılmıştır.  $p < 0,05$  düzeyi anlamlı olarak kabul edilmiştir.

VM ve RF kaslarında, her iki bacakta dizin 90 ve 120 derece fleksiyon açılarında, tibianın tüm pozisyonlarında diğer iki fleksiyon açısından daha yüksek İEMG aktivitesi bulunmuştur. Antrenman programı sonrasında başlangıca göre, aynı şiddette izometrik egzersizde daha az İEMG aktivitesi saptanmıştır. Antrenman programından önce ve sonra diz fleksiyon açısının 90 ve 120 derecelerinde tüm tibia pozisyonlarında VM kas aktivitesi RF kas aktivitesine göre daha yüksek bulunmuştur. Tibianın pozisyonları karşılaştırıldığında

arada fark olmakla beraber anlamlı bulunmamıştır. Antrenman programından önce ve sonra, dizin 30 derece fleksiyon açısında sağ RF kas aktivitesi sol RF kas aktivitesinden yüksek bulunmuştur. Antrenman programından önce ve sonra, dizin 60, 90, 120 derece fleksiyon açılarında sağ VM kas aktivitesi sol VM kas aktivitesine göre yüksek bulunmuştur Uyluk deri kıvrım kalınlığında, antrenman sonrasında azalma saptanmıştır. İzometrik kas kuvvetinde özellikle 90 ve 120 derecelerde olmak üzere dizin 4 fleksiyon açısında da artma saptanmıştır ( $p<0,05$ ).

Sonuçlarımız, izometrik kuvvet antrenman programları ile yalnızca antrenman yapılan açıda değil diğer fleksiyon açılarında kuvvet artışı olduğunu göstermiştir. Uyluk ekstansörlerinde yapılan izometrik egzersiz sırasında, en yüksek kas aktivitesine dizin 90 derece fleksiyon açısından itibaren ulaşıldığı sonucuna varılmıştır. Diz fleksiyon açısı 30 dereceye kadar yapılan egzersizler sırasında, RF aktivitesinin VM aktivitesinden yüksek olduğu, 60 derece fleksiyon açısından itibaren VM aktivitesinin daha fazla olduğu sonucuna varılmıştır. Tüm bu bulgularımızın sportif rehabilitasyon konusunda katkı yapabileceği düşünülmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** İzometrik egzersiz, kuvvet antrenmanı, IEMG, VM, RF





## SUMMARY

### **Evaluation of The Effects of Isometric Exercises Performed at Various Knee Angles and Tibial Positions on Strength Development of Vastus Medialis and Rectus Femoris Muscles Using Electromyography.**

Regaining previous strength level is considered as an important element in sport rehabilitation. Isometric exercises are of prime importance especially during the early phase of post operative or post injury management. The knee was found to be the most injured anatomical site in the literature. Isometric exercise at the angle and tibial position which is most efficiently developing quadriceps muscle strength is still questionable. Electromyographical amplitudes is related with the number of motor units fired during contractions. This study aimed to reveal the highest EMG potential obtained at various knee angles (30-60-90-120) and tibial positions (internal-external rotations and neutral) and the effects of isometric strength trainings performed at this angle and position.

In order to evaluate the highest IEMG potentials (Grass EEG device, surface electrodes) during isometric contractions, a pilot study on 6 male subjects were carried out. Subjects were asked to continue wall stance at 90 degree knee flexion for 50 seconds. After 20 seconds, the signs of fatigue (more than 5% decrease in EMG amplitudes) were observed and it was decided that recordings to be done for at least within this time course. 10 healthy male subjects (age  $\times$  20.4 S.D  $\pm$  1.5) were trained for 8 weeks. Isometric training regime consisted of 3 sets/day for 3 days/week. Each set comprised 6, 9, 12 second contractions with 90-120 seconds rest intervals.

The highest integrated EMG (IEMG) signals were obtained at 90 degrees knee angle. Tibial position was not related to the vastus medialis (VM) and rectus femoris (RF) IEMG activities. Lower IEMG activities were found between pre and post training measurements at the same isometric contraction level. VM pre and post training IEMG activities were always higher than Rf at 90 and 120 degrees knee flexion of each tibial positions. Right RF pre and post training IEMG activity was higher at 30 degrees knee flexion and right VM IEMG activity than left at 60-90 and 120. Up to 30 degrees was found to be higher since VM was higher at the angles higher than 60 degrees.

It can be concluded that 90 degree knee flexion at a neutral tibial position may be used to perform isometric quadriceps exercise to improve or maintain strength level for rehabilitative purposes. The selection of open or closed kinetic chain exercise should be done according to the specific knee pathology and the rehabilitative phase

**Key words:** isometric exercise, strength training, IEMG, VM, RF.

## KAYNAKLAR

- AAGAARD, P., SIMONSEN, E.B., TROLLE, M., BANGSBO, J., KLAUSEN, K. (1994). Effects of different strength training regimes on moment and power generation during dynamic knee extensions. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **69(5)**: 382-386.
- AÇIKADA, C.(1990). Sporcularda vücut kompozisyonu parametrelerinin incelenmesi. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- AÇIKADA, C., ERGEN, E. (1990). *Bilim ve Spor*. Ankara: Büro-Tek Ofset Matbaacılık.
- AMINOFF, M.J.(1992). *Elektrodiagnosis in Clinical Neurology*. Chapter 9. 3<sup>rd</sup> ed. Ed. AMINOFF, M.J. New York: Churchill Livingstone.
- ANDERSEN, P., ADAMS, R.P., SJÖRGAARD, G., THORBOE, A., SALTIN, B. (1985). Dynamic knee extension study of isolated exercising muscle in humans. *Journal of Applied Physiology* **59(5)**:1647-1653.
- ASTRAND. P.O., RODAHL. K: (1986). *Textbook of work Physiology: Physiological Bases of Exercises*, Newyork: Mc Graw-Hill Company.,
- BASMAJIAN, J.V. (1990). *Theuropatic Exercise*. 5th ed. Londra. Williams and Wilkins Co.
- BASMAJIAN, J.V., DELUCA, C.J. (1985). *Muscle Alive -Their Function Revealed by Electromyography*. 5<sup>th</sup> Ed. Baltimore:Williams and Wilkins p201-222.
- BAZZY, A.R., KORTEN, J.B., HADDAD, G.G. (1986). Increase in electromyogram low-frequency power in nonfatigued contracting skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*. Sep **61(3)**: 1012-1017.
- BEHNKE, A.R., WILMORE, J.H. (1974). *Physique and Regulation of Body Composition*. New Jersey: Prentice-Hall Inc.
- BILODEAU, M. ARSENAULT, A.B., GRAVEL, D., BOURBONNAIS, D. ( 1990) The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **61(5-6)**: 461-466.
- CERNY. K. (1995). Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome [see comments]. *Physical Therapy*. Aug. **75(8)**: 672-683
- CLARYS, J.P., CABRI, J. (1993). Electromyography and the study of sports movement: A review. *Journal of Sport Sciences* **11**: 379-448.
- CHU-ANDREWS, J. (1986). *Elektrodiagnosis.An Anatomical abnd Clinical Approach*. Chapter 3. Ed. CHU-ANDREWS, J., JOHNSON, R.J. Philadelphia. J.B. Lippincott Company.
- CHUSID, J.G. (1982). *Corelative Neuroanatomy & Funtional Neurology* 18<sup>th</sup> ed.Chapter 17-18.California:Lange Medical Pub.

- DAINTRY, D.A., NORMAN, R.W. (1987). Standardizing Biomechanical Testing in Sport. Champaign: Human Kinetics Pub. P-98-99.
- DICK, F. (1980). Sports Training Principles. London: Lepus Books..
- DUCHATEAU, J., HAINAUT K. (1984). Isometric or dynamic training differential effects on mechanical properties of a human muscle. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental & Exercise Physiology*. Feb **56(2)**: 296-301.
- DUCHENE, J., GOUBEL, F. (1990) EMG spectral shift as an indicator of fatigability in an heterogeneous muscle group. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **61(1-2)**: 81-87.
- ERTEKİN, C. (1977). Klinik Elektromiyografi. İzmir: Ege Üniversitesi Matbaası.
- FOX. E.L., BOWERS, R.W., FOSS, M.L: (1988). The Physiological Basis of Physical Education and Athletics. Philadelphia: Saunders College Publishing.
- GAMET, D., DUCHENE, J., GARAPON-BAR, C., GOUBEL, F. (1990). Electromyogram power spectrum during dynamic contractions at different intensities of exercise. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **61(5-6)**: 331-337.
- GAMET, D., MATON, B. (1989). The fatigability of two agonistic muscles in human isometric voluntary submaximal contraction: an EMG study. I. Assessment of muscular fatigue by means of surface EMG. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **58(4)**: 361-368.
- GANONG, W.F. (1993). Review of Medical Physiology. 16<sup>th</sup> Ed. Chapter 3. Appleton&Lange Pub.
- GERDLE, B., HENRIKSSON-LARSEN, K., LORENTZON R. WRETTLING, M.L.. (1991). Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiologica Scandinavica*. Aug. **142(4)**: 457-465.
- GERDLE, B., JOHANSSON, C. LORENTZON, R. (1988). Relationship between work and elektromyographic activity during repeated leg muscle contractions in orienteers . *European Journal of Applied Physiology* **58**: 8-12.
- GREEN , H.J. (1986). Human Muscle Power. Ed. JONES, N.L. McCARTNEY, N., MCOMAS, A.J. Chapter 4 Illinois: Human Kinetics Pub. Inc.
- GUYTON, A.C. (1996) Textbook of Medical Physiology. 9<sup>th</sup> Ed. Chapter 11. W.B. Saunders Company.
- JOYNT, R.L., FINDLEY, T.W., BODA, W., DAUM, M.C.(1993). Rehabilitation Medicine: Principle and Practice. Chapter 25. 2<sup>nd</sup> ed. Ed. DELISA, J.B. Philadelphia: Lippincott Company.
- HAGBERG, C., HAGBERG, M. (1989). Surface EMG amplitude and frequency dependence on exerted force for the upper trapezius muscle: a comparison between right and left sides. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **58(6)**: 641-645.
- HAKKINEN, K. (1994). Neuromuscular fatigue in males and females during strenuous heavy resistance loading. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. Jun. **34(4)**: 205-214,

- HAKKINEN, K., ALEN, M., KOMI, P.V. (1985 a). Changes in isometric force-and relaxation- time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining *Acta Physiologica Scandinavica*. Dec. **125(4)**: 573-585.
- HAKKINEN, K., KOMI, P.V., ALEN, M. (1985 b). Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*. Dec. **125(4)**: 587-600.
- HAKKINEN, K., KOMI, V.P. (1986). Effects of fatigue and recovery on electromyographic and isometric force-and relaxation-time characteristics of human skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **55**: 588-596.
- HANTEN, W.P., SCHULTHIES, S.S. (1990). Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. *Physical Therapy*. Sep **70(9)**: 561-565.
- HARRE, D. (1982). *Principles of Sports Training*. Sportverlag Berlin,
- HARTMAN, J., TÜNNEMANN, H. (1989). *Fitness and Strength Training*. 1.Ed. Berlin: Sportverlag
- HISAEDA, H., MIYAGAWA, K., KUNO, S., FUKUNAGA, T., MURAOKA, I. (1996). Influence of two different modes of resistance training in female subjects. *Ergonomics*. Jun. **39(6)**: 842-852,
- KALAYCI, A. (1994). Standardize edilmiş backhand vuruşunda tenisçi dirseği bandajının önkol ekstansör kasları üzerine etkisinin EMG analizi ile incelenmesi. Lisans Bitirme Tezi. Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri ve Teknolojisi Y.O.
- KALJUMAE, U., HANNINEN, O., AIRAKSINEN, O. (1994). Knee extensor fatigability and strength after bicycle ergometer training. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. May **75(5)**: 564-567.
- KALYON, T.A. (1995). *Spor Hekimliği*. 3.Baskı. Ankara: GATA Basımevi
- KANEHISA, H., MIYASHITA, M. (1983). Effect of isometric and isokinetic muscle training on static strength and dynamic power. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **50(3)**: 365-371.
- KANNUS, P., ALOSA, D., COOK, L., JOHNSON, R.J., RENSTROM, P., POPE, M., BEYNNON, B., YASUDA, K., NICHOLS, C. KAPLAN, M. (1992). Effect of one-legged exercise on the strength, power and endurance of the contralateral leg. A randomized, controlled study using isometric and concentric isokinetic training. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **64(2)**: 117-126.
- KARST, G.M., JEWETT, P.D. (1993). Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. *Physical Therapy*. May. **73(5)**: 286-95; discussion 295-299.
- KISNER, C., COLBY, L.A. (1987). *Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques*. Chapter 3. 6<sup>th</sup> ed. Ed. KISNER, C., COLBY, L.A. Philadelphia: F.A. Davis Com.

- KOMI, P.V. (1986). Training of muscle strenght and power. Interaction of neuromotoric, hipertrophic and mechanical factors. *International Journal of Sports Medicine* 7:10-15.
- KOSTKA, C.E., CAFARELLI, E. (1982). Effect of pH on sensation and vastus lateralis electromyogram during cycling exercise. *Journal of Applied Physiology*. 52(5):1181-1185.
- KRANZ, H., CASSELL, J.F., INBAR, G.F. (1985). Relation between electromyogram and force in fatigue. *Journal of Applied Physiology*. Sep 59(3): 821-825.
- LARSSON, L., TESCH, P.A. (1986). Motor unit fibre density in extremely hypertrophied skeletal muscles in man. *Electrophysiological signs of muscle fibre hyperplasia*. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology* 55(2): 130-136.
- MANNION, A.F., JAKEMAN, P.M., WILLAN, P.L. (1992). Effects of isokinetic training of the knee extensors on isometric strength and peak power output during cycling. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. 65(4): 370-375.
- MARSHAL, R.N., ELLIOT, B.C. (1992) *Biomechanical Analysis. Textbook of Science and medicine In Sports*. Melbourne: Blackwell scientific pub. Ed. BLOOMFIELD, J., FRICKER, P.A., FITCH, K.D., p60-61.
- MONTAGU, M.F.A., BROZEK, J.A. (1960). *Handbook of Antropometry*. New York: Charles C. Thomas Publisher.
- MORITANI, T., NAGATA, A., MURO, M. (1982). Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 14(3): 198-202.
- MORITANI, T., MURO, M., KIJIMA, A., GAFFNEY, F.A., PARSONS, D. (1985). Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: surface and intramuscular EMG responses during sustained maximal voluntary contraction. *Experimental Neurology* Jun. 88(3): 484-499.
- MORITANI, T., MURO, M., NAGATA, A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*. Apr 60(4): 1179-1185.
- ODABAŞ, İ., SARPYENER, K., ERGEN, E., AÇIKADA, C. (1988). Kuwet antrenmanlarının vücut kompozisyonuna etkisinin radyolojik yöntemle incelenmesi. *Spor Hekimliği Dergisi* Mart 23(1): 17-26.
- ORIZIO, C., PERINI, R., DIEMONT, B., MARANZANA FIGINI, M., VEICSTEINAS, A. (1990) Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii. *Journal of Applied Physiology*. Feb 68(2): 508-512.
- ORIZIO, C., PERINI, R., DIEMONT, B., VEICSTEINAS, A. (1992). Muscle sound and electromyogram spectrum analysis during exhausting contractions in man. *Eur J Appl Physiol*. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology* 65(1):1-7.
- PETROFSKY, J.S., LIND A.R. (1980). Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. 43(2): 173-182.

- REID, C.D. (1992). *Sports Injury Assessment and Rehabilitation*. New York. Churchill Livingstone Inc.
- RODRIGUEZ, R.J., RODRIGUEZ, P.R., COOK, S.D., SANDBORN, P.M. (1990). Electromyographic analysis of rowing stroke biomechanics. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. **30**:103-108
- SEKI, K., MIYAZAKI, Y., WATANABE, M., NAGATA, A., NARUSAWA, M. (1991). Surface electromyogram spectral characterization and motor unit activity during voluntary ramp contraction in men. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **63**(3-4): 165-172.
- SOUZA, D.R., GROSS, M.T. (1991). Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Phys Ther. Apr.* **71**(4): 310-6; discussion 317-320.
- TEPPERMAN, P.S. (1986). Effect of ankle position on isometric quadriceps strengthening. *American Journal of Physical Medicine*. Apr **65**(2): 69-74.
- TESCH, P.A., DUDLEY, G.A., DUVOISIN, M.R., HATHER, B.M., HARRIS, R.T. (1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*. Mar. **138**(3): 263-271.
- VALENTINO, B., GUALDIERO, L., ESPOSITO, L.C., MELITO, F. (1986). Electromyographic analysis of some muscles in cycling athletes. *Journal of Sport Medicine*. **26**: 146-148.
- WEIR, J.P., HOUSH, T.J., WEIR, L.L. (1994). Electromyographic evaluation of joint angle specificity and cross-training after isometric training. *Journal of Applied Physiology*. Jul. **77**(1): 197-201.
- WEIR, J.P., HOUSH, T.J., WEIR, L.L. JOHNSON, G.O. (1995). Effects of unilateral isometric strength training on joint angle specificity and cross-training. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **70**(4):337-343.
- WILSON, G.J., NEWTON, R.U., MURPHY, A.J. HUMPHRIES, B.J. (1993) The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Nov **25**(11): 1279-1286.
- WINKEL, J., JORGENSEN, K. (1991). Significance of skin temperature changes in surface electromyography. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. **63**(5): 345-348.

105 105105105105105  
105 105105105105105