

K.K.T.C

YAKIN DO U ÜN VERS TES

SA LIK B L MLER ENST TÜSÜ

ARKADAN ve ÖNDEN YARIM SQUAT HAREKETLER N N EMG

ve

K NEMAT K ANAL ZLER N N KAR ILA TIRILMASI

Dr. DEN Z ERDA

Beden E itimi ve Spor Programı

DOKTORA TEZ

TEZ DANI MANI

Yrd.Doç.Dr. Hasan Ula Yavuz

LEFKO A 2014

Sa lık Bilimleri Enstitüsü Müdürlü üne,

Bu alı ma jürimiz tarafından Beden E itimi ve Spor Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmi tir.

Jüri Ba kanı: Prof. Dr. ahin Ahmedov
Yakın Do u Üniversitesi

Danı man: Yrd. Doç.Dr. Hasan Ula Yavuz
Yakın Do u Üniversitesi

Üye: Doç.Dr. Cevdet Tınazcı
Yakın Do u Üniversitesi

Üye: Yrd.Doç.Dr. Nazım Serkan Burgul
Yakın Do u Üniversitesi

Üye: Yrd.Doç.Dr. Mehmet Kale
Eski ehir Anadolu Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Yakın Do u Üniversitesi Lisansüstü E itim – Ö retim ve Sınav Yönetmeli i'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmü ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmi tir.

Prof. Dr. hsan alı

Enstitü Müdürü

TE EKKÜR

Bu çalı manın gerçekte mesinde de erli katkılarından dolayı, a a ıda adı geçen ki i ve kurulu lara içtenlikle te ekkür ederim.

Sayın Yrd. Doç. Dr. Hasan Ula Yavuz, tez danı manım olarak çalı maya yol gösterici katkılarda bulunmu , çalı manın her a amasında kıymetli zamanını ve bilgisini esirgememi tir. Sayın Yrd.Doç.Dr. Hasan Ula Yavuz, sabırla yapıldı ı zaman her eyin mümkün olabilece ini, bu ba lamda akademik ya amda ve günlük ya antımda ba arılı olabilmem, do ruyu bulmam ve anlamamda her zaman yanımda olmu tur.

Sayın Doç.Dr. Dudu Özkum, çalı mada kullanılan ve EMG verilerin toplanması için gerekli ekipmanın alınmasında proje ve destekleriyle önemli katkı koymu tur. Sayın Prof.Dr. ahin Ahmedov ve Yrd.Doç.Dr. Serdar Arıtan, tez izleme komitesinde görev alarak çalı maya de erli katkılar sa lamı lardır.

Bu çalı ma Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri ve Teknolojisi Yüksekokulu Biyomekanik Ara tırma Grubu tarafından desteklenmi tir. Sayın Yrd.Doç.Dr. Serdar Arıtan ve Ara . Gör. Arif Mithat Amca bu deste in sa lanmasında önemli katkılar sa lamı tır.

Sayın Yrd.Doç.Dr. Özgür Tosun, çalı manın istatistik verilerin de erlendirilmesinde ve analizinde yol göstermi ve önemli katkı koymu tur.

Ayrıca tüm akademik kariyerim boyunca her zaman varlıklarını yanımda hissetti im, hiç bıkmadan ve usanmadan yardımlarını esirgemeyen Annem Oya Gürel, Babam Altan Erda ve bana hayatta her zaman iyinin en iyisi ol felsefesini benimseten Harun Uçar'a te ekkürü bir borç bilirim. Ay em'e, tezi hazırlarken sürekli ihmal etti im halde bana sabırla destek oldu u ve beni hiç yalnız bırakmadı ı için en içten duygularıyla te ekkür ederim.

ÖZET

Erda ,D. Arkadan ve Önden Yarım Squat Hareketlerinin EMG ve Kinematik Analizlerinin Kar ıla tırılması. Yakın Do u Üniversitesi Sa lık Bilimleri Enstitüsü Beden E itimi ve Spor Programı, Doktora Tezi, Lefko a 2014.

Bu çalı manın amacı; arkadan ve önden yarım squat hareketleri esnasında diz ve kalça açılarında meydana gelen EMG aktivitesi ve kinematik de i imlerin incelenmesidir. Çalı maya ya ları 21.2 ± 1.9 arasında de i en 12 vücut geli tirme ve power lifting sporcusu gönüllü olarak katılmı tır. Denekler maksimum yüklerle önden ve arkadan yarım squat hareketlerini yaparken, diz ve kalça eklemlerinde 2 boyutlu hareket analizi yapılmı ve vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, semitendinosus, biceps femoris, gluteus maximus ve erector spinae kaslarında EMG aktiviteleri belirlenmi tir. İki teknik arasındaki de i imlerin incelenmesi için ba ımlı örneklem t testi kullanılmı tır. Sonuçlar, vastus medialis EMG aktivitesinin önden yarım squat hareketi çıkı fazında ($P < 0.05$, $d = 0.62$; 95% CI, $-15.0/-4.17$) ve hareketin tümünde arkadan yarım squat hareketine göre daha yüksek oldu unu ($P < 0.05$, $d = 0.41$; 95% CI, $-12.8/-0.43$), semitendinosus EMG aktivitesinin ise arkadan yarım squat çıkı fazında daha yüksek oldu unu ($P < 0.05$, $d = -0.79$; 95% CI, $0.62/20.59$) göstermi tir. Diz açıları arasında bir de i im bulunmamasına kar ın arkadan yarım squat hareketi sırasında gövde e iminin önden yarım squat hareketine göre daha yüksek oldu u saptanmı tır. Bu sonuçlar maksimum yüklenme durumlarında kinematik ve kas aktivasyonları açısından önden yarım squat hareketinin arkadan yarım squat hareketine göre daha avantajlı olabilece ini dü ündürmektedir.

Anahtar Kelimeler: Kuvvet Antrenmanı, Elektromiyografi, Biyomekanik, iki boyutlu, maksimal yüklenme.

ABSTRACT

Erda .D. Comparisons of Kinematic and EMG Analysis of Front and Back Half Squat Variations. Graduate School of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Physical Education and Sports, Nicosia, 2014.

The aim of this study was to compare the musculature activity and kinematics of knee and hip joints during front and back half squat with maximal loading. Two-dimensional kinematical data were collected and electromyographic activities of vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, semitendinosus, biceps femoris, gluteus maximus and erector spinae were measured while participants ($n = 12$, 21.2 ± 1.9 years old) were completing front and back half squat exercises with maximum loading. Paired sample t-test was used for comparisons between two techniques. Results showed that the electromyographic activity of vastus medialis was found to be greater in the front half squat compared to the back half squat during the ascending phase ($P < 0.05$, $d = 0.62$; 95% CI, $-15.0/-4.17$) and the whole manoeuvre ($P < 0.05$, $d = 0.41$; 95% CI, $-12.8/-0.43$), while semitendinosus ($P < 0.05$, $d = -0.79$; 95% CI, $0.62/20.59$) electromyographic activity was greater in the back half squat during the ascending phase. Compared to the front half squat version, back half squat exhibited significantly greater trunk lean, with no differences occurring in the knee joint kinematics throughout the movement. Results of the knee and hip joint kinematics of front and back half squats and electromyographic activity comparisons suggest that the front half squat may be preferred for knee extensor development and avoiding possible lumbar injuries during maximum loading.

Keywords: strength training, electromyography, biomechanics, two-dimensional, maximal loading.

Ç NDEK LER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TE EKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
Ç NDEK LER	vii
S MGELER VE KISALTMALAR D Z N	x
EK LLER D Z N	xi
TABLULAR	xv
1. G R	1
1.1. Kuramsal Yakla ımlar ve Kapsam	1
1.2. Ara tırmanın Amacı	4
1.3. Problem	4
1.4. Hipotez	5
1.5. Alt Problemler	5
1.6. Varsayımlar	5
1.7. Sınırlılıklar	6
1.8. Ara tırmanın Önemi	6
2. GENEL B LG LER	7
2.1. Kas Hücresinin Uyarılması ve Kassal Kasılma	7
2.1.1. Kassal Gev eme	9
2.2. Kuvvet ve Kuvvet Antrenmanı	9
2.3. Squat	11
2.3.1. Squat Hareketi Esnasında Eklem Kinemati i	13
2.3.1.1. Diz Eklemi	14
2.3.1.2. Kalça Eklemi	15
2.3.1.3. Omurga	16
2.3.2. Squat Hareketi Sırasında Çalış an Kaslar	17
2.3.2.1. Quadriceps	17
2.3.2.2. Hamstring	18

2.3.2.3. Gluteus Maximus	19
2.3.2.4. Omurgada Çalışan Kaslar	20
2.3.3. Squat Kinematiği	22
2.3.3.1 Arka ve Ön Squat Kinematiği	24
2.4. Elektromiyografi	28
2.5. Hareket	32
2.5.1. Biyomekanik	33
2.5.2. Hareket Analizi	34
2.5.3 Newton'un Hareket Yasaları	36
2.5.3.1. Eylemsizlik Yasası	36
2.5.3.2. İvmelenme Yasası	36
2.5.3.3. Etki Tepki Yasası	36
2.5.4. Kuvvet	37
2.5.4.1. Kaldıraçlar	37
2.5.4.2. Mekanik Avantaj	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Denekler	39
3.2. Veri Toplama Araçları	39
3.2.1. Antropometrik Ölçümler	39
3.2.2. 1 TM Yarım Squat Ekipmanları	40
3.2.3. Maksimal İstemli Kasılma Test Cihazı	40
3.2.4. EMG Ölçüm Cihazları	40
3.2.5. Hareket Analizi Ölçüm Cihazları	41
3.3. Verilerin Toplanması	43
3.3.1. Antropometrik Ölçümler	44
3.3.2. 1 TM Yarım Squat Ölçümleri	44
3.3.3. Maksimal İstemli Kasılma Testi	44
3.3.4. EMG Ölçümleri	47
3.3.5. Hareket Analizi Ölçümleri	48
3.4. Verilerin Analizi	50
3.4.1 EMG Verisinin Analizi	50
3.4.1.1 Kesit Alma (Subset)	51

3.4.1.2. Filtreleme	51
3.4.1.3 Rektifikasyon (Tam Dalga Rektifikasyonu)	51
3.4.1.4 Entegrasyon (Lineer Zarf)	51
3.4.1.5 Normalizasyon	52
3.4.1.6 Görüntüleme	52
3.4.2. Kinematik Verisinin Analizi	52
3.4.2.1. Görüntü Kaydı	52
3.3.2.2. Görüntülerin EMG Verisi ile Senkronizasyonu	53
3.3.2.3. Görüntülerin Makaslanması (Satriim)	53
3.3.2.4. Sayısallaştırma (Sadigitize)	53
3.3.2.5 Dönü türme (Sa Transform)	54
3.3.2.6 Filtreleme ve Görüntüleme	54
4.BULGULAR	56
5. TARTI MA	86
5.1. Elektromiyografik Analizler	87
5.2. 2 Boyutlu Kinematik Analizler	89
6. SONUÇ VE ÖNER LER	92
KAYNAKLAR	93
EKLER	
TEZDEN YAPILAN YAYINLAR	

S İMGELER ve KISALTMALAR

ACh	Asetilkolin
AÇB	Arka çapraz ba
ATP	Adenozintrifosfat
BF	Biceps femoris
Ca⁺⁺	Kalsiyum iyonları
EMG	Elektromiyografi
ES	Erector spinae
dB	Desibel
GM	Gluteus maximus
Hz	Hertz
M K	Maksimal istemli kasılma
MUAP	Motor ünite aksiyon potansiyeli
RF	Rectus femoris
RMS	Root mean square
sEMG	Yüzeysel elektromiyografi
SR	Sarkoplazmik retikulum
ST	Semitendinosus
ÖÇB	Ön çapraz ba
VL	Vastus lateralis
VM	Vastus medialis
1 TM	1 tekrar maksimal

EK LLER

	Sayfa	
ekil 2.1.	Motor ünite aksiyon potansiyeli	8
ekil 2.2.	Çapraz köprücüklerin kullanımı	8
ekil 2.3.	Arkadan yarım squat hareketi	13
ekil 2.4.	Önden yarım squat hareketi	13
ekil 2.5.	Diz eklemi	15
ekil 2.6.	Kalça Eklemi	16
ekil 2.7.	Omurga	17
ekil 2.8.	Quadriceps	18
ekil 2.9.	Hamstring	19
ekil 2.10.	Gluteus Maximus	20
ekil 2.11.	Erector Spinae	21
ekil 2.12.	EMG sinyali	29
ekil 2.13.	Kaldıraç sistemleri	38
ekil 3.1.	Deney düzene inde kullanılan EMG cihaz ve analiz sistemi	41
ekil 3.2.	Kalibrasyon kafesi üzerinde uzaysal konumları bilinen noktalar	43
ekil 3.3.	Anatomik noktalara yerle tirilen i aretler	49
ekil 3.4.	Squat hareketi sırasında kullanılan açılar	49
ekil 3.5.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü ve her faza ait pozisyonları	56
ekil 4.1.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında kaldırılan 1 TM de erlerinin ortalaması	57
ekil 4.2.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında kaldırılan 1 TM de erlerinin vücut a ırlı na göre yüzdeleri	57
ekil 4.3.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında diz ve kalça açılarında	59

	meydana gelen de i imlere ba lı ortalama vastus medialis EMG de erleri	
ekil 4.4.	Arkadan yarım squat, gluteus maximus ini ve çıkı fazı EMG de erleri	60
ekil 4.5.	Arkadan yarım squat, biceps femoris ini ve çıkı fazı EMG de erleri	61
ekil 4.6.	Arkadan yarım squat, semitendinosus ini ve çıkı fazı EMG de erleri	61
ekil 4.7.	Önden yarım squat, gluteus maximus ini ve çıkı fazı EMG de erleri	63
ekil 4.8.	Önden yarım squat, biceps femoris ini ve çıkı fazı EMG de erleri	63
ekil 4.9.	Önden yarım squat, semitendinosus ini ve çıkı fazı EMG de erleri	64
ekil 4.10.	Önden yarım squat, vastus medialis ini ve çıkı fazı EMG de erleri	64
ekil 4.11.	Arkadan yarım ve önden yarım squat hareketi çıkı fazları sırasında ortalama vastus medialis EMG de erleri	67
ekil 4.12.	Arkadan yarım ve önden yarım squat hareketi çıkı fazları sırasında ortalama vastus medialis EMG de erleri	67
ekil 4.13.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında ula ılan en dü ük kalça açısı de erleri	68
ekil 4.14.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında açıs al de i kenlere ba lı ortalama EMG de erleri.	69
ekil 4.15.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında diz ve kalça açıları arasındaki açıs al farklar	70

ekil 4.16.	Açısal de i kenlere ba lı on faza ayrılımlı gluteus maximus, biceps femoris ve semitendinosus EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K)	71
ekil 4.17.	Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü rectus femoris kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K)	73
ekil 4.18.	Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü vastus medialis kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K)	75
ekil 4.19.	Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü vastus lateralis kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri(%M K)	77
ekil 4.20.	Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü erector spinae kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K).	79
ekil 4.21.	Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü gluteus maximus kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K).	81
ekil 4.22.	Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü biceps femoris kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K).	83

ekil 4.23.	Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü semitendinosus kasma ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K).	85
------------	--	-----------

TABLOLAR

		Sayfa
Tablo 3.1.	Çalı manın yapılaca ı kaslarda M K toplama pozisyonları.	46
Tablo 3.2.	Çalı manın yapılaca ı kaslarda elektrot yerle imi	48
Tablo 3.3.	Deneklerin üzerine yerle tirilen yansıtıcı i aretlerin yerleri ve tanımlamaları	50
Tablo 4.1.	Arkadan yarım ve önden yarım squat hareketleri boyunca quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (% M K) oranı ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları	58
Tablo 4.2.	Arkadan yarım squat hareketi ini ve çıkı fazları sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdelerine oranı ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları	60
Tablo 4.3.	Önden yarım squat hareketi ini ve çıkı fazları sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları	62
Tablo 4.4.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri ini fazı sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma	65

	yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları	
Tablo 4.5.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri çıkı fızı sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları	66
Tablo 4.6.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü rectus femoris (RF) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları	72
Tablo 4.7.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü vastus medialis (VM) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları	74
Tablo 4.8.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü vastus lateralis (VL) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları	76
Tablo 4.9.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü erector spinae (ES) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test	78

	kar ıla tırmaları	
Tablo 4.10.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü gluteus maximus (GM) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları	80
	kar ıla tırmaları	
Tablo 4.11.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü biceps femoris (BF) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları	82
	kar ıla tırmaları	
Tablo 4.12.	Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü semitendinosus (ST) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları	84

1. G R

1.1. Kuramsal Yaklaşımlar ve Kapsam

Enoka (1988, s. 147) kuvveti, maksimal gönüllü kas direnci olarak tanımlarken, Siff (2001, s. 103) kas sisteminin kuvvet üretebilme yeteneği olarak ifade etmiştir. Bompa (1998, s. 445) ise kuvveti, içsel (kassal vb.) ve dışsal (yerçekimi kuvveti, sürtünme kuvveti vb.) dirençleri aşımayı sağlayan sinir-kas yeteneği olarak tanımlamaktadır.

Sporda verimi belirleyen ve temel motorik özelliklerden olan kuvveti geliştirmek ve bu yolla performansı arttırmak antrenör ve sporcular açısından önem arz etmektedir. Bu bağlamda kuvvet antrenmanları kas kuvveti, güç ve sürat, hipertrofi, kassal dayanıklılık, motor performans, denge ve koordinasyon gibi özellikleri geliştirmek amacıyla antrenman programları içerisinde sıklıkla kullanılmaktadır (Kraemer ve Ratamess, 2000, s. 467; 2004, s. 361).

Squat hareketi quadriceps (rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis), hamstring (biceps femoris, semitendinosus), erector spinae ve daha birçok kasın kuvvetinin geliştirilmesinde kullanılır (McCaw ve Melrose, 1999, s. 428). Atletik alanda birçok harekete benzerliği nedeniyle antrenör ve sporcular tarafından sıklıkla kullanılan temel kuvvet antrenmanı tekniklerindedir (Escamilla, 2001, s. 127; 2000b, s. 984).

Çeşitli varyasyonları bulunan squat hareketinin yarışmacı ve rekreasyonel amaçla spor yapanlar arasında popüler olan ve yaygın olarak kullanılan iki varyasyonu arka squat ve ön squat hareketleridir. Arka squat hareketi barın enseye, trapezius kasının üstünden deltoid kaslarının az gerisine yerleştirilmesinde, kalça ve dizlerin yardımıyla ağırlığı yavaşça çökerek kalçaların yere paralel bir pozisyona alması ve ardından kalça ve dizlerin düzelterek başlangıç pozisyonuna geri gelmesiyle tamamlanır (Baechle ve Earle; 2000, s. 366; Delavier, 2001, s. 79). Ön squat hareketi, barın deltoidlerin ön kısmına klavikulanın üstüne yerleştirilmesinde,

dirseklerin ve üst kolların yere paralel gelecek şekilde bükülmesi ve devamında arka squat hareketinde olan ini ve kalkı fazlarından oluşur (Baechle ve Earle; 2000, s. 366; Delavier, 2001, s. 81). Arka squat hareketi, ön squat hareketine göre daha çok tercih edilirken iki hareket arasında teknik ve harekete katılan kaslar açısından küçük farklılıklar bulunur (Gullet, 2009, s. 284).

Tekniksel olarak küçük farklılıkların bilinmesi antrenör ve sporcuların kuvvet antrenmanlarına hazırlık aşamasında etkili antrenman programlarının seçilmesi ve böylece zaman harcanmaması bakımından önem arz etmektedir. Bunun yanı sıra eklem ve kaslarda oluşması muhtemel deforasyonların bilinmesi seçilecek hareketle ilgili doğru tercihlerin yapılmasına yardımcı olacaktır. Bu amaçla, hareket boyunca ya da hareketin çeşitli fazlarında kasların ne kadar aktive olduğu ve ilgili eklemlerde tekniksel hataların tespiti için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Elektromiyografi (EMG) ve biyomekanik analizler bu anlamda kullanılan yardımcı yöntemlerdendir.

EMG kasların ürettiği elektriksel aktiviteyi ölçen ve böylelikle motor sistemin ne şekilde çalıştığının anlaşılmasını sağlayan bir yöntem olarak tanımlanmıştır (Kimura J, 1983, s. 34; Guiterez ve diğerleri, 2000, s. 72).

Yüzeysel elektromiyografi (sEMG) bir ya da bir grup kasın deri üzerine yerleştirilmiş elektrotlar yardımı ile kas aktivitesini ölçmeye yarayan zararsız bir yöntemdir (Hermens ve diğerleri 2000, s. 361-374). Klinik nörofizyoloji alanında yapılan rutin motor sinir iletimi çalışmalarında kasta oluşan aksiyon potansiyellerinin kayıt edilmesinde sıkça kullanılmaktadır (Hogrel, 2005, s. 59-71).

Yüzeysel EMG sinyali ve kuvvet çıktısı arasında doğrusal bir korelasyon olmamasına rağmen (Farina ve diğerleri, 2004, s. 1486-95) kas kuvvetindeki artışların yüzeysel EMG sinyallerinde bir artışa neden olacağı bildirilmiştir (Hintermeister ve diğerleri, 1998, s. 215). Ayrıca yüzeysel EMG'nin belirli bir antrenman periyodu sonunda harekete katılan her kasın sinir-kas adaptasyon

düzeşinin tespitinde kullanılabilcek bir yöntem oldu u belirtilmi tir (Sale, 1988, s. 135; Enoka, 1997, s. 447).

Kinematik analizler hareketin nedenlerini ve kinetik analizler hareketin miktar analizlerini yapan biyomekanikte sıklıkla kullanılan yöntemlerdendir (Hay, 1978, s. 942). Bu yolla sporda kullanılan hareketlerin anlaşılmasını kolayla tırmakta elektromiyografik ve diğer verilerin senkronizasyonu ile hareketin başında ve sonunda ilgili eklem pozisyonuna göre kasların ne oranda aktive edildi ini, aynı zamanda, kas aktivitesinin derecesi, ve buna bağlı olarak kasların ne oranda çalıştığını belirlemede kullanılmaktadır (Masso, 2010, s. 121).

Literatür incelendi i zaman, arka squat ve ön squat hareketlerinin karşılaştırmasını yapan sınırlı sayıda çalışmada bulunmuştur (Russel ve Phillips, 1989, s. 201; Gullet ve diğerleri, 2009, s. 284; Braidot ve diğerleri, 2009, s. 90; Diggin ve diğerleri, 2011, s. 643; Joosung, 2014, s. 26). Bu çalışmaların genelinde submaksimal a ırlıkların kullanıldığı tespit edilmiştir. Gullet ve diğerleri (2009, s. 284) tarafından yapılan çalışmada çalışmaları hiçbirinde elektromiyografik ve kinematik analizlerin birlikte kullanılmadığı saptanmıştır.

Gullet ve diğerleri (2009, s. 287) sub-maksimal yüklerde arka ve ön squat hareketlerini inceledi i çalışmada arka squat hareketi sırasında ön squat hareketine göre daha fazla a ırlık kaldırılabilirdi i, diz açıları arasında fark bulunmazken gövde eğiminin arka squat hareketi sırasında ön squat hareketine göre çok daha fazla olduğunu bildirmiştir. Elektromiyografik veri, arka ve ön squat hareketleri arasında herhangi bir farkın olmadığını göstermektedir. Clark ve diğerleri (2012, s. 1174) Gullet ve diğerleri (2009, s. 287)'nin çalışmada kullanılan sub-maksimal yüklerin arka ve ön squat hareketleri arasında herhangi bir fark bulunamaymasının nedeni olabileceğini iddia etmiştir.

Kramer ve Ratames (2004, s. 676) kuvvet, güç ve hipertrofinin maksimal sayıda motor ünitenin katılımıyla mümkün olabileceğini, tecrübeli bireylerin yüksek e ik düzeyinde harekete katılan motor ünitelerini aktive edebilmesi için ağır yüklerde

çalı ılması gerekti ini, dü ük yüklerde yapılan çalı malarda güçlü kasların daha zayıf kasların aktivasyonunu tamamlayarak normalizasyon sırasında ki iler arasında farklılıklar yaratabilece ini ifade etmi tir. Schoenfeld (2010, s. 3499) yüksek yüklerde yapılan çalı malar sırasında squat kinematikleri ve elektromiyografik de i kenlerin de i im gösterebilece ini bildirmi tir.

Bu çalı mada yüksek e ik düzeyinde harekete katılan tüm motor ünitelerin aktive edilebilmesi için maksimal yükler (1 tekrar maksimal) kullanılmı tir. Bu yolla, bireyler arasında olu abilecek farklılıklar ortadan kalkmı ve e it normalizasyon sa lanmı tir. Maksimal yüklerde arka ve ön squat hareketleri sırasında olu ması muhtemel de i imlerin tespiti için EMG ve kinematik analizler kullanılmı tir.

1.2. Ara tırmanın Amacı

Squat hareketi kuvvet çalı maları içerisinde sıklıkla kullanılan antrenman yöntemlerinden bir tanesidir. Submaksimal a ırlıklarda arka ve ön squat hareketi arasındaki kinematik ve biyomekanik farklılıkları birlikte inceleyen sınırlı sayıda çalı ma bulunmaktadır. Kramer ve Ratames (2004, s. 675) tecrübeli bireylerin yüksek e ik düzeyinde harekete katılan motor ünitelerini aktive edebilmesi için a ır yüklerde çalı ılması gerekti ini, maksimal yüklerle yapılan çalı malar sırasında hareketle ilgili tüm kasların devreye girece ini söz konusu EMG sinyalizasyonu ve kas aktivitesinin normalizasyonunu kolayla tıraca ını ifade etmi tir. Bununla beraber maksimal yüklerin kalça ve diz ekleminde ve kaslarında kaslarda ne gibi de i imlere yol açaca ı bilinmemektedir. Bu çalı manın amacı, maksimal yüklerde arka ve ön squat hareketi sırasında kalça ve diz ekleminde ve bu eklemlerde bulunan kaslarda olu acak de i imlerin incelenmesidir.

1.3. Problem

Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri sırasında kullanılacak maksimal yüklerin kalça ve diz eklemlerinde ve bu eklemlerde bulunan kaslar üzerinde etkisi var mıdır?

1.4. Hipotez

Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri sırasında kullanılacak maksimal yüklerin kalça ve diz eklemlerinde ve bu eklemlerde bulunan kaslar üzerinde etkisi vardır.

1.5. Alt Problemler

1. Arkadan yarım squat ve önde yarım squat hareketleri sırasında kullanılacak maksimal yüklerin kalça eklemi kinematiği açısından iki squat tekniği arasında fark yaratacak etkisi var mıdır?
2. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri sırasında kullanılacak maksimal yüklerin kalça ve diz eklemlerinde bulunan kasların kas aktivasyonları açısından iki squat tekniği arasında fark yaratacak etkisi var mıdır?
3. Arkada yarım squat hareketi ve önden yarım squat hareketi sırasında kullanılacak maksimal yüklerin iki squat tekniği arasında kaldırılacak yükler üzerinde etkisi var mıdır?

1.6. Varsayımlar

1. Tüm denekler çalı maya gönüllü olarak katılmıştır.
2. Tüm denekler arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerini 1 yıldan fazla süredir antrenman programları içerisinde kullanmaktadır.
3. Çalı maya katılan deneklerin sakatlık geçmipleri bulunmamaktadır.
4. Çalı ma düzeneğinde kullanılan tüm cihazlar ve ekipmanlar doğru ve tam şekilde kalibre edilmiştir.

1.7. Sınırlılıklar

1. Bu alı maya vücut geli tirme ve power lifting sporcuları katılımı tır.
2. Bu alı maya sadece erkek sporcular katılımı tır.
3. Bu alı ma arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleriyle sınırlandırılmıştır.
4. Bu alı maya arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinde 1 yıllık tecrübeye sahip sporcular katılımı tır.

1.8. Ara tırmanın Önemi

Squat hareketi kinemati i ve buna ba lı hareket sırasında çalı an kasların EMG'yle ne derecede aktive oldu unun anla ılması antrenör, sporcu ve rehabilitasyon uzmanları açısından önem arz etmektedir. Submaksimal yüklerde arka ve ön squat hareketlerini kar ıla tıran çalı malar bulunmakla beraber (Russel ve Phillips, 1989, s. 201-208; Gullet ve di erleri, 2009, s. 284-292; Braidot ve di erleri, 2009, s. 90; Diggin ve di erleri, 2011, s. 643-646; Joosung, 2014, s. 25-30). Maksimal yüklerde EMG ve kinematik verileri birlikte analiz eden çalı malara raslanmamı tır. Bu alı ma, maksimal yüklerde arka ve ön squat hareketleri sırasında meydana gelmesi olası kinematik ve elektromiyografik de i ikliklerin incelenmesi ve kar ıla tırılması bakımından önem arz etmektedir. Bu de i ikliklerin bilinmesi antrenör, sporcu ve rehabilitasyon uzmanlarının, antrenman programlarını hazırlarken hangi hareketin ne kadar yükle ve ne derecede uygulanaca ı konusunda fikir sahibi olmaları açısından ayrıca önem arz etmektedir.

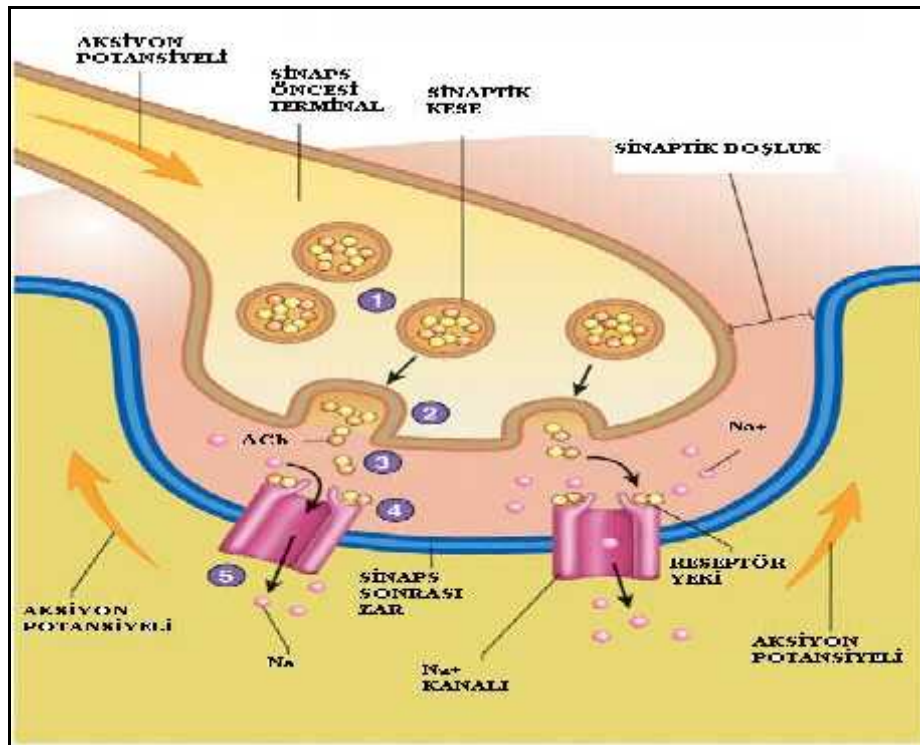
2. GENEL B LG LER

2.1. Kas Hücresinin Uyarılması ve Kassel Kasılma

Kas kasılması hücrenel proteinler ve enerji sistemlerinin bir arada gerçekte tirdi i karma ık bir i lemdir. Aktin moleküllerinin miyozin üzerinde kayması ve kasın kısalarak gerekli gerilimi sa lamasıyla sonuçlanmaktadır. Kas kasılması moleküler seviyede karma ık gibi görünse de, kayan filamentler modeli kasılmanın temelini en do ru ekilde tanımlamaktadır.

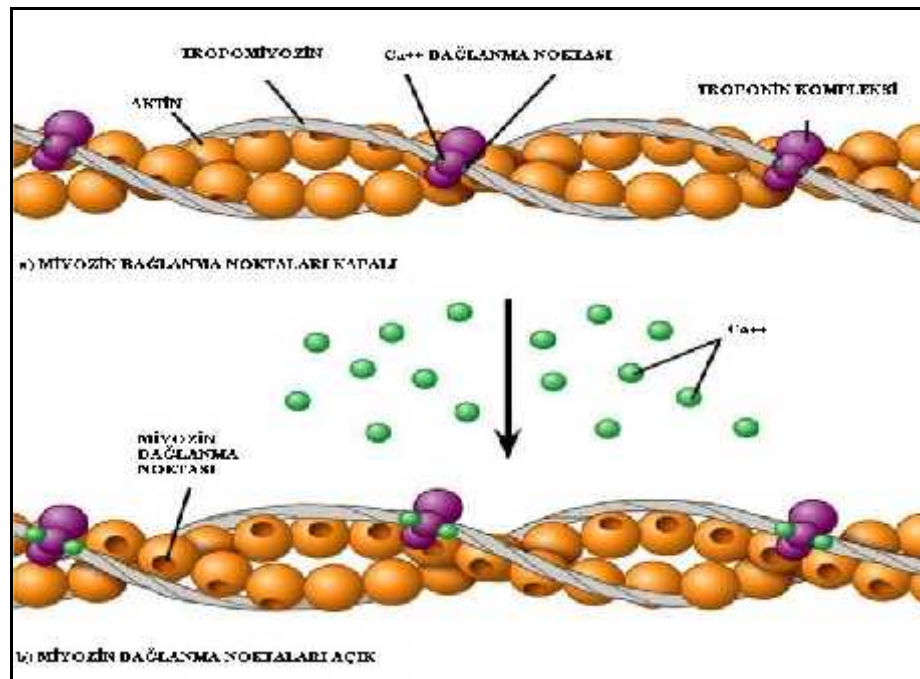
Kas kasılması beyinden gelen sinir uyarılarının sinir-kas ku a ına gelmesiyle ba lamaktadır. Motor nöronda olu an aksiyon potansiyeli (ekil 2.1) asetilkolin (ACh) adlı nörotransmitterin sinir-kas ku a ına salınmasına neden olmaktadır. Asetilkolin motor sinir dallarının kas içinde sonlanan geni lemi uç kısmında bulunan reseptörlere tutunarak burada bir elektrik potansiyeli yaratarak depolarizasyona neden olmaktadır. Depolarizasyon kas fibrilerinin derinlerinde bulunan transvers tübüllere kadar ula arak sarkoplazmik retikulumdan (SR) kalsiyum (Ca^{++}) salgılanmasına neden olmaktadır (Ebashi 1979, s.293; Ebashi 1991, s. 1; Rayment ve di erleri 1993, s. 58; Vale 1994, s.330).

Dinlenim durumunda tropomyozin molekülleri aktin filamentlerinin miyozin ba mının ba lanabilece i aktif bölgeleri kapattı ndan aktin ile miyozin arasında kasılmaya neden olacak çekimi engellenmektedir. Depolarizasyon sarkoplazmik retikuluma ula tı nda sarkoplazma içine Ca^{++} salgılanmaktadır. Salgılanan kalsiyum troponine ba lanarak tropomyozinin pozisyonunu de i tirerek aktin üstündeki aktif bölgeleri açı a çıkartmaktadır. Bu iki protein arasındaki ba lantı aynı zamanda miyozin ba mında yer alan miyozin ATPaz enzimini aktive ederek ATP'yi parçalamakta ve enerjiyi açı a çıkartmaktadır. Serbestle en enerji sayesinde de miyozin çapraz köprü ba ları miyozin molekülünün geri kalan kısmı üzerinde bükülmekte ve kasılma gerçekte mektedir (ekil 2.2). Kasılmanın miktarı motor ünite aksiyon potansiyellerinin (MUAP) sayısı ve sıklı ının artması ile artmaktadır (Astrand ve di erleri, 2003, s. 156; Mc Ardle ve di erleri, 2000, s. 364; Bern ve di erleri, 2008, s. 115).



ekil 2.1. Motor ünite aksiyon potansiyeli.

(http://bioserv.fiu.edu/~walterm/Fund_Sp2004/review_fall05_bone_musc.htm)



ekil 2.2. Çapraz köprücüklerin kullanımı.

(<http://imgkid.com/troponin-and-tropomyosin.shtml>)

2.1.1. Kassal gev eme

Kasılma döngüsü Ca^{++} ve ATP oldu u sürece devam etmektedir. Kasılma döngüsü aksiyon potansiyelleri durdu unda ve sarkoplazmada bulunan Ca^{++} sarkoplazmik retikulum tarafından uzakla tırılınca sona ermektedir (Billeter ve Hoppeler 1992, s. 39; Ebashi 1991, s.16; Edman 1992, s. 96; Rayment ve di erleri 1993, s. 58; Ruegg 1987, s. 360; Vale 1994, s.330)

Deaktivasyon iki amaca hizmet etmektedir; (a) miyozin çapraz köprüleriyle aktin filamentler arasındaki mekaniksel iletiyi engellemek, (b) adenozintrifosfat (ATP) parçalanmasında rol alan miyozin ATPase aktivitesini engellemek. Kasın gev emesi, aktin ve miyozin filamentlerinin orijinal durumlarına geri dönmesi sonucu olu maktadır (Mc Ardle ve di erleri, 1981, s. 359).

2.2. Kuvvet ve Kuvvet Antrenmanı

Bompa (1998, s. 445) kuvveti içsel (kassal vb.) ve dı sal (yerçekimi kuvveti, sürtünme kuvveti vb.) dirençleri a mayı sa layan sinir-kas yetene i olarak tanımlamı tır. Kuvveti geli tirmek ve bu yolla atletik performansı arttırmak antrenör ve sporcular açısından oldukça önem arz eder. Bu ba lamda kuvvet antrenmanları kas kuvveti, güç ve sürat, hipertrofi, kassal dayanıklılık, motor performans, denge ve koordinasyon gibi özellikleri geli tirmek amacıyla antrenman programları içerisinde sıklıkla kullanılır (Kraemer ve Ratamess, 2000, s. 467; 2004, s. 361).

Kuvvet programlarının daha etkili ve verimli kullanımı açısından bireyselle tirilmesi önerilmektedir. Bu yöntemin kullanılması bireyin özel kuvvet ve atletik performans geli imi olumlu yönde etkiler (Fleck ve Kraemer, 1997, s. 115). Bireyselle tirme birbirini takip eden ç e itli a amalardan olu maktadır. Sa lık durumunun belirlenmesi bireyselle tirmenin ilk basama ını olu ur. Bu a amada bireyin sa lık drumunun sorgulanması, varsa daha önce geçirdi i sakatlık ve operasyonların bilinmesi uygun ve sa lıklı antrenman programları hazırlanması

açısından büyük önem taşıyan ikinci amaçta bireyin hedefleri ve bu hedefe yönelik antrenman programlarının seçimi yer alır. Kas kütlelerinin artırılması, güç ve kuvvet, sürat, bölgesel kassal dayanıklılık, denge, koordinasyon ve esneklik, yağ kütlelerinin azaltılması, sakatlığın düzeltilmesi ve sakatlık sonrası rehabilitasyon kuvvet antrenmanlarına yönelik hedefler içerisindedir.

Egzersiz seçimi kuvvet antrenmanı programlarının diğer bir amacı olarak bulunmaktadır. Antrenman sırasında serbest ağırlık ya da makinelerle çalışmak, tek ya da birden çok eklemi çalıştıracak hareketleri seçmek bu amaç içerisinde yer alır (Fleck ve Kraemer, 1997, s. 115). Birden fazla eklemi çalıştıran hareketlerin kas gelişimi ve kuvveti olumlu yönde etkilediği, harekete daha fazla sayıda kasın katıldığı ve bunun bir sonucu olarak akut metabolik ve hormonal birtakım değişimler gözlemlendiği belirtilmiştir (Ballor ve Katch, 1987, s. 367; Fleck ve Kraemer, 1997, s. 115; Kraemer ve Ratames, 2003, s. 361; Kraemer ve Ratames, 2004, s. 678).

Yüklenme, kuvvet antrenmanı sırasında kaldırılan yük ya da direnç olarak ifade edilir. Yapılan egzersizin sayısı, yoğunluğu, sıklığı, harekete katılan kaslar, tekrar hızı ve dinlenme süresi yüklenmeyi etkileyen faktörler arasındadır (Kraemer ve Ratames, 2000, s. 513). Antrenman yükünün değişmesi akut metabolik, hormonal, nöral ve kardiyovasküler adaptasyon ve değişimleri beraberinde getirir. (Fleck ve diğerleri, 2003, s. 387; Hakkinen ve diğerleri, 1985, s. 589; Kraemer ve diğerleri, 1990, s. 1447; Kraemer ve diğerleri, 1991, s. 223; Kraemer ve diğerleri, 2003, s. 361; Kraemer ve Ratames, 2004, s. 674; Sale ve diğerleri, 2003, s. 21). Bir tekrar maksimal, hareketin tekniğini bozmadan kaldırılabilen maksimal tekrar ağırlığı ifade etmektedir. Kuvvet antrenmanları öncesinde bireylerin kas kuvvetini ölçmek antrenman düzeyini belirlemek için sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir (Arazi ve Asadi, 2012, s. 4).

Örneğin, 1 tekrar maksimalin % 45-50'si şiddetinde hafif bir yüklenme daha önce hiç antrenman yapmamış bireylerin kas kuvvetini artırır. (Anderson ve Kearney, 1982, s. 1) Bu "motor öğrenme ve koordinasyon fazı" adı verilmekte (Rutherford ve Jones, 1986, s. 100) bu fazda bulunan bireylerin doğru form ve

teknik öğrenene kadar ağır yükler kullanılmaları önerilir. Orta ve ileri seviyeye gelmiş bireylerin maksimal kuvvetlerini arttırabilmeleri daha fazla yüklenme ile mümkündür. Hakkinen ve diğ erleri (1985, s. 387), ileri seviyede nöral adaptasyon sağlanabilmesi için 1 tekrar maksimalin % 80-85'inden daha ağır yüklerle çalışılması gerektiğini ve nöral adaptasyon gelişiminin maksimal kas gelişiminde önemli rol oynadığını belirtmiştir (Ploutz ve diğ erleri, 1994, s. 1675; Kraemer ve Ratames, 2004, s. 674).

2.3. Squat

Squat hareketi quadriceps (rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis), hamstring (biceps femoris, semitendinosus), erector spinae ve daha birçok kasın kuvvetinin geliştirilmesinde kullanılır (McCaw ve Melrose, 1999, s. 428). Biyomekanik, kas ve sinir sistemi açısından incelendiğinde, birçok spor branşının temelini oluşturan ve atletik performansın artırılmasında sıklıkla tercih edilen egzersizlerden biri olarak bildirilmiştir (Escamilla ve diğ erleri, 2000a, s. 1552). Birden fazla eklemi çalıştıran bir hareket olduğu harekette daha fazla sayıda kasın katılmasını sağlayarak kas gelişimi ve kuvveti olumlu yönde etkiler (Ballor ve diğ erleri, 1987, s. 363; Fleck ve Kraemer, 1997, s. 115; Kraemer ve Ratames, 2003, s. 361; Kraemer ve Ratames, 2004, s. 678). Ayrıca halter, ağırlık kaldırma gibi yarışma sporlarında alt vücut kuvvetini test etmeye yarayan bir araç olarakta kullanılır (Escamilla, 2001, s.127; Escamilla ve diğ erleri, 2000b, s. 998).

Squat hareketi, bari enseye, trapezus kasının üstünden deltoid kaslarının biraz gerisine yerleştirilerek, kalça ve dizlerin yardımıyla ağırlığa yavaşça çökerek kalçaların yere paralel bir pozisyon alması ve ardından kalça ve dizlerin düzelerek başlangıç pozisyonuna geri gelmesiyle tamamlanır (Baechle ve Earle; 2000, s. 366; Delavier, 2001, s. 79). Kaldırma esnasında birçok alt vücut kasının harekete katıldığı bildirilmiştir. Bunlar quadriceps femoris, kalça ekstensörleri, kalça abduktörleri, hamstring kasları ve triceps suare (kalf) kaslarıdır (Nissel ve Ekholm, 1986, s. 63). (Baechle ve Earle; 2000, s. 369; Delavier, 2001, s. 79). Çeşitli açılarda yapılan squat hareketi 40°'lik açıda çeyrek squat, 70°-90°'lik açılarda yarım squat ve 90°'den daha

yüksek açılarda tam squat olarak tanımlanmıştır (Escamilla ve di erleri, 2001b, s. 998) 80-90⁰ diz fleksiyonu sırasında quadriceps aktivitesinin zirve düzeyde çalıştığı, 1, diz fleksiyonu 80-90⁰'yi aştığı durumlarda kas aktivitesinin sabit kaldığı ancak quadriceps gelişimini etkilemediği bildirilmiştir (Escamilla ve di erleri, 2000a, s. 1566; Isear ve di erleri, s. 1997, 532; Ninos ve di erleri, 1997, s. 307; Signorlie ve di erleri, 1995, s. 187; Stuart ve di erleri, s.1996, 792; Wretenberg ve di erleri, 1996, s. 224; Wretenberg ve di erleri, 1993, s. 250).

Gullet ve di erleri (2009, s. 292), squat hareketinin alt vücut kaslarının gelişiminde önemli ve etkili antrenman yöntemlerinden biri olduğunu bildirmektedir. Popülaritesi yanında, farklı ve değişik varyasyonlarının kullanımı söz konusudur. Bu varyasyonlar etkinlik açısından benzer, biyomekanik ve fiziksel uyarımlar açısından da farklı etkiler gösterebilmektedir.(Hasegawa, 2004, s. 21; Swinton ve di erleri, 2012, s. 221).

Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri bu başlıkta kullanılan egzersiz türlerinden iki tanesidir. Atletler ve bireyler genel olarak arka squat hareketini tercih ederken ön squat hareketi daha az tercih ettikleri bildirilmiştir. Arkadan yarım squat hareketi barın trapezus kasının üstünden deltoid kaslarının az gerisine yerleştirilerek kalça ve dizlerin yardımıyla ayağa yavaşça çökerek kalçaların yere paralel bir pozisyon alması ve ardından kalça ve dizlerin düzelenerek başlangıç pozisyonuna geri gelmesiyle tamamlanır (ekil 2.3) Arkanın dik topukların yerde ve dizlerin ayaklarla aynı hizada olması gereklidir. (Baechle ve Earle; 2000, s. 369; Delavier, 2001, s. 81). Önden yarım squat hareketi arka squat hareketinden farklı olarak kaldırıcı yapan kimsenin barı deltoidlerin ön kısmına klavikulanın üstüne yerleştirilmesi, dirseklerin üst kolların yere paralel gelecek şekilde bükülmesi (Baechle ve Earle; 2000, s. 369; Delavier, 2001, s. 82) ve devamında arka squat hareketinde olduğu gibi iniş ve çıkış fazlarından oluşur (ekil2.4) (Gullet ve di erleri, 2009, s. 284).

Arkadan yarım squat hareketi önden yarım squat hareketine göre daha çok tercih edilirken iki hareket arasında teknik ve harekete katılan kaslar açısından küçük

farklılıklar bulunur (Gullet ve di erleri, 2009, s. 286). Bu alı mada arkadan ve önden yarı m squat hareketleri kullanılmı tır.



ekil 2.3. Arkadan yarı m squat hareketi.

(<http://www.bodybuilding.com/exercises/detail/view/name/barbell-squat>)



ekil 2.4. nden yarı m squat hareketi.

(<http://www.bodybuilding.com/exercises/detail/view/name/front-barbell-squat>)

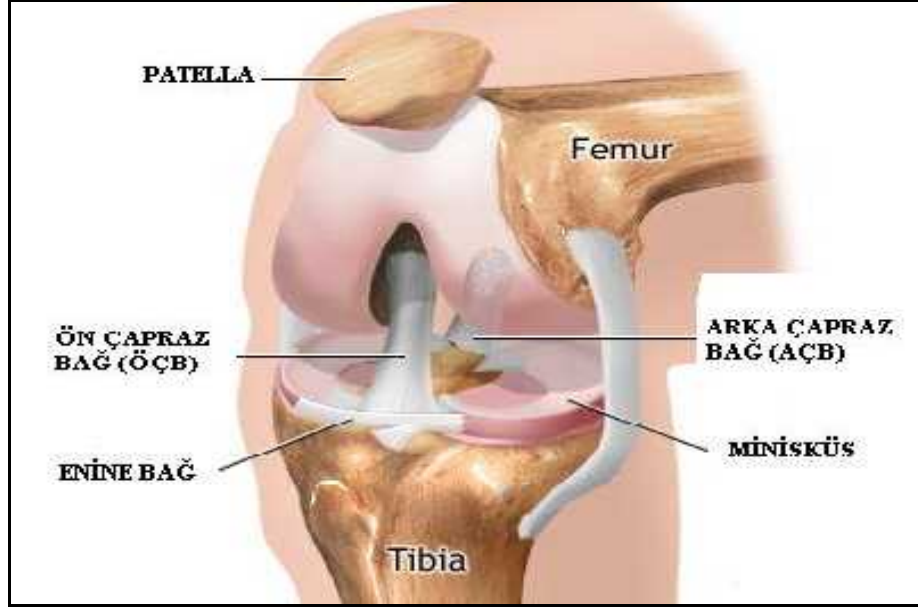
2.3.1. Squat Harketi Esnasında Eklem Kinemati i

Egzersizin kompleks yapısı ve performansla ilgili birden fazla de i kenin bulunulu u, optimal kas geli imi ve etkili antrenman yöntemlerin seçimi açısından squat kinemati inin iyi anlaşılmasını gerektirir.

2.3.1.1. Diz Eklemi

Diz eklemi insan vücudunun en büyük eklemidir. Femur, tibia ve patella olmak üzere üç kemikten oluşur. Tek bir bölük içerisinde femur ve tibia arasında iki kondiler tip ve patella ile femur arasında sellar tip olmak üzere üç ayrı eklem içerir (Şekil 2.5). Bir bütün olarak menteşe tipi eklemidir (Kolukısa, 2008, s. 6). Menteşe tipli eklemlerde eklem yüzleri tek bir eksen etrafında sadece fleksiyon ve ekstansiyon yaptırabilirken diz ekleminde bacak fleksiyon durumuna getirildiğinde bacakta bir miktar rotasyon ve sirkumdüksiyon hareketleri de yaptırılabilir. Bu yönüyle diz eklemi diğer menteşe tipli eklemlerden farklıdır (Kolukısa, 2008; s. 6).

Bu eklemler 0 ile 180° arasında hareket açısına sahiptir (van Eijden ve diğerleri, 1987, s. 314; Signorlie ve diğerleri, 1995, s. 187; Li ve diğerleri, 2004, s. 783). Bir dizi ligament ve kıkırdak diz ekleminin desteklenmesi görevini üstlenmiş durumdadır. Bu yapı içerisinde yer alan ön çapraz bağ (ÖÇB) diz eklemi açısından en önemli dengeleyicilerden bir tanesidir. Ana görevi diz ekleminde, düşük fleksiyonlarda tibianın önüne kaçmasını engellemektir (Klein, 1961, s. 11). Arka çapraz bağ (AÇB), ÖÇB ile aynı görevi yürütmekte ve tibianın arkaya kaçmasını engellemektedir (Li ve diğerleri, 2004, s. 783). Medial, lateral ve kollateral dokular dizin frontal düzlemde dengede durmasından, varus ve valgus hareketleri için gerekli direncin sağlanmasından sorumludurlar. Dizdeki dokular, ana statik dengeleyici görevi yaparken kaslar dinamik diz hareketi sırasında eklemin dengelenmesi görevini üstlenmiş durumdadırlar (Sasaki ve diğerleri, 2008, s. 89).

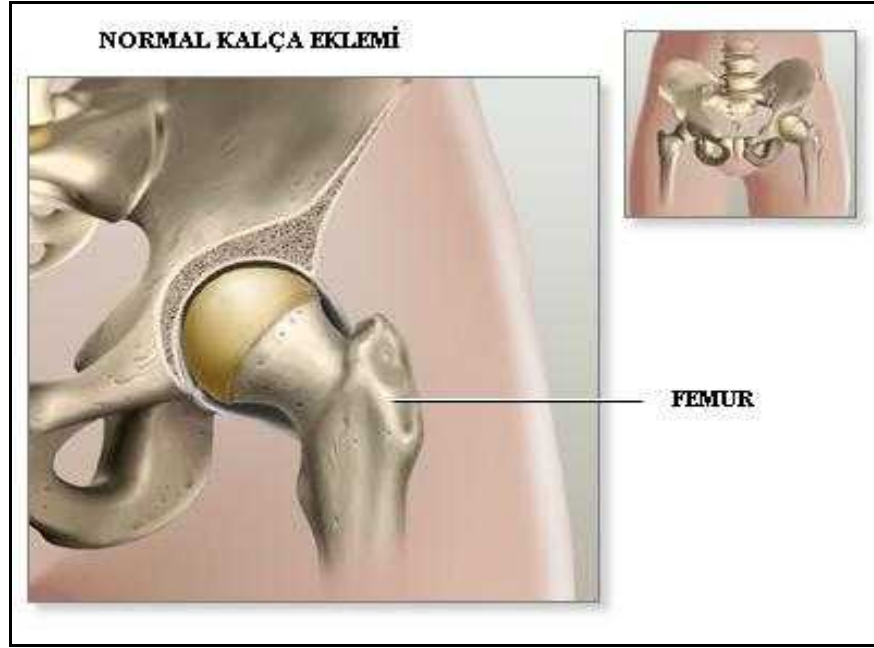


ekil 2.5. Diz eklemi.

(http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/presentations/100117_1.htm)

2.3.1.2. Kalça Eklemi

Kalça femur başı ve os coxae arasındaki bantlı top ve soket tipindeki bir eklemdir (ekil 2.6). Sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon, frontal düzlemde abdüksiyon ve addüksiyon, transvers düzlemde iç/dış rotasyon ve horizontal olarak abdüksiyon/addüksiyon hareketlerini serbestçe yerine getirebilir (van Eijden ve diğerleri, 1987, s. 314; Signorlie ve diğerleri, 1995, s. 187).

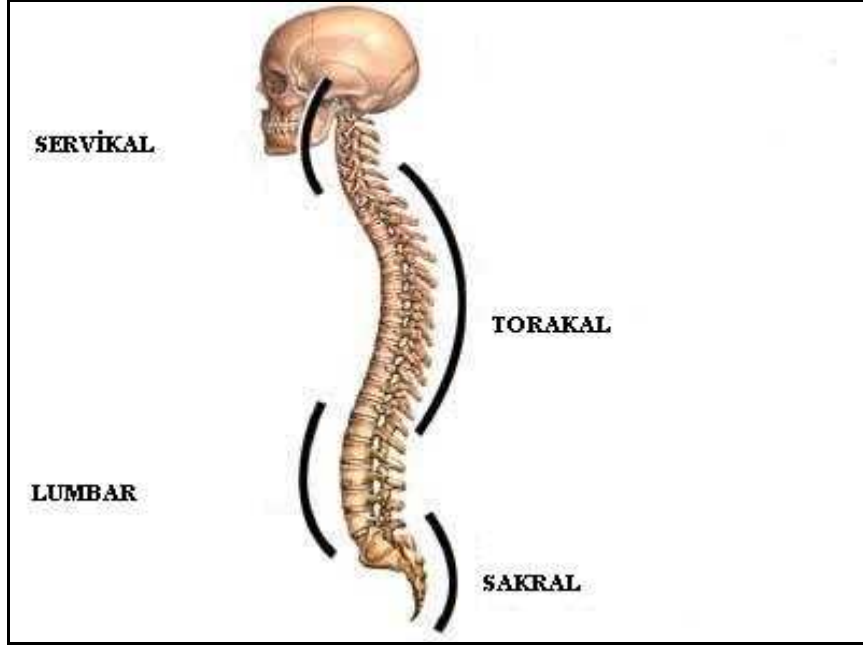


ekil 2.6. Kalça Eklemi.

(http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/presentations/100006_1.htm)

2.3.1.3 Omurga

Omurga 24 hareketli vertebral segmentin bir araya gelmesiyle oluşur. Her segmentin kendi içerisinde 3°'lik hareket serbestliği bulunur. Omurga sagittal düzlemde tek tek ve ünite olarak fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini, frontal düzlemde lateral fleksiyon hareketini ve transvers düzlemde rotasyon hareketini yapabilme yetisine sahiptir (van Eijden ve diğerleri, 1987, s. 310; Signorlie ve diğerleri, 1995, s. 187). Vertebral segmentler aşağıdan yukarıya doğru gittikçe incelen bir yapıya sahipken vertebral cisimcikler cervic'den lomber bölgelerine doğru kalından inceye doğru değişen bir görüntüye sahiptirler (ekil 2.7) (van Eijden ve diğerleri, 1987, s. 314; Signorlie ve diğerleri, 1995, s. 187).



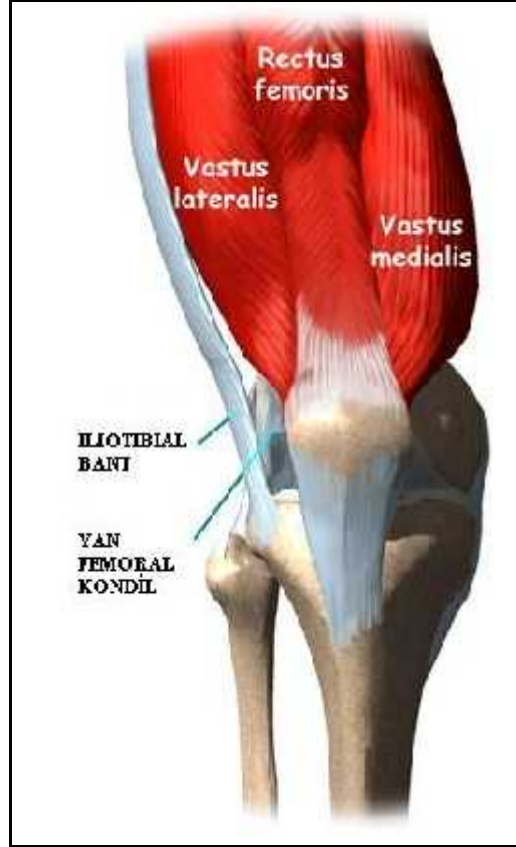
ekil 2.7 Omurga.

(<http://www.50by25.com/2013/07/to-run-or-not-to-run.html>)

2.3.2. Squat Hareketi Sırasında Çalışan Kaslar

2.3.2.1. Quadriceps

Quadriceps femoris (vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), vastus intermedius ve rectus femoris (RF)) squat hareketi sırasında dizde konsantrik ekstansiyon ve aynı zamanda eksantrik bir dirençle fleksiyondan sorumlu kaslardır. (ekil 2.8) (Shoenfeld, 2010, s. 3506). Diz eklemindeki kasal kuvvet genel olarak quadriceps kası tarafından üretilmektedir. Quadriceps aktivitesinin fleksiyonun 80° ve 90° olduğu durumlarda zirve yaptığı (Escamilla ve diğ. erleri; 2000a, s. 141; Walsh ve diğ. erleri, 2007, s. 929), 90° 'yi geçen hareketlerde quadriceps gelişimine etkisinin az olacağı bildirilmiştir (Shoenfeld, 2010, s. 3506).



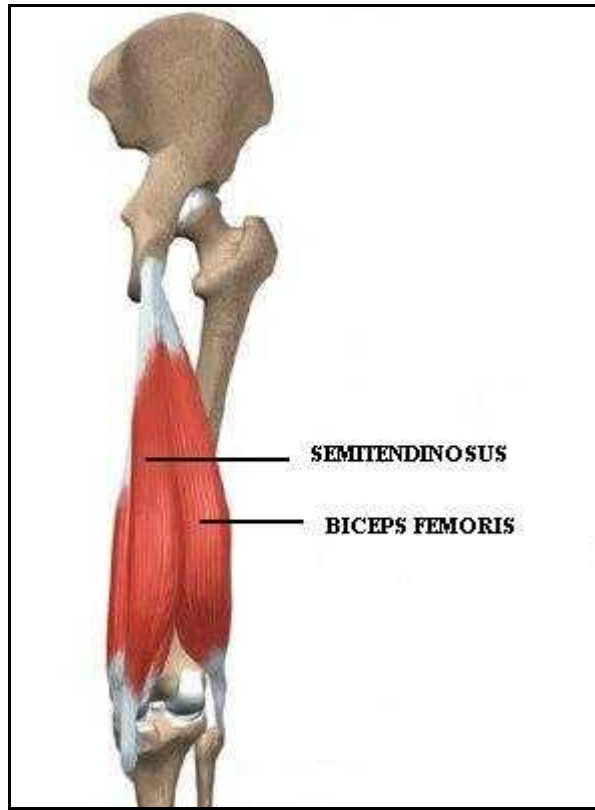
ekil 2.8. Quadriceps.

(<http://www.eorthopod.com/content/iliotibial-band-syndrome>)

2.3.2.2. Hamstring

Hamstring uylunun arka tarafında, ischial tuberositadan başlayan semitendinosus (ST), semimebranosus ve biceps femoris (BF) kaslarından oluşan kas grubuna verilen isimdir. Teknik olarak quadriceps kasının antagonistidir ve dizdeki ekstansör hareketlerinin tersinden sorumludur (ekil 2.9) (Rasch ve Bruke, 1974; Escamilla, 2001, s. 141). Bu eklem üzerinden geçtikleri için kalça eklemi aracılığıyla uyluya çok az ekstansiyon, diz eklemi aracılığıyla bacakta fleksiyon, kalça fleksiyonda iken diz eklemine fleksiyon hareketlerinden sorumludur (Müezzino lu, 2002, s. 8). Hamstring kasları, squat hareketi sırasında orta seviyede aktivite gösterirken (Marklof ve di erleri, 1990, s. 557; Wilk ve di erleri, 1996, s. 518; Escamilla ve di erleri, 2000a, s. 1564; Walsh ve di erleri, 2007, s. 930) bu durum kas kompleksinin iki eklemli yapısından kaynaklanır. Hamstring aynı anda hem

kalça ekstansörü hem de kalça fleksörü görevlerini yürütür ve hareket boyunca kas uzunlukları değişir. Zirve hamstring aktivitesi 10° ile 70° 'lik fleksiyon arasında görülmüştür ve lateral hamstringin, medial hamstringe oranla daha aktif durumda olduğu bildirilmiştir (Stiene ve diğerleri, 1996, s. 136; Escamilla ve diğerleri, 2000a, s. 1566; Walsh ve diğerleri, 2007, s. 932). Gluteus maksimusun aksine squat derinliği hamstring katılımı üstünde bir etkiye sahip değildir. Buna karşılık yarım ve tam squat hareketleri arasında zirve ve ortalama direnç düzeyinde küçük farklılıklar belirlenmiştir (Shoenfeld, 2010, s. 3506).

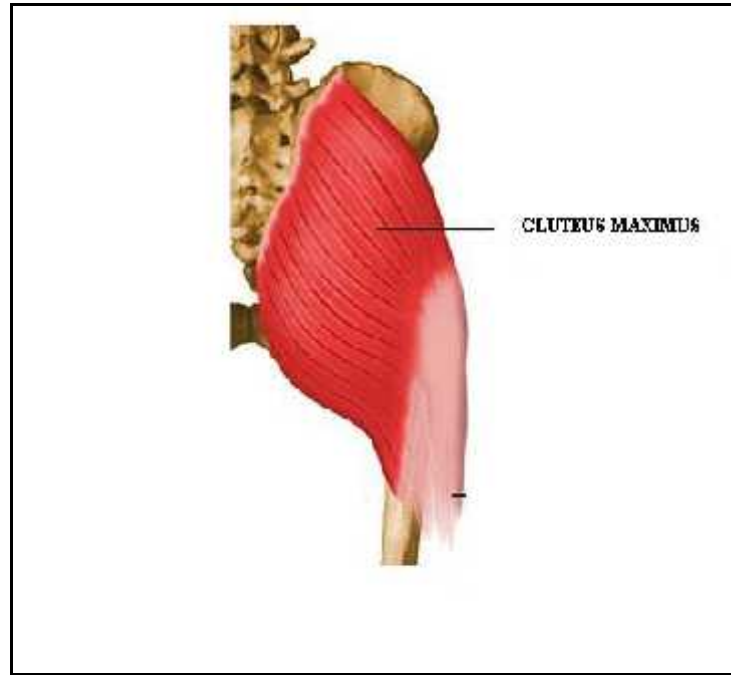


ekil 2.9. Hamstring.

(<http://www.eorthopod.com/content/hamstring-injuries>)

2.3.2.3. Gluteus Maksimus (GM)

(GM) squat hareketini kontrol etmek amacıyla iniş fazında eksantrik ve çıkış fazında konsantrik şekilde hareket ederek dış dirence karşı koyan bir kalça ekstansörüdür. iliotibial bantta olan bantlantısı sayesinde diz ve pelvisi dengede tutar (ekil 2.10).



ekil 2.10. Gluteus Maksimus

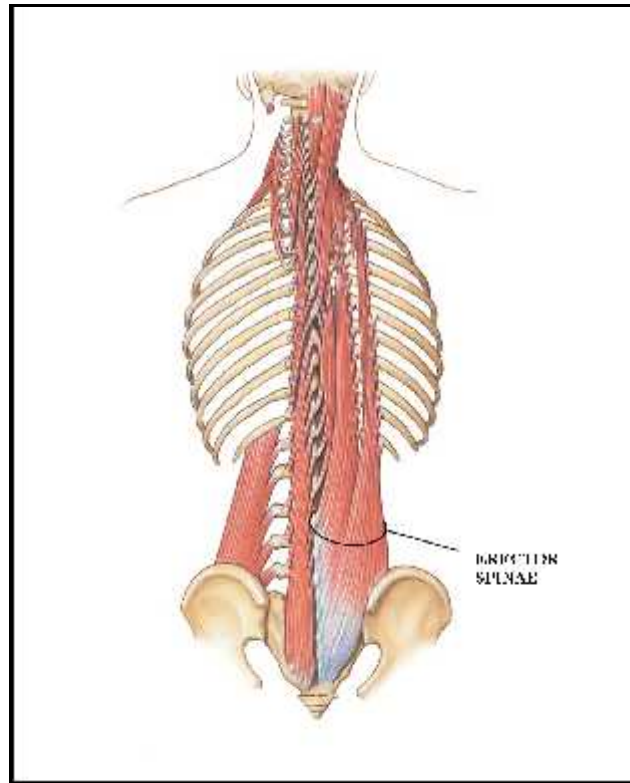
(http://www.thansworld.com/ONLINEanatomy_1/pages/section5/oi_gluteus.htm)

GM'un kuvvet kolu 90° 'lik kalça açıdayken direnç en düşük düzeydedir. Ancak kalça ekstanörü aynı açıdayken en yüksek direnç seviyesine ulaşır (Escamilla, 2000b, s. 998). Bu durum GM'un kuvvet kolu uzunluğundan kaynaklanan dezavantajın sarkomer uzunluğunu koruyarak kuvvet üretimini sağlamasıyla açıklanabilir. Squat derinliği GM aktivasyonu açısından büyük bir öneme sahiptir. Caterisano ve diğ. (2002, s. 428) iki farklı squat hareketi esnasında GM aktivitesinin birbirinden farklı olmamakla birlikte full squat hareketi esnasında bunun belirgin şekilde arttığını bildirmiştir.

2.3.2.4. Omurgada Çalışan Kaslar

Vertebral kolon, erector spinae, transversus abdominis, quadratus lumborum, derin posterior spinal grup (multifidus, rotatores, interspinales, ve intertransversari) kasları tarafından çevrelenir ve desteklenir. Lumbar erector spinae (ES) squat

hareketi sırasında vertebral direnci azalttı ı ve anterioposteriör spinal bütünlü ünü sa layarak omurilik dengesini korudu u için özellikle önem ta ır (ekil 2.11) (Toutoungi ve di erleri, 2000, s. 187).



ekil 2.11. Erector Spinae.

(<http://www.johnthebodyman.com/back-muscles/back-muscles>)

Düzgün squat tekni i olu ması muhtemel herhangi bir planar hareketi ortadan kaldıracak dik bir omurili e ihtiyaç duyar. Böylelikle hareket esnasında dengeli ve dik bir duru sa lanmı olur. Fakat kalça ekleminde meydana gelen herhangi bir esneme lumbar-pelvis ili kisinin sonucu olarak omurilik açısında bir artı a neden olur. Böylelikle vertebral kolon ve onu destekleyen kaslar hareket süresince özellikle derin squat hareketi esnasında içsel bir dirence maruz kalır.

Noyes ve di erleri (1984, s. 352) squat hareketi esnasında do al pozisyondaki lumbar esnekli in arttı ı durumlarda direnç kuvvetinin arttı ını, bunun erector spinae

kasındaki lif oryantasyonudaki de i ikliklerin bir sonucu oldu unu ve dirence kar ı koyma yetene i azalttı nı ifade etmi tir.

Matsumoto ve di erleri (2001, s. 30) squat hareketi sırasında omurilik fleksiyonu ve ekstansiyonunun eklem kineti i açısından büyük bir etkiye sahip oldu unu bildirmi tir. Esnek bir lumbar omurunun erector spinae kası için kuvvet kolunu dü ürerek a ır bir yük kar ısındaki toleransını azaltaca nı ve böylece a ırlı n kaslardan pasif dokulara yayılarak disk hernisi riskini önemli ölçüde arttıracca nı belirtmi tir.

2.3.3 Squat Kinemati i

Do ru squat tekni i iskelet-kas sistemi ve a ırı yüklenme sonucu olu ması muhtemel sakatlıkların önlenmesinde etkilidir. Diz eklem hareketleri squat tekni inin do rulu u açısından çok önemli bir role sahiptir ve performansı önemli ölçüde etkiler (Czapowski ve di erleri, 2012, s. 3). Do ru squat tekni i için duru geni li i, sınırlanmamı ayak bile i, dizin hareket geni li i ve ba n pozisyonu iyi ayarlanmalıdır.

Comfort ve Kasim (2007, s. 10) ayakların omuz geni li inde ya da biraz daha geni tutmanın sakatlık riskini azaltaca nı ve bacak kaslarında maksimum aktivasyon sa lanayaca nı ifade etmi tir. Almosnino ve Di erleri (2013, s. 37) vücut a ırlı ıyla squat hareketi sırasında duru geni likleri ve ayak rotasyonunun 3 boyutlu kinematik analizlerini incelemi tir. Çalı ma sonuçları duru geni li i arttıkça diz fleksiyon momentinde bir artı ya andı nı, diz ekleminin di a rotasyonunu arttırdı ı ve içe rotasyonu azatlı nı bildirmi tir (Almosino ve di erleri, 2013, s. 37).

Macrum ve di erleri (2012, s. 150) tarafından yapıla di er bir çalı ma ayak bile i dorsifleksiyon hareketinin kısıtlanmasının zirve diz fleksiyon açısını dü ürerek soleus aktivitesini arttırdı nı ve quadriceps aktivitesini azalttı nı bildirmi tir. Schoenfeld (2010, s. 3506) dorsifleksiyon açısının $38.5 \pm 5.9^\circ$ düzeyinde sabit tutulması gerekti ini bunun için topukların yere sa lam yerle tirilmesini ifade etmi tir. Macrum ve di erleri (2012, s. 150) squat hareketi sırasında ba ı a a ıya

do ru indirmenin kalça ve gövde fleksiyonunu arttırdı nı squat hareketi esnasında ba n do al pozisyonunun korunması gerekti ini bildirmi tir.

Chiu (2007, s. 57) ön squat duru unun kapalı kinetik zincir olu turdu unu ve bu durumun ön çapraz ba gibi yapılarıdaki baskıyı azalttı nı bildirmi tir (Signorlie ve di erleri, 1994). Comfort ve Kasim (2007, s. 13) ön squat hareketi sırasında a ırlı n çekim merkezinin vücuda yakın oldu u için sakatlık riskinin leg extension hareketine göre daha dü ük oldu unu bildirmi tir. Gullet ve di erleri (2009, s. 292) ön squat hareketinin vücudun öne do ru e imini ve baskıyı azalttı nı bildirmi tir. Squat hareketi sırasında diz ekleminde ve lomber bölgede olu an baskının ön squat hareketi sırasında anlamlı olarak dü ük bulundu u saptanmı tır (Gullet ve di erleri, 2009, s. 287).

Literatürde yer alan çalı malar genel olarak arka squat hareketi üstünde durmu , ön squat versiyonuyla ilgi sınırlı sayıda çalı ma yapılmı tır. Russel ve Phillips (1989, s. 203) ön squat hareketi sırasında kullanılan bar pozisyonunun quadriceps aktivitesini arttırdı nı belirtmi , quadriceps kasının kuvvetlendirilmesi açısından arka squat hareketine alternatif olabilece ini bildirmi tir. Escamilla ve di erleri (2000a, s. 141) yarım squat hareketi ini fazında dizin fleksiyonunda kademeli olarak birartı ya andı nı ifade etmi tir. Ya anan bu artı n a ır yükler altında diz ekleminde sakatlık riskini arttırabilece i bildirilmi tir. Diggin ve di erleri (2011, s. 646) arka ve ön squat hareketleri sırasında kinematik de i kenleri incelemek için 2 boyutlu video analiz yöntemini kullanmı tır. Çalı ma sonuçları incelendi inde diz eklem açıları benzer bulunurken kalça eklem açılarındaki anlamlı farklılık bulundu u saptanmı tır. Arka ve ön squat hareketleri ini fazlarında diz ekleminin açısının 91°'ye kadar indi ini ve her iki teknik açısından da kasların e it miktarda çalı aca nı bunun Gullet ve di erleri (2009, s. 288) tarafından yapılan çalı mada çıkan sonuçlar tarafından da desteklendi ini ifade etmi tir. Gullet ve di erleri (2009, s. 289) iki squat tekni i açısından da kasların e it miktarda çalı tı nı ayrıca ön squat hareketi sırasında diz ekleminde olu an baskının arka squat hareketine göre daha dü ük oldu unu bildirmi tir. Diggin ve di erleri (2011, s. 643) arka squat hareketi sırasında vücudun e iminde meydana gelen artı nın ön squat

hareketine göre fazla oldu unu, ini fazında vücudun öne do ru e imi artarken çıkı fazında e imin azaldı ını bildirmi tir.

Walsh ve di erleri (2007, s. 927) 1 tekrar maksimalin % 60-80'i ile yaptıkları çalı mada vücudun öne e iminde anlamlı ölçüde artı meydana gelece ini, bu e imin özellikle iskelet yapısı olgunla mamı genç atletler açısından zararlı olabilece ini iddia etmi lerdir. Çalı ma sonuçları incelendi i zaman artan a ırlı a ba lı vücudun öne do ru e iminde anlamlı farklılı a rastlanmamı tır. List ve Di erleri (2010, s.28) spor bilimleri ö renci grubu üstünde yaptıkları çalı mada kalça açısının artan a ırlı a ba lı olarak dü ece ini iddia etmi tir. ancak bu çalı mada da kalça açısında anlamlı bir farklılı a rastlanmamı tır. Russell ve Phillips (1989, s. 201) lumbar bölgede meydana gelebilecek sakatlıkların squat tekni ine ba lı de il vücudun öne do ru artan e imine ba lı olarak gerçekte ece ini bildirmi tir. Çalı ma sonuçları arka squat hareketi sırasında olu an e imin ön squat hareketine göre anlamlı ölçüde fazla oldu unu ($46.0 \pm 3.9^\circ$, $35.8 \pm 7.1^\circ$) göstermi tir. McLaughlin ve di erleri (1977, s.133), McLaughlin ve di erleri (1978, s.175) deneyimli ve deneyimsiz sporcuların squat tekniklerini ve kinematik de i kenlerini incelemi tir. Çalı madan elde edilen kinematik veriler deneyimli sporcuların daha dik bir duru , daha dü z bir kalça ve bar yerle imi ve ini fazında barın daha yava bir ekilde indirdi ini göstermi tir. Escamilla ve di erleri (1998, s. 569) vücut geli tirmeciler ve powerlifting sporcularını kullandıkları çalı mada diz eklemine biyomekanik analizini yapmı tır. Sonuçlar diz eklemine fleksiyon sırasında arka çapraz ba lar üzerindeki baskının arttı ını ekstansiyon sırasında bu baskının azaldı ını göstermi tir. Dahlqvist ve Seedhom (1982, s. 69) squat hareketi ve tam squat hareketinden kalkı sırasında baskı kuvvetlerini incelemi tir. Kinematik veriler ini fazı sırasında olu an baskının çıkı fazına göre % 15-35 oranında fazla oldu unu genel olarak diz eklemine fleksiyonun artı na ba lı olarak baskının arttı ı bildirmi tir.

2.3.3.1. Arka ve Ön Squat Kinemati i

Squat hareketi quadriceps (rectus femoris, vatus lateralis, vastus medialis), hamstring (biceps femoris, semitendinosus), erector spinae ve daha birçok kasın kuvvetinin geli tirilmesinde kullanılır (McCaw ve Melrose, 1999, s. 428). Çe itli varyasyonları bulunan squat hareketinin yarımacı ve rekreasyonel amaçla spor

yapanlar arasında popüler olan ve yaygın olarak kullanılan iki varyasyonu arka squat ve ön squat hareketleridir. Arka squat hareketi barın enseye, trapezius kasının üstünden deltoid kaslarının az gerisine yerle tirilmesi, kalça ve dizlerin yardımıyla a a ıya yava ça çökerek kalçaların yere paralel bir pozisyon alması ve ardından kalça ve dizlerin düzelerek ba langıç pozisyonuna geri gelmesiyle tamamlanır (Baechle ve Earle; 2000, s. 366; Delavier, 2001, s. 79). Ön squat hareketi, barın deltoidlerin ön kısmına klavikulanın üstüne yerle tirilmesi, dirseklerin ve üst kolların yere paralel gelecek ekilde bükülmesi ve devamında arka squat hareketinde olan ini ve kalkı fazlarından oluşur (Baechle ve Earle; 2000, s. 366; Delavier, 2001, s. 81).

Her iki squat varyasyonu quadriceps (rectus femoris, vatus lateralis, vastus medialis), hamstring (biceps femoris, semitendinosus), erector spinae ve daha birçok kasın gelişiminde önemli rol oynamaktadır. Squat varyasyonları arasında tekni e ba lı olarak bazı farklılıklar gözlemlenebilmektedir (Gullet ve di erleri, 2009, s. 287). Literatürde yer alan bazı çalış malar squat hareketi sırasında kalça ve diz eklemindeki kinematik de iimleri ve kas aktivasyonlarını incelemi tir Bu çalış maların çok azı arka ve ön squat hareketleri sırasındaki kinematik de iimleri ele almı tır (Braidot ve di erleri, 2007, s.90; Diggin ve di erleri, 2011, s. 643; Gullet ve di erleri, 2009, s. 284).

Escamilla ve di erleri (2000, s.135) squat hareketi kinematikleri ve kas aktivasyonlarını inceledikleri çalış mada squat hareketi ini fazında quadriceps aktivitesinin arttı mını ve çıkı fazında quadriceps aktivitesinin azaldı mını bildirmi tir. Dizdeki fleksiyon 80–90° seviyesindeyken quadriceps aktivitesinin zirvede oldu u ifade edilmi tir. Diz eklemindeki fleksiyon açısı 80–90°'yi geçti i durumlarda quadriceps aktivitesine etki etmedi i 90°'yi geçen durumlarda gluteus maximus aktivitesini arttırdı ı bildirlmi tir (Escamilla ve di erleri 2000, s.135).

Escamilla ve di erleri (1997, s.156; 1998, s. 557), Wilk ve di erleri (1996, s. 519) squat hareketi çıkı fazı sırasında hamstring aktivitesinde bir artı ya andı mını bildirmi tir. Dizdeki feleksiyon 50–70° seviyesindeyken hamstring aktivitesinin zirvede oldu u ifade edilmi tir. Gullet ve di erleri (2009, s. 284) arka squat hareketi sırasında kaldırılan yüklerin gövdenin öne e iminde bir artı a neden oldu unu bu

artı a ba lı olarak erector spinae kas aktivasyonunda ve bel bölgesinde olu an baskının arttı nı ifade etmi tir. Gullet ve di erleri (2009, s. 292) ön squat hareketi sırasında bel bölgesindeki baskının daha az oldu u ve quadriceps kaslarını arka squat hareketine göre daha iyi çalı tırdı nı bildirmi tir. Grahammer (1986, s. 65), Hatfield (1989, s. 65) benzer olarak ön squat hareketinin quadriceps grubunu daha fazla çalı tıran bir hareket oldu unu belirlemi tir. Escamilla ve di erleri (2001, s. 141), Gulett ve di erleri (2009, s. 284), Scotten (2010), Yasuda ve Sasaki (1987a, s. 238), Yasuda ve Sasaki (1987b, s. 266) arka squat hareketi sırasında artan dı yük kar ısında gövde e iminde öne do ru bir artı söz konusu oldu unu, öne do ru artan bu e imin hamstring aktivitesinde de bir artı a neden olabilece ini bildirmi tir.

Literatürde arka ve ön squat hareketini inceleyen sırlı sayıda çalı ma bulunmaktadır. Gullet ve di erleri (2009, s. 284) arka squat hareketi sırasında diz ekleminde olu an baskının ön squat hareketine göre daha dü ük oldu unu bildirmi tir. Çalı ma a ırlık merkezinde meydana gelen de i imleri tespit etmek amacıyla tibiofemoral (diz) eklem kinetikleri, ekstansör hareketler ve kas aktivitesini incelemi tir. Çalı manın sonuçları incelendi inde arka squat hareketi esnasında diz ekleminde olu an baskının ön squat hareketine göre daha az oldu u saptanmı tir. Çalı ma esnasında kullanılan arka ve ön bar pozisyonları kas aktivitesini etkilememi tir (Gullet ve di erleri, 2009, s. 284).

Diz çok önemli bir eklemdir. Squat hareketi esnasında diz ekleminde fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri ba lı eklem etrafındaki kaslar aktive olur. Russell ve Phillips (1989, s. 208) yaptıkları çalı mada arka ve ön squat hareketleri esnasında diz ekstansör istemleri ve iskelet-kas risklerini incelemi hipotezlerinde ön squat hareketinin arka squat hareketine göre sakatlık riskinin daha fazla oldu unu bildirmi tir. Çalı manın sonuçları ön squat hareketi esnasında gövdede olu an e imin ve ortalama baskı kuvvetlerinin arka squat hareketine göre daha az oldu unu göstermi tir. Russell ve Phillips (1989, s. 208) gövdede olu an e imin squat hareketinin tekni ine bakılmaksızın lumbar bölgesindeki sakatlık riskini arttıraca nı bildirmi tir.

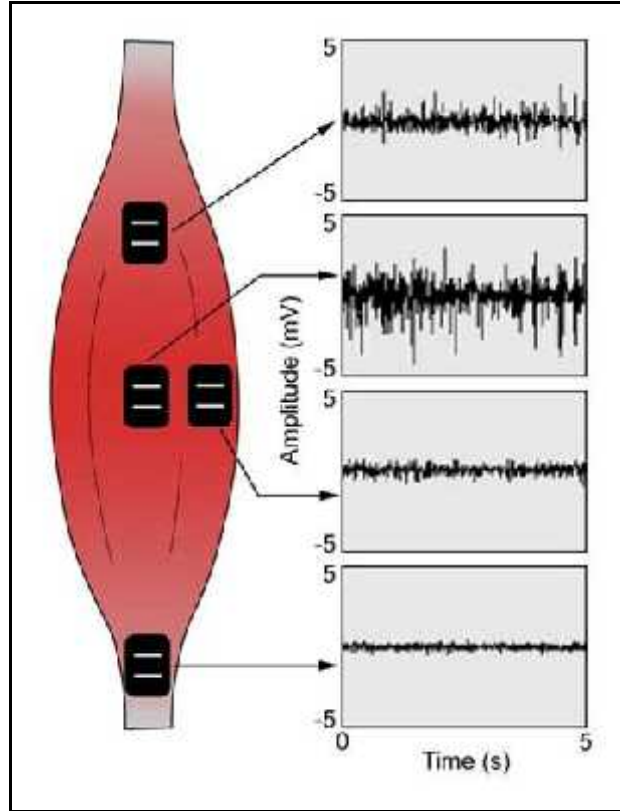
Kinematik ve kinetik verilerden elde edilen bilgiler optimum squat performansı ve güvenli i açısından a a ıdaki noktaların göz önünde bulundurulmasını önermektedir (Shoenfeld, 2010, s. 3506).

- Squat derinli i hedefler ve bireylerin kabiliyetleri do rultusunda belirlenmelidir. Diz eklemine olu an baskı maksimum ya da maksimuma yakın diz fleksiyonu esnasında olu maktadır. Diz eklemine sorunu bulunan bireylerin yüksek düzeyde diz fleksiyon açısının kullanıldı ı squat hareketlerinden kaçınması gerekti bildirilmi tir (Donnelly ve di erleri, 2006, s. 148). Sakatlık geçmi i bulunan ya da yeni operasyon geçirmi bireylerin 50⁰-60⁰'lik diz açısını geçmeden çalı maları önerilmektedir (Donnelly ve di erleri, 2006, s. 148). Qudriceps geli imi yarım squat hareketine ba lı maksimize edilirken daha yüksek açıların geli ime bir etkisi olmadı ı ifade edilmi tir (Watkins, 1999). Kalça ekstansör hareketleri artan squat derinli ine ba lı artı göstermektedir. Tam squat hareketinin kalça kaslarını geli tirmek isteyen bireyler için uygun olabilece i bildirilimi tir.
- Squat hareketi sırasında kalça adductor ve ekstensör geli imi açısından ayakların geni pozisyonda tutulması önerilmektedir (Marklof ve di erleri, 1990, s. 557). Ayakların dar tutulması gastrocnemius geli imini olumlu yönde etkilemektedir (Escamilla ve di erleri, 2001, s. 987). Dar ayak pozisyonunun diz ve femur üzerindeki baskıyı azalttı ı, geni ayak pozisyonunun dizin öne kaçmasını engelleyerek baskı kuvvetini azaltaca ı bildirilmi tir (Escamilla ve di erleri, 2001, s. 988).
- Barın trapezius kaslarının hemen altına yerle tirildi i alçak pozisyonun yüksek pozisyona kıyaslandı ı zaman kalça ekstansör momentini arttırdı ı bildirilmi tir (Watkins, 1999). Ön squat hareketi sırasında dizde olu an baskı ve lumbar stresin arka squat hareketine oranla daha dü ük oldu u, bu açıdan ön squat hareketinin arka squat hareketine alternatif olu turabilece i ifade edilmi tir (Fry ve di erleri, 2003, s. 633).

2.4. Elektromiyografi (EMG)

Elektromiyografi (EMG) depolarizasyon sırasında, iyonların hareketlerine ba lı olu an ve deri yüzeyine yayılan elektromanyetik alandan elektrotlar aracılı ıyla kasların üretti i elektriksel aktiviteyi ölçen ve böylelikle motor sistemin ne ekilde çalış tı nın daha iyi anla ılması ve kullanımını sa layan bir yöntem olarak tanımlanmı tır (Kimura J, 1983, s. 34; Guiterez ve di erleri, 2000, s. 72). Hareket halindeki vücuttan elektromiyografik sinyaller elde edilebildi i için zaman zaman kinesiyojik elektromiyografi olarak da adlandırılır (Soderberg ve Cook, 1984, s. 1815; Villarroya ve di erleri, 1997, s. 236; Masso ve di erleri, 2010, s. 128).

Yüzeysel elektromiyografi (sEMG) bir ya da bir grup kasın deri üzerine yerle tirilmi elektrotlar yardımı ile kas aktivitesini ölçmeye yarayan zararsız bir yöntemdir (Hermens ve di erleri 2000, s. 361-374). Klinik nörofizyoloji alanında yapılan rutin motor sinir iletisi çalı malarında kasta olu an aksiyon potansiyellerinin kayıt edilmesinde sıkça kullanılmaktadır (Hogrel, 2005, s. 59-71).



ekil 2.12. EMG sinyali.

(<http://faculty.educ.ubc.ca/sanderson/courses/HKIN563/pdf/Surface%20EMG%20Tutorial%202.pdf>)

sEMG spor alanında dinamik durumların analizinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Antrenman esnasında bu parametrelerin geli tirilmesi için gözlem yapmak, takip etmek ve yanlış tekni in düzeltilmesi gerekir (De Luca, 1997, s. 153; Clarys, 2000, s. 1750; Lamontagne, 2001, s. 31; Hendrix ve di erleri, 2009, s. 456). EMG ölçümleri sırasında elde edilen veriler kas aktivasyonu ve yorgunlukla ilgili verilerdir. Bu parametrelerinin do ru de erlendirilmesi sportif performansın geli tirilmesi açısından önem ta ır (Balestra ve di erleri, 2001, s. 108).

Yüzeysel EMG sinyali ve kuvvet çıktısı arasında do rusal bir korelasyon olmamasına ra men (Farina ve di erleri, 2004, s. 1489) kas kuvvetindeki artışların yüzeysel EMG sinyallerinde bir artışa neden olacağı kabul edilir (Hintermeister ve di erleri, 1998, s. 209). Ayrıca yüzeysel EMG'nin belirli bir antrenman periyodu

sonunda harekete katılan her kasın sinir-kas adaptasyon düzeyinin tespitinde kullanılabilecek bir yöntemdir (Sale, 1988, s. 140; Enoka, 1997, s. 450; Cacchio ve di erleri, 2008, s.627).

Yüzeysel EMG sinyalinin ölçümü belirli faktörlere ve yüzeysel EMG sinyal geni li ine ba lı de i im gösterir (Basmajian ve DeLuca, 1985, s. 73). A a ıdaki faktörler sinyal geni li i, zaman ve frekans alanını etkileyebilir:

- Kas kasılmasının zaman ve ıddeti
- Elektrotların aktif kas alanına mesafesi
- Derinin ve ya dokusunun kalınlı ı
- Elektrot ve amplifikatör özelli i
- Elektrot ve deri arasındaki ba lantının kalitesi

EMG kalitesi EMG sinyali ve istenmeyen gürültü oranına göre de i mektedir. Sinyal geni li ini arttırmak ve gürültüyü dü ürmek EMG sinyalinin kalitesini arttıracaktır. EMG sinyalinin ölçümüne ba lamadan gürültü kayna mının tespit edilmesi ve önlenmesi açısından bir takım hazırlıklar yapılması gerekmektedir. Gürültüye neden olabilecek kaynaklar a a ıdaki gibidir:

1. Deri ve elektrotlar arasında kalan elektrostatik alan
2. Televizyon, havalandırma, güç hatları, lambalar ve benzeri elektronik cihazlar,
3. Hareket esnasında EMG sinyallerinin toplanması için kaslara yerle tirilmi elektrot ya da kabloların yerinden oynaması sonucunda olu an sinyaller,
4. Ölçümün yapılaca ı kaslara yerle tirilen elektrotların di er kaslardan gelen aksiyon potansiyellerini alması,
5. Ölçümü yapılacak kaslara uygun büyüklükte ve cinste elektrot kullanımı ve elektrotların do ru ekilde yerle tirilmesi (DeLuca, 1997, s. 156; Konrad, 2005, s.17).

De Luca (1997, s. 135-63) ve Konrad (2005, s.25) yüzeysel EMG sinyali kaydedilirken sinyalin do rulu unu etkileyecek unsurların ortadan kaldırılmasına özen gösterilmesi gerekti ini ifade etmiştir. EMG sinyalinin do ru ekilde kaydedilebilmesi için aşağıdaki hususlara dikkat edilmesi gerekmektedir;

1. Deri yüzeyinin hazırlı 1,
2. Uygun büyüklükte elektrot seçimi ve hedef kaslara yerle tirilmesi,
3. Ölçümün yapılacak ortamın gürültüden arındırılması,
4. Uygun empedansının seçilmesi,
5. Maksimal istemli kasılma ölçümlerinin do ru ekilde yapılabilmesi için uygun eklem açısının seçilmesi.

Yüzeysel EMG sinyalinin do ru ekilde ölçülebilmesi için deri yüzeyinin hazırlanması ve elektrotların do ru ve düzgün yerle tirilmesiyle mümkündür. Do ru ve düzgün ekilde hazırlanmayan deri yüzeyi elektrotların deri yüzeyine sabitlenememesine ve deri empedansının dü mesine neden olacaktır.

Ham veri üzerinde herhangi bir de i iklik yapılmamı yüzeysel EMG sinyaline verilen isimdir. Ham veriler çevredeki elektriksel cihazlardan kaynaklanan gürültüyü de içerd i inden toplanan veride hata olu ması muhtemeldir. Bu ba lamda toplanan verilerin düzeltilerek analiz edilmesi gerekmektedir. Merletti (1999, s. 3) EMG verisinin analizinde aşağıdaki filtreleme yöntemlerinin kullanılmasını önermektedir;

- Kesit Alma: Toplanan EMG sinyalinin belirli bir kısmının seçilerek analiz edilmesidir (Merletti, 1999, s. 4).
- Rektifikasyon: EMG sinyalinin pozitif kesimlerinin de erlendirilmesi i lemidir. Yarım dalga rektifikasyonu (negatif de erlerin atılması) ve tam dalga rektifikasyonu (mutlak de erlerin alınması) ekinde gerçekte tirilmektedir (Gerleman ve Cook 1992, s. 52; Soderberg ve Cook, 1984, s. 1813).

- ntegrasyon: ntegrasyon elde edilen verilerin ortalamasının alınması anlamına gelir. Farklı amaçlar için kullanılan iki integrasyon i lemi vardır. İlk i lem tüm veriyi de erlendirmeye yarayan “lineer zarf” hesaplamasıdır. Di er i lem belirli bir kısım içerisinde bulunan verinin tamamını de erlendirmek için kullanılmaktadır (Basmajian ve De Luca 1985, s. 39; Latash, 1998, s. 49).
- Normalizasyon: Normalizasyon i lemi denekler arasında kas aktivasyon düzeylerini kar ıla tırmak için kullanılan yöntemlerden bir tanesidir (Miller, 1986, s. 272). zometrik maksimal istemli kasılma en çok kullanılan normalizasyon yöntemlerindedir. Bu yöntem maksimal istemli kas kasılmalarını esas alarak incelenen kasın maksimal istemli kas kasılmasının yüzde kaçını ile kasıldı nını belirlemede kullanılmaktadır (LeVeau ve Andersson, 1992, s. 86).

Maksimal istemli kasılma, istemli kasılmalar sırasında kaydedilen en büyük kuvvet de eridir. deal maksimal istemli kasılma ölçümü çapraz köprülerin etkile imi sırasında kas boyunda de i ikli in olmadığı izometrik kasılmalar sırasında yapılabilmektedir. Maksimal istemli kasılmalar kas lifinin kuvvet üretebilme kapasitesi ve motor birimin aktivasyon özelliklerini belirler (Noakes ve di erleri, 2005, s. 124; Aslankeser, 2010). Konrad (2005, s. 29) hareket sırasında toplanan verinin normalizasyonu için incelenecek her kas grubundan uygun eklem açısında maksimal istemli kasılma de erleri toplamak amacıyla yöntemler belirlemi tir. Bu çalı mada Konrad (2005, s.1-60) tarafından geli tirilmi prosedürler kullanılmı tır.

2.5. Hareket

nsan hareketinin analizi Aristotle ve çalı ma arkadaşlarının insan kas-iskelet sistemi ve modelini (kaldıraçlar, kuvvetler, yer çekimi) geli tirdikleri 5 yüzyıla kadar dayanmaktadır (Greene ve di erleri 2005, s.8). Hamill ve Knutzen (2003, s. 4) insan hareketini bireyin yerinde, pozisyonunda ve postüründe meydana gelen de i iklikler olarak tanımlamı tır. Bu tanım hareketle ilgili birçok durumu tarif etse de Broke ve

Whiting (1973, s.245) insan hareketinin derinlemesine araştırılması ve açıklanması gereken birçok bölümü olduğunu ifade etmiştir. Bununla beraber insan hareketinin yalnızca fiziksel olarak değil sosyolojik, çevresel, psikolojik, mekanik ve anatomik yönleriyle de değerlendirilmesinin gerekliliğini vurgulamıştır (Brooke ve Whiting, 1973, s. 245; Trew ve Everett, 2001, s. 143).

Fiziksel boyutuyla yaşam salık, fiziksel fonksiyon, enerji ve zindelik kavramlarını içerir ve yaşam kalitesi açısından belirleyici rol oynar (Spirduso, 1995, s. 235). Hareketin sosyolojik faktörleri bireyin lokal ve büyük bir topluluk içerisindeki diğer bireylerle iletişimini içerir. Kişiler arasındaki sağlıklı ilişkilerin geliştirilmesi iyi iletişim becerilerinin öğrenilmesi, ilişkilerin tatmini, sosyal iletişim sayesinde arkadaş ve aile üyelerinin birbirlerini daha iyi tanımlarıyla mümkün olur (Insell ve diğerleri, 1996). Bireyin etrafını çevreleyen her şey hareket ve hareketin türü üzerinde büyük bir etkiye sahiptir. Köy ya da şehirde yaşamak, tek başına ya da birileriyle yaşamak, yapılan işin türü, evlerinde birlerinden yardım alıyor olmak hareket modellerinin tanımlanmasında büyük etkiye sahip unsurlardır. Duyusal ve duygusal psikolojik faktörler bireylerin buldukları çevre içerisinde üretkenlikleri, özgürlükleri ve aktif iletişim (hareket) arzularını yansıtır. Hayattan tatmin olmak ve iyi hissetmek duygusal kontrol ve sağlıklı bir zihinsel yapının göstergesidir (Spirduso, 1995, s. 235). Bütün bu alanlar içerisinde bireyin günlük aktivitelerini ve bu aktiviteleri ne şekilde yapacağını gösteren becerileri tanımlamak gerekmektedir. Bu sayede işlerin daha kolay yapılabilmesi engeli olan bireylerin özgürce hareket edebilmesi sağlanacaktır. Kişiyi özgü problemlerin iyi değerlendirilmesi bu bağlamda alternatif çözümler üretilmesi, hareketle ilgili klinik araştırma ve pratikle mümkün olacaktır (Trew ve Everett, 2001, s. 145).

2.5.1. Biyomekanik

Biyomekanik insan hareketleri ve insan hareketlerinin nedenleri üzerinde çalışmayı kapsar. Mekanik fiziksel bir dalıdır. Hareketin tanımı ve kuvvetin nasıl hareket yarattığı ile ilgilidir. Kuvvetin eylemi, büyüme ve gelişmenin sağlıklı olması için yaşamda aşırı yüklü dokuların sakatlığa yol açmaması için yaşayan varlıklarda

hareket yaratır. Biyomekanik kavramsal ve matematiksel araçlar gerektiren kavramların anlaşılması için canlı varlıkların nasıl hareket ettiğini, kinesiyoj uzmanlarının hareketi nasıl geliştirebileceğini veya hareketin yapımını nasıl koruyabileceğini sağlar (Knudson 2003, s. 133).

Kinematik analizler hareketin nedenlerini ve kinetik analizler hareketin miktar analizlerini yapan biyomekanikte sıklıkla kullanılan yöntemlerdendir (Hay, 1978, s. 942). Bu yolla sporda kullanılan hareketlerin anlaşılmasını kolaylaştırmakta elektromiyografik ve diğer verilerin senkronizasyonu ile hareketin başında ve sonunda ilgili eklem pozisyonuna göre kasların ne oranda aktive edildiğini, aynı zamanda, kas aktivitesinin derecesi, ve buna bağlı olarak kasların ne oranda çalıştığını belirlemede kullanılmaktadır (Masso, 2010, s. 121).

2.5.2. Hareket Analizi

İnsan hareket analizi, özel motor fonksiyonlara ve uygulama alanlarına odaklanan, biyomekanikten insan hareket bilimine birçok disiplinin sorularına cevap arayan bir yöntemdir (Alptekin, 2012, s.156)

Hareket analiz sistemleri kinematik verilerin analizinde, yarıma ve labortauvar ortamlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Hareketin doğrudan şekilde değerlendirilebilmesi için birçok deneme yapılması ve bu denemeler sırasında hareketin kayıt altına alınması gerekmektedir (Marshall ve Elliott, 1995, s. 440).

Video analiz biyomekanikçilerin biyomekanik ile ilgilenenlerin spor ve egzersiz aktiviteleri sırasındaki hareket modellerini anlamak ve detaylı analizler yapabilmeleri açısından sıklıkla kullandıkları yöntemlerden bir tanesidir. Pratik ve kolay uygulanabilir olması yanında kullanıcıya sağladığı avantajlar göz önünde bulundurulmalıdır.

- Video analiz sistemleri diğer sistemlere göre daha düşük maliyetli sistemlerdir.

- Hareketi yapan bireye minimal düzeyde engel te kil etmektedir eder.
- Video analiz sistemleri di er analiz sistemlerinin kullanılmadı ı yerlerde rahatlıkla kullanılabilir.
- Video analiz sistemleri di er sistemlerin aksine görüntüyü anında görmemize olanak tanımaktadır tanır.

Yukarıda belirtilen avantajları yanında video analiz sistemlerinin spor ve egzersiz tekni inin analizi açısından önemli bir yöntem oldu u bildirilmektedir bildirilmi tir. Video analiz bireyin tekni ini nitel ve nicel olarak de erlendirebilmektedir. Nitel analiz bireyin hareket modelinin sistematik ve bütünsel olarak detaylı bir ekilde ele alırken video görüntüleri tam zamanlı, yava çekim, kareler halinde incelenmektedir incelenir. Buradaki amaç kaliteli hareketin nasıl yapılaca ıyla ilgili bilgi toplayıp hareketi yapana aktarmaktır (Payton ve Barlett, 2008, s. 12).

Sportif hareketlerin niteleyici kinematik analizlerinde biyomekanikçiler biyomekanik ile ilgililer büyük miktarda veriyi sayısalla tırmak zorundadır. Koordinatların sayısalla tırılma süreci vücut üyelerinin sınır noktalarının bir sayıyla tanımlanmasını içermektedir içerir. Sayısalla tırmada incelenen noktanın koordinatları kaydedilmekte kaydedilir ve bilgisayarın hafızasında saklanmaktadır saklanır. Sayısalla tırmadan sonra do rusal ve açısız yer de i tirme verileri elde edilmektedir edilir. Bu analizler aynı zamanda hareketin önemli bir anında hareketi kendi içinde ve farklı hareketlerle kar ıla tırmada kullanılmaktadırlar kullanılır (Bartlett, 1997, s.191; Alptekin ve Arıtan 2013, s. 156).

ki boyutlu hareket analizi nitel analiz yöntemleri içerisinde sportif hareketlerin 2 boyutlu kaydedilmesinde kullanılan yöntemlerden birtanesidir biridir. Daha az kamera ve donanıma ihtiyaç oldu u için daha basit ve daha ucuzdur. Hareketlerin daha önceden belirlenen hareket düzleminde yapılması gerekmektedir

gerekir (hareket düzlemi veya performans düzlemi). Bu gerekli düzlemsel hareketler için mantıklı sonuçlar verir fakat seçilen düzlemin dışındaki hareketleri göz ardı etmektedir. Kavramsal olarak 2 boyutlu koordinatları anlamak 3 boyutlu koordinatları anlamaktan daha kolay kabul edilmektedir. Daha az sayısallaştırma süresi ve daha az metodolojik probleme sahiptir (hareket düzlem koordinatlarına görüntünün dönüştürülmesi gibi). Bu açıdan diğer analiz yöntemlerine göre daha kullanılıdır (Bartlett, 1997, s.192).

2.5.3. Newton'un Hareket Yasaları

Knudson (2003, s.135) Sir Isaac Newton tarafından geliştirilmiş üç hareket kanununun mekanik biliminin en önemli keşiflerinden biri olduğunu ve hareketlerin nasıl meydana geldiğini anlamada anahtar görevi gördüklerini belirtmiştir.

2.5.3.1. Eylemsizlik yasası

Newton'un ilk kanununun adı "Inertia" (eylemsizlik) kanunudur. Objelerin bir kuvvet tarafından hareketlendirilmedikleri sürece hareketsiz ya da sabit hızda hareket halinde kalacağını anlatmaktadır.

2.5.3.2. İvmelenme yasası

Newton'un ikinci kanunu momentum ya da ivmelenme kanunu olarak adlandırılır. Belirli bir yönde bile ke kuvvet ne kadar büyük olursa o yöndeki nesnenin hızlanmasının o derece büyük olacağını anlatmaktadır.

2.5.3.3. Etki-tepki yasası

Newton'un üçüncü hareket kanunu reaksiyon kanunu olarak adlandırılmaktadır. Her aksiyonun eylem ve zıt bir reaksiyonu olduğunu sarf edilen her

kuvvet için sarf edilmekte olan e it ve zıt bir kuvvet oldu unu anlatmaktadır (Knudson, 2003, s. 133).

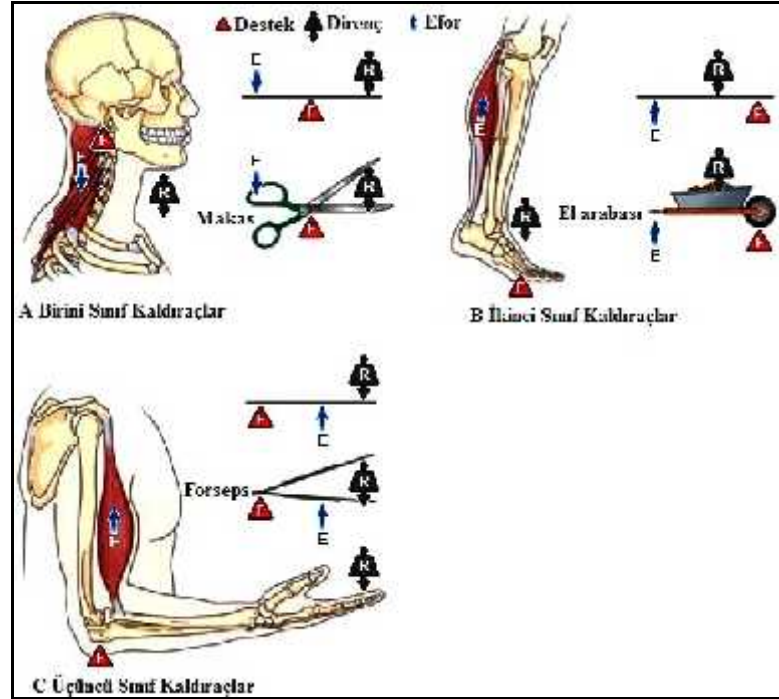
2.5.4. Kuvvet

Kuvvet (F) bir objenin di er bir di er bir obje üstündeki etkisi olarak tanımlanabilir. Bu etki baskı yaratan bir itme ya da gerilimi arttıran bir çekme kuvveti olabilir. Tork ya da dönme momenti bir kuvvetin bir nesne çevresindeki dönme e ilimi olarak tanımlanmaktadır. Bir kuvvetin bir cisim herhangi bir eksen etrafında döndürme etkisine (e ilimine) moment denir. Bu etki kuvvetin iddetine ve dönme eksenine olan dik mesafeye (moment kolu) “d” ba lıdır (Lippert, 2006, s. 71).

2.5.4.1. Kaldıraçlar

Kaldıraçlar iskelet-kas sistemi içerisinde yer alan paralel kuvvet sistemine örnek te kil eden, mühendislikte kuvvetin büyüklü ünü ya da yönünü de i tirmeye yarayan basit makinelerdendir. Kaldıraçın etrafında döndü ü noktaya destek (A), kaldıraçın hareket etmesini sa layan noktaya kuvvet (F) ve a ırlık ya da yer çekimine kar ı gelen kısmına direnç (R) adı verilir. Kaldıraça uygulanan kuvvetle destek noktası arasında bulunan mesafe kuvvet kolu ve kaldıraç kullanılarak kaldırılması dü ünülen yükü destek noktası arasındaki mesafe direnç kolu olarak adlandırılır.

Kaldıraçlar destek tepkisi ve etki kuvvetinin konumuna göre üç sınıfta incelenmektedir. Deste in (A), kuvvet (F) ve direnç (R) kuvvetleri arasında kaldı ı kaldıraç tipi birinci sınıf kaldıraç, deste in (A) bir uçta direncin (R) ortada ve kuvvetin (F) di er uçta oldu u kaldıraç ikinci sınıf kaldıraç olarak adlandırılmaktadır. Deste in (A) bir uçta kuvvetin (F) ortada ve direncin (R) di er uçta oldu u kaldıraç üçüncü sınıf kaldıraç olarak adlandırılmaktadır (ekil 2.13). Kuvvet ve destek noktası arasında kalan kısım kuvvet kolu, direnç ve destek noktası arasında kalan kısım direnç kolu olarak adlandırılır (Knudson 2007, s. 170).



ekil 2.13. Kaldıraç Sistemleri.

(<http://vevahealth.com/2013/05/15/a-lesson-in-levers>)

2.5.4.2. Mekanik Avantaj

Kaldıraç sisteminde kuvvet kolu ve direnç kolu aynı uzunlukta ise kuvvet ve direnç miktarı aynı olur. Sistem dengeli durumdadır ve hiçbir hareket söz konusu değildir. Tahtaravallinin üzerinde oturan ve aynı kiloya sahip iki çocuk buna en iyi örnektir. Çocuklardan biri denge noktasına doğru yaklaşırsa aradaki denge bozulacak ve ters tarafta oturan çocuk denge noktasına yaklaşan çocuğu kaldıracaktır. Bu durumda denge noktasına yakın oturan çocuğun ağırlığı kaldırmak için geri çekilmesi ya da ağırlığı artırması gerekmektedir. Kuvvet kolu kısalmış ve direnç kolu uzamıştır bu durumda ağırlığı kaldırmak için daha fazla kuvvet uygulaması ya da kuvvet kolunu uzatması gerekmektedir (Lippert, 2006, s. 82).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Denekler

Çalı maya ya ları 21.2 ± 1.9 yıl arasında de i en vücut geli tirme ve power lifting sporu ile u ra an 12 erkek gönüllü denek olarak katılmı tır. Deneklerin boy uzunlu u ve vücut a ırlıkları 178.5 ± 5.7 cm, 79 ± 7.1 kg olarak belirlenmi tir. Çalı maya katılan deneklerin tümünün önden yarım squat ve arkadan yarım squat hareketlerine antrenman programları içerisinde 1 yıldan fazla yer verdi i belirlenmi tir. Deneklerden squat hareketlerini engeleyecek herhangi bir hastalık ya da sakatlık geçmi lerinin bulunmaması ön artı aranmı tır. Çalı ma Helsinki Deklereasyonuna uygun ekilde hazırlanmı ve Yakın Do u Üniversitesi Bilimsel Ara tırmalar, De erlendirme ve Etik Komisyonu tarafından onaylanmı tır (YDÜ/2012/11-60). Çalı maya katılmayı kabul etmi tüm deneklere çalı manın içeri i ile ilgili bilgi aktaran onam formu imzalatılmı tır.

3.2. Veri Toplama Araçları

3.2.1. Antropometrik Ölçümler

Boy Uzunlu u Ölçüm Cihazı: Deneklerin boy uzunlu u ölçümleri için HR-200 (Tanita Corporation of America, Inc.) duvar aparatlı boy cetveli kullanılmı tır. Tüm antropometrik ölçümler aynı ara tırmacı tarafından yapılmı tır.

Vücut A ırlı ı Ölçüm Cihazı: Vücut a ırlık ölçümleri için Tanita BC-418 (Tanita Corporation of America, Inc.) vücut kompozisyon analizörü kullanılmı tır. Total vücut analizinin yanında, segmental (bölümlendirilmi) analiz yapabilen profesyonel bir cihazdır, kullanıcı 5 ayrı bölge için ya kaybı / kas kazanımı oranını rahatça görebilir. Tüm antropometrik ölçümler aynı ara tırmacı tarafından yapılmı tır.

3.2.2. 1 TM Yarım Squat Ekipmanları

Çalışma sırasında Werksan (Türkiye) firması tarafından üretilmiş standart olimpik bar ve ağırlıklar kullanılmıştır.

3.2.3. Maksimal İstemi Kasılma Test Cihazı

Veri toplama ve toplama basamakları için 8 kanallı dual-mod taınabilir EMG ve fizyolojik sinyal veri aktarım sistemi (Myomonitor IV, Delsys Inc. Boston, MA, USA) ve EMG Works Acquisition 4.0.5 (Delsys, 2012, s. 2) yazılımı kullanılmıştır. EMGworks® Acquisition modülü EMG, biyomekanik sensörler ve sinyallerin anında toplanmasına ve gerçek zamanlı görüntülenmesinde kullanılan bir yazılım sistemidir. Çalışmalar sırasında toplanan verinin saklanması, filtrelenmesi, normalizasyonu açısından araştırmacının için önemli ölçüde kolaylaştırmaktadır.

3.2.4. EMG Ölçüm Cihazları

iki farklı squat hareketi sırasında oluşan elektiriksel aktivitenin tespiti için 8 kanallı dual-mod taınabilir EMG, fizyolojik sinyal veri aktarım sistemi (Myomonitor IV, Delsys Inc. Boston, MA, USA) ve EMG Works Acquisition 4.0.5 (Delsys, 2012, s. 2) yazılımı kullanılmıştır. EMG analiz sistemi aşağıdaki cihaz ve araçlardan oluşmaktadır (ekil 3.1).



ekil 3.1: Deney düzene inde kullanılan EMG cihaz ve analiz sistemi.

1. Diz üstü bilgisayar (Dell, Vostro 3700)
2. Myomonitor IV ana ünite (Delsys Inc. Boston, MA, USA)
3. Input module (veri giri modülü) (Delsys Inc. Boston, MA, USA)
4. 7 adet D.E 2.3 elektrot (Delsys Inc. Boston, MA, USA)
5. 1 adet referans elektrotu (Dermatrotrode HE-R, American Imex., Irvine CA)
6. Docking module (adaptör ba lantı modülü)
7. Stylus (ta kalem)
8. D-Link WUA-1340 kablosuz G USB adaptör
9. (National Instruments USB-6501 Senkronizasyon kutusu, Delsys Inc. Boston, MA, USA).

3.2.5. Hareket Analizi Ölçüm Cihazları

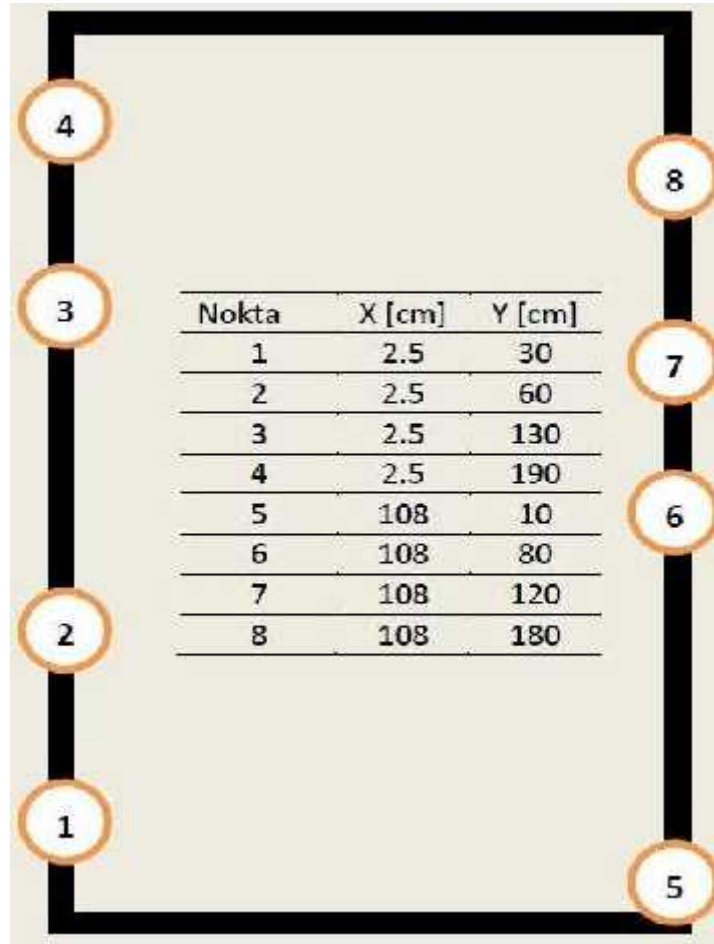
Deneklerin arka ve ön squat hareketi sırasındaki görüntüleri AMCap (Microsoft, V 3.0.9) görüntü kayıt programı kullanılarak kaydedilmiştir. 2 boyutlu analizi için SaSuite 2-D hareket analizi için Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri ve

Teknolojisi Biyomekanik Ara tırma grubu tarafından geli tirilmi olan biyomekanik ara tırmalarda 2 boyutlu hareket analizi yapmak için tasarlanmı birbirinden ba ımsız çalı abilen ve 3 adet programdan (saTrim, saDigitize ve saTransform) olu an saSuite yazılım programları kullanılmı tır.

Analiz sistemi a a ıdaki araçlardan olu maktadır.

1. 1 adet video kamera (Samsung VP-D375W)
2. Firewire ba lantı kablosu
3. Senkronizasyon kutusu, (National Insturments USB-6501 Delsys Inc. Boston, MA, USA).
4. Kalibrasyon kafesi (ölçümleme düzlemi)
5. Eklemlere ve bara yerle tirilen yansıtıcı i aretler
6. Diz üstü bilgisayar (Dell, Vostro 3700)

Görüntü alanını iki boyutlu uzayda tanımlayabilmek için üzerinde 8 nokta i aretli kalibrasyon kafesi kullanılmı tır (ekil 3.2). Denklerin vücudu ve kalibrasyon kafesi üzerine yerle tirilen yansıtıcıların parlaması ve kaldırı görüntüsünün net alınması için kameranın yanına bir tane 500 watt gücünde aydınlatma kayna ı (projektör) yerle tirilmi tır.



ekil 3.2: Kalibrasyon kafesi üzerinde uzaysal konumları bilinen noktalar.

3.3. Verilerin Toplanması

Çalı maya katılan deneklerden 2 çalı ma seansına katılması istenmi tir. İlk seans çalı ma öncesi hazırlıklar için düzenlenmi tir. Bu seansa çalı maya katılan deneklere çalı mayla ilgili bilgi aktarılmı ve bu ba lamda çalı mayla ilgili soruları varsa yanıtlanmı tir. Seans deneklerin 1 TM'nin tespiti ile devam etmi tir. İkinci seans deneklerin veri toplama i lemi için düzenlenmi tir. Bu seansa M K, EMG ve kinematik veriler toplanmı tir.

Veri toplama i lemi 3 hafta sürmü tür. 1.hafta günde 2 denek olmak üzere 6 günde 12 denek için 1 TM'nin tespiti yapılmı ve çalı mayla ilgili bilgi aktarılmı tir. 2 ve 3.hafta 1 TM'i belirlenen deneklerden M K, EMG ve 2 boyutlu kinematik

verileri toplanmı tır. Bu i lem günde 1 denek ça rılarak haftada 6 gün yapılmı 2 haftada toplam 12 denekten veri toplanmı tır.

3.3.1. Antropometrik Ölçümler

Boy Uzunlu u Ölçümü: Deneklerin boy uzunlu u ölçümleri çıplak ayakla gerçekte tirilmi tir.

Vücut A ırlı ı Ölçümleri: Deneklerin vücut a ırlı ı ölçümleri çıplak ayak ve kıyafetsiz olarak gerçekte tirilmi tir.

3.3.2. 1 TM Yarım Squat Ölçümleri



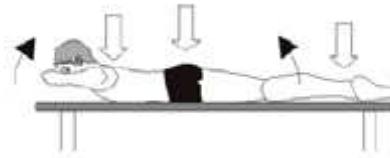
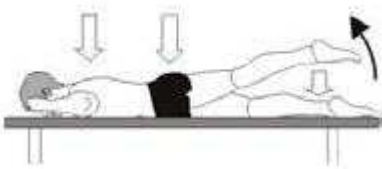
1TM tekni i kassal kuvvetin ölçülmesinde sıkça kullanılan bir tekniktir. Eklem maksimum hareket açısında yapılmaktadır. 1TM denemesi için sporcunun büyük bir konsantrasyon ve zihinsel hazırlı a sahip olması gereklidir (Mayhew,1995, s. 212). 1 TM standart a ırlık kaldırma egzersizi sırasında bir defada kaldırılan maksimum a ırlık performansdır. 1TM metodu herhangi bir kas grubu ya da kas grupları için dene in maksimal kaldırma kapasitesine yakın ama altında, uygun bir ba langıç a ırlı ının seçilmesiyle yapılır. İlk tekrar yapıldıktan sonra maksimum kaldırma kuvvetine eri ene kadar a ırlık eklenir (Akda cuk, 2014, s. 182). Bu çalı mada deneklerin 1 tekrar maksimal (1TM) de erlerinin % 100'ünün belirlenmesi için Kraemer ve Fry (1995, s. 115)'in yöntemi uygulanmı tır. Deneklerden bisiklet ergonometresinde 5 dk ısındıktan sonra tahmini 1 TM'in % 50'si ile 8-10 tekrar, % 75'i ile 3-5 tekrar ve % 90'ı ile 1-3 tekrardan olu an ikinci bir ısınma evresini tamamlamaları istenmi tir. Isınma evresinin ardından 1 TM'in tespiti için kuvvet egzersizine geçilmi tir. Deneklerden squat hareketini dizde 90^olik bir açıyla yapmaları istenmi tir. Her hareket sonunda 5 dakikalık bir istirahat süresi tanınmı tır.

3.3.3. Maksimal İstemli Kasılma Testi

Arka ve ön squat hareketi sırasında toplanan verinin normalizasyonu için incelenecek her kas grubundan maksimal istemli kasılma (M K) de erleri Konrad (2005, s. 29)

tarafından geli tirilmi prosedürlere uygun ekilde toplanmı tır (Tablo 3.1). Veriler EMG amplitüdü root mean square metodu (RMS 1-s kayan aralı ı) kullanılarak 3sn'lik üç tekrar sonunda sırasıyla her kas grubundan ve belli bir düzende toplanmı tır. Her tekrar sonunda deneklere dinlenmeleri için 1dk süre tanınmı tır. Toplanan veriler ön ve arka squat hareketi sırasında toplanan verinin normalizasyonunda kullanılmı tır.

Tablo 3.1: Çalı manın yapılaca ı kaslarda M K toplama pozisyonları.

Kas Grubu	Egzersiz	Açıklama
Quadriceps		Denek diz ekleminde 90°'lik fleksiyon ile oturur durumdadır. Tek aya ını kullanarak kaldıramayca ı bir yüke kar ı ekstansiyon yapmaya çalı ır.
Hamstring		Denek yüz üstü yatmı durumda ve kalça sehpaye sabit ekildedir. Kaldıramayaca ı bir yüke kar ı tek taraflı 20-30°'lik bir fleksiyon yapmaya çalı ır.
Erector Spinae		Denek yüz üstü yatmı durumda ve elleri ba ının arkasında ayaklar sehpaye sabitlenmi tir. Denek manuel bir kuvvet kar ısında yukarıya uzanmaya çalı ır.
Gluteus Maximus		Denek, yüz üstü yatmı durumda ve kalça sehpaye sabitlenmi ekilde ve bacaklar hafif dı a dönüktür. Manuel bir yük kar ısında aya ın 20°'lik hiper ekstansiyon pozisyonunu yakalaması gereklidir.

3.3.4. EMG Ölçümleri

Yüzeysel EMG sinyalinin do ru ekilde ölçülebilmesi için deri yüzeyinin hazırlanması ve elektrotların do ru ve düzgün yerle tirilmesiyle mümkündür. Deri yüzeyinin hazırlanmasındaki en önemli nedenlerin ba ında elektrotların sabitlenmesi ve dü ük deri empedansının olu masını sa lamak gelir. Elektrot yerle iminden önce derinin hazırlanması için a a ıdaki basamaklardan takip edilmi tir.

- Kılların temizlenmesi: Bu i lem jilet yardımıyla kuru deri üzerine uygulanmı tır. Deri üzerinde bulunan kıllar temizlenirken ölü derininde yüzeyden ayrılması sa lanmı tır. Elektrotların daha iyi yapı ması sa lamak için nemli ve terli ortamın olu ması engellenmi ve böylece kastan gelen elektriksel aktivitenin uygun kaydedilmesi sa lanmı tır.
- Ölü derinin temizlenmesi: Ölü derinin kaldırılması için zımpara ka ıdı, yumu ak tekstil ürünleri kullanılmı deri yüzeyine fazla zarar vermeden ölü derinin kaldırılması sa lanmı tır. Bunu takiben, alkolle deri yüzeyi silinerek kir, ter ve ölü deri ortadan kaldırılmı tır. Deri yüzeyinin açık kırmızı renk alması uygun empedans ortamının yaratıldı ını göstermi tir (Konrad, 2005, s.14).
- Elektrot yerle imi: Elektrot yerle imi kastan gelen iletinin en uygun ekilde bilgisayar ortamına aktarılmasında büyük öneme sahiptir. Farklı deneklerde elektrot yerle imi mümkün oldu unca aynı nokta üzerinde yapılmaya çalı ılmı tır. Deneklerin sa bacaklarında test edilecek her kasa Gullet ve di erleri (2009, s. 286) (Tablo 3.2) tarafından geli tirilmi prosedüre uygun olarak yüzeysel elektrotlar (41x20x5mm ve D.E-2.3, Delsys Inc., Boston MA 1x10mm % 99.9 Ag iletken) yerle tirilmi tir. Elektrotlar yerle tirilirken u hususlara dikkat edilmi tir:
 - a. Elektrotlar motor nokta ve tendon ba lantıları arasına ya da iki motor nokta arasına yerle tirilmi tir.

- b. Elektrotun uzunlamasına olan eksenini ise kas fibrillerine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir.
- c. Referans elektrotu mümkün olduğu kadar en uzak noktada kemik prominans (çıkıntı) üzerine yerleştirilmiştir (DeLuca, 1997, s. 153).

Tablo 3.2: Çalışmanın yapılacağı kaslarda elektrot yerleşimi.

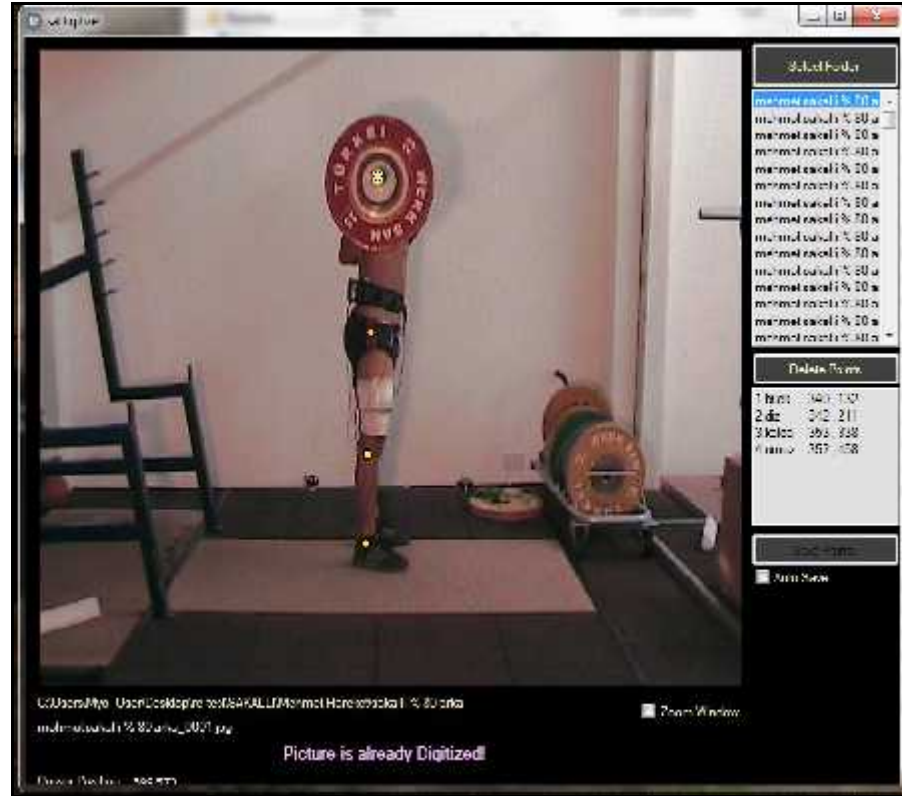
Kas	Elektrot Yeri
Rectus Femoris	Uyluğun anterior kısmında yaklaşık olarak anterior inferior iliak spine ve patellanın ortası.
Vastus Lateralis	Uyluğun lateral kısmından greater trochanter'e üçte ikilik mesafede.
Vastus Medialis	Uyluğun medial kısmında anterior inferior iliak spinae'a dörtte üçlük mesafede.
Erector Spinae	L3 spinosus çıkıntısının üç cm lateralinde.
Gluteus Maximus	Sacral vertebra ve greater trochanter arasındaki çizginin % 50 üstünde.
Biceps Femoris	Kalçanın posterior kısmında bulunan ischial tuberosity ve femurun lateral condyle kısmına yarı mesafede.
Semitendinosus	Kalçanın posterior kısmında bulunan ischial tuberosity ve femurun medial condyle kısmına yarı mesafede.

Amplifikatör bant genişliği 20 ile 450 Hz arasında, giriş voltajı 0.7A'da 9 VDC ve CMMR 80 dB olarak ayarlanmıştır. Veri kaydı 1000 Hz kayıt aralığında, lokal kablosuz ağ yardımı ile ana bilgisayara gerçek zamanlı olarak aktarılması ve kayıt edilmiştir.

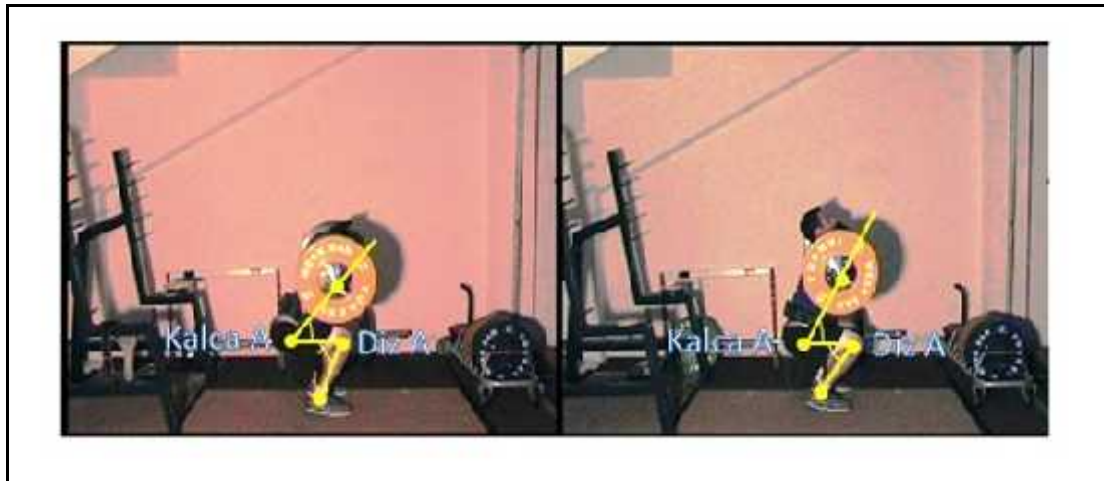
3.3.5. Hareket Analizi Ölçümleri

Deneklerin arka ve ön squat görüntüleri kaydedilmeden önce vücudun önceden belirlenen anatomik noktalarına 3 adet ve hareket sırasında kullanılacak

bara 1 adet olmak üzere 3 cm çapında yansıtıcı işaretler yerleştirilmiştir (ekil 3.3).
Yerleştirilen bu noktalar eklem açılarının hesaplanmasında kullanılmaktadır (ekil 3.4).



ekil 3.3: Anatmik noktalara yerleştirilen işaretler.



ekil 3.4 Squat hareketi sırasında kullanılan açıları.

ekil 3.4’de squat hareketi sırasında kullanılan eklem açıları verilmi tir. Tablo 3.3’de denek üzerine yerle tirilen yansıtıcı i aretlerin yerleri ve tanımlamaları verilmi tir.

Tablo 3.3: Deneklerin üzerine yerle tirilen yansıtıcı i aretlerin yerleri ve tanımlamaları.

Anatomik Noktalar	Tanımlama
Sa ayak bile i	Lateral malleole
Sa diz eklemi	Fibula ba ına
Sa kalça eklemi	Femurun büyük trokanterine
Bar üzerine	Sa uç kısmına

Kalibrasyon kafesi arka ve ön squat hareketlerine ba lamadan önce platform üzerine yerle tirilmi ve görüntüsü kamera tarafından kaydedilmi tir. Kaydedilen kalibrasyon kafesi görüntüsü alanın kalibrasyonunda kullanılmı tir.

3.4. Verilerin Analizi

3.4.1. EMG Verisinin Analizi

Elektromiyografik aktivitenin tespiti için, 8 kanallı dual-mod ta ınabilir EMG ve fizyolojik sinyal veri aktarım sistemi Myomonitor IV, (Delsys Inc. Boston, MA, USA) ve EMG Works Acquisition 4.0.5 (Delsys, 2009, s.39) yazılımı kullanılarak toplanan veriler, EMG Works Analysis 4.0 yazılımı kullanılarak analiz edilmi tir. Analiz i lemleri International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) standartları esas alınarak gerçekte tirilmi tir.

3.4.1.1. Kesit Alma (Subset)

Kesit alma (subset) işlemi, toplanan veri içerisinde kullanılacak bölümün kesilmesi (Subset) işlemidir. Bu işlem, kinematik veri analizi için toplanan görüntüler esas alınarak yapılmıştır, hareketin başlangıç ve bitiş zamanları belirlenmiştir. Buna göre, hareketin başlangıcı ve veri başlangıcı arasındaki fark hesaplanarak verinin başlangıç zamanı hesaplanmıştır. Hareketin bitiş zamanı, veri başlangıç ve hareketin başlangıç zamanı arasındaki fark hesaplanarak verinin bitiş zamanı hesaplanmıştır. elde edilen zamanlar esas alınarak veri ayıklama işlemi tamamlanmıştır.

3.4.1.2. Filtreleme

Kesit alma işlemi tamamlandıktan sonra, ham verinin filtrelenmesi işlemine başlanmıştır. Bu işlem düşük frekanstaki hareket artefaktı ve yüksek frekanstaki gürültüyü kaldırmak için 2nd Order Butterworth filtre kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bant genişliği, Passband: 3, Response: Band pass, Corner F1: 10hz, Corner F2: 500hz olarak hesaplanmıştır.

3.4.1.3 Rektifikasyon (Tam Dalga Rektifikasyonu)

Rektifikasyon sinyalin sadece pozitif kısımlarının değerlendirilmesi işlemidir. Bu işlem sinyalin negatif kısımları atılarak (yarım dalga rektifikasyonu) ya da sinyalin tamamının mutlak değeri alınarak (tam dalga rektifikasyonu) gerçekleştirilir. Bu çalışmada sinyalin tamamının mutlak değerinin alınmıştır (Tam Dalga Rektifikasyonu) (Gerleman ve Cook, 1992, s. 48; Soderber ve Cook, 1984, s. 1816).

3.4.1.4 İntegrasyon (Lineer Zarf)

İntegrasyon elde edilen verilerin ortalamasının alınması anlamına gelir. EMG verisinin tümü inceleneceğinden lineer zarf hesaplaması yapılmıştır, bu işlem için Root

Mean Square (Window Length: 0.100, Window Overlap: 0.08, Remove Offset.) yöntemi kullanılmı tır.

3.4.1.5. Normalizasyon

Yüzeysel EMG verisinin normalizasyon i lemi bireyler arasındaki kassal aktivasyon düzeylerini kar ıla tırmak için kullanılan bir analiz yöntemidir (Miller, 1986, s. 270-272). Bu a amada maksimal istemli kasılma referans olarak kullanmakta ve ölçümü alınarak kasılan kasın kendisine ait maksimal istemli kasılma de erinin % kaç ı ile harekete geçti i belirlenebilmektedir. (LeVeau ve Andersson, 1992, s. 76). Bu çalı mada normalize edilmi maksimal istemli kasılma de erleri referans olarak alınmı tır. Bu ba lamda ölçümü alınarak kasılan kasın kendisine ait maksimal istemli kasılma de erinin % kaç ı ile harekete geçti i belirlenmi tir (LeVeau ve Andersson, 1992, s. 102).

3.4.1.6 Görüntüleme

Normalize edilen ham veriler EMG Works Acquisition, 4.0.5 (Delsys Inc. Boston, MA, USA) programının görüntüleme modundan Microsoft Excell programına aktarılmı tır.

3.4.2. Kinematik Verisinin Analizi

Bu bölümde arka ve ön squat hareketi sırasında elde edilen kinematik verilerin i lenmesi ve izlenen adımlar sırasıyla verilmi tir.

3.4.2.1. Görüntü Kaydı

Deneklerin arka ve ön squat hareketleri elektronik olarak senkronize edilmi 1 adet video kamera (Samsung VP-D375W) ile kaydedilmi tir. Bu ba lamda hareket analizi için kullanılacak görüntüler tespit edilmi tir. Kamera squat hareketlerinin gerçekte tirildi i eksenin sa tarafına yerle tirilmi tir. Kameranın yakaladı ı

görüntüler firewire kablo yardımı ile eş zamanlı olarak Microsoft AMCap (Microsoft, V 3.0.9) görüntü kayıt programına aktarılmıştır. Microsoft AMCap kamera tarafından kaydedilen video kaynağını yakalayıp doğrudan sabit diske kaydetmiştir (Aritan, 2011, s.4).

3.3.2.2. Görüntülerin EMG Verisi ile Senkronizasyonu

Görüntülerin EMG verisi ile senkronizasyonu için National Instruments USB-6501 (Delsys, 2008, s.8) senkronizasyon kutusu kullanılmıştır. Senkronizasyon kutusu diz üstü bilgisayarda bulunan programla eşleştirilmiştir. Arka ve ön squat hareketi için EMG verisi toplanmaya başlandı. Burada verinin toplanmaya başlandığını belirtmesi amacıyla senkronizasyon kutusuna bir adet led ampul kablo aracılığıyla bağlanmıştır. Bağlanan led ampul kamera lensine monte edilmiştir böylelikle EMG verisinin hareketin kaçınıcı saniyesinde başlandığını belirlenmiştir (Aritan, 2011, s.5).

3.3.2.3. Görüntülerin Makaslanması (SaTrim)

EMG verisi ile senkronize şekilde elde edilen görüntüler SaTrim programı kullanılarak, ayıklanarak arka ve ön squat hareketlerinin başlangıç ve bitiş aralığını gösteren yeni bir video dosyası oluşturulmuştur. Aynı işlem kalibrasyon kafesi görüntüsü için de tekrar edilmiştir (Aritan, 2011, s.5).

3.3.2.4. Sayısallaştırma (SaDigitize)

Sayısallaştırma işlemine başlamadan önce, işaretlenecek 4 antropometrik noktayı (bilek, diz, kalça, omuz) gösteren bir metin dosyası (**points.txt**) yaratılmıştır. Sayısallaştırma işlemi için belirlenmiş antropometrik noktalar SaDigitize programı kullanılarak koordinatlara çevrilmiştir. Böylece tüm video görüntülerindeki antropometrik noktaların ve bariyerin sayısallaştırma işlemi tamamlanmıştır (Aritan, 2011, s.12).

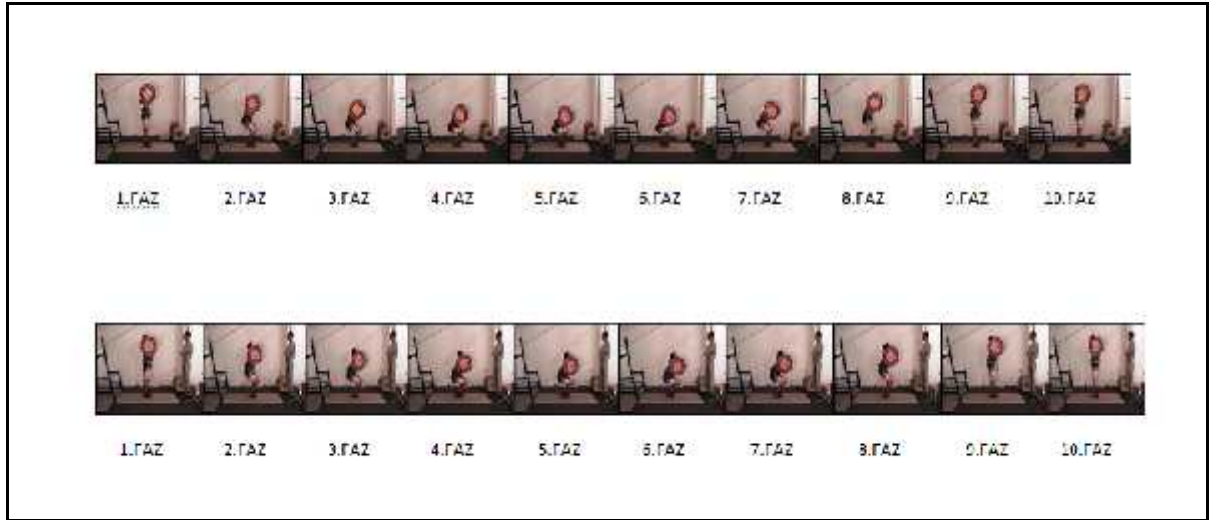
3.3.2.5 Dönü türme (sa Transform)

Dönü türme i lemine ba lamadan önce gerçek dünya koordinatları ile resim koordinatları arasında ili ki kurmaya yarayan kalibrasyon düzlemindeki 8 noktanın koordinatları bir metin dosyası (**calibs.txt**) içerisine yazılmı tır (Tablo 3.4). Kalibrasyon i lemi için yazdı ımız noktalar sayısalla tırıldıktan sonra program hesaplanan parametreleri kullanarak resim koordinatı olarak sayısalla tırılan antropometrik noktaları gerçek dünya koordinatlarına dönü türmü tür. Program hesaplanan yeni koordinatları Microsoft Excell programına dosya olarak kayıt etmi tir (Arıtan, 2011, s.18).

3.3.2.6 Filtreleme ve Görüntüleme

Vücut üzerindeki antropometrik noktaların ve barın 2 boyutlu konum verisi Microsoft Excell programı kullanılarak hesaplanmı , diz ve kalça açılarının kinematik verileri elde edilmi tir. Elde edilen ham verilerin normalizasyonu için Microsoft Excell programı kullanılmı ve alçak geçi li süzgece kar ılık gelen kayan ortalama filtresi uygulanmı tır. Bu filtreleme sayesinde sayısalla tırma sırasında yapılan hataların yumu atılması ve hareketin gerçek do asına uymayan frekansı yüksek verinin uzakla tırılması sa lanmı tır. Normalize edilen veriler grafik programı (GraphPad Prism, V5.00, GraphPad Software, Inc) programı kullanılarak grafikte tirilmi tir.

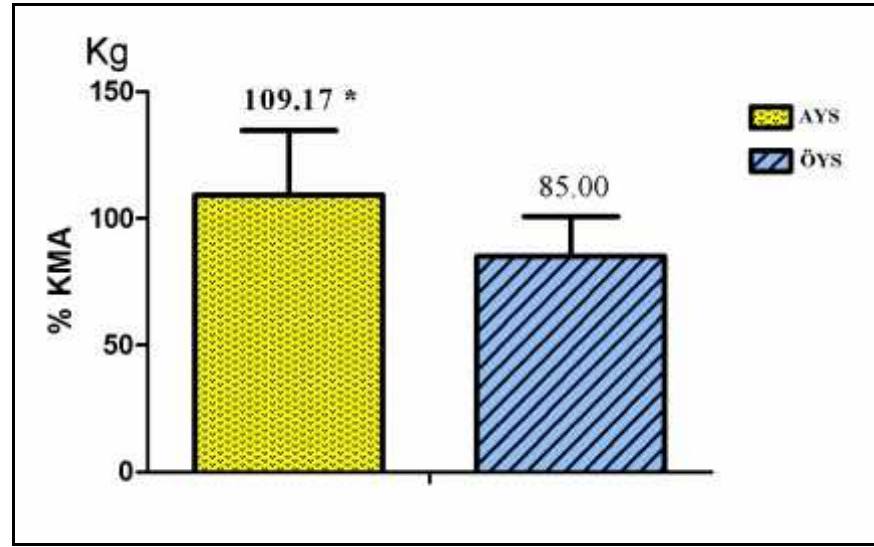
Arka ve ön squat hareketi sırasında diz ve kalça eklemlerinde meydana gelen de i imlerin incelenebilmesi ve hareket kalıplarının birbirleriyle kar ıla tırılabilmesi için Diginn ve di erleri (2011, s. 643) tarafında geli tirilmi prosedürelere uygun olarak squat on faza bölünmü tür. Her faz için ortalama EMG ve 2 boyutlu kinematik veri analizi yapılmı tır. Arka squat ve ön squat hareketlerinin on faza bölünmü ve her faza ait pozisyonları ekil 3.5.'de verilmi tir



ekil 3.5. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü ve her faza ait pozisyonları.

4.BULGULAR

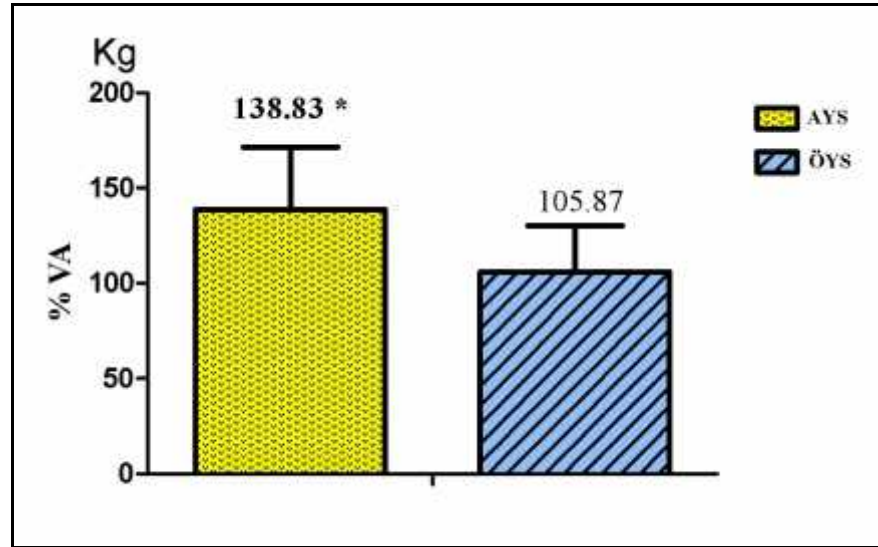
Ortalama 1 TM de erleri arkadan yarım squat hareketi için $109.17 \pm 25,51\text{kg}$ ve önden yarım squat hareketi için $85.00 \pm 15.67\text{kg}$ olarak hesaplanmıştır (ekil 4.1.). Bu sonuçlara göre deneklerin arkadan yarım squat hareketi sırasında önden yarım squat hareketine istatistiksel olarak anlamlı a ır yükler kaldıracabildi i belirlenmiştir.



ekil 4.1. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında kaldırılan 1 TM de erlerinin ortalaması.

* $p < 0,05$

Elde edilen de erlerin vücut a ırlıklarına göre yüzde oranları arkadan yarım squat hareketi için % 138.83 ± 32.62 ve önden yarım squat hareketi için % 105.87 ± 24.34 % olarak bulunmuştur (ekil 4.2.).



ekil 4.2. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında kaldırılan 1 TM de erlerinin vücut a ırlı ma göre yüzdeleri.

* $p < 0,05$

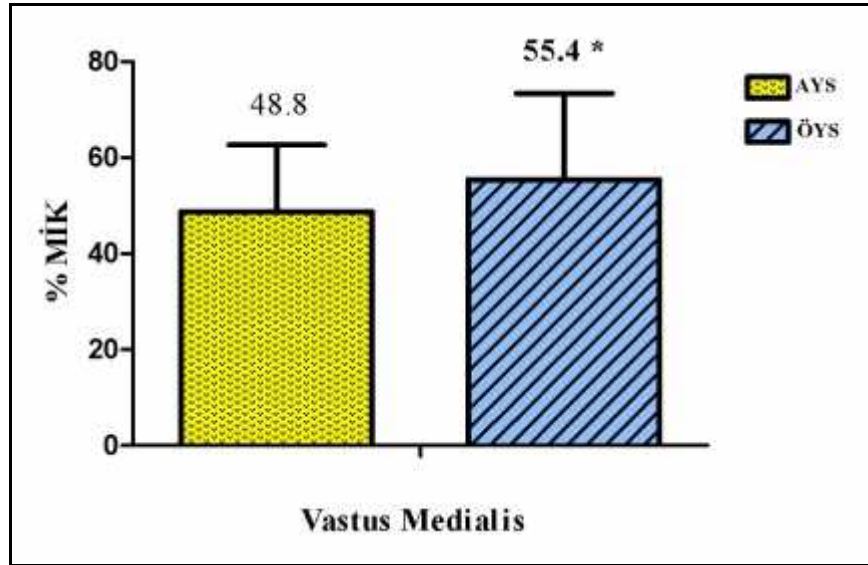
Deneklerin arkadan yarım ve önden yarım squat hareketleri boyunca quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (% M K) oranı ve ba ımlı örnekleme t test kar ıla tırmaları tablo 4.1.'de verilmi tir.

Tablo 4.1. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerine katılan deneklerin quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerin maksimal istemli kasılma (% M K) yüzdelere oranı ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları.

Kas	Arkadan Yarım Squat	Önden Yarım Squat	p
	Ortalama (± SS)	Ortalama (± SS)	
Rectus Femoris	36.7±12.4	46.1±21.7	.118
Vastus Medialis	48.8±13.9	55.4±18.0*	.038*
Vastus Lateralis	47.0±15.1	51.2±17.3	.149
Erector Spinae	43.2±15.6	46.2±12.1	.495
Gluteus Maximus	37.1±23.5	37.2±27.0	.959
Biceps Femoris	26.2±16.1	24.1±25.4	.611
Semitendinosus	21.5±11.7	16.0±8.7	,115

* $p < 0.05$

Bu sonuçlara göre önden yarım squat hareketi sırasında elde edilen vastus medialis EMG de erlerinin arkadan yarım squat hareketine göre istatistiksel olarak daha yüksek oldu u belirlenmi tir ($p < 0.05$) (ekil 4.3.). Di er kaslar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p < 0.05$).



ekil 4.3. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi vastus medialis EMG de erleri.

* $p < 0,05$

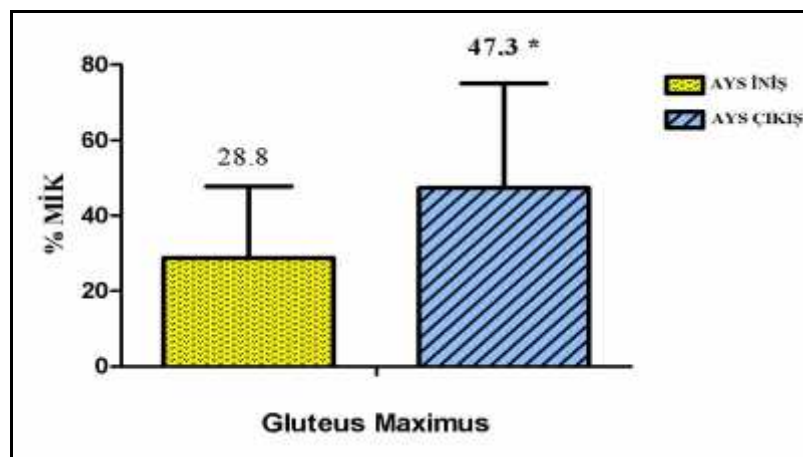
Deneklerin arkadan yarım squat hareketi ini ve çıkı fazları sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdelerine oranı ve ba ımlı örnekleme t test kar ıla tırmaları tablo 4.2’de verilmi tir.

Tablo 4.2. Arkadan yarım squat hareketi ini ve çıkı fazları sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdelere oranı ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları.

Kas	Arkadan Yarım Squat ini Fazı Ortalama (\pm SS)	Arkadan Yarım Squat Çıkı Fazı Ortalama (\pm SS)	p
Rectus Femoris	37.9 \pm 12.1	36.0 \pm 13.8	.455
Vastus Medialis	48.3 \pm 14.3	49.3 \pm 13.9	.617
Vastus Lateralis	45.9 \pm 13.9	48.5 \pm 17.2	.223
Erector Spinae	41.1 \pm 14.0	46.0 \pm 17.6	.124
Gluteus Maximus	28.8 \pm 18.9	47.3\pm27.7*	.000*
Biceps Femoris	18.7 \pm 14.9	34.9\pm18.2*	.000*
Semitendinosus	15.0 \pm 6.9	29.0\pm16.2*	.001*

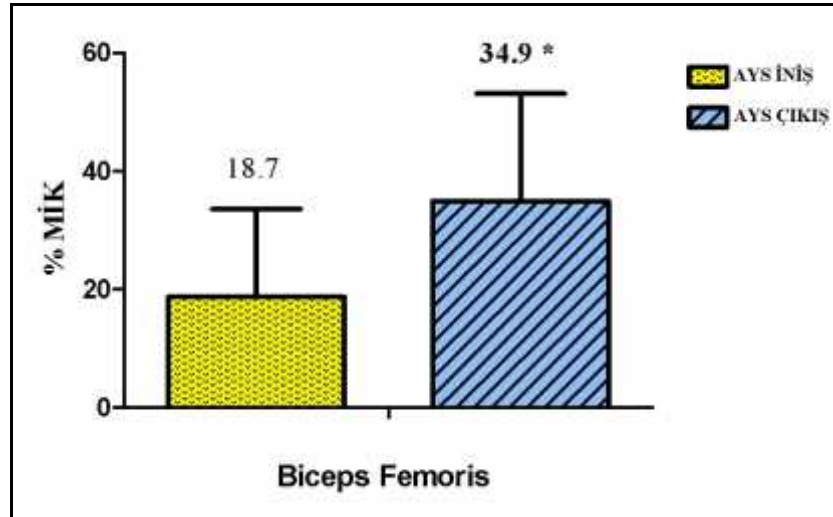
* p<0.05

Gluteus maximus (ekil 4.4.), biceps femoris (ekil 4.5.) ve semitendinosus (ekil 4.6.) EMG de erlerinin arkadan yarım squat çıkı fazında ini fazına göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek oldu u belirlenmi tir (p<0.05).



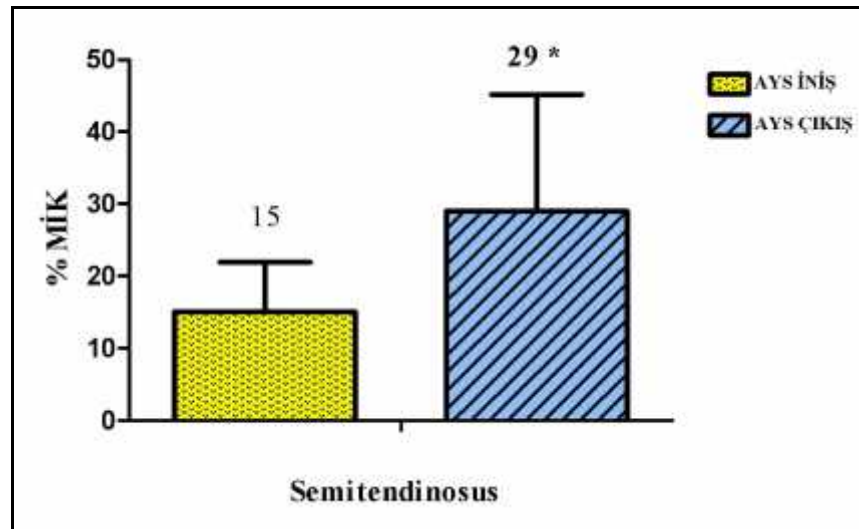
ekil 4.4. Arkadan yarım squat, gluteus maximus ini ve çıkı fazı EMG de erleri.

* p<0.05



ekil 4.5. Arkadan yarım squat, biceps femoris ini ve çıkı fazı EMG de erleri.

*p<0.05



ekil 4.6. Arkadan yarım squat, semitendinosus ini ve çıkı fazı EMG de erleri.

*p<0.05

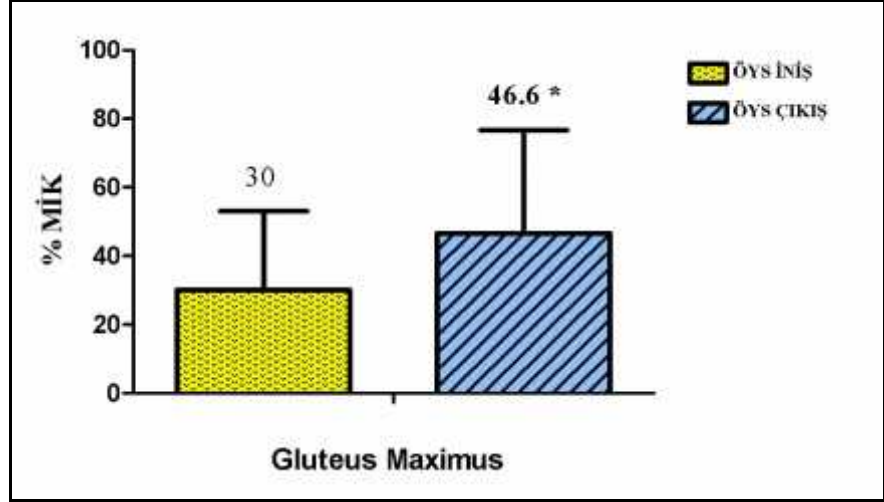
Deneklerin, önden yarım squat hareketi ini ve çıkı fazları sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları tablo 4.3.'de verilmi tir.

Tablo 4.3. Önden yarım squat hareketi ini ve çıkı fazları sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdelerine oranı ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları.

Ön Squat	Önden Yarım Squat ini Fazı Ortalama (\pm SS)	Önden Yarım Squat Çıkı Fazı Ortalama (\pm SS)	p
Rectus Femoris	46.4 \pm 24.4	46.7 \pm 19.4	.922
Vastus Medialis	53.1 \pm 19.3	58.9\pm17.1*	0.33*
Vastus Lateralis	48.0 \pm 15.8	56.2 \pm 22.2	0.68
Erector Spinae	45.1 \pm 12.0	48.1 \pm 16.8	.451
Gluteus Maximus	30.0 \pm 23.0	46.6\pm30.1*	.000*
Biceps Femoris	19.7 \pm 23.3	29.5\pm28.7*	.001*
Semitendinosus	14.0 \pm 8.1	18.4\pm10.1*	.036*

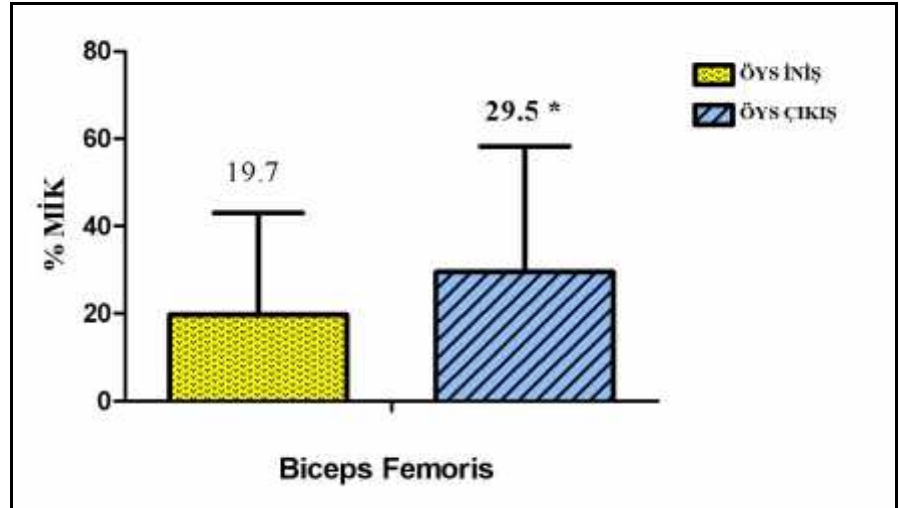
* $p < 0.05$

Gluteus maximus (ekil 4.7.), biceps femoris (ekil 4.8.) ve semitendinosus (ekil 4.9.) EMG de erlerinin çıkı fazında ini fazına göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek oldu u bulunmu tur ($p < 0.05$). Vastus medialis (ekil 4. 10.) EMG de erlerinin önden yarım squat hareketi çıkı fazında ini fazına göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek oldu u bulunmu tur ($p < 0.05$). Bu fark sadece ön squat hareketinde belirlenmi tir.



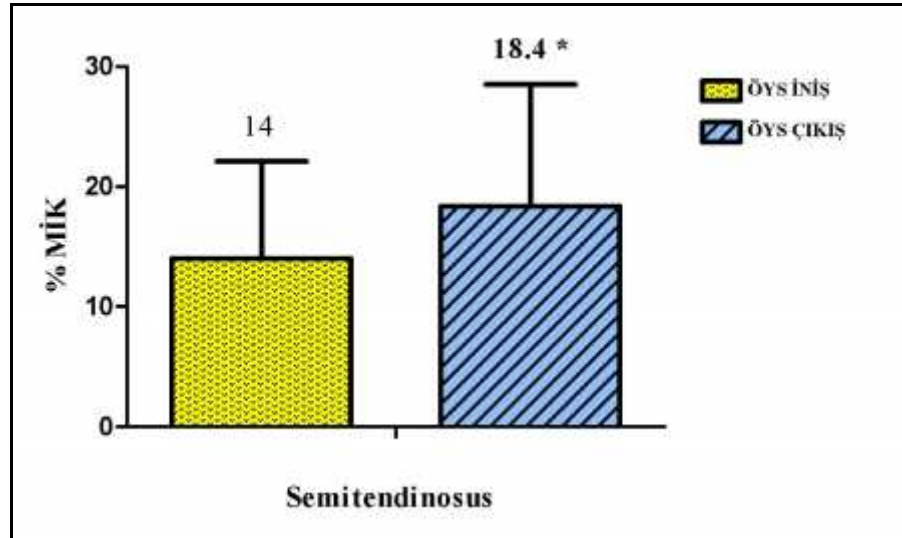
ekil 4.7. Önden yarım squat, gluteus maximus ini ve çıkı fazı EMG de erleri.

* $p < 0,05$



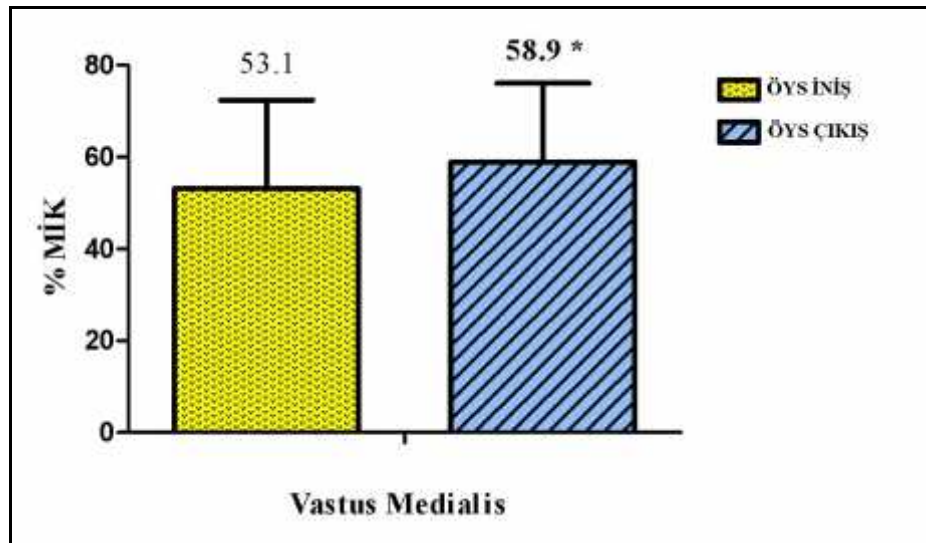
ekil 4.8. Önden yarım squat, biceps femoris ini ve çıkı fazı EMG de erleri.

* $p < 0,05$



ekil 4.9. Önden yarım squat, semitendinosus ini ve çıkı fazı EMG de erleri.

* $p < 0,05$



ekil 4.10. Önden yarım squat, vastus medialis ini ve çıkı fazı EMG de erleri.

* $p < 0,05$

Deneklerin arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri ini fazı sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları tablo 4.4.'de verilmi tir. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri ini fazları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmu tur ($p<0.05$).

Tablo 4.4. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri ini fazı sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları.

	Arkadan Yarım Squat ni Fazı Ortalama (\pm SS)	Önden Yarım Squat ni Fazı Ortalama (\pm SS)	p
Rectus Femoris	37.9 \pm 12.1	46.4 \pm 24.4	.200
Vastus Medialis	48.3 \pm 14.3	53.1 \pm 19.3	.204
Vastus Lateralis	45.9 \pm 13.9	48.0 \pm 15.8	.396
Erector Spinae	41.1 \pm 14.0	45.1 \pm 12.0	.438
Gluteus Maximus	28.8 \pm 18.9	30.0 \pm 23.0	.573
Biceps Femoris	18.7 \pm 14.9	19.7 \pm 23.3	.765
Semitendinosus	15.0 \pm 6.9	14.0 \pm 8.1	.676

* $p<0.05$.

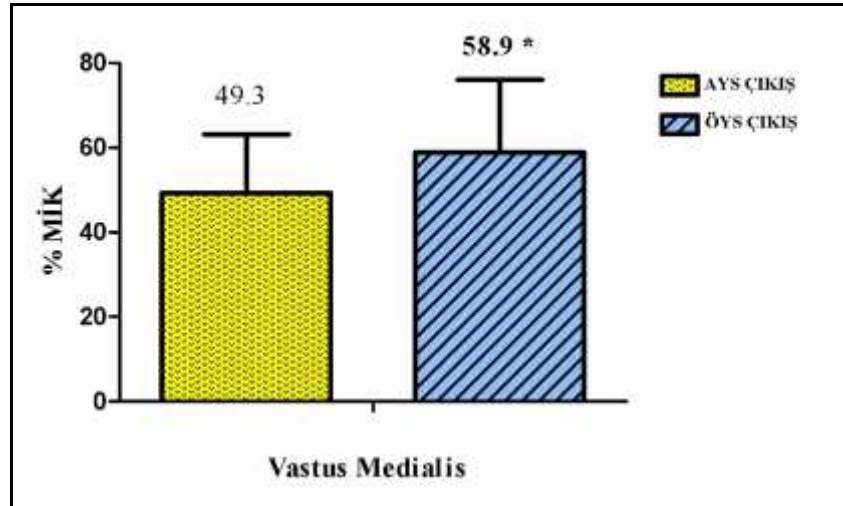
Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri çıkı fazı sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları tablo 4.5.'de verilmi tir.

Tablo 4.5. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri çıkı fazı sırasında quadriceps, hamstring, erector spinae ve gluteus maximus kaslarına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları.

	Arkadan Yarım Squat Çıkı Ortalama (\pm SS)	Önden Yarım Squat Çıkı Ortalama (\pm SS)	p
Rectus Femoris	36.0 \pm 13.8	46.7 \pm 19.4	.061
Vastus Medialis	49.3 \pm 13.9	58.9\pm17.1*	.002*
Vastus Lateralis	48.5 \pm 17.2	56.2 \pm 22.2	.096
Erector Spinae	46.0 \pm 17.6	48.1 \pm 16.8	.665
Gluteus Maximus	47.3 \pm 27.7	46.6 \pm 30.1	.841
Biceps Femoris	34.9 \pm 18.2	29.5 \pm 28.7	.329
Semitendinosus	29.0\pm16.2*	18.4 \pm 10.1	.039*

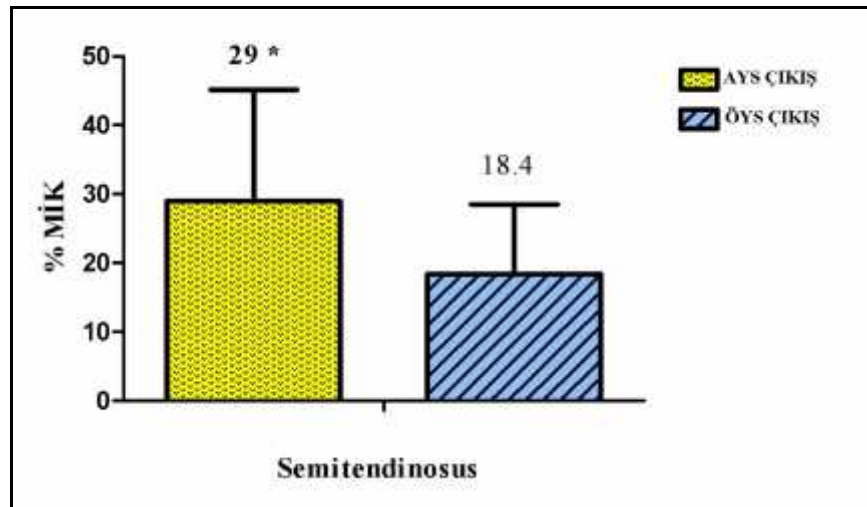
* $p < 0.05$

Önden yarım squat ve vastus medialis EMG de erlerinin arka squat vastus medialis EMG de erlerine göre istatstiksel anlamlı olarak yüksek oldu u bulunmu tur ($p < 0.05$) (ekil 4.11.). Aynı zamanda arkadan yarım squat, semitendinosus EMG de erlerinin ön squat semitendinosus EMG de erlerine göre istatistiksel olarak daha yüksek oldu u gözlenmi tir ($p < 0.05$) (ekil 4. 12).



ekil 4.11. Arkadan yarım ve önden yarım squat hareketi çıkış fazları sırasında ortalama vastus medialis EMG değerleri.

* $p<0,05$

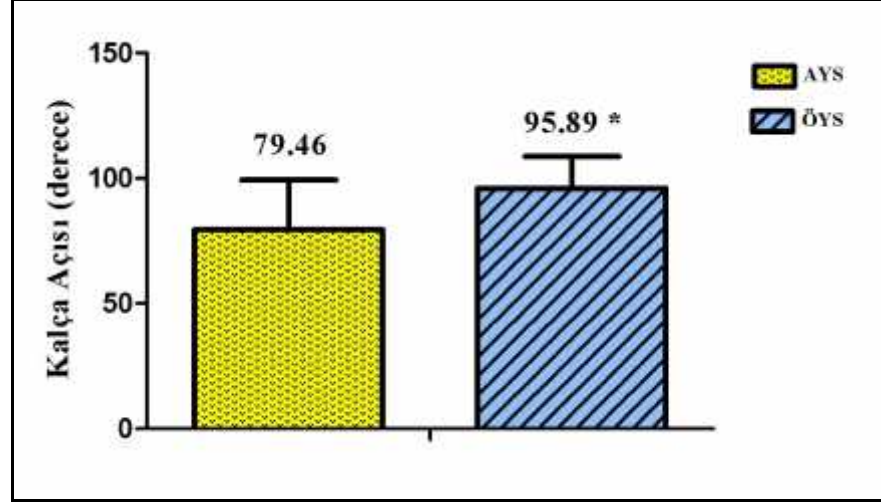


ekil 4.12. Arkadan yarım ve önden yarım squat hareketi çıkış fazları sırasında ortalama vastus medialis EMG değerleri.

* $p<0,05$

Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında ula tıkları en düşük kalça açılarının ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları ekil 4.13.'de verilmi tir. Buna göre önden yarım squat hareketi sırasında elde edilen en düşük kalça açısı de erinin arkadan yarım squat hareketi sırasında elde edilen kalça açısı de erinden istatistiksel olarak anlamlı yüksek oldu u gözlenmi tir ($p<0.05$). Bundan

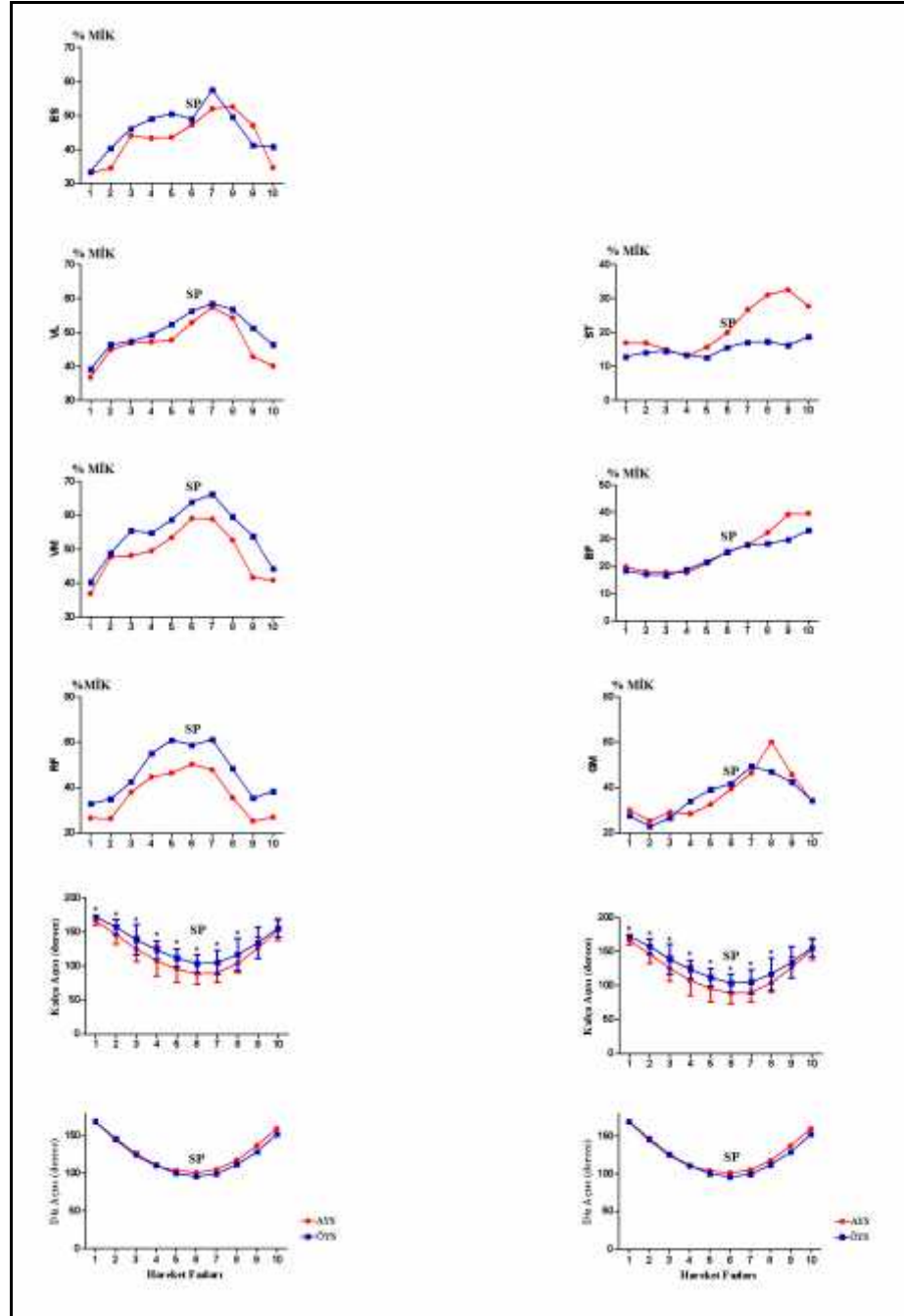
dolayı deneklerin arkadan yarım squat hareketi sırasında önden yarım squat hareketine kıyasla vücutlarının daha öne eğildiği saptanmıştır.



ekil 4.13. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında ulaşılan en düşük kalça açısı değerleri.

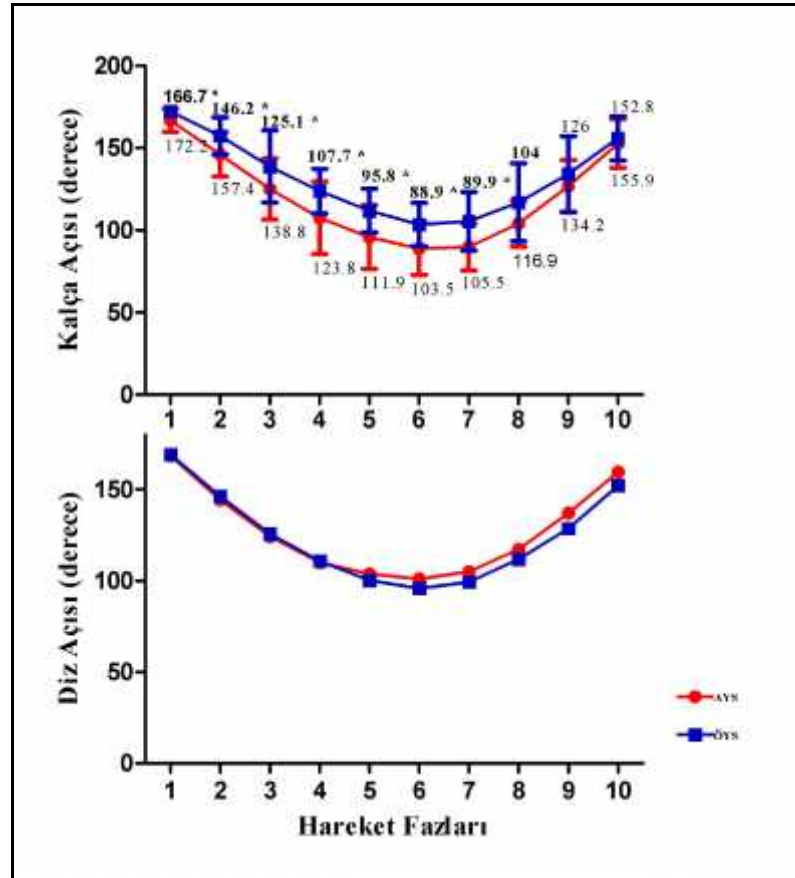
* $p < 0,05$

Deneklerin, diz ve kalça açılarında meydana gelen ortalama değerliklerin bağımlı örneklem t test karşılaştırmaları ekil 4.14.' de verilmiştir.



ekil 4.14. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında açılma de i kenlere ba lı ortalama EMG de erleri.

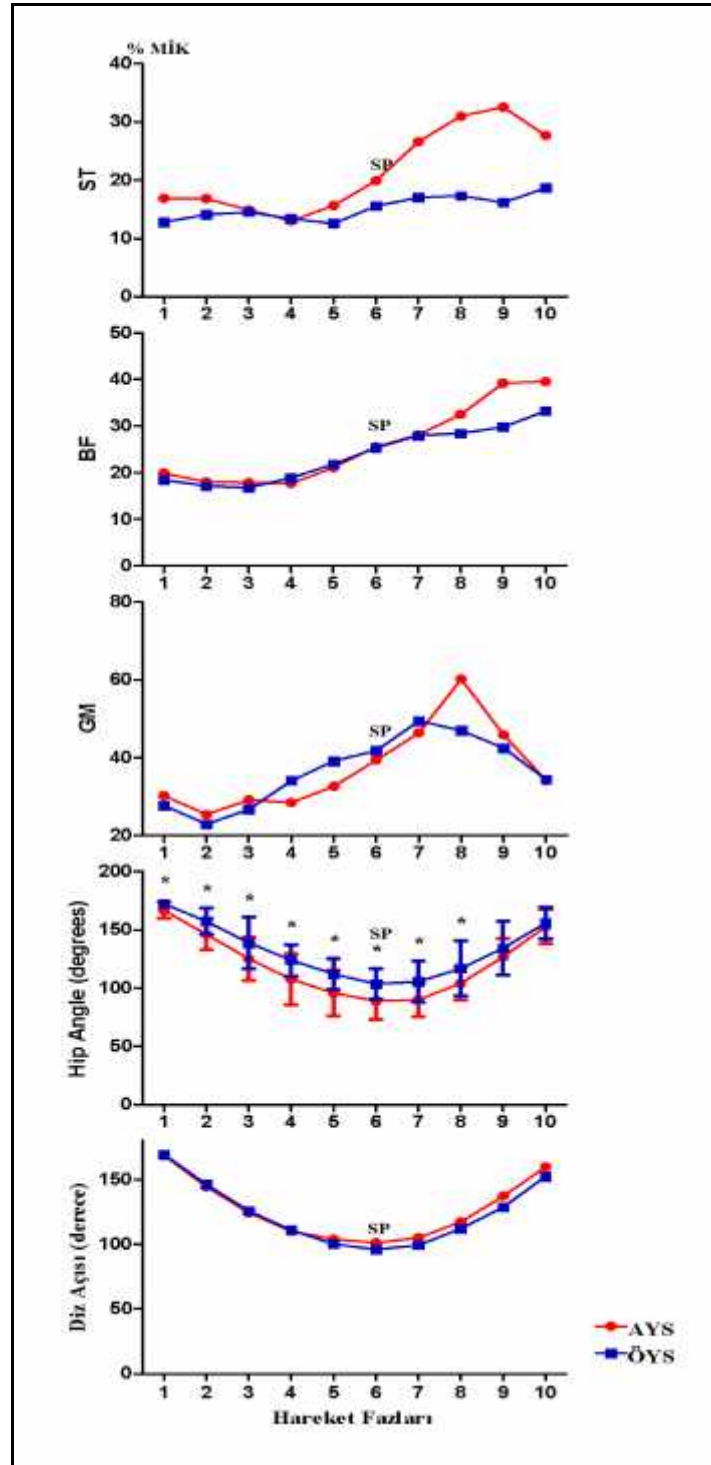
Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri sırasında 10 fazın 8 in'de diz açılarında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken ($p < 0.05$), kalça açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmu tur ($p < 0.05$) (ekil 4.15.).



ekil 4.15. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketi sırasında diz ve kalça açıları arasındaki açısal farklar.

* $p < 0,05$

Açısal de i kenlere ba lı EMG verileri incelendi inde arkadan yarım squat hareketi sırasında semitendinosus kası altıncı fazda ani bir artı belirlenmi tir. Biceps femoris ve gluteus maximus kaslarında benzer ancak daha dü ük artı lar sekizinci fazda belirlenmi tir. Bu de i imler önden yarım squat hareketine oranla arkadan yarım squat hareketinde daha yüksek bulunmu tur (ekil 4.16).



ekil 4.16: Açıs al de i kenlere ba lı on faza ayrılmı gluteus maximus, biceps femoris ve semitendinosus EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K).

* p<0,05

SP: Sticking point

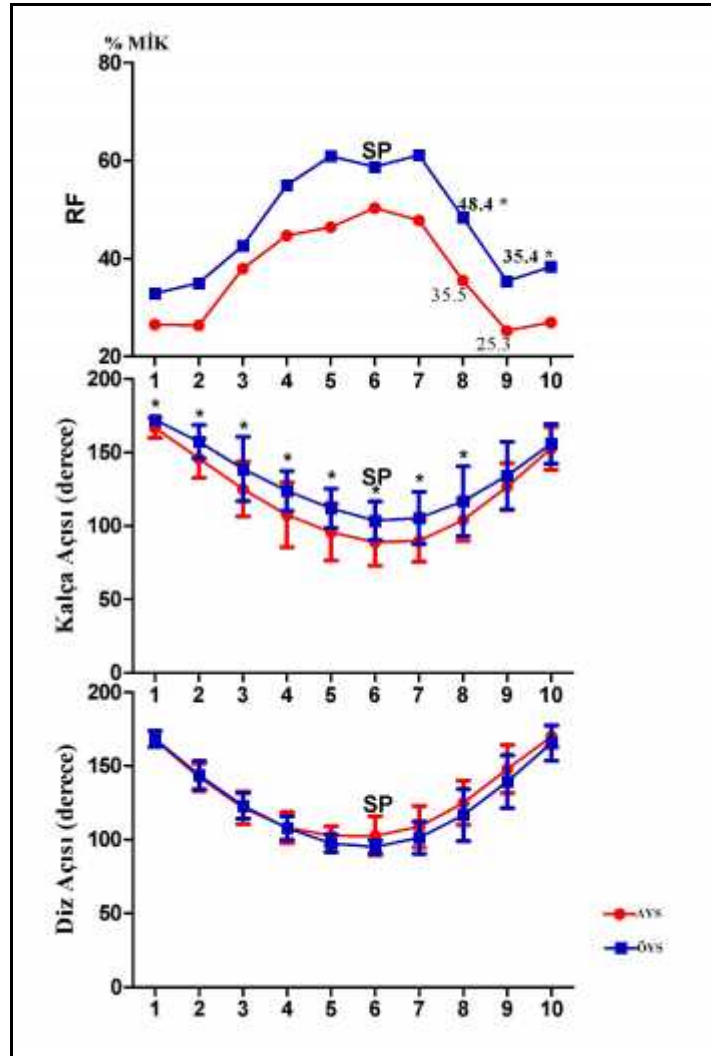
Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş rectus femoris (RF) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları tablo 4.6'da verilmiştir (p<0.05).

Tablo 4.6. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş rectus femoris kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları.

FAZ	RF Arkadan Yarım Squat	RF Önden Yarım Squat	p
1.FAZ	26.5±8.6	32.8±17.3	.201
2.FAZ	26.4±7.8	35±18.3	.112
3.FAZ	38±17.6	42,6±21.8	.520
4.FAZ	44.7±20.8	55±30.9	.199
5.FAZ	46.4±22.1	61±35.5	.121
6.FAZ	50,3±28.7	58.7±38.8	.485
7.FAZ	47.8±24.4	61.2±32.6	.188
8.FAZ	35.5±15.4	48.4±19.2*	.019*
9.FAZ	25.3±6.8	35.4±15.6*	.038*
10.FAZ	27±9.1	38.3±20.5	.119

* p<0.05

Açısal de i kenlere ba ılı EMG verileri incelendi inde önden yarım squat hareketi sırasında rectus femoris (RF) kası sekiz ve dokuzuncu fazlarda istatistiksel anlamlı artış belirlenmiştir (p<0.05) (ekil 4.17).



ekil 4.17. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü rectus femoris kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K).

* $p < 0.05$

SP: Sticking point

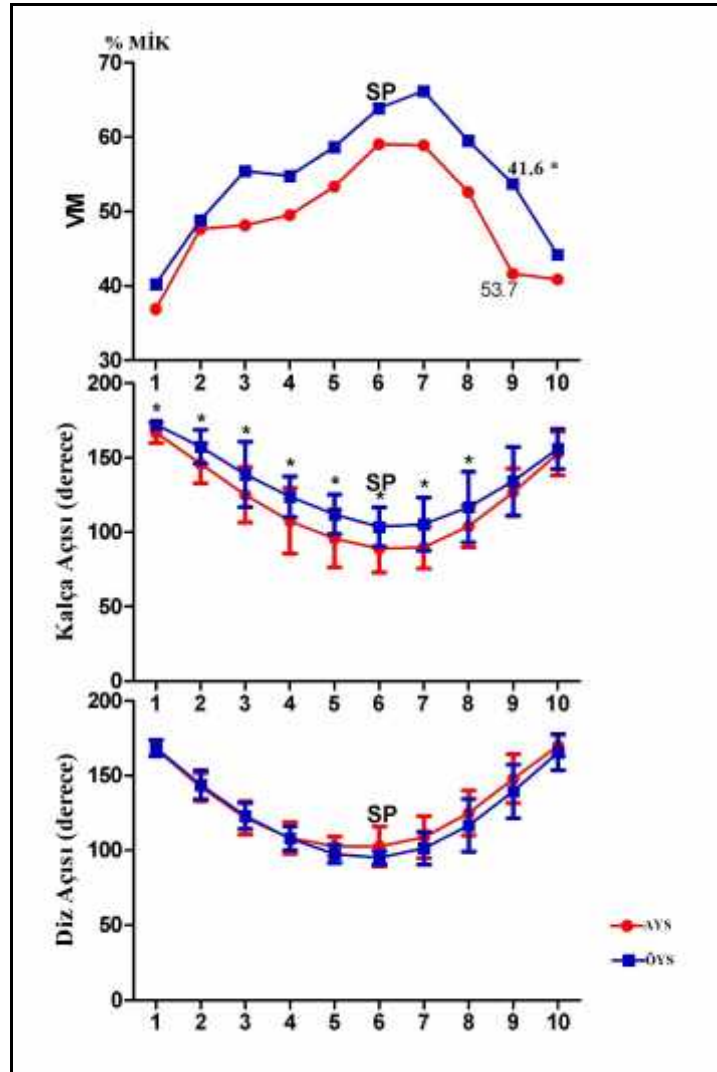
Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü vastus medialis (VM) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları tablo 4.7'de verilmi tir ($p < 0.05$).

Tablo 4.7. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş vastus medialis (VM) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve bağımlı örneklem t test karşılaştırmaları.

FAZ	VM Arkadan Yarım Squat	VM Önden Yarım squat	p
1.FAZ	36.9±10	40.3±12.4	.206
2.FAZ	47.6±14.1	48.8±23.8	.778
3.FAZ	48.2±10.8	55.4±23.4	.214
4.FAZ	49.5±16.8	54.8±20.7	.334
5.FAZ	53.3±19.3	58.7±21.9	.237
6.FAZ	59±30	63.9±27.3	.557
7.FAZ	58.8±19.9	66.2±29.1	.224
8.FAZ	52.6±16.6	59.5±26.2	.289
9.FAZ	41.6±9.8	53.7±23.6	.042*
10.FAZ	41±10.5	44.2±14.4	.483

* $p < 0.05$ düzeyinde anlamlı fark.

Açısal de i kenlere bağımlı EMG verileri incelendi inde önden yarım squat hareketi sırasında vastus medialis (VM) kası dokuzuncu fazda istatistiksel anlamlı artışı belirlenmiştir ($p < 0.05$) (ekil 4.18).



ekil 4.18. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü vastus medialis kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K).

* $p < 0.05$ düzeyinde anlamlı fark.

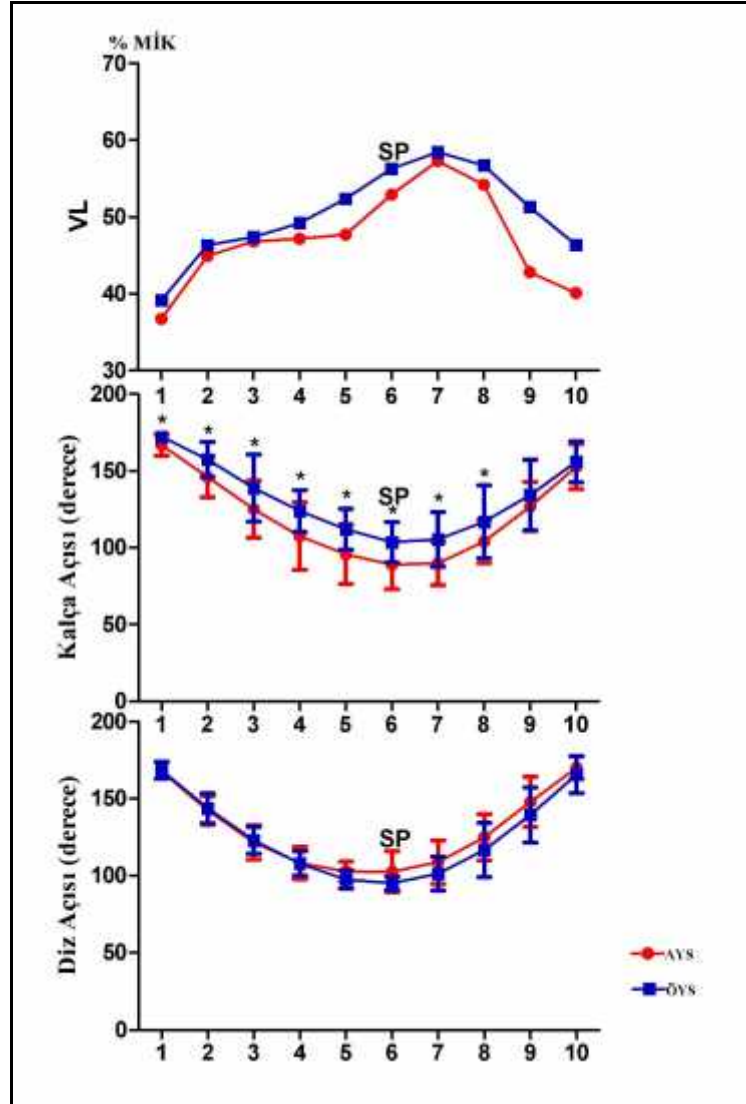
SP: Sticking point

Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü vastus lateralis (VL) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları tablo 4.8'de verilmi tir ($p < 0.05$).

Tablo 4.8. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş vastus lateralis (VL) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve bağımlı örneklem t test karşılaştırmaları.

FAZ	VL Arkadan Yarım Squat	VL Önden Yarım Squat	p
1.FAZ	36.7±11.8	39.9±14.6	.316
2.FAZ	44.9±14.9	46.7±19	.751
3.FAZ	46.8±10.5	47.4±14.9	.881
4.FAZ	47.2±11.5	49.2±16.3	.536
5.FAZ	47.7±16.8	52.4±23.9	.243
6.FAZ	52.9±29.1	56.3±23.1	.438
7.FAZ	57.3±28.3	58.4±17.5	.860
8.FAZ	54.2±19.4	56.7±22.7	.636
9.FAZ	42.8±14.4	51.3±24.8	.143
10.FAZ	40.1±11.7	46.4±29.6	.411

Açısal değerlere bağlı EMG verileri incelendiğinde arkadan yarım ve önden yarım squat hareketleri sırasında vastus lateralis (VL) kasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır ($p < 0.05$) (ekil 4.19).



ekil 4.19. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü vastus lateralis kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri(%M K).

* $p < 0.05$

ST: Sticking point

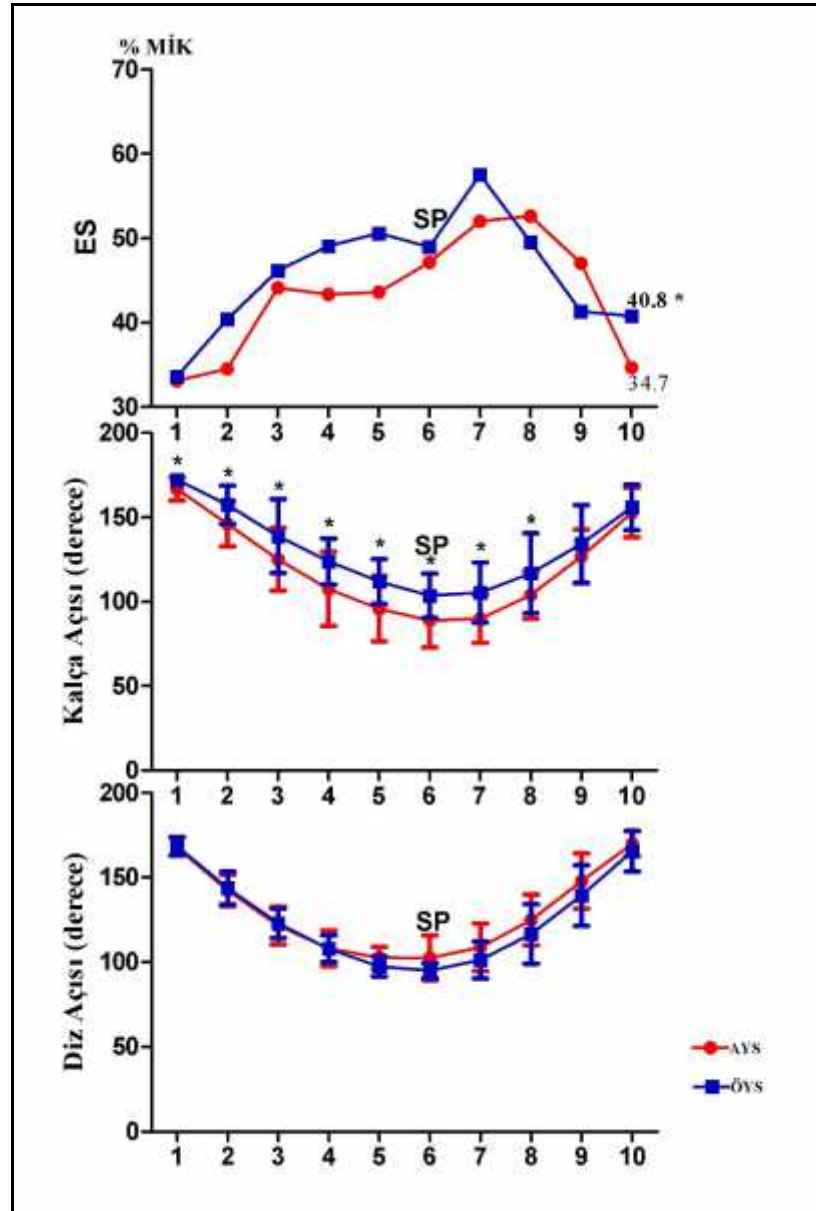
Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü erector spinae (ES) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve ba ımlı örneklem t test kar ıla tırmaları tablo 4.9'da verilmi tir ($p < 0.05$).

Tablo 4.9. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş erector spinae (ES) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve bağımlı örneklem t test karşılaştırmaları.

FAZ	ES Arkadan Yarım Squat	ES Önden Yarım Squat	p
1.FAZ	33,1±13.1	33,6±10.1	.173
2.FAZ	34,5±1.8	40,4±15.3	.206
3.FAZ	44,1±20.3	46,1±21.1	.623
4.FAZ	43,3±18.2	49,1±11.9	.947
5.FAZ	43,6±18.7	50,6±13.5	.121
6.FAZ	47,1±17.9	48,9±14.9	.229
7.FAZ	52±19	57,5±22.3	.098
8.FAZ	52,6±23.4	49,5±18.8	.283
9.FAZ	47±25.9	41,3±16.9	.198
10.FAZ	34,7±11.6	40,8±17*	.040*

* $p < 0.05$ düzeyinde anlamlı fark.

Açısal değişkenlere bağlı EMG verileri incelendiğinde ön squat hareketi sırasında erector spinae (ES) kası onuncu fazda istatistiksel anlamlı artış belirlenmiştir ($p < 0.05$) (ekil 4.20).



ekil 4.20. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü erector spinae kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%MİK).

* $p < 0.05$ düzeyinde anlamlı fark.

SP: Sticking point

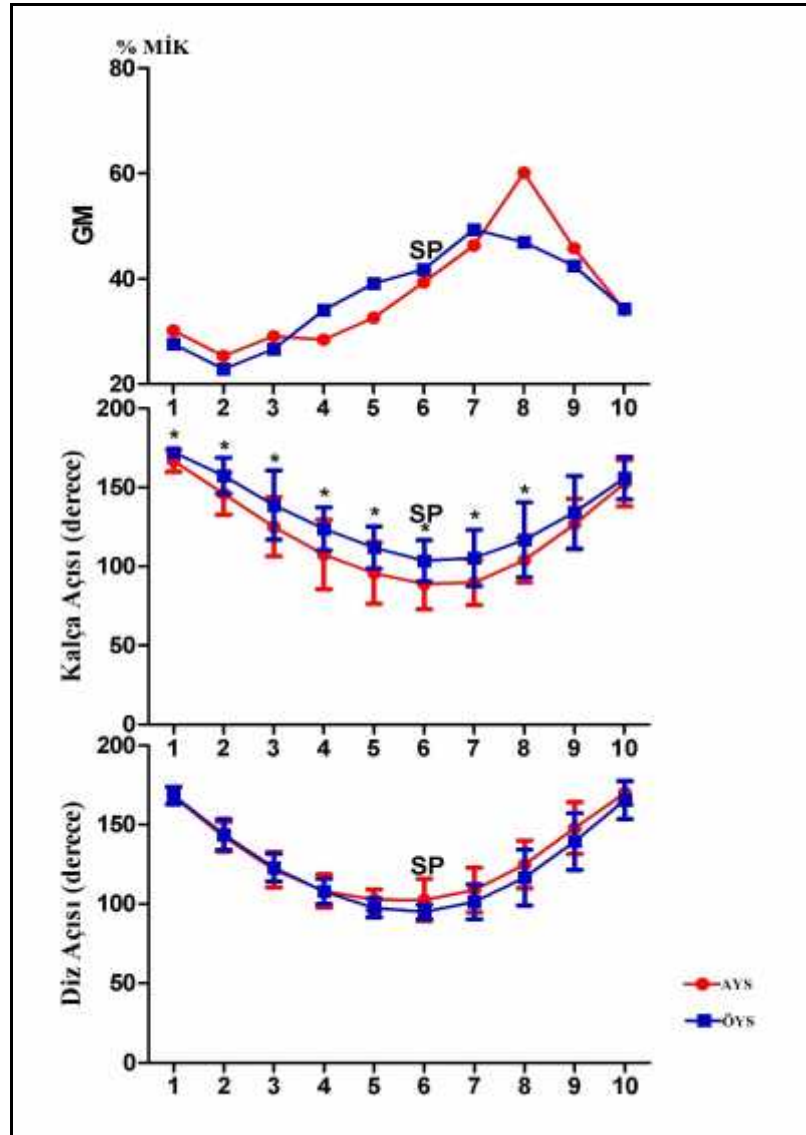
Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü gluteus maximus (GM) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve baımlı örneklem t test karıla tırmaları tablo 4.10'da verilmiştir ($p < 0.05$).

Tablo 4.10. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş gluteus maximus (GM) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve bağımlı örneklem t test karşılaştırmaları.

FAZ	GM Arkadan Yarım Squat	GM Önden yarım Squat	p
1.FAZ	30,2±21.7	27,6±25.6	.449
2.FAZ	25,4±16.6	22,9±19.3	.253
3.FAZ	29,1±18.2	26,7±20.8	.389
4.FAZ	28,4±18	34,1±27.8	.192
5.FAZ	32,6±24.7	39,1±33.2	.185
6.FAZ	39,4±37	41,8±40.3	.634
7.FAZ	46,4±39.1	49,4±41.3	.694
8.FAZ	60,2±39.2	47±31.4	.130
9.FAZ	45,8±20.5	42,5±29.1	.596
10.FAZ	34,1±17.4	34,3±19.6	.955

* $p < 0.05$ düzeyinde anlamlı fark.

Açısal de i kenlere bağımlı EMG verileri incelendi inde arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketleri sırasında gluteus maximus (GM) kasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır ($p < 0.05$) (ekil 4.21).



ekil 4.21. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş gluteus maximus kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K).

* $p < 0.05$ düzeyinde anlamlı fark.

SP: Sticking point

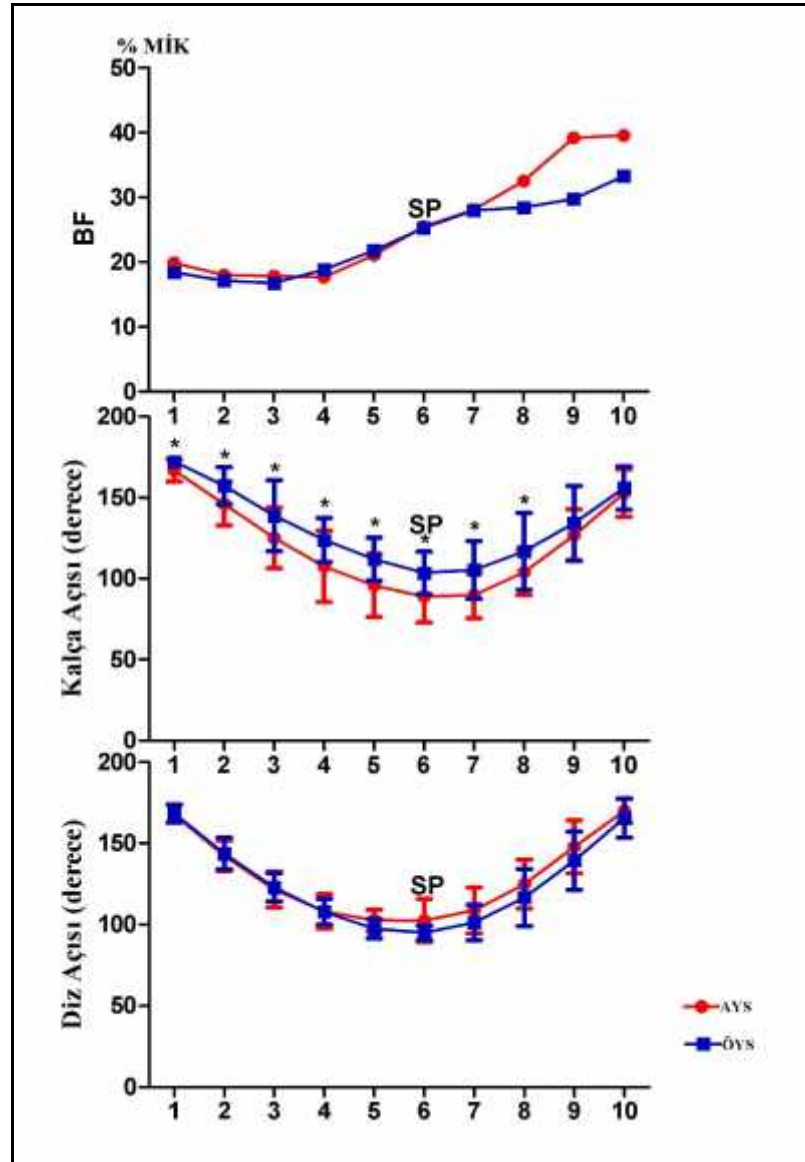
Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş biceps femoris (BF) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve bağımlı örneklem t test karşılaştırmaları tablo 4.11'de verilmiştir ($p < 0.05$).

Tablo 4.11. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş biceps femoris (BF) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve bağımlı örneklem t test karşılaştırmaları.

FAZ	BF Arkadan Yarım Squat	BF Önden Yarım Squat	p
1.FAZ	19,9±21.7	18,4±25.6	.449
2.FAZ	18±16.6	17,1±19.3	.253
3.FAZ	17,9±18.2	16,8±20.8	.389
4.FAZ	17,7±18	18,8±27.8	.192
5.FAZ	21,1±24.7	21,8±33.8	.185
6.FAZ	25,5±37	25,3±40.3	.634
7.FAZ	28,1±39.1	28±41.3	.694
8.FAZ	32,5±39.2	28,4±31.4	.130
9.FAZ	39,2±20.5	29,8±29	.596
10.FAZ	39,6±17.4	33,2±19.6	.955

* $p < 0.05$ düzeyinde anlamlı fark.

Açısal değişkenlere bağımlı EMG verileri incelendiğinde arkadan yarım ve önden yarım squat hareketleri sırasında biceps femoris (BF) kasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır ($p < 0.05$) (ekil 4.22).



ekil 4.22. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş biceps femoris kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%MİK).

* $p < 0.05$ düzeyinde anlamlı fark.

SP: Sticking point

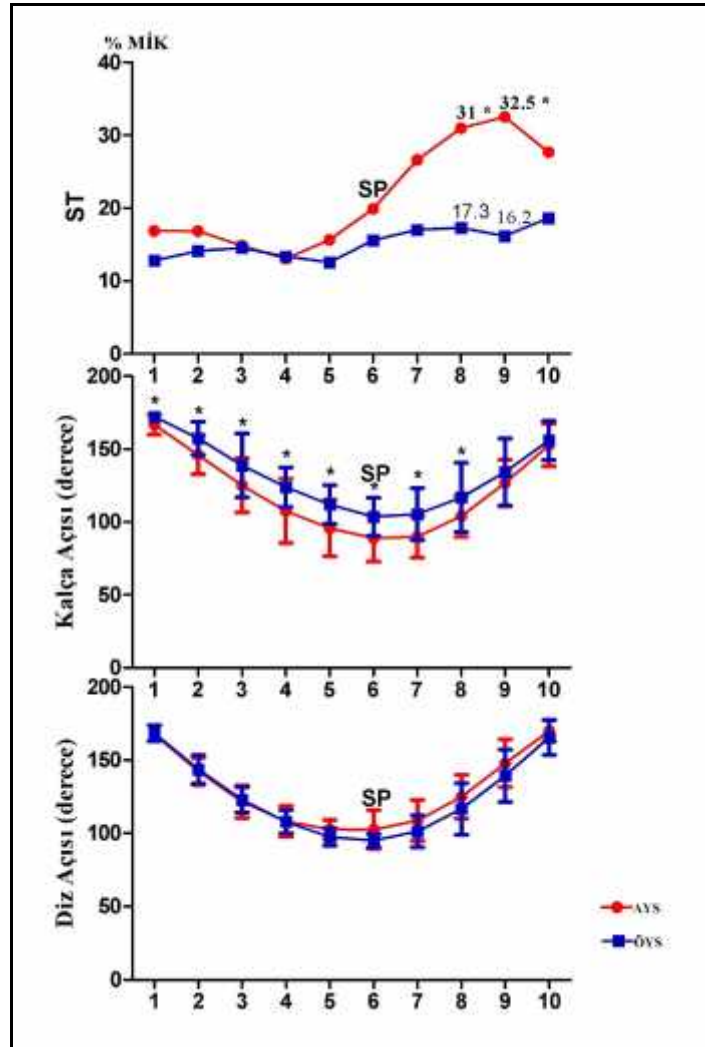
Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş semitendinosus (ST) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve bağımlı örneklem t test karşılaştırmaları tablo 4.12'de verilmiştir ($p < 0.05$).

Tablo 4.12. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş semitendinosus (ST) kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri ve bağımlı örneklem t test karşılaştırmaları.

FAZ	ST Arkadan Yarım Squat	ST Önden Yarım Squat	p
1.FAZ	16,9±7.7	12,8±7.5	.129
2.FAZ	16,8±8.1	14,1±7.7	.279
3.FAZ	14,9±7.2	14,5±12.3	.932
4.FAZ	13,1±5.7	13,4±9.2	.907
5.FAZ	15,6±12.6	12,6±7.9	.464
6.FAZ	19,9±21.9	15,6±14.3	.185
7.FAZ	26,6±25.9	17,1±25.9	.134
8.FAZ	31±19*	17,3±11.7	.035*
9.FAZ	32,5±15.1*	16,2±11	.017*
10.FAZ	27,6±16.6	18,6±15.2	.201

* $p < 0.05$ düzeyinde anlamlı fark.

Açısal de i kenlere bağımlı EMG verileri incelendi inde arkadan yarım squat hareketi sırasında semitendinosus (ST) kası dokuzuncu ve onuncu fazlarda istatistiksel anlamlı artış belirlenmiştir ($p < 0.05$) (ekil 4.23).



ekil 4.23. Deneklerin, arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmü semitendinosus kasına ait EMG verilerinin maksimal istemli kasılma yüzdeleri (%M K).

* $p < 0.05$ düzeyinde anlamlı fark.

SP: Sticking point

5. TARTI MA

Bu alı mada arka ve n squat hareketi sırasında deneklerin 1 tekrar maksimal a ırlıkları kullanılmı tır. Kullanılan bu a ırlıkların ilgili eklemlerde (diz ve kalça) ne gibi de i imlere sebep oldu unu anlamak için EMG ve 2 boyutlu kinematik analiz yöntemleri kullanılmı tır. Elde edilen veriler ı ı nda arka ve n squat hareketlerinin kar ıla tırmaları yapılmı tır.

Yapılan sınırlı sayıda çalı mada (Russel ve Phillips, 1989, s. 201; Gullet ve di erleri, 2009, s. 284; Braidot ve di erleri, 2009, s. 90; Diggin ve di erleri, 2011, s. 643; Joosung, 2014, s. 25) arka ve n squat hareketi sırasında, diz, kalça eklemleri ve lomber bölgesi kinematik ve elektromiyografik de i kenlerinin incelendi i görülmü tr. Gullet ve di erleri (2009, s. 284) tarafından yapılan çalı manın dı nda hiçbir çalı mada kinematik ve elektromiyografik de i kenlerin bir arada incelenmedi i ve çalı maların tümünde submaksimal a ırlıklar kullanıldı ı belirlenmi tir. Kramer ve Ratames (2004, s. 674) tecrübeli bireylerin yüksek e ik düzeyinde harekete katılan motor ünitelerini aktive edebilmesi için a ır yüklerde çalı lması gerekti ini ifade etmektedir. D k yüklerde yapılan çalı malarda güçlü kasların daha zayıf kasların aktivasyonunu tamamlayarak ki iler arasında fark yaratabilece ini ngrm tr. Maksimal yüklerle yapılan çalı malar sırasında hareketle ilgili tüm motor ünitelerin devreye girece i ve hareketin tamamlanması için çalı aca ı d nmele birlikte literatürde arka ve n squat hareketi süresince maksimum yüklenme durumunda diz ve kalça eklem hareketlerinde ve çalı an kasların aktivasyonundaki farklılıkları inceleyen bir çalı ma bulunamamı tır.

Bu alı mada elde edilen veriler deneklerin arka squat hareketi sırasında n squat hareketine göre daha a ır yükler kaldırabildiklerini göstermi tir. Literatürde yer alan bazı çalı malar (Gullet ve di erleri (2009, s. 287), Russel ve Phillips (1989, s. 204) alı mamızda elde edilen bulguları destekler yöndedir.

Gullet ve di erleri (2009, s. 287), Russel ve Phillips (1989, s. 204), arka squat ve n squat hareketlerini kar ıla tırdıkları çalı malarında deneklerin arka squat hareketi sırasında n squat hareketine göre daha a ır yükler kaldırabildiklerini bildirmi tir.

Comfort ve Kasim (2007, s.10), Diggin ve di erleri (2011, s. 646), Gullet ve di erleri (2009, s. 292) deneklerin arka squat hareketi sırasında ön squat hareketine göre daha a ır yükler kaldırılabilmesinin sebebinin arka squat hareketi sırasında kalça eklemının harekete daha aktif katılımından kaynaklandı ını ifade etmi tir.

5.1. Elektromiyografik Analizler

Bu çalı mada elde edilen elektromiyografik veriler incelendi i zaman quadriceps grubu içerisinde yer alan vastus medialis ve vastus lateralis kaslarının rectus femoris kasına oranla daha fazla çalı tı ı belirlenmi tir. Bu sonuçlar literatürde yer alan di er çalı malarla benzer niteliktedir. Escamilla ve di erleri (1997, s.156), Escamilla ve di erleri (1998, s. 556), Escamilla ve di erleri (2000a, s. 1552), Escamilla ve di erleri (2000b, s. 984), Hwang ve di erleri (2009, s. 10), Isear ve di erleri (1997, s. 532), Watkins (1999), Wretenberg ve di erleri (1993, s. 244) quadriceps kas grubu içerisinde yer alan vastus medialis ve vastus lateralis kaslarının rectus femoris kasına oranla daha çok çalı tı ını bildirmi tir. Rectus femoris kasının kalça fleksörü ve diz ekstansörü olarak iki eklemlili bir yapıya sahip olunun vastus medialis ve vastus lateralis kaslarına oranla daha dü ük kas aktivitesine sahip olmasının nedeni olabilece ini ifade eder.

Gullet ve di erleri (2009, s. 284), Stuart ve di erleri (1996, s.799) yaptıkları çalı malarda deneklerin arka squat hareketi sırasında ön squat hareketine göre daha a ır yükler kaldırabildiklerini, arka ve ön squat kas aktiviteleri arasında bir farka rastlanmadı ını bildirmi tir. Carpinelli (2008, s. 67) motor ünite aktivasyonunun seviyesi ve EMG sinyallerindeki de i imlerin hareketler sırasında kaldırılan a ırlıklara ba lı olarak de il istemli kas kasılmaları sırasında harcanan çabaya ba lı belirlendi ini ifade ederken Kramer ve Ratames (2004, s. 688) tecrübeli bireylerin yüksek e ik düzeyinde harekete katılan motor ünitelerini aktive edebilmesi için daha a ır yüklerde çalı ması gerekti ini, dü ük yüklerde yapılan çalı malarda güçlü kasların daha zayıf kasların aktivasyonunu tamamlayarak normalizasyon sırasında ki iler arasında fark yaratabilece ini ifade etmi tir. Schoenfeld (2010, s. 3497) yüksek yüklerde yapılan çalı malar sırasında squat kinematikleri ve elektromiyografik de i kenlerin de i im gösterebilece ini bildirmi tir.

Bu çalışmada istemli kas kasılmaları sırasındaki ~~çabayı~~ eforu arttırmak için deneklerin maksimal tekrar sayılarının % 100'ü kullanılmıştır. Bu yolla istemli kas kasılmaları sırasında harekete katılan motor ünite sayısının en üst düzeye çekilmesi ve normalizasyon sırasında ki iler arasında olabilecek farklılıkların önüne geçilmesi planlanmıştır. Elde edilen bulgular incelendiğinde arka squat hareketi sırasında kaldırılan a ırlıklar daha a ır olmasına karşın ortalama EMG aktivitesinde bir kas dı ında farka rastlanmamıştır. Ön squat hareketi sırasında kaldırılan yükler arka squata göre daha az olmakla beraber hareket boyunca vastus medialis EMG aktivitesinin arka squat hareketine göre anlamlı ölçüde fazla olduğu saptanmıştır ($p<0.05$)

Gullet ve di erleri (2009, s. 284) arka squat hareketi sırasında kaldırılan fazladan yüklerin tibiofemoral baskıyı ve ekstansör hareketleri arttırdığını bildirmektedir. Escamilla (2000a, s. 1566) olunan bu tibiofemoral baskının, menisküs ve kıkırdaklar için zararlı birtakım sonuçlar doğurabileceğini bildirmiştir (2000a, s. 1552).

Comfort ve Kasim (2007, s.10), Diggin ve di erleri (2011, s. 643), Gullet ve di erleri (2009, s. 292) artan yüklerle birlikte çekim merkezinin yer değiştirecek omurgadan uzaklaştığını ve omurga kuvvet kolunun uzattığını bildirmiştir. Ayrıca omurga kuvvet kolunun uzamasının omurga üstünde ki baskıyı arttıracak ve a ırlıklı kaslardan pasif dokulara yayılarak sakatlık riskinin arttırabileceğini ifade etmişlerdir.

Escamilla ve di erleri (1998, s. 569), Escamilla ve di erleri (2000b, s. 984), McCaw ve Melrose (1999, s. 436), Stuart ve di erleri (1996, s. 792), Gullet ve di erleri (2009, s. 292) yaptıkları çalışmalarda squat hareketini ini ve çıkı fazlarına ayırarak incelemi ve harekete katılan tüm kasların çıkı fazında ini fazına göre daha aktif olduğu belirlenmiştir. Bu çalışmada literatürde yer alan çalışmalara benzer olarak harekete katılan kasların çıkı fazında daha aktif oldukları saptanmıştır.

Arka ve ön squat hareketlerinin ini fazları karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık rastlanmazken çıkı fazları karşılaştırıldığında ön squat vastus medialis EMG aktivitesinin arka squat hareketine göre istatistiksel olarak fazla (arka squat

49.3 ± 13.9, Ön squat 58.9 ± 17.1), arka squat semitendinosus EMG aktivitesinin ön squat hareketine göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla oldu u saptanmı tır (p<0.05).

Grahammer (1986), Hatfield (1989), ön squat hareketinin quadriceps grubunu daha fazla çalı tıran bir hareket oldu unu belirlemi ve bu çalı mada elde edilen veriler bu bulguları destekler niteliktedir.

Escamilla ve di erleri (2001, s. 141), Gullett ve di erleri (2009, s. 284), Scotten (2010), Yasuda ve Sasaki (1987a, s. 238), Yasuda ve Sasaki (1987b, s. 266) arka squat hareketi sırasında artan di yük kar ısında gövde e iminde öne do ru bir artı söz konusu oldu unu, öne do ru artan bu e imin hamstring aktivitesinde de bir artı a neden olabilece ini bildirmi tir. Bu durumun imdiki çalı mada elde edilen arka squat hareketi sırasında artan hamstring aktivitesini açıklayabilece i dü ünülmektedir.

5.2. ki Boyutlu Kinematik Analizler

Arka ve ön squat arasındaki hareket kalıplarının birbirleriyle kar ıla tırılabilmesi için squat on faza bölünmü tür. Diz açıları incelendi inde arka ve ön squat hareketleri arasında istatistiksel olarak herhangi bir anlamlı farka rastlanmamı tır. Buna kar ın arka squat hareketi sırasında kalça açılarının on fazın sekizinde istatistiksel olarak anlamlı fark oldu u belirlenmi tir. En dü ük kalça açıları de erlendirildi inde arka squat hareketi sırasında elde edilen de erlerin ön squat hareketine göre anlamlı olarak farklı oldu u belirlenmi tir (p<0.05). Bu sonuca göre maksimum yüklerde arka squat hareketi sırasında olu an gövde e iminin ön squat hareketine oranla daha fazla oldu u saptanmı tır. Comfort ve Kasim (2007, s. 13), Diggin ve di erleri (2011, s. 643), Gullett ve di erleri (2009, s. 292) arka squat hareketi sırasında kaldırılan fazladan yüklerin kalça açısını dü üreterek vücudun öne e iminin artmasına neden oldu unu bildirmi lerdir.

Açısal de i kenlere göre EMG verileri incelendi inde EMG aktivite kalıplarının her iki squat varyasyonunda birbirlerine paralel gitti i belirlenmi tir. Altıncı fazda semitendinosus aktivitesinde ani bir çıkı gözlenmi tir. Bu çıkı aynı zamanda en dü ük kalça açısı ve çıkı fazının ba langıcını göstermektedir. Sekizinci

fazın ortalarında gluteus maximus ve biceps femoris kaslarında benzer ancak daha düşük deyimler gözlenmiştir. Bu durum kalça ekstansörlerinin arka squat hareketi sırasında oluşan öne doğru eylemi kompanze etmek ve dengelemek için harcadıkları ekstra çabadan kaynaklanıyor olabilir. Comfort ve Kasim (2007, s. 13), Diggin ve diğ erleri (2011, s. 643), Gullet ve diğ erleri (2009, s. 292) arka squat hareketi sırasında kaldırılan maksimal yüklerin vücudun öne doğru eyleminin artmasına neden olduğunu bu durum kapsamında kalça ekstansörlerinin vücudun dik pozisyonunu sağlamak amacıyla kalçanın kuvvet kolunu kısaltırken dizin kuvvet kolunu uzatarak diz ekstansörlerinin daha aktif bir şekilde harekete katılımını sağladığını, artan yüklerle birlikte çekim merkezinin yer değiştirecek omurgadan uzaklaştırılması, artan yüke bağlı omurganın kuvvet kolunun uzaması ve kalça eklemine harekete daha aktif katılımının söz konusu olduğunu bildirmiştir.

Bu çalışmada arka ve ön squat hareketlerinin iniş fazında deneklerin dengelerini sağlamak amacıyla vücutlarını öne doğru eylemleri saptanmıştır. Comfort ve Kasim (2007, s. 13), Diggin ve diğ erleri (2011, s. 646), Gullet ve diğ erleri (2009, s. 292) vücudun öne eylemindeki artışın yerçekimini omurgadan uzaklaştırarak kuvvet kolunun uzamasına neden olacağını bunun da omurga üstündeki baskıyı arttıracak olduğunu bildirmiştir. Matsumoto ve diğ erleri (2001, s. 28) gövdenin artan eylemine bağlı olarak yükün oluşturduğu baskıya toleransın azalacağını ve ağırlık baskısının kaslardan yumuşak dokulara transfer olacağını, bu durumun vertebral disk hernisi riskini önemli oranda arttıracak olduğunu ifade etmiştir. Schoenfeld (2010, s. 3506) bundan dolayı postürün mümkün olduğu kadar dik pozisyonda tutulmasının olması muhtemel birtakım sakatlıkların önüne geçilmesinde yardımcı olacağını bildirmiştir.

Arkadan ve önden yarım squat hareketleri kaldırma sistemleri açısından değerlendirildiğinde 1. sınıf kaldırma sistemi ile benzerlik gösterdiği ağırlık merkezinin kuvvet ve direnç arasında kaldığı saptanmıştır. Arkadan yarım squat hareketi sırasında vücudun öne eylemi ile ağırlık merkezi diz eklemine doğru kayması ve kalça eklemine kuvvet kolunu uzatarak kalça kaslarının daha fazla çalışmasına neden olmuştur. Önden yarım squat hareketi sırasında vücudun daha dik bir pozisyonda olduğu saptanmıştır. Bu durumda ağırlık merkezi yer değiştirecek diz

ekleminin kuvvet kolunu uzatarak diz ekleminde bulunan kasların daha aktif bir şekilde çalışmasını sağlamıştır.

6. SONUÇ ve ÖNER LER

Bu çalı mada yaygın olarak kullanılan iki squat varyasyonunun (arkadan yarım squat ve önden yarım squat) maksimum yüklenmeler (1 tekrar maksimal) sırasında elektromiyografik ve kinematik de i kenleri incelenmi tir. Çalı madan elde edilen bulgular ön squat hareketinin tamamı sırasında olu an genel kas aktivasyonunun 1 kas dı ında arka squat hareketinin tamamına benzer oldu unu göstermi tir. Ön squat hareketi sırasında daha dü ük yükler kullanılmasına kar ın vastus medialis EMG aktivitesinin arka squat hareketinde daha fazla oldu u saptanmı tır. Bu yönüyle ön squat hareketinin dizin ekstansörlerini daha etkili ekilde çalı tırdı ı dü ünülmektedir.

EMG aktivitesi ön squat hareketi çıkı fazında ve hareketin tümünde arka squat hareketine göre daha yüksek oldu unu, semitendinosus EMG aktivitesinin ise arka squat çıkı fazında daha yüksek oldu unu ($p<0.05$) göstermi tir. Diz açıları arasında bir de i im bulunmamasına kar ın arka squat hareketi sırasında gövde e iminin ön squat hareketine göre daha yüksek oldu u saptanmı tır. Bu sonuçlar maksimum yüklenme durumlarında kinematik ve kas aktivasyonları açısından ön squat hareketinin arka squata göre daha avantajlı olabilece ini dü ündürmektedir.

Literatürde arka squat hareketinin ön squat varyasyonuna göre daha fazla kullanıldı ı bildirilmi tir. Öte yandan maksimum yükler altında ön squat hareketinin diz ekstansörlerinin geli imi ve olu ması muhtemel sakatlıklardan korunmak açısından daha iyi bir seçim olabilece i dü ünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Abbiss CR, Laursen PB. (2005). Models to Explain During Prolonged Endurance Cycling. *Sports Med*, 35,865-898.
2. Akdagcık, . U. (2014). Bench Press tekni inde bir tekrarda kaldırılan maksimum a ırlı ın indirect olarak ara tırılması. *International Journal of Human Sciences*, 11(1), 177-191.
3. Allen DG, Lamb GD, Westerblad H. (2008). Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanism. *Physiol Rev*, 88, 287-332.
4. Almosnino, S, Kingston, D, Graham, R. B. (2013). Three-dimensional Knee Joint Moments during bodyweight squat performance: effects of stance width and foot rotation. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 33-43.
5. Alptekin A, Arıtan S. (2012). Uzun Atlamada Çıkı Evresinin Kinemati i: 2 Ve 3 Boyutlu Analizin Kar ıla tırılması. *PJSS*, 4(1);152-164.
6. Anderson T, Kearney JT. (1982). Effects of three resistance training programs on muscular strength and absolute and relative endurance. *Res Q*, 53; 1-7.
7. Arazi H, Asadi A. (2012). One repetition maximum test increases serum indices of muscle damage and soreness in trained and untrained males. *Apunts Med Esport*, 164,1-6.
8. Aslankeser Z. (2010). Anaerobik Antrenmanların Santral-Periferik Yorgunluk ve Toparlanma Süreçlerine Etkileri. T.C. Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Beden E itimi Ve Spor Anabilim Dalı. Doktora Tezi.
9. Astrand PO, Rodahl K. Dahl HA, Stromme SB. (2003). *Text Book of Work Physiology*. 4th ed, Champaign, IL: Human Kinetics, 156.

10. Basmajian JV, Latif A. (1957). Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow. *J. Bone Joint Surg*, 39,1106-1118.
11. Basmajian JV, De Luca CJ. (1985). *Muscles Alive. Their Function Revealed by Electromyography*. Williams & Wilkens, 39,68-95, Baltimore.
12. Baechle, TR and Earle, R. (2000). *Essentials of Strength Training and Conditioning (2nd ed.)*. Champaign: Human Kinetics.
13. Balestra G, Frassinelli S, Knaflitz M, Molinari F. (2001). Time-frequency analysis of surface myoelectric signals during athletic movement. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 20,106-15.
14. Ballor DL, Becque MD And Katch VL. (1987). Metabolic responses during hydraulic resistance exercise. *Med. Sci. Sports Exerc*, 19; 363–367.
15. Bartlett R. (1997). *Introduction to Sports Biomechanics*. First Edition. UK:Chapman & Hall, 191.
16. Belanger AY, McComas AJ. (1981). Extent of Motor Unit Activation During Effort. *J Appl Physiol*, 51,1131-1135.
17. Bern RM, Levy ML, Koeppen BM, Stanton BA. (2008). *Sinir Sistemi*. Özgünen T.:Türk Fizyolojik Bilimler Derne i. Fizyoloji, Mosby, 100-17.
18. Bigland RB, Ritchie B. (1981). EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions. *Ciba Found Symp*, 82,130-156.
19. Biletter R, Hoppeler, H. (1992). Muscular basis of strength. In *Strenght and Power in Sport*, ed. P.Komi, Oxford: Blackwell Scientific Publishing, 39-63.

20. Binder MD, Heckman CJ, Powers RK. (1996). The Physiological Control of Motoneuron Activity, Handbook of Physiology, Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems. Am Physiol Soc, 12,1-53.
21. Bompa TO. (1998). Antrenman Kuramı ve Yöntemi, Ankara, Ba ırrgan Yay, 445-449.
22. Braidot, A. A, Brusa, M. H, Lestussi, F. E, & Parera, G. P. (2007). Biomechanics of front and back squat exercises. Journal of Physics: Conference Series, 90,012009.
23. Brooke J, Whiting H. Human movement—a field of study. In: Whiting H, editor. The human movement series. London: Henry Kimpton Publishers; 1973, 238-250.
24. Budgett R. Overtraining syndrome. (1990). J. Sports Med, 24, 231-236.
25. Burke AA, Strick PL, Kanda K, Kim CC, Walmsley B. (1977). Anatomy of Medial Gastrocnemius and Soleus Motor Nuclei in Cat Spinal Cord. J Neurophysiol,40, 667-748.
26. Carpinelli, RN. (2008). The Size Principle And A Critical Analysis of The Unsubstantiated Heavier-is-Better Recommendation For Resistance Training. J Exerc Sci Fit, 6, (2), 67–86.
27. Cacchio, A, Don R, Ranavolo A, Enrico, E, McCaw, ST, Rita Procaccianti, R, Camerota F, Frascarelli, M, Santilli, V. (2008). Effects of 8-week strength training with two models of chest press machines on muscular activity pattern and strength Journal of Electromyography and Kinesiology, 18,618–627
28. Caterisano A, Moss RF, Pellingier TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, and Khadra T. (2002). The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. J Strength Cond Res, 16, 428–432.

29. Cerny FJ, Burton HW. (2001). Exercise Physiology for Health Care Professionals. Human Kinetics, 142, United States of America.
30. Cerrah AO, Ertan H, Soylu. R. (2010). Spor Bilimlerinde Elektromiyografi Kullanımı. SPORMETRE Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi, VIII (2) 43-49.
31. Chiu, L. (2007). Powerlifting versus weightlifting for athletic performance. Journal of Strength and conditioning, 29(5), 55-57.
32. Chusid JG. (1993). Correlative Neuroanatomy and Functional Neurology. California Lange Medical, 17-18.
33. Clark, D. R, Lambert, M. I, Hunter, A. M. (2012). Muscle activation in the loaded free barbell squat: A brief review. Journal of Strength Conditioning and Research, 26,1169–1178.
34. Clarys JP. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. Ergonomics, 43,1750-62.
35. Comfort P. and Kasim P. (2007). Optimizing Squat Technique. Strength and Conditioning Journal, 29: 10.
36. Czaprowski, D., Biernat, R., & Kendra, A. (2012). Squat rules of performing and most common mistakes. Journal of Sport Tourism, 19(1),3-12.
37. Dahlkvist N, Mayo JP and Seedhom BB. (1982). Forces during squatting and rising from a deep squat. *Engl. Med.* 11(2),69 –76.
38. De Luca CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, 13,135- 63.
39. Delavier F. (2001). Strength Training Anatomy Champaign: Human Kinetics, 79–82.

40. Diggin, D, O'Regan, C, Whelan, N, Daly, S, McLoughlin, V, McNamara, L, Reilly, A. (2011). A biomechanical analysis of front vs. back squat: Injury implications. *Portuguese Journal of Sports Sciences*, 11, 643-646.
41. Donnelly, DV, Berg, WP, Fiske, DM. (2006). The effect of the direction of gaze on the kinematics of the squat exercise. *J Strength Cond Res*, 20,145–150.
42. Duchateau J, Semler JG, Enoka RM. (2006). Training Adaptations in The Behavior of Human Motor Units. *J Appl Physiol*, 101,1766-1775.
43. Ebashi S. (1976). Excitation-contraction coupling. *Annual Review of Physiology*, 98, 293-309.
44. Ebashi S. (1991). Excitation-contraction coupling. *Annual Review of Physiology*, 53, 1-16.
45. Edman K. (1992). Contractile performance of skeletal muscle fibers. In *Strength and Power in Sport*, ed. P.Komi, Oxford: Blackwell Scientific Publishing, 96-114.
46. Enoka RM. (1998). Muscle strength and its development. *Sports Med*, 6, 146–68.
47. Enoka RM. (1997). Neural adaptations with chronic physical activity. *J Biomech*, 30, 447–55.
48. Escamilla R.F, Zheng N., Fleisig GS., et al. (1997). The effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med. Sci. Sports Exerc*, 29,156.

49. Escamilla RF., Fleisig GS., Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE. and Andrews JR. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *med. sci. sports exerc*, 30, 556-569.
50. Escamilla RF. (2000). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 33,127–141.
51. Escamilla, RF, Fleisig, GS, Zheng, N, Lander, JE, Barrentine, SW, Andrews, JR, Bergemann, BW, Moorman, CT. (2000a). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med Sci Sports Exerc* 33,1552–1566.
52. Escamilla, RF, Fleisig, GS, Lowry, TM, Barrentine, SW, and Andrews, JR. (2000b) A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med Sci Sports Exerc*, 33, 984–998.
53. Escamilla, RF, Fleisig, GS, Lowry, TM, Barrentine, SW, Andrews, JR. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med Sci Sports Exerc*, 33, 984–998
54. Elliott B C, Marshall R N, Noffal G. (1995). Contributions of upper limb segment rotations during the power serve in tennis. *J Appl Biomech*, 11,433–442.
55. Farina D, Merletti R, Enoka RM. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol*, 96,1486–95.
56. Fleck SJ, Kraemer, SJ. (1997). *Designing Resistance Training Programs*, 2nd Ed. Champaign, IL: Human Kinetics Books, 1–115.

57. Fleck SJ. (2003). Cardiovascular Responses To Strength Training. in: Strength And Power in Sport, 2nd Ed. P. V. Komi (Ed.). Malden, Ma: Blackwell Science, 387–406.
58. Fox LE. (1984) “Sport Physiology” USA: CBS College Publishing.
59. Fry AC, Smith JC, and Schilling B.K. (2003). Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *J Strength Cond Res*, 17,629–633.
60. Ganong WF. (2002). *Tıbbi Fizyoloji*, 20.Baskı, Ankara: Nobel Kitapevi.
61. Gerleman DG., Cook TM. (1992). Instrumentation, In: Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives. GL., Soderberg (Eds). DHHS (NIOSH) Publication, USA, 44-68.
62. Gladden LB. (1998). Muscle as a Consumer of Lactate, *Med Sci Sports Exer*, 32,764- 771.
63. Grahammer J. (1986). *Sports Illustrated Strength Training*. New York: Harper & Row Publishers, 65.
64. Greene D, Roberts S. *Kinesiology: movement in the context of activity*. St. Louis: Mosby; 1999.
65. Gullett JC, Tillman MD, Gutierrez GM, Chow JW. (2009) A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *J. Strength Cond. Res*. 23,284-292.
66. Gutierrez Rivas E, Jiménez MD, Pardo J, Romero M. (2000). *Manual de electromiografía clínica*. Barcelona: Prous Science, 72.

67. Guyton AC ve Hall JE. (2001). Tıbbi Fizyoloji, 10, Ankara, Nobel Kitapevi.
68. Guyton AC ve Hall JE. Tıbbi Fizyoloji. (2007). Çavuşoğlu H, Yeşen BÇ, Nobel Tıp Kitapları, 11.basım.
69. Hamill J, Knutzen K. In: Darcy P, editor. Biomechanical basis of human movement. 2nd ed. Baltimore: LippincottWilliams&Wilkins; 2003.
70. Hakkinen K, Komi PV, Alen, M. (1985). Effect of explosive type strength training on isometric force-and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles, Acta Physiol. Scand. 125;587–600.
71. Hakkinen K, Alen, M, Komi, P.V. (1985) Changes in Isometric Force-and Relaxation-Time, Electromyographic and Muscle Fibre Characteristics Of Human Skeletal Muscle During Strength Training and Detraining, Acta Physiol. Scand, 125;573–585.
72. Halson SL, Matthew WB, Romain M, Bart B, Michael G, David AJ, Asker EJ. (2002). Time course of performance changes and fatigue markers during intensified training in trained cyclists. J Appl Physiol, 93, 947-956.
73. Hasegawa, I (2004). Using the overhead squat for core development. NSCA Perf. Train, 6,19-21.
74. Hatfield FC. Power. (1984). A Scientific Approach. Chicago: Contemporary Books Inc, 65.
75. Hay J.G. (1978). Biomechanics of Sport Techniques, Printice Hall Inc., Englewood Cliffs, USA.

76. Hay JG, Andrews JG, Vaughan CL, Ueya K. (1983). Load, speed and equipment effects in strength-training exercises. In: Biomechanics VIII-B. Matsui, H and Kobayashi, K, eds. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 939-950.
77. Hendrix CR, Housh TJ, Johnson GO, Mielke M, Camic CL, Zuniga JM, et al. (2009). Comparison of critical force to EMG fatigue thresholds during isometric leg extension. *Med Sci Sports Exerc*, 41, 956-64.
78. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst KC, Rau G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10,361–374.
79. Hintermeister RA, Lange GW, Schulteis JM, Bey MJ, Hawkins RJ (1998). Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *Am J Sports Med*, 26;210–9.
80. Hume P, Morrison J. (1995). Video analysis for skill and technique assessment. *Guidelines for Athlete Assessment in New Zealand Sport*, 1-7.
81. Hwang S, Kim, Y, Kim Y. (2009). Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting. *BMC Musculoskel Disord*, 2;10-15.
82. Hogrel JY. (2005) Clinical applications of surface electromyography in neuromuscular disorders *Neurophysiologie clinique*. 35,59–71.
83. Insel PM, Roth WT, Rollins LM, Petersen RA. Core concepts in health. 7th ed. Mountain View, California: Mayfield Publishing Company; 1996.
84. Isear JA, Erickson JC, Worrel TW. (1997). EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Med. Sci. Sports Exerc*, 29,532-539.

85. Kamen G, Knight CA. (2004). Trainig-Related Adaptations in Motor Unit Discharge Rate in Young and Olders Adults, *J Geontal A Sci Med Sci*, 59,1334-1338.
86. Kellis E. (1998). Quantification of Quadriceps and Hamstring Antagonist Activity, *Sports Med*, 25,37-62.
87. Kellis, E, Arambatzi, F, Papadopoulos, C. (2005). Effects of load on ground reaction force and lower limb kinematics during concentric squats. *J Sports Sci*, 23,1045–1055.
88. Kim, Joosung. (2014). Lower Body Kinematic Comparisons between Front and Back Squats in Response to Loads. In *BSU Master’s Theses and Projects*. Item 5
89. Kimura J. (1983). *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle*. Philadelphia: F.A. Davis Company, 34.
90. Klas M, Baudry S, Duchateau J. (2005). Contractile Properties of Single Motor Units in Elderly, *Comp Meth Biomech Eng*, 1,167-168.
91. Klein K. (1961). The deep squat exercise as utilized in weight training for athletes and its effects on the ligaments of the knee. *J Assoc Phys Ment Rehabil*, 15,6–11.
92. Knudson D. (2003). *Fundamentals of Biomechanics*, New York, Kluwer Academic/ Plenum Publishers, 131-133-23.
93. Knudson D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics*, Springer Science and Business Media, LLC, 233 Spring Street, New York, NY 10013, USA, 170.
94. Kolukısa . (2008) Kalça Ve Diz Osteoartritine Etki Eden Parametrelerin ncelenmesi ve Ya am Kalitesinin Kar ıla tırılması.Sa lık Bakanlı ı stanbul Göztepe E itim ve Ara tırma Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Klini i, Uzmanlık Tezi, 6.

95. Komi PV. (1993) "Strength and Power in Sport" Oxford: Blackwell Scientific Publications.
96. Konrad, P. (2005). ABC of EMG a practical introduction to kinesiological electromyography (1st ed.). Noraxon Inc, 1,60.
97. Kraemer WJ, Marchitelli L, Gordon S.E. (1990). Hormonal And Growth Factor Responses To Heavy Resistance Exercise Protocols, *J. Appl. Physiol.* 69;1442–1450.
98. Kraemer WJ, Gordon S.E, Fleck S.J. (1991). Endogenous Anabolic Hormonal and Growth Factor Responses To Heavy Resistance Exercise in Males And Females. *Int. J. Sports Med*, 12:228–23.
99. Kraemer, WJ, Fry, AC. (1995). Strength testing: Development and evaluation of methodology. In P. Maud & Foster (Eds.), Champaign, IL: Human Kinetics, pp. 115–138
100. Kraemer WJ, Ratames NA. (2000). Physiology of resistance training: current issues. *Orthop. Phys. Therapy Clin. North Am, Exerc. Tech.* 9;4,467– 513.
101. Kraemer WJ, Ratamess, NA. (2003) Endocrine responses and adaptations to strength and power training. In: *Strength and Power in Sport*, 2nd Ed. Komi, P.V (Ed.). Malden, M.A.: BlackwellScience, 361–386.
102. Kraemer, W. J., & Ratamess, N. A. (2004). Fundamentals of resistance training: Progression and exercise prescription. *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 36, 674–688.
103. Lamontagne M. (2001). Application of electromyography in sport medicine. In: Puddu G, Giombini A, Selvanetti A, editors. *Rehabilitation of sports injuries: current concepts*. Berlín y Heidelberg: Springer Verlag, 32,31-42.
104. Latash ML (1998). *Neurophysiological Basis of Movement*, Human Kinetics, 48-49, United States of America.

105. LeVeau B, Andersson GBJ. (1992). Data analysis and applications interpretation of the electromyographic signal. In: Selected Topics In Surface Electromyography For Use In The Occupational Setting: Expert Perspectives, G.L., Soderberg (Eds). DHHS (NIOSH) Publication, 91-100,10-102.
106. Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, and Woo SL. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech*, 32, 395–400.
107. Li G, Most E, DeFrate LE, Suggs JF, Gill TJ, Rubash, HE. (2004a) Effect of the posterior cruciate ligament on posterior stability of the knee in high flexion. *J Biomech*, 37,779–783.
108. Lieber RL. (1992). *Skeletal muscle structure and function: implications for rehabilitation and sports medicine*. Philadelphia, Williams and Wilkins, 280-283.
109. List, R, Gülay, T, & Lorenzetti, S. (2010). Kinematic of the trunk and the spine during unrestricted and restricted squats. *Proceedings of International Symposium on Biomechanics in Sports*, 28, 1.
110. Lippert LS (2006), *Clinical Kinesiology and Anatomy*. Philadelphia, F.A Davis Company, 71-89.
111. Macrum, E, Bell, D. R, Boling, M, & Padua, D. (2012). Effect of limiting ankle dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle activation patterns during a squat. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(2),144-150.
112. Maduri, A, Pearson, BL, Wilson, S. E. (2008). Lumbar pelvic range and coordination during lifting tasks. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 18(5), 807-814.
113. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. (1990). Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament: An in vitro study

- performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg* 72;557–567.
114. Marshall RN, Elliott BC. (1995). *Biomechanical Analysis*. (Ed. J. Bloomfield, Fricker PA & Fitch KD). Science and Medicine in Sport, USA: Blackwell Publishing.
 115. Massó N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa L, Ana Germán A. (2010). Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Med Esport*, 45(165),121-130.
 116. Matsumoto H, Suda Y, Otani T, Niki Y, Seedhom BB, and Fujikawa K. (2001). Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability. *J Orthop Sci*, 6,28– 32.
 117. Maughan R, Gleeson M. (2004) *The Biochemical Basis of Sports Performance*, Oxford University Press.
 118. Mayhew, JL, Clemens, JC. (1995). Cross-Validation of Equation to Predict 1-RM Bench Press from Repetation-to-Failure. *Medicine Science and Sport Exercise*. 27, 209-218
 119. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. (1981). *Exercise Physiology, Energy, Nutrition and Human Performance*, Lea and Febiyer, Philadelphia, 359.
 120. McArdle WD, Frank IK, Victor LK. (2000), *Essentials of Exercise Physiology*, 2th ed, Lippincott Williams, 354.
 121. McCaw, ST, Melrose DR. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Med. Sci. Sports Exerc*. 31:428–436, 1999.
 122. McComas AJ. (1996). *Skeletal Muscle Form and Function*, Human Kinetics.

123. McLaughlin TM, Dillman CJ and Lardner TJ. (1997). A kinematic model of performance in the parallel squat by champion powerlifters. *Med. Sci. Sports Exerc.* 9:128 –133.
124. McLaughlin TM, Dillman CJ and Lardner TJ. (1998). Kinetics of the parallel squat. *Res. Q.* 49:175–189.
125. Merletti, R. (1999). Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 3–4.
126. Miller DJ. (1986). EMG normalization (Letters and Responses). *Phys. Ther.*, 66 (2),270-272.
127. Morasso PG. (2006). Human motion analysis. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*. John Wiley and Sons, Inc.
128. Müezzino lu S (2002). Ön Çapraz Ba Anatomisi. Ön Çapraz Ba Cerrahisi, Editör Tando an R. 1;1-10.
129. Ninos JC, Irrgang JJ, Burdett R, Weiss JR. (1997). Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 degrees of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 25:307–315, 1997.
130. Nisell R and Ekholm J. (1986). Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. *Scand J Sports Sci*, 8,63–70.
131. Noakes TD, Gibson AC, Lambert EV. (2005). From Catastrophe to Complexity: a Novel Model of Integrative Central Neural Regulation of Effort and Fatigue During Exercise in Humans: Summarry and Conclusions, *Br J Sports Med*, 39:120-124.

132. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. (1984). Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg*, 66,344– 352.
133. Payton CJ, Bartlett, RM. (2008). *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise*, Simultaneously published in the USA and Canada by Routledge, 12.
134. Ploutz LL, Tesch P.A, Biro RL, Dudley GA. (1994). Effect of resistance training on muscle use during exercise, *J. Appl. Physiol.* 76:1675–1681.
135. Rasch PJ and Burke RK. (1974). *Kinesiology and Applied Anatomy* (5th ed.). Philadelphia, PA: Lea and Febiger.
136. Rayment, I. (1993). Structure of the actin myosin complex and its implications for muscle contraction. *Science*, 261, 58-65
137. Reily T. Secher N. Snell P. Williams C. (1990) “*Physiology of Sports*” Great Britain: St. Edmundsbury Pres Ltd.
138. Ruegg, J.C. (1987). Excitation-contraction coupling in fast and slow twitch muscle fibers. *International Journal of Sports Medicine*, 8, 360-64.
139. Rutherford OM, Jones, DA. (1986). The role of learning and coordination in strength training. *Eur. J. Appl. Physiol*, 55;100–105.
140. Russell PJ. and Phillips SJ. (1989). A preliminary comparison of front and back squat exercises. *Res Q Exerc Sport*, 60,201-208.
141. Sale DG. Neural adaptations to resistance training. (1988). *Med Sci Sport Exerc*, 20,135–45.
142. Sale DG. Testing strength and power. In: MacDougall JD, Wenger HA, Green HJ, editors. (1991). *Physiological testing of the high performance athlete*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics.

143. Sasaki M, Horio H, Wakasa M, Uemura S, Osawa Y. (2008). Influence of quadriceps femoris fatigue on low back load during lifting of loads at different distances from the toes. *J Phys Ther Sci*, 20,81–89.
144. Schoenfeld BJ. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J Strength Cond Res*, 24, 3497-3506.
145. Scotten CM. (2010). Differences in Muscle Activation in the Lower Extremities While Performing Traditional Squats and Non-Traditional Squats. Master thesis, Boise State University. Boise,2.
146. Senter C and Hame SL. (2006) Biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle: Implications for understanding knee injury. *Sports Med* 36,635–641.
147. Siff M. (2001). Biomechanical foundations of strength and power training. In: Zatsiorky V, editor. *Biomechanics in sports*. London: Blackwell Sci Ltd, 103–39.
148. Signorile JF, Kwiatkowski K, Caruso JF, Robertson B. (1995). Effect of foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps muscles during the parallel squat and knee extension. *J Strength Cond Res*, 9,182–187.
149. Soderberg GL, Cook TM. (1984). Electromyography in biomechanics. *Phys Ther*, 64,1813-20.
150. Soderberg GL. (1992). Recording techniques. In: *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives*, Soderberg GL (Eds). DHHS (NIOSH) Publication, USA.

151. Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, D'Ambrosia R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med* 15,207–213.
152. Spirduso W. *Physical dimensions of aging*. Champaign: Human Kinetics; 1995.
153. Stiene HA, Brosky T, Reinking MF, Nyland J, Mason MB. (1996). Comparison of closed kinetic chain and isokinetic joint isolation exercise in patients with patellofemoral dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther*, 24,136–141.
154. Stuart MJ, Meglan DA, Lutz GE, Growney ES, An KN. (1996). Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *Am. J. Sports Med.* 24,792–799.
155. Swinton PA, Aspe R, Keogh J. (2012). Electromyographic Comparison Of The Back Squat And Overhead Squat. 30th Annual Conference Of Biomechanics n Sports Melbourne, 220-223.
156. Trew M, Everett T. *Human movement: an introductory text*. 4th ed. Harcourt Publishers Limited; 2001, 280.
157. Toutoungi DE, Lu TW, Leardini A, Catani F, O'Connor JJ. (2000). Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clin Biomech*, 15,176–187.
158. [Vale, R. \(1994\). Getting a grip on myosin. *Cell*, 78, 733-37.](#)

159. Van Eijden TM, Weijs WA, Kouwenhoven E, Verburg J. (1987). Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. *Acta Anat*, 129,310–314.
160. Vilarroya A, Marco MC, Moros T. (1997). Electromiografía cinesiología. *Rehabilitación*, 31,230-6
161. Walsh JC, Quinlan JF, Stapleton R, FitzPatrick DP, and McCormack, D. (2007). Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during “free squat” weight lift training. *Am J Sports Med*, 35,927–932.
162. Watkins J.(1999). *Structure and Function of the Musculoskeletal System*. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
163. Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML. (1996). A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med*, 24,518–527.
164. Wilmore JH, Costil DL. (2004). *Physiology of Sport and Exercise*, Human Kinetics, Hong Kong.
165. Wretenberg P, Feng Y, Lindberg F, Arborelius UP. (1993) Joint moments of force and quadriceps activity during squatting exercise. *Scand J. Med. Sci. Sports*, 3,244 -250.
166. Wretenberg P, Feng Y, Arborelius UP. (1996). High-and lowbar squatting techniques during weight-training. *Med. Sci. Sports Exerc*. 28:218 –224, 1996.

167. Yasuda KT, Sasaki T. (1987a) Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction: the force exerted on the tibia by the separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings. Clin. Orthop, 220, 275-283.

168. Yasuda KT, Sasaki T. (1987b). Muscle exercise after anterior cruciate ligament reconstruction: biomechanics of the simultaneous isometric contraction method of the quadriceps and the hamstrings. Clin. Orthop, 220,266–274.