

K.K.T.C

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANA BİLİM DALI

ARKA SQUAT HAREKETİNİN MAKSİMAL ve SUBMAKSİMAL
YÜKLERDE KİNEMATİK ve ELEKTROMİYOGRAFİK
DEĞİŞİMLERİNİN İNCELENMESİ

DENİZ ERDAĞ

Beden Eğitimi ve Spor Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç.Dr. Hasan Ulaş Yavuz

LEFKOŞA 2019

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Bu çalışma jürimiz tarafından Beden Eğitimi ve Spor Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Caner Açıkada
(Lefke Avrupa Üniversitesi)

Danışman: Doç. Dr. Hasan Ulaş Yavuz
(Yakın Doğu Üniversitesi)

Üye: Prof. Dr. Mehtap Tiryakioğlu
(Yakın Doğu Üniversitesi)

Üye: Doç. Dr. Mehmet Şahin
(Lefke Avrupa Üniversitesi)

Üye: Doç. Dr. Nazım Serkan Burgul
(Yakın Doğu Üniversitesi)

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim – Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hüsnü Can Başer

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Şimdi yazarken fark ettim bu iki oldu. Çok istemesem de ilk başlarda kaçmaya çalışsam da zamanla alışıyor insan korkularıyla yüzleşmeye. Bir de bakmışsınız her şey bitmiş her şey tamamlanmış. Özellikle içerisinde bulunduğumuz dönemde sabır gerektiren çok şeyle karşı karşıya kaldık. Ama yılmadan ve usanmadan çalışma meyvesini verdi ve sonunda bu ikincisi dediğim tezin de sonuna geldik. Yorulduk, sıkıldık, üzüldük, zaman zaman isyan ettik ama her şeyin ötesinde hayatta yaşanması gereken şeyler varmış ve biz de onu yaşadık diyerek yolumuza devam ettik. Şimdi teşekkür zamanı geldi, bu süreçte yanımda olan bana destek olan değerli hocalarıma teşekkürü bir borç biliyorum.

Danışmanım, ağabeyim, hakkını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim Doç. Dr. Hasan Ulaş Yavuz'a teşekkür ediyorum. Öğrenci Dekanımız Doç. Dr. Dudu Özkum Yavuz'a yardımlarından dolayı teşekkür ediyorum Fakültemize ilk geldiği günden itibaren desteğini hiç esirgemeyen en sıkıntılı dönemlerimde bana hep yardımcı olan Dekanımız Prof. Dr. Mehtap Tiryakioğlu'na teşekkür ediyorum. Rektör Yardımcımız Prof. Dr. Tamer Şanlıdağ Hocama ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü Prof. Dr. Hüsnü Can Başer'e yardımlarından dolayı çok teşekkür ediyorum.

Sen çok zor zamanlar geçirdin biliyorum alışmak hiç kolay değil olmayacak da. Sevgili eşim Ayşe Aydın Erdağ bu zor zamanlarımda kendi dertlerini bir kenara bırakarak bana gösterdiği anlayış için sana çok ama çok teşekkür ediyorum.

Altan Erdağ benim arslan parçam babacığım biliyorum bu dönemde çok gerildim çok sinirlendim çok yoruldum zaman zaman seni çok ihmal ettim ama inan bana bunları en iyi şekilde telafi edeceğimiz zamanlarımız olacak seni çok seviyorum. Son olarak daha annesinin karnında ama Melahat Erdağ seni de dört gözle bekliyoruz.

ÖZET

Erdağ,D. Arka Squat Hareketinin Maksimal ve Submaksimal Yüklerde Kinematik ve Elektromiyografik Değişimlerinin İncelenmesi. Lefkoşa, 2019.

Bu çalışmanın amacı; submaksimal ve maksimal yüklerde uygulanan arka squat hareketi esnasında diz ve kalça ekleminde EMG aktivitesi ve kinematik değişimlerin incelenmesidir. Çalışmaya yaşları $21.6 \pm 2,3$ arasında değişen 14 vücut geliştirme ve power lifting sporcusu gönüllü olarak katılmıştır. Denekler submaksimal ve maksimum yüklerle arka squat hareketni yaparken, diz ve kalça eklemlerinde 2 boyutlu hareket analizi yapılmış ve vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, semitendinosus, biceps femoris, gluteus maximus ve erector spinae kaslarında EMG aktiviteleri belirlenmiştir. Submaksimal ve maksimal yükler arasındaki değişimlerin incelenmesi için “repeated measures” testi kullanılmıştır. Çalışma sonunda elde ettiğimiz bulgular kalça ve diz ekleminde bulunan kasların EMG aktivitelerinde artan yüke bağlı olarak bir artış olduğu yönündedir. Hal böyle iken istatistiksel anlamlı olarak sadece VM ve GM kaslarındaki artışlar gözlemlenmiştir. Bunun dışında diğer hiçbir kasta istatistiksel anlamı bir artış bulunamamıştır. Genel kas aktivasyonu açısından incelendiğinde 1TM’un % 90 ile yapılan kaldırışlar sırasında elde edilen sonuçların 1TM’un % 100’ü ile yapılan kaldırışlar sonunda elde edilen sonuçlarla benzerlik gösterdiği anlaşılmaktadır. bununla birlikte diz ve kalça eklem kinematiği benzer bulunmuş özellikle 1TM’un % 90 ile yapılan kaldırışlar sırasında kalça ekleminin harekete daha az katıldığı ve bu durumun lomber ve diz bölgesinde oluşması muhtemel sakatlık risklerini daha düşük seviyelere taşıdığı düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Kinematik, Elektromiyografi, Biyomekanik, Squat Tekniği.

ABSTRACT

Erdağ.D. Kinematic and Electromyographic Activity Changes during Back Squat with Submaximal and Maximal Loading. Nicosia, 2019.

The aim of this study was to investigate the possible kinematic and muscular activity changes with maximal loading during squat maneuver. Fourteen healthy male individuals, who were experienced at performing squats, participated in this study. Each subject performed squats with 80%, 90%, and 100% of the previously established 1 repetition maximum (1RM). Electromyographic (EMG) activities were measured for the vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, semitendinosus, biceps femoris, gluteus maximus, and erector spinae by using an 8-channel dual-mode portable EMG and physiological signal data acquisition system (Myomonitor IV, Delsys Inc., Boston, MA, USA). Kinematical data were analyzed by using saSuite 2D kinematical analysis program. Data were analyzed with repeated measures analysis of variance ($p < 0.05$). Overall muscle activities increased with increasing loads, but significant increases were seen only for vastus medialis and gluteus maximus during 90% and 100% of 1RM compared to 80% while there was no significant difference between 90% and 100% for any muscle. The movement pattern in the hip joint changed with an increase in forward lean during maximal loading. Results may suggest that maximal loading during squat may not be necessary for focusing on knee extensor improvement and may increase the lumbar injury risk.

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

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Kuramsal Yaklaşımlar ve Kapsam	1
1.2. Araştırmanın Amacı	4
1.3. Problem	4
1.4. Hipotez	5
1.5. Alt Problemler	5
1.6. Varsayımlar	5
1.7. Sınırlılıklar	5
1.8. Araştırmanın Önemi	6
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Kas Hücresinin Uyarılması ve Kassal Kasılma	7
2.1.1. Kassal Gevşeme	9
2.2. Kuvvet ve Kuvvet Antrenmanı	9
2.3. Squat	11
2.3.1. Squat Hareketi Esnasında Eklem Kinematiği	13
2.3.1.1. Diz Eklemi	13
2.3.1.2. Kalça Eklemi	14
2.3.1.3. Omurga	15
2.3.2. Squat Hareketi Sırasında Çalışan Kaslar	16
2.3.2.1. Quadriceps	16
2.3.2.2. Hamstring	17

2.3.2.3. Gluteus Maximus	18
2.3.2.4. Omurgada Çalışan Kaslar	19
2.3.3. Squat Kinematiği	21
2.3.3.1 Arka ve Ön Squat Kinematiği	23
2.4. Elektromiyografi	26
2.5. Hareket	30
2.5.1. Biyomekanik	31
2.5.2. Hareket Analizi	32
2.5.3 Newton'un Hareket Yasaları	34
2.5.3.1. Eylemsizlik Yasası	34
2.5.3.2. İvmelenme Yasası	34
2.5.3.3. Etki Tepki Yasası	34
2.5.4. Kuvvet	35
2.5.4.1. Kaldıraçlar	35
2.5.4.2. Mekanik Avantaj	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM	37
3.1. Denekler	37
3.2. Veri Toplama Araçları	37
3.2.1. Antropometrik Ölçümler	37
3.2.2. 1 TM Yarım Squat Ekipmanları	38
3.2.3. Maksimal İstemli Kasılma Test Cihazı	38
3.2.4. EMG Ölçüm Cihazları	38
3.2.5. Hareket Analizi Ölçüm Cihazları	39
3.3. Verilerin Toplanması	41
3.3.1. Antropometrik Ölçümler	42
3.3.2. 1 TM Yarım Squat Ölçümleri	42
3.3.3. Maksimal İstemli Kasılma Testi	42
3.3.4. EMG Ölçümleri	45
3.3.5. Hareket Analizi Ölçümleri	47
3.4. Verilerin Analizi	49
3.4.1 EMG Verisinin Analizi	49
3.4.1.1 Kesit Alma (Subset)	49

3.4.1.2. Filtreleme	49
3.4.1.3 Rektifikasyon (Tam Dalga Rektifikasyonu)	50
3.4.1.4 İntegrasyon (Lineer Zarf)	50
3.4.1.5 Normalizasyon	50
3.4.1.6 Görüntüleme	50
3.4.2. Kinematik Verisinin Analizi	51
3.4.2.1. Görüntü Kaydı	51
3.3.2.2. Görüntülerin EMG Verisi İle Senkronizasyonu	51
3.3.2.3. Görüntülerin Makaslanması (Satrim)	51
3.3.2.4. Sayısallaştırma (Sadigitize)	52
3.3.2.5 Dönüştürme (Sa Transform)	52
3.3.2.6 Filtreleme ve Görüntüleme	52
4.BULGULAR	54
5. TARTIŞMA	60
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	64
KAYNAKLAR	65
EKLER	
TEZDEN YAPILAN YAYINLAR	

SİMGELER ve KISALTMALAR

ACh	Asetilkolin
AÇB	Arka çapraz bağ
ATP	Adenozintrifosfat
BF	Biceps femoris
Ca⁺⁺	Kalsiyum iyonları
EMG	Elektromiyografi
ES	Erector spinae
dB	Desibel
GM	Gluteus maximus
Hz	Hertz
MİK	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 bağ
VL	Vastus lateralis
VM	Vastus medialis
1 TM	1 tekrar maksimal

ŞEKİLLER

	Sayfa
Şekil 2.1. Motor ünite aksiyon potansiyeli	8
Şekil 2.2. Çapraz köprücüklerin kullanımı	8
Şekil 2.3. Arkadan yarım squat hareketi	12
Şekil 2.5. Diz eklemleri	14
Şekil 2.6. Kalça Eklemleri	15
Şekil 2.7. Omurga	16
Şekil 2.8. Quadriceps	17
Şekil 2.9. Hamstring	18
Şekil 2.10. Gluteus Maximus	19
Şekil 2.11. Erector Spinae	20
Şekil 2.12. EMG sinyali	27
Şekil 2.13. Kaldıraç sistemleri	36
Şekil 3.1. Deney düzeneğinde kullanılan EMG cihaz ve analiz sistemi	39
Şekil 3.2. Kalibrasyon kafesi üzerinde uzaysal konumları bilinen noktalar	41
Şekil 3.3. Anatomik noktalara yerleştirilen işaretler	47
Şekil 3.4. Squat hareketi sırasında kullanılan açılar	48
Şekil 3.5. Arkadan yarım squat ve önden yarım squat hareketlerinin on faza bölünmüş ve her faza ait pozisyonları	53
Şekil 4.1. Squat hareketi iniş ve çıkış fazları sırasında ortalama diz ve kalça açıları	54
Şekil 4.2. 1 TM'un % 80, % 90 ve % 100'üyle yapılan ve squat hareketi sırasında çalışan "Vastus Medialis" (VM) kasına ait repeated measures ve ortalama $\pm$ Ss sonuçlarının maksimal istemli kasılma (% MİK) yüzdelerine oranını	56
Şekil 4.3. 1 TM'un % 80, % 90 ve % 100'üyle yapılan	56

ve squat hareketi sırasında çalışan “Gluteus Maximus” (GM) kasına ait repeated measures ve ortalama $\pm$ Ss sonuçlarının maksimal istemli kasılma (% MİK) yüzdelerine oranını

Şekil 4.4.	Squat hareketi iniş ve çıkış fazlarında kalça ve diz açılarına bağlı EMG değerleri	58
Şekil 4.5.	Farklı Açılarda diz ve kalça kuvvet kolu	59

TABLOLAR

		Sayfa
Tablo 3.1.	Çalışmanın yapılacağı kaslarda MİK toplama pozisyonları.	46
Tablo 3.2.	Çalışmanın yapılacağı kaslarda elektrot yerleşimi	48
Tablo 3.3.	Deneklerin üzerine yerleştirilen yansıtıcı işaretlerin yerleri ve tanımlamaları	50
Tablo 4.1.	1 TM'un %80, %90 ve % 100'üyle yapılan ve squat hareketinin tümüne ait repeated measures ve ortalama $\pm$ Ss sonuçlarının maksimal istemli kasılma (% MİK) yüzdelerine oranı	58
Tablo 4.2.	1 TM'un %80, %90 ve % 100'üyle yapılan squat hareketinin iniş ve çıkış fazlarına ait repeated measures ve ortalama $\pm$ Ss sonuçlarının maksimal istemli kasılma (% MİK) yüzdelerine oranı	60

1. GİRİŞ

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 aşmayı 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, vatus lateralis, vastus medialis, vastus intermedius), hamstring (biceps femoris, semitendinosus), erector spinae ve daha birçok kasın kuvvetinin geliştirilmesinde kullanılır (McCaw ve Melrose, 1999, s. 428). Atletik alanda bir çok harekete benzerliği nedeniyle antrenör ve sporcular tarafından sıklıkla kullanılan temel kuvvet antrenmanı tekniklerindendir (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 yerleştirilmesi, kalça ve dizlerin yardımıyla aşağıya yavaşça çökerek kalçaların yere 90° bir pozisyon alması ve ardından kalça ve dizlerin düzelerek başlangıç pozisyonuna geri gelmesiyle tamamlanır (Baechle ve Earle; 2000, s. 366; Delavier, 2001, s. 79). Ön squat hareketi, barın deltoidlerin ön kısmına, klavikulanın üstüne yerleştirilmesi,

dirseklerin ve kolların yere paralel gelecek şekilde bükülmesi ve devamında arka squat hareketinde olan iniş ve kalkış fazlarından oluşur (Baechle ve Earle; 2000, s. 366; Delavier, 2001, s. 81).

Tekniğe ve farklı yüklere bağlı oluşan küçük farklılıkların bilinmesi antrenör ve sporcuların kuvvet antrenmanlarına hazırlık aşamasında etkili antrenman programlarının seçilmesi ve boş yere zaman harcanmaması bakımından önem arz etmektedir. Bunun yanısıra eklem ve kaslarda oluşması muhtemel değişimlerin bilinmesi seçilecek hareket ve yükle ilgili doğru tercihlerin yapılmasına yardımcı olacaktır. Bu amaçla, hareket boyunca ya da hareketin çeşitli fazlarında kasların ne kadar aktive olduğu ve ilgili eklemlerde tekniğe bağlı 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 bir yöntemdir (Hermens ve diğerleri 2000, s. 361-374). Klinik nörofizyoloji alanında yapılan rutin motor sinir iletisi 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 düzeyinin tespitinde kullanılabilecek bir yöntem olduğu belirtilmiştir (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 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).

Literatür incelendiği zaman, arka squat hareketinin farklı yüklerde karşılaştırmasını yapan sınırlı sayıda çalışma 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 ağırlıkların kullanıldığı tespit edilmiştir. Gullet ve diğerleri (2009, s. 284) tarafından yapılan çalışma dışında çalışmaların hiçbirinde elektromiyografik ve kinematik analizlerin birlikte kullanılmadığı saptanmıştır.

Gullet ve diğerleri (2009, s. 287) submaksimal yüklerde arka ve ön squat hareketlerini incelediği çalışmasında arka squat hareketi sırasında ön squat hareketine göre daha fazla ağırlık kaldırılabilirdiği, diz açıları arasında fark bulmazken gövde eğiminin arka squat hareketi sırasında ön squat hareketine göre çok daha fazla olduğunu bildirmiştir. Clark ve diğerleri (2012, s. 1174) Gullet ve diğerleri (2009, s. 287)'nin çalışmasında kullanılan submaksimal yüklerin arka ve ön squat hareketleri arasında herhangi bir fark bulunamayışının nedeni olabileceğine işaret etmiştir.

Kramer ve Ratames (2004, s. 676) kuvvet, güç ve hipertrofinin maksimal sayıda motor ünitenin katılımıyla mümkün olabileceğini, tecrübeli bireylerin yüksek eşik düzeyinde harekete katılan motor ünitelerini aktive edebilmesi için ağır yüklerde çalışılması gerektiğini, düşük yüklerde yapılan çalışmalarda güçlü kasların daha zayıf kasların aktivasyonunu tamamlayarak normalizasyon sırasında kişiler arasında farklılıklar yaratabileceğini ifade etmiştir. Schoenfeld (2010, s. 3499) yüksek yüklerde yapılan çalışmalar sırasında squat kinematikleri ve elektromiyografik değişkenlerin değişim gösterebileceğini bildirmiştir.

Bu çalışmada submaksimal (%80, %90) ve yüksek eşik düzeyinde harekete katılan tüm motor ünitelerin aktive edilebilmesi için maksimal yükler (1 tekrar maksimal) kullanılmıştır. Bu yolla, submaksimal yüklerle maksimal yükler arasında kinematik ve elektromiyografik değişimler olup olmadığı incelenmiştir.

1.2. Araştırmanın Amacı

Squat hareketi kuvvet çalışmaları içerisinde sıklıkla kullanılan antrenman yöntemlerinden bir tanesidir. Submaksimal ve maksimal ağırlıklarda arka squat hareketi sırasında kinematik ve biyomekanik farklılıkları birlikte inceleyen sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Kramer ve Ratames (2004, s. 675) tecrübeli bireylerin yüksek eşik düzeyinde harekete katılan motor ünitelerini aktive edebilmesi için ağır yüklerde çalışılması gerektiğini, maksimal yüklerle yapılan çalışmalar sırasında hareketle ilgili tüm kasların devreye gireceğini söz konusu EMG sinyalizasyonu ve kas aktivitesinin normalizasyonunu kolaylaştıracağını ifade etmiştir. Bununla beraber maksimal yüklerin kalça ve diz ekleminde ve kaslarında kaslarda ne gibi değişimlere yol açacağı bilinmemektedir. Bu çalışmanın amacı, submaksimal ve maksimal yüklerde arka squat hareketi sırasında kalça ve diz ekleminde ve bu eklemlerde bulunan kaslarda oluşacak değişimlerin incelenmesidir.

1.3. Problem

Arka squat hareketi sırasında kullanılan submaksimal ve maksimal yükler arasında diz ve kalça eklem kinematiği ve bu eklemlerde bulunan kaslardaki kas aktivasyonu açısından istatistiksel anlamlı fark var mıdır?

1.4. Hipotez

Arka squat hareketi sırasında kullanılan submaksimal ve maksimal yükler arasında diz ve kalça eklem kinematiği ve bu eklemlerde bulunan kaslardaki kas aktivasyonu açısından istatistiksel anlamlı fark vardır.

1.5. Alt Problemler

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

1.6. Varsayımlar

1. Tüm denekler çalışmaya gönüllü olarak katılmıştır.
2. Tüm denekler arka squat hareketini 3 yıldan fazla süredir antrenman programları içerisinde kullanmaktadır.
3. Çalışmaya katılan deneklerin sakatlık geçmişi bulunmamaktadır.
4. Çalışma düzeneğinde kullanılan tüm cihazlar ve ekipmanlar doğru ve tam şekilde kalibre edilmiştir.
5. Çalışma sırasında kaldırışlar %80, %90, %100 olarak sistematik bir şekilde yapılmıştır

1.7. Sınırlılıklar

1. Bu çalışmaya vücut geliştirme ve power lifting sporcuları katılmıştır.
2. Bu çalışmaya sadece erkek sporcular katılmıştır.
3. Bu çalışma arka squat hareketiyle sınırlandırılmıştır.
4. Bu çalışmaya arka squat hareketinde 3 yıllık tecrübeye sahip sporcular katılmıştır.
5. Bu çalışmanın kinematik verileri 2 boyutlu hareket analizi kullanılarak toplanmıştır.

1.8. Araştırmanın Önemi

Squat hareketi kinematiği ve buna bağlı hareket sırasında çalışan kasların EMG'yle ne derecede aktive olduğunun anlaşılması antrenör, sporcu ve rehabilitasyon uzmanları açısından önem arz etmektedir. Submaksimal yüklerde arka ve ön squat hareketlerini karşılaştıran çalışmalar bulunmakla beraber (Russel ve Phillips, 1989, s. 201-208; Gullet ve diğerleri, 2009, s. 284-292; Braidot ve diğerleri, 2009, s. 90; Diggin ve diğerleri, 2011, s. 643-646; Joosung, 2014, s. 25-30), maksimal ve submaksimal yüklerde EMG ve kinematik verileri birlikte analiz eden çalışmalara raslanmamıştır. Bu çalışma, maksimal ve submaksimal yüklerde arka squat hareketi sırasında meydana gelmesi olası kinematik ve elektromiyografik değişikliklerin incelenmesi ve karşılaştırılması bakımından önem arz etmektedir. Bu değişikliklerin bilinmesi antrenör, sporcu ve rehabilitasyon uzmanlarının, antrenman programlarını hazırlarken hangi hareketin ne kadar yükle ve ne derecede uygulanacağı konusunda fikir sahibi olmaları açısından ayrıca önem arz etmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

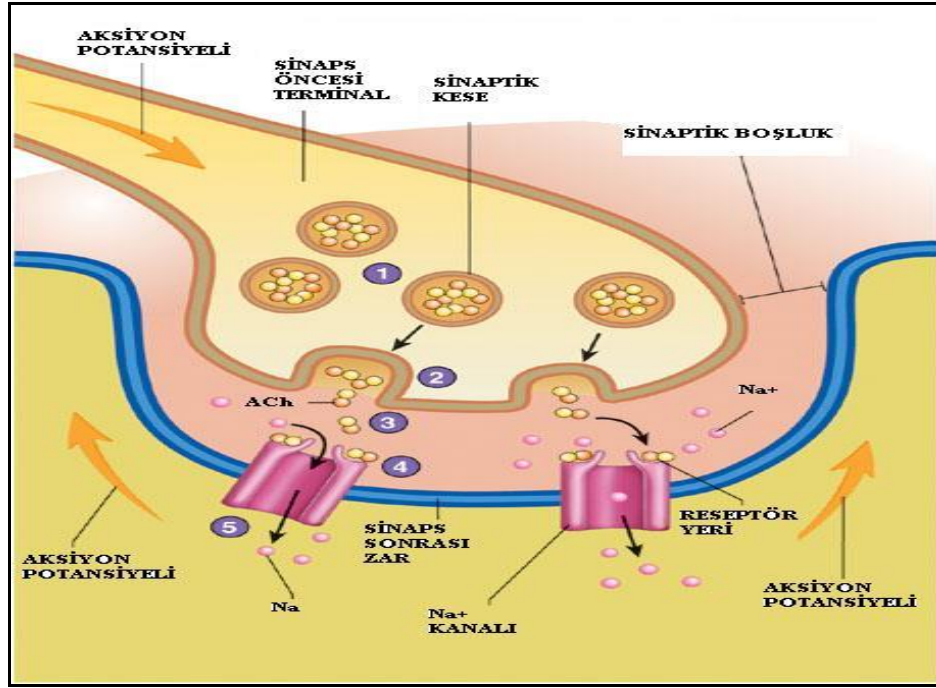
2.1. Kas Hücresinin Uyarılması ve Kassal Kasılma

Kas kasılması hücrel proteinler ve enerji sistemlerinin bir arada gerçekleştirdiği karmaşık bir işlemdir. Aktin moleküllerinin miyozin üzerinde kayması ve kasın kısalarak gerekli gerilimi sağlamasıyla sonuçlanmaktadır. Kas kasılması moleküler seviyede karmaşık gibi görünse de, kayan filamentler modeli kasılmanın temelini en doğru şekilde tanımlamaktadır.

Kas kasılması beyinden gelen sinir uyarılarının sinir-kas kuşağına gelmesiyle başlamaktadır. Motor nöronda oluşan aksiyon potansiyeli (Şekil 2.1) asetilkolin (ACh) adlı nörotransmitterin sinir-kas kuşağına salınmasına neden olmaktadır. Asetilkolin motor sinir dallarının kas içinde sonlanan genişlemiş uç kısmında bulunan reseptörlere tutunarak burada bir elektrik potansiyeli yaratarak depolarizasyona neden olmaktadır. Depolarizasyon kas fibrillerinin derinlerinde bulunan transvers tübüllere kadar ulaşarak sarkoplazmik retikulumdan (SR) kalsiyum (Ca^{++}) salgılanmasına neden olmaktadır (Ebashi 1979, s.293; Ebashi 1991, s. 1; Rayment ve diğerleri 1993, s. 58; Vale 1994, s.330).

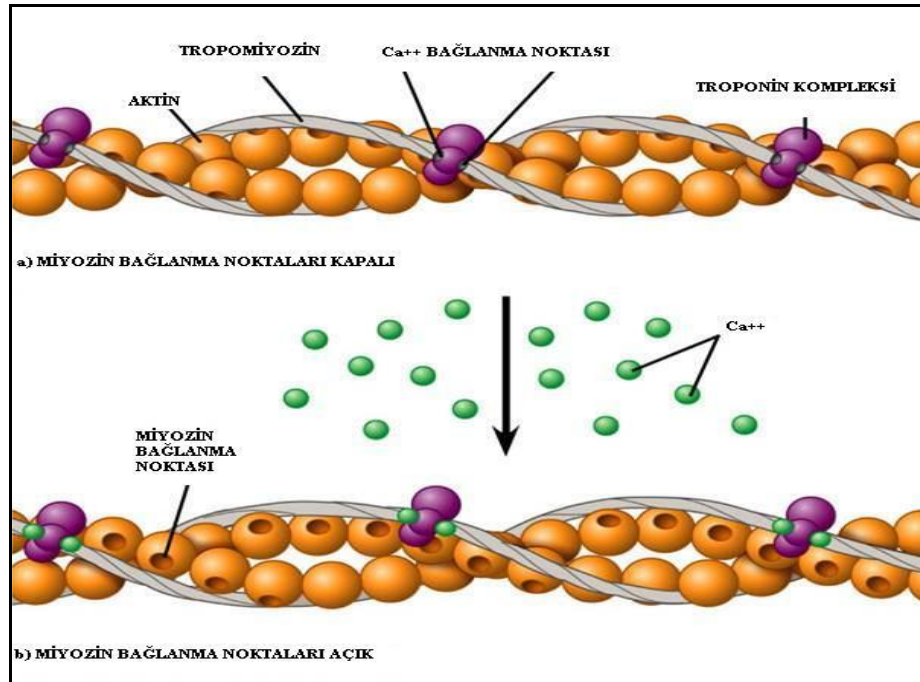
Dinlenim durumunda tropomyozin molekülleri aktin filamentlerinin miyozin başının bağlanabileceği aktif bölgeleri kapattığından aktin ile miyozin arasında kasılmaya neden olacak çekimi engellenmektedir. Depolarizasyon sarkoplazmik retikuluma ulaştığında sarkoplazma içine Ca^{++} salgılanmaktadır. Salgılanan kalsiyum troponine bağlanarak tropomyozinin pozisyonunu değiştirerek aktin üstündeki aktif bölgeleri açığa çıkartmaktadır. Bu iki protein arasındaki bağlantı aynı zamanda miyozin başında yer alan miyozin ATPaz enzimini aktive ederek ATP'yi parçalamakta ve enerjiyi açığa çıkartmaktadır. Serbestleşen enerji sayesinde de miyozin çapraz köprü başları miyozin molekülünün geri kalan kısmı üzerinde bükülmekte ve kasılma gerçekleşmektedir (Şekil 2.2). Kasılmanın miktarı motor ünite aksiyon potansiyellerinin (MUAP) sayısı ve sıklığının artması ile artmaktadır

(Astrand ve diğerkleri, 2003, s. 156; Mc Ardle ve diğerkleri, 2000, s. 364; Bern ve diğerkleri, 2008, s. 115).



Şekil 2.1. Motor ünite aksiyon potansiyeli

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



Şekil 2.2. Çapraz köprücüklerin kullanımı

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

2.1.1. Kassal gevşeme

Kasılma döngüsü Ca^{++} ve ATP olduğu sürece devam etmektedir. Kasılma döngüsü aksiyon potansiyelleri durduğunda ve sarkoplazmada bulunan Ca^{++} sarkoplazmik retikulum tarafından uzaklaştırılınca sona ermektedir (Billeter ve Hoppeler 1992, s. 39; Ebashi 1991, s.16; Edman 1992, s. 96; Rayment ve diğerleri 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 ATPaz aktivitesini engellemek. Kasın gevşemesi, aktin ve miyozin filamentlerinin orijinal durumlarına geri dönmesi sonucu oluşmaktadır (Mc Ardle ve diğerleri, 1981, s. 359).

2.2. Kuvvet ve Kuvvet Antrenmanı

Bompa (1998, s. 445) kuvveti içsel (kassal vb.) ve dışsal (yerçekimi kuvveti, sürtünme kuvveti vb.) dirençleri aşmayı sağlayan sinir-kas yeteneği olarak tanımlamıştır. Kuvveti geliştirmek ve bu yolla atletik performansı arttırmak antrenör ve sporcular açısından oldukça önem arz eder. 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 kullanılır (Kraemer ve Ratamess, 2000, s. 467; 2004, s. 361).

Kuvvet programlarının daha etkili ve verimli kullanımı açısından bireyselleştirilmesi önerilmektedir. Bu yöntemin kullanılması bireyin özel kuvvet ve atletik performans gelişimi olumlu yönde etkiler (Fleck ve Kraemer, 1997, s. 115). Bireyselleştirme birbirini takip eden çeşitli aşamalardan oluşmaktadır. Sağlık durumunun belirlenmesi bireyselleştirmenin ilk basamağını oluşturur. Bu aşamada

bireyin sağlık drumunun sorgulanması, varsa daha önce geçirdiği sakatlık ve operasyonların bilinmesi uygun ve sağlıklı antrenman programları hazırlanması açısından büyük önem taşır. İkinci aşamada bireyin hedefleri ve bu hedefe yönelik antrenman programlarının seçimi yer alır. Kas kütlesinin arttırılması, güç ve kuvvet, sürat, bölgesel kassal dayanıklılık, denge, koordinasyon ve esneklik, yağ kütlesinin azaltılması, sağlığın düzeltilmesi ve sakatlık sonrası rehabilitasyon kuvvet antrenmanlarına yönelik hedefler içerisinde dir.

Egzersiz seçimi kuvvet antrenmanı programlarının diğer bir aşamasını oluşturmaktadır. Antrenman sırasında serbest ağırlık ya da makinelerle çalışmak, tek ya da birden çok eklemi çalıştıracak hareketleri seçmek bu aşama 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 sırası, yoğunluğu, sıklığı, harekete katılan kaslar, tekrar hızı ve dinlenme süresi yüklenmeyi etkileyen faktörler arasındadır (Kraemer ve Ratames, 2000, s. 513). Antrenman yükünün değiştirilmesi 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 tek 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 arttırır. (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 tekniği öğrenene kadar ağır yükler kullanmamaları önerilmektedir. Orta ve ileri seviyeye gelmiş bireylerin maksimal kuvvetlerini arttırabilmeleri daha fazla yüklenme ile mümkündür. Hakkinen ve diğerleri (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 diğerleri, 1994, s. 1675; Kraemer ve Ratames, 2004, s. 674).

2.3. Squat

Squat hareketi quadriceps femoris (rectus femoris, vatus lateralis, vastus medialis, vastus intermedius), hamstring kasları (biceps femoris, semitendinosus, semimembranosus), 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 diğerleri, 2000a, s. 1552). Birden fazla eklemi çalıştıran bir hareket oluşu harekete daha fazla sayıda kasın katılmasını sağlayarak kas gelişimi ve kuvveti olumlu yönde etkiler (Ballor ve diğerleri, 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 olarak da kullanılır (Escamilla, 2001, s.127; Escamilla ve diğerleri, 2000b, s. 998).

Squat hareketi, barı enseye, trapezus (trapezius) kasının üstünden deltoid kaslarının biraz gerisine yerleştirerek, kalça ve dizlerin yardımıyla aşağıya yavaşça çökerek kalçaların yere paralel bir pozisyon alması ve ardından kalça ve diz eklemlerinin düzelerek başlangıç pozisyonuna geri gelmesiyle tamamlanır (Baechle ve Earle; 2000, s. 366; Delavier, 2001, s. 79). Kaldırış esnasında birçok alt ekstremitte kasının harekete katıldığı bildirilmiştir. Bunlar quadriceps femoris, kalça

ekstensörleri, kalça abduktörleri, hamstring kasları ve triceps surae (kalf) kaslarıdır (Nissel ve Ekholm, 1986, s. 63). (Baechle ve Earle; 2000, s. 369; Delavier, 2001, s. 79). Çeşitli açılarda yapılan squat hareketi 40^0 'lık açıda çeyrek squat, 70^0-90^0 'lık açılarda yarım squat ve 90^0 'den daha yüksek açılarda tam squat olarak tanımlanmıştır (Escamilla ve diğerleri, 2001b, s. 998). $80-90^0$ diz fleksiyonu sırasında quadriceps aktivitesinin zirve düzeyde çalıştığı, diz fleksiyonu $80-90^0$ 'yi aştığı durumlarda kas aktivitesinin sabit kaldığı ancak quadriceps gelişimini etkilemediği bildirilmiştir (Escamilla ve diğerleri, 2000a, s. 1566; Isear ve diğerleri, s. 1997, 532; Ninos ve diğerleri, 1997, s. 307; Signorlie ve diğerleri, 1995, s. 187; Stuart ve diğerleri, s. 1996, 792; Wretenberg ve diğerleri, 1996, s. 224; Wretenberg ve diğerleri, 1993, s. 250).

Gullet ve diğerleri (2009, s. 292), squat hareketinin alt ekstremité 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 gösterebilir. (Hasegawa, 2004, s. 21; Swinton ve diğerleri, 2012, s. 221).

Arka squat hareketi bu bağlamda kullanılan egzersiz türlerinden bir tanesidir. Atletler ve bireyler genel olarak arka squat hareketini tercih etmektedirler. Arka squat hareketi barın trapezus kasının üstünden deltoid'in arka parçasına yerleştirilerek kalça ve dizlerin yardımıyla aşağıya yavaşça çökerek yere paralel bir pozisyon alması ve ardından kalça ve dizlerin düzelterek başlangıç pozisyonuna geri gelmesiyle tamamlanır (Şekil 2.3) sırt bölgesinin dik, topukların yerde ve dizlerin ayaklarla aynı hizada olması gereklidir. (Baechle ve Earle; 2000, s. 369; Delavier, 2001, s. 81).



Şekil 2.3. Arka squat hareketi.

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

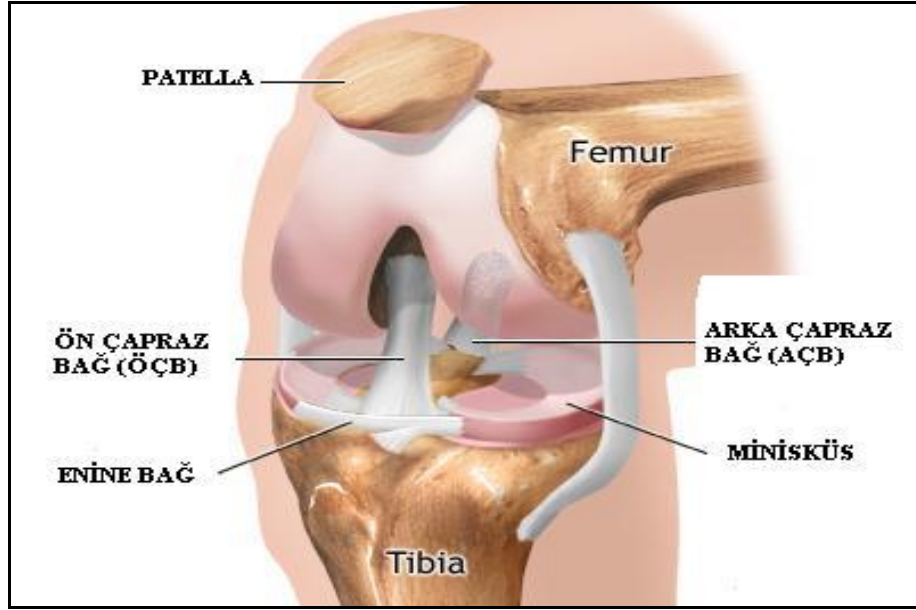
2.3.1. Squat Hareketi Esnasında Eklem Kinematiki

Egzersizin kompleks yapısı ve performansla ilgili birden fazla değişkenin bulunuşu, optimal kas gelişimi ve etkili antrenman yöntemlerin seçimi açısından squat kinematikiinin 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 boşluk içerisinde femur ve tibia arasında iki kondiler tip ve patella ile femur arasında sellar tip olmak üzere üç ayrı eklem içerir (Şekil 2.4). 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 bacağı bir miktar rotasyon ve sirkumdiksiyon hareketleri de yaptırılmaktadır. 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 öne kaymasını 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).

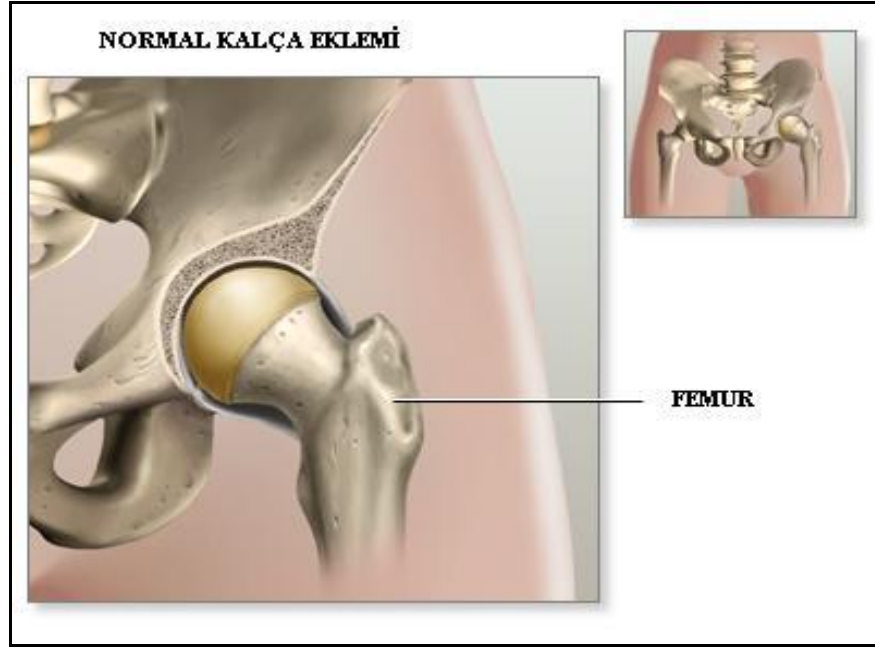


Şekil 2.4. Diz eklemi.

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

2.3.1.2. Kalça Eklemi

Kalça femur başı ve os coxae arasındaki bağlantıyı sağlayan top ve soket tipindeki bir eklemdir (Şekil 2.5). Transvers ekseninde fleksiyon ve ekstansiyon, sagittal ekseninde abduksiyon ve adduksiyon, vertikal ekseninde iç/dış rotasyon, ve sirkumdüksiyon hareketlerini serbestçe yerine getirebilir (van Eijden ve diğerleri, 1987, s. 314; Signorlie ve diğerleri, 1995, s. 187).

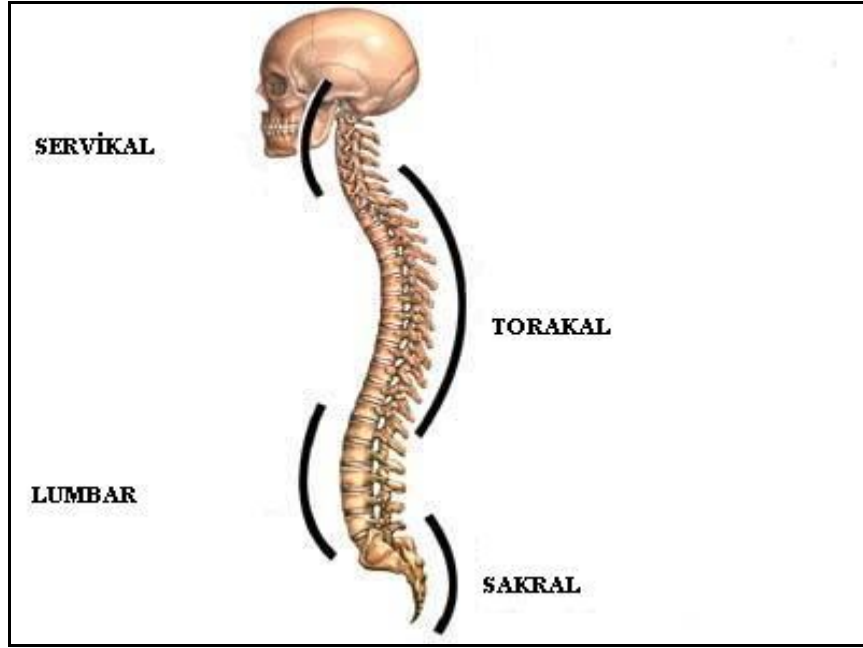


Şekil 2.5. Kalça Eklemi.

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

2.3.1.3 Omurga

Omurga 24 hareketli vertebral segmentin bir araya gelmesiyle oluşmuştur. 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 lumbar bölgelerine doğru kalından inceye doğru değişen bir görüntüye sahiptirler (Şekil 2.6) (van Eijden ve diğerleri, 1987, s. 314; Signorlie ve diğerleri, 1995, s. 187).



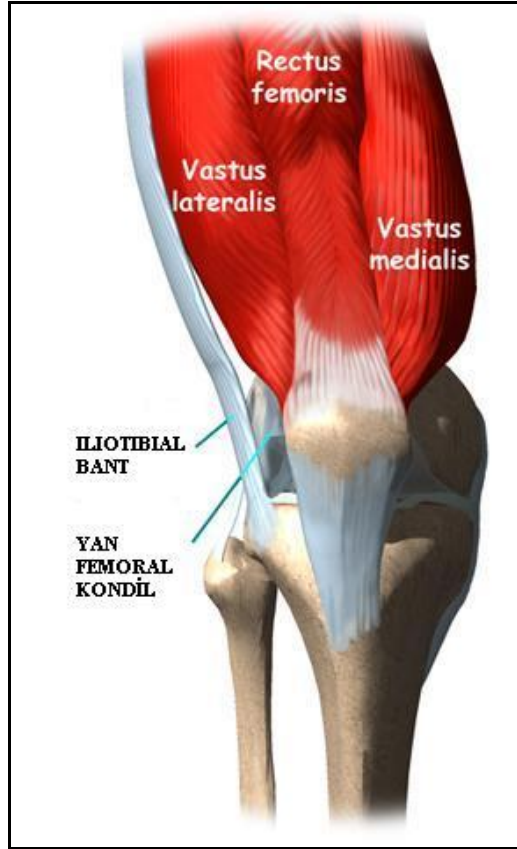
Şekil 2.6 Omurga.

(<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 Femoris

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. (Şekil 2.7) (Shoenfeld, 2010, s. 3506). Diz eklemindeki kassal kuvvet genel olarak quadriceps kası tarafından üretilmektedir. Quadriceps aktivitesinin fleksiyonun 80° ve 90° olduğu durumlarda zirve yaptığı (Escamilla ve diğerleri; 2000a, s. 141; Walsh ve diğerleri, 2007, s. 929), 90°'yi geçen hareketlerde quadriceps gelişimine etkisinin az olacağı bildirmiştir (Shoenfeld, 2010, s. 3506).



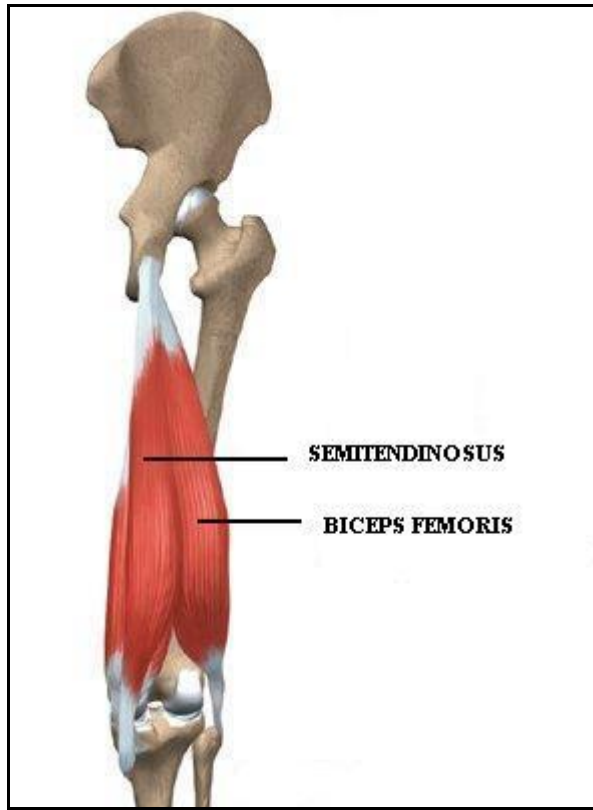
Şekil 2.7. Quadriceps.

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

2.3.2.2. Hamstring Kasları

Hamstring uyluğun arka tarafında, tüberositas isciadicum'dan başlayan semitendinosus (ST), semimebranosus ve biceps femoris (BF) kaslarından oluşan kas grubudur. Teknik olarak quadriceps kasının antagonistidir ve dizdeki ekstansör hareketlerinin tersinden sorumludur (Şekil 2.8) (Rasch ve Bruke, 1974; Escamilla, 2001, s. 141). İki eklem üzerinden geçtikleri için kalça eklemi aracılığı ile uyluğa çok az ekstansiyon, diz eklemi aracılığıyla bacağa fleksiyon, kalça fleksiyonda iken diz ekleminde fleksiyon hareketlerinden sorumludur (Müezzinoğlu, 2002, s. 8). Hamstring kasları, squat hareketi sırasında orta seviyede aktivite gösterirken (Marklof ve diğerleri, 1990, s. 557; Wilk ve diğerleri, 1996, s. 518; Escamilla ve diğerleri, 2000a, s. 1564; Walsh ve diğerleri, 2007, s. 930) bu durum kas kompleksinin iki eklemsel yapısından kaynaklanır. Hamstring aynı anda hem kalça

ekstansörü hem de kalça fleksörü görevlerini yürütür ve hareket boyunca kas uzunlukları değişmez. Zirve hamstring aktivitesi 10° ile 70° 'lik fleksiyon arasında görülmüştür ve lateral hamstring'in, 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 maksimus'un 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).

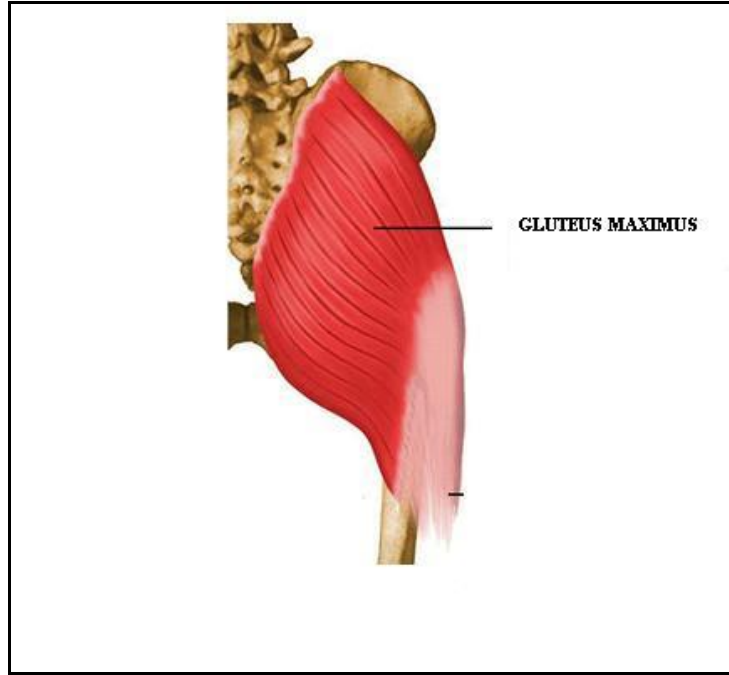


Şekil 2.9. Hamstring.

(<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. İliotibial banta olan bağlantısı sayesinde diz ve pelvisi dengede tutar (Şekil 2.9).



Şekil 2.9. Gluteus Maksimus

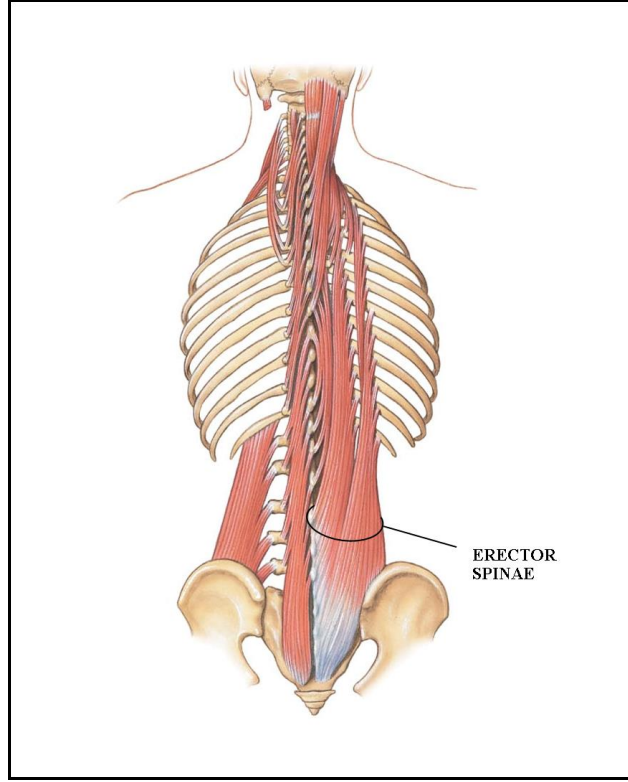
(http://www.thansworld.com/ONLINEanatomy_1/pages/section5/oi_gluteus.htm)

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 diğerleri (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, rotator kaslar, interspinal kaslar, ve intertransversal) kaslar tarafından çevrelenir ve desteklenir. Lumbar erector spinae

(ES) squat hareketi sırasında vertebral direnci azalttığı ve anterioposterior spinal bütünlüğünü sağlayarak omurilik dengesini koruduğu için özellikle önem taşır (Şekil 2.10) (Toutoungi ve diğerleri, 2000, s. 187).



Şekil 2.10. Erector Spinae.

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

Düzgün squat tekniği oluşması muhtemel herhangi bir planar hareketi ortadan kaldıracak dik bir omuriliğe ihtiyaç duyar. Böylelikle hareket esnasında dengeli ve dik bir duruş sağlanmış olur. Fakat kalça ekleminde meydana gelen herhangi bir esneme lumbar-pelvis ilişkisinin sonucu olarak omurilik açısından bir artışa neden olur. Böylelikle vertebral kolon ve onu destekleyen kaslar hareket süresince özellikle derin squat hareketi esnasında içsel bir dirence maruz kalır.

Noyes ve diğerleri (1984, s. 352) squat hareketi esnasında doğal pozisyonadaki lumbar esnekliğin arttığı durumlarda direnç kuvvetinin arttığını, bunun erector spinae

kasındaki lif oryantasyonudaki değişikliklerin bir sonucu olduğunu ve dirence karşı koyma yeteneğini azalttığını ifade etmiştir.

Matsumoto ve diğerleri (2001, s. 30) squat hareketi sırasında omurilik fleksiyonu ve ekstansiyonunun eklem kinetiği açısından büyük bir etkiye sahip olduğunu bildirmiştir. Esnek bir lumbar omurunun erector spinae kası için kuvvet kolunu düşürerek ağır bir yük karşısındaki toleransını azaltacağını ve böylece ağırlığın kaslardan pasif dokulara yayılarak disk hernisi riskini önemli ölçüde arttıracığını belirtmiştir.

2.3.3 Squat Kinematiki

Doğru squat tekniği iskelet-kas sistemi ve aşırı yüklenme sonucu oluşması muhtemel sakatlıkların önlenmesinde etkilidir. Diz eklem hareketleri squat tekniğinin doğruluğu açısından çok önemli bir role sahiptir ve performansı önemli ölçüde etkiler (Czaprowski ve diğerleri, 2012, s. 3). Doğru squat tekniği için duruş genişliği, sınırlanmamış ayak bileği, dizin hareket genişliği ve başın pozisyonu iyi ayarlanmalıdır.

Comfort ve Kasim (2007, s. 10) ayakların omuz genişliğinde ya da biraz daha geniş tutmanın sakatlık riskini azaltacağını ve bacak kaslarında maksimum aktivasyon sağlanacağını ifade etmiştir. Almosnino ve Diğerleri (2013, s. 37) vücut ağırlığıyla squat hareketi sırasında duruş genişlikleri ve ayak rotasyonunun 3 boyutlu kinematik analizlerini incelemiştir. Çalışma sonuçları duruş genişliği arttıkça diz fleksiyon momentinde bir artış yaşandığını, diz ekleminin dışa rotasyonunu arttırdığı ve içe rotasyonu azalttığını bildirmiştir (Almosino ve diğerleri, 2013, s. 37).

Macrum ve diğerleri (2012, s. 150) tarafından yapılan diğer bir çalışma, ayak bileği dorsifleksiyon hareketinin kısıtlanmasının zirve diz fleksiyon açısını düşürerek soleus aktivitesini arttırdığını ve quadriceps aktivitesini azalttığını bildirmiştir. Schoenfeld (2010, s. 3506) dorsifleksiyon açısının $38.5 \pm 5.9^\circ$ düzeyinde sabit tutulması gerektiğini bunun için topukların yere sağlam yerleştirilmesini ifade etmiştir. Macrum ve diğerleri (2012, s. 150) squat hareketi sırasında başı aşağıya

doğru indirimin kalça ve gövde fleksiyonunu arttırdığını squat hareketi esnasında başın doğal pozisyonunun korunması gerektiğini bildirmiştir.

Chiu (2007, s. 57) ön squat duruşunun kapalı kinetik zincir oluşturduğunu ve bu durumun ön çapraz bağ gibi yapılardaki baskıyı azalttığını bildirmiştir (Signorlie ve diğerleri, 1994). Comfort ve Kasim (2007, s. 13) ön squat hareketi sırasında ağırlığın çekim merkezinin gövdeye yakın olduğu için sakatlık riskinin bacak extension hareketine göre daha düşük olduğunu bildirmiştir. Gullet ve diğerleri (2009, s. 292) ön squat hareketinin vücudun öne doğru eğimini ve baskıyı azalttığını bildirmiştir. Squat hareketi sırasında diz ekleminde ve lumbar bölgede oluşan baskının ön squat hareketi sırasında anlamlı olarak düşük bulunduğu saptanmıştır (Gullet ve diğerleri, 2009, s. 287).

Literatürde yer alan çalışmalar genel olarak arka squat hareketi üstünde durmuş, ön squat versiyonuyla ilgi sınırlı sayıda çalışma yapılmıştır. Russel ve Phillips (1989, s. 203) ön squat hareketi sırasında kullanılan bar pozisyonunun quadriceps aktivitesini arttırdığını belirtmiş, quadriceps kasının kuvvetlendirilmesi açısından arka squat hareketine alternatif olabileceğini bildirmiştir. Escamilla ve diğerleri (2000a, s. 141) yarım squat hareketi iniş fazında dizin fleksiyonunda kademeli olarak bir artış yaşandığını ifade etmiştir. Yaşanan bu artışın ağır yükler altında diz ekleminde sakatlık riskini arttırabileceği bildirilmiştir. Diggin ve diğerleri (2011, s. 646) arka ve ön squat hareketleri sırasında kinematik değişkenleri incelemek için 2 boyutlu video analiz yöntemini kullanmıştır. Çalışma sonuçları incelendiğinde diz ekleminin açıları benzer bulunurken kalça ekleminin açıları anlamlı farklılık bulunduğu saptanmıştır. Arka ve ön squat hareketleri iniş fazlarında diz ekleminin açısının 91° 'ye kadar indiğini ve her iki teknik açısından da kasların eşit miktarda çalışacağını, bunun Gullet ve diğerleri (2009, s. 288) tarafından yapılan çalışmada çıkan sonuçlar tarafından da desteklendiğini ifade etmiştir. Gullet ve diğerleri (2009, s. 289) iki squat tekniği açısından da kasların eşit miktarda çalıştığını ayrıca ön squat hareketi sırasında diz ekleminde oluşan baskının arka squat hareketine göre daha düşük olduğunu bildirmiştir. Diggin ve diğerleri (2011, s. 643) arka squat hareketi sırasında vücudun eğiminde meydana gelen artışın ön squat

hareketine göre fazla olduğunu, iniş fazında vücudun öne doğru eğimi artarken çıkış fazında eğimin azaldığını bildirmiştir.

Walsh ve diğerleri (2007, s. 927) 1 tekrar maksimalin % 60-80'i ile yaptıkları çalışmada vücudun öne eğiminde anlamlı ölçüde artış meydana geleceğini, bu eğimin özellikle iskelet yapısı olgunlaşmamış genç atletler açısından zararlı olabileceğini iddia etmişlerdir. Çalışma sonuçları incelendiği zaman artan ağırlığa bağlı vücudun öne doğru eğiminde anlamlı farklılığa rastlanmamıştır. List ve Diğerleri (2010, s.28) spor bilimleri öğrenci grubu üstünde yaptıkları çalışmada kalça açısının artan ağırlığa bağlı olarak düşeceğini iddia etmiştir. Ancak bu çalışmada da kalça açısında anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır. Russell ve Phillips (1989, s. 201) lomber bölgede meydana gelebilecek sakatlıkların squat tekniğine bağlı değil vücudun öne doğru artan eğimine bağlı olarak gerçekleşeceğini bildirmiştir. Çalışma sonuçları arka squat hareketi sırasında oluşan eğimin ön squat hareketine göre anlamlı ölçüde fazla olduğunu ($46.0 \pm 3.9^\circ$, $35.8 \pm 7.1^\circ$) göstermiştir. McLaughlin ve diğerleri (1977, s.133), McLaughlin ve diğerleri (1978, s.175) deneyimli ve deneyimsiz sporcuların squat tekniklerini ve kinematik değişkenlerini incelemiştir. Çalışmadan elde edilen kinematik veriler deneyimli sporcuların daha dik bir duruş, daha düz bir kalça ve bar yerleşimi ve iniş fazında barın daha yavaş bir şekilde indirdiğini göstermiştir. Escamilla ve diğerleri (1998, s. 569) vücut geliştirmeciler ve powerlifting sporcularını kullandıkları çalışmada diz ekleminin biyomekanik analizini yapmıştır. Sonuçlar diz ekleminde fleksiyon sırasında arka çapraz bağlar üzerindeki baskının arttığını ekstansiyon sırasında bu baskının azaldığını göstermiştir. Dahlqvist ve Seedhom (1982, s. 69) squat hareketi ve tam squat hareketinden kalkış sırasında baskı kuvvetlerini incelemiştir. Kinematik veriler iniş fazı sırasında oluşan baskının çıkış fazına göre % 15-35 oranında fazla olduğunu genel olarak diz eklemindeki fleksiyonun artışına bağlı olarak baskının arttığı bildirmiştir.

2.3.3.1. Arka Squat Kinematiği

Squat hareketi quadriceps (rectus femoris, vatus lateralis, vastus medialis), hamstring (biceps femoris, semitendinosus), erector spinae ve daha birçok kasın kuvvetinin geliştirilmesinde kullanılır (McCaw ve Melrose, 1999, s. 428). 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 yerleştirilmesi, kalça ve dizlerin yardımıyla aşağıya 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).

Arka squat quadriceps (rectus femoris, vatus lateralis, vastus medialis), hamstring (biceps femoris, semitendinosus), erector spinae ve daha birçok kasın gelişiminde önemli rol oynamaktadır. Maksimal ve submaksimal yükler arasında bazı farklılıklar gözlemlenebilmektedir (Gullet ve diğerleri, 2009, s. 287). Literatürde yer alan bazı çalışmalar squat hareketi sırasında kalça ve diz eklemindeki kinematik değişimleri ve kas aktivasyonlarını incelemiştir. Bu çalışmaların çok azı maksimal ve submaksimal yüklerde arka squat hareketi sırasındaki kinematik değişimleri ele almıştır (Braidot ve diğerleri, 2007, s.90; Diggin ve diğerleri, 2011, s. 643; Gullet ve diğerleri, 2009, s. 284).

Escamilla ve diğerleri (2000, s.135) squat hareketi kinematikleri ve kas aktivasyonlarını inceledikleri çalışmada squat hareketi iniş fazında quadriceps aktivitesinin arttığını ve çıkış fazında quadriceps aktivitesinin azaldığını bildirmiştir. Dizdeki fleksiyon 80–90° seviyesindeyken quadriceps aktivitesinin zirvede olduğu ifade edilmiştir. Diz eklemindeki fleksiyon açısı 80–90°'yi geçtiği durumlarda quadriceps aktivitesine etki etmediği 90°'yi geçen durumlarda gluteus maximus aktivitesini arttırdığı bildirilmiştir (Escamilla ve diğerleri 2000, s.135).

Escamilla ve diğerleri (1997, s.156; 1998, s. 557), Wilk ve diğerleri (1996, s. 519) squat hareketi çıkış fazı sırasında hamstring aktivitesinde bir artış yaşandığını bildirmiştir. Dizdeki fleksiyon 50–70° seviyesindeyken hamstring aktivitesinin zirvede olduğu ifade edilmiştir. Gullet ve diğerleri (2009, s. 284) arka squat hareketi sırasında kaldırılan yüklerin gövdenin öne eğiminde bir artışa neden olduğunu bu artışa bağlı olarak erector spinae kas aktivasyonunda ve bel bölgesinde oluşan baskının arttığını ifade etmiştir. Gullet ve diğerleri (2009, s. 292) ön squat hareketi sırasında bel bölgesindeki baskının daha az olduğu ve quadriceps kaslarını arka squat

hareketine göre daha iyi çalıştırdığını bildirmiştir. Grahammer (1986, s. 65), Hatfield (1989, s. 65) benzer olarak ön squat hareketinin quadriceps grubunu daha fazla çalıştıran bir hareket olduğunu belirlemiştir. Escamilla ve diğerleri (2001, s. 141), Gulett ve diğerleri (2009, s. 284), Scotten (2010), Yasuda ve Sasaki (1987a, s. 238), Yasuda ve Sasaki (1987b, s. 266) arka squat hareketi sırasında artan dış yük karşısında gövde eğiminde öne doğru bir artış söz konusu olduğunu, öne doğru artan bu eğimin hamstring aktivitesinde de bir artışa neden olabileceğini bildirmiştir.

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

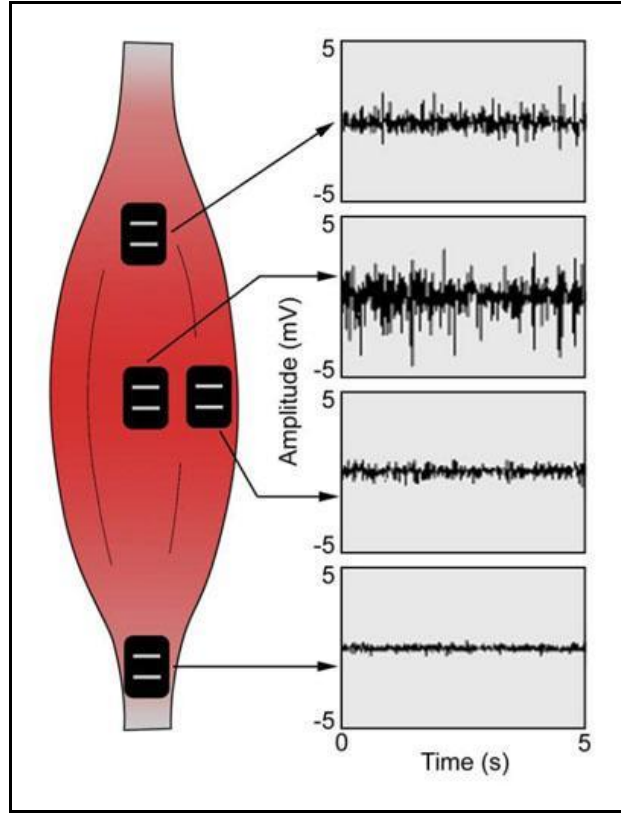
- Squat derinliği hedefler ve bireylerin kabiliyetleri doğrultusunda belirlenmelidir. Diz ekleminde oluşan baskı maksimum ya da maksimuma yakın diz fleksiyonu esnasında oluşmaktadır. Diz ekleminde sorunu bulunan bireylerin yüksek düzeyde diz fleksiyon açısının kullanıldığı squat hareketlerinden kaçınması gerektiği bildirilmiştir (Donnelly ve diğerleri, 2006, s. 148). Sakatlık geçmişi bulunan ya da yeni operasyon geçirmiş bireylerin 50⁰-60⁰'lik diz açısını geçmeden çalışmaları önerilmektedir (Donnelly ve diğerleri, 2006, s. 148). Quadriceps gelişimi yarım squat hareketine bağlı maksimize edilirken daha yüksek açılarının gelişime bir etkisi olmadığı ifade edilmiştir (Watkins, 1999). Kalça ekstansiyon hareketleri artan squat derinliğine bağlı artış göstermektedir. Tam squat hareketinin kalça kaslarını geliştirmek isteyen bireyler için uygun olabileceği bildirilmiştir.
- Squat hareketi sırasında kalça adductor ve ekstensör gelişimi açısından ayakların geniş pozisyonda tutulması önerilmektedir (Marklof ve diğerleri, 1990, s. 557). Ayakların dar tutulması gastrocnemius gelişimini olumlu yönde etkilemektedir (Escamilla ve diğerleri, 2001, s. 987). Dar ayak pozisyonunun diz ve femur üzerindeki baskıyı azalttığı, geniş ayak pozisyonunun dizin öne kaçmasını engelleyerek baskı kuvvetini azaltacağı bildirilmiştir (Escamilla ve diğerleri, 2001, s. 988).

- Barın trapezius kaslarının alt yarısına yerleştirildiği alçak pozisyonun yüksek pozisyona kıyaslandığı zaman kalça ekstansör momentini arttırdığı bildirilmiştir (Watkins, 1999). Ön squat hareketi sırasında dizde oluşan baskı ve lumbar stresin arka squat hareketine oranla daha düşük olduğu, bu açıdan ön squat hareketinin arka squat hareketine alternatif oluşturabileceği ifade edilmiştir (Fry ve diğerleri, 2003, s. 633).

2.4. Elektromiyografi (EMG)

Elektromiyografi (EMG) depolarizasyon sırasında, iyonların hareketlerine bağlı oluşan ve deri yüzeyine yayılan elektromanyetik alandan elektrotlar aracılığıyla kasların ürettiği elektriksel aktiviteyi ölçen ve böylelikle motor sistemin ne şekilde çalıştığının daha iyi anlaşılması ve kullanımını sağlayan bir yöntem olarak tanımlanmıştır (Kimura J, 1983, s. 34; Guiterez ve diğerleri, 2000, s. 72). Hareket halindeki vücuttan elektromiyografik sinyaller elde edilebildiği için zaman zaman kinesiyojik elektromiyografi olarak da adlandırılır (Soderberg ve Cook, 1984, s. 1815; Villarroya ve diğerleri, 1997, s. 236; Masso ve diğerleri, 2010, s. 128).

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 iletisi çalışmalarında kasta oluşan aksiyon potansiyellerinin kayıt edilmesinde sıkça kullanılmaktadır (Hogrel, 2005, s. 59-71).



Şekil 2.11. EMG sinyali.

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

Yüzeysel EMG spor alanında dinamik durumların analizinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Antrenman esnasında bu parametrelerin geliştirilmesi için gözlem yapmak, takip etmek ve yanlış tekniğin düzeltilmesi gerekir (De Luca, 1997, s. 153; Clarys, 2000, s. 1750; Lamontagne, 2001, s. 31; Hendrix ve diğerleri, 2009, s. 456). EMG ölçümleri sırasında elde edilen veriler kas aktivasyonu ve yorgunlukla ilgili verilerdir. Bu parametrelerin doğru değerlendirilmesi sportif performansın geliştirilmesi açısından önem taşır (Balestra ve diğerleri, 2001, s. 108).

Yüzeysel EMG sinyali ve kuvvet çıktısı arasında doğrusal bir korelasyon olmamasına rağmen (Farina ve diğerleri, 2004, s. 1489) kas kuvvetindeki artışların yüzeysel EMG sinyallerinde bir artışa neden olacağı kabul edilir (Hintermeister ve diğerleri, 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 diğerleri, 2008, s.627).

Yüzeysel EMG sinyalinin ölçümü belirli faktörlere ve yüzeysel EMG sinyal genişliğine bağlı değişim gösterir (Basmajian ve DeLuca, 1985, s. 73). Aşağıdaki faktörler sinyal genişliği, zaman ve frekans alanını etkileyebilir:

- Kas kasılmasının zaman ve şiddeti
- Elektrotların aktif kas alanına mesafesi
- Derinin ve yağ dokusunun kalınlığı
- Elektrot ve amplifikatör özelliği
- Elektrot ve deri arasındaki bağlantının kalitesi

EMG kalitesi EMG sinyali ve istenmeyen gürültü oranına göre değişmektedir. Sinyal genişliğini arttırmak ve gürültüyü düşürmek EMG sinyalinin kalitesini arttıracaktır. EMG sinyalinin ölçümüne başlamadan gürültü kaynağının tespit edilmesi ve önlenmesi açısından bir takım hazırlıklar yapılması gerekmektedir. Gürültüye neden olabilecek kaynaklar aşağıdaki 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 yerleştirilmiş elektrot ya da kabloların yerinden oynaması sonucunda oluşan sinyaller,
4. Ölçümün yapılacağı kaslara yerleştirilen elektrotların diğer kaslardan gelen aksiyon potansiyellerini alması,
5. Ölçümü yapılacak kaslara uygun büyüklükte ve cinsten elektrot kullanımı ve elektrotların doğru şekilde yerleştirilmesi (DeLuca, 1997, s. 156; Konrad, 2005, s.17).

De Luca (1997, s. 135-63) ve Konrad (2005, s.25) yüzeysel EMG sinyali kaydedilirken sinyalin doğruluğunu etkileyecek unsurların ortadan kaldırılmasına özen gösterilmesi gerektiğini ifade etmiştir. EMG sinyalinin doğru şekilde kaydedilebilmesi için aşağıdaki hususlara dikkat edilmesi gerekmektedir;

1. Deri yüzeyinin hazırlığı,
2. Uygun büyüklükte elektrot seçimi ve hedef kaslara yerleştirilmesi,
3. Ölçümün yapılacağı ortamın gürültüden arındırılması,
4. Uygun empedansın seçilmesi,
5. Maksimal istemli kasılma ölçümlerinin doğru şekilde yapılabilmesi için uygun eklem açısının seçilmesi.

Yüzeysel EMG sinyalinin doğru şekilde ölçülebilmesi için deri yüzeyinin hazırlanması ve elektrotların doğru ve düzgün yerleştirilmesiyle mümkündür. Doğru ve düzgün şekilde hazırlanmayan deri yüzeyi elektrotların deri yüzeyine sabitlenememesine ve deri empedansının düşmesine neden olacaktır.

Ham veri, üzerinde herhangi bir değişiklik yapılmamış yüzeysel EMG sinyaline verilen isimdir. Ham veriler çevredeki elektriksel cihazlardan kaynaklanan gürültüyü de içerdiğinden toplanan veride hata oluşması muhtemeldir. Bu bağlamda 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 değerlendirilmesi işlemidir. Yarım dalga rektifikasyonu (negatif değerlerin atılması) ve tam dalga rektifikasyonu (mutlak değerlerin alınması) şeklinde gerçekleştirilmektedir (Gerleman ve Cook 1992, s. 52; Soderberg ve Cook, 1984, s. 1813).

- İntegrasyon: Elde edilen verilerin ortalamasının alınması anlamına gelir. Farklı amaçlar için kullanılan iki integrasyon işlemi vardır. İlk işlem tüm veriyi değerlendirmeye yarayan “lineer zarf” hesaplamasıdır. Diğer işlem belirli bir kısım içerisinde bulunan verinin tamamını değerlendirmek için kullanılmaktadır (Basmajian ve De Luca 1985, s. 39; Latash, 1998, s. 49).
- Normalizasyon: Normalizasyon işlemi denekler arasında kas aktivasyon düzeylerini karşılaştırmak için kullanılan yöntemlerden bir tanesidir (Miller, 1986, s. 272). İzometrik maksimal istemli kasılma en çok kullanılan normalizasyon yöntemlerindendir. Bu yöntem maksimal istemli kas kasılmalarını esas alarak incelenen kasın maksimal istemli kas kasılmasının yüzde kaç ile kasıldığını belirlemede kullanılmaktadır (LeVeau ve Andersson, 1992, s. 86).

Maksimal istemli kasılma, istemli kasılmalar sırasında kaydedilen en büyük kuvvet değeridir. İdeal maksimal istemli kasılma ölçümü çapraz köprülerin etkileşimi sırasında kas boyunda değişikliğin olmadığı izometrik kasılmalar sırasında yapılabilmektedir. Maksimal istemli kasılmalar kas lifinin kuvvet üretebilme kapasitesi ve motor birimin aktivasyon özelliklerini belirler (Noakes ve diğerleri, 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 değerleri toplamak amacıyla yöntemler belirlemiştir. Bu çalışmada Konrad (2005, s.1-60) tarafından geliştirilmiş prosedürler kullanılmıştır.

2.5. Hareket

İnsan hareketinin analizi Aristotle ve çalışma arkadaşlarının insan kas-iskelet sistemi ve modelini (kaldıraçlar, kuvvetler, yer çekimi) geliştirdikleri 5. yüzyıla kadar dayanmaktadır (Greene ve diğerleri 2005, s.8). Hamill ve Knutzen (2003, s. 4) insan hareketini, bireyin yerinde, pozisyonunda ve postüründe meydana gelen değişiklikler olarak tanımlamıştır. 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 değerlendirmenin gerekliliğini vurgulamıştır (Brooke ve Whiting, 1973, s. 245; Trew ve Everett, 2001, s. 143).

Fiziksel boyutuyla yaşam, sağlık, 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 arası 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, ev işlerinde birilerinden yardım alıyor olmak hareket modellerinin tanımlanmasında büyük etkiye sahip unsurlardır. Duyusal ve duygusal psikolojik faktörler bireylerin bulundukları 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. Kişiye 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 fiziğin bir dalıdır. Hareketin tanımı ve kuvvetin nasıl hareket yarattığı ile ilgilidir. Kuvvetin eylemi, büyüme ve gelişmenin sağlıklı olması için ya da aşırı yüklü dokuların sakatlığa yol açmaması için yaşayan varlıklarda

hareket yaratır. Biyomekanik; kasların, kemiklerin, tendonların ve bağların hareketini üretmek için birlikte nasıl çalıştıkları da dahil olmak üzere canlı bir vücudun hareket bilimidir. Biyomekanik, özellikle hareket mekaniğine odaklanan, daha büyük olarak kinesiyojji alanının bir parçasıdır. Araştırmaları ve bulgularının pratik kullanımını kapsayan, hem temel hem de uygulamalı bir bilimdir. (Knudson 2003, s. 133).

Kinematik analizler hareketin nedenlerini, kinetik analizler ise hareketin miktar analizlerini yapan, biyomekanikte sıklıkla kullanılan yöntemler dir (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 kadar birçok disiplinin sorularına cevap arayan bir yöntemdir (Alptekin, 2012, s.156).

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

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

- Video analiz sistemleri diğer sistemlere göre daha düşük maliyetli sistemlerdir.
- Hareketi yapan bireye minimal düzeyde engel teşkil eder.
- Video analiz sistemleri diğer analiz sistemlerinin kullanılmadığı yerlerde rahatlıkla kullanılabilir.
- Video analiz sistemleri diğer sistemlerin aksine görüntüyü anında görmemize olanak tanımaktadır.

Yukarıda belirtilen avantajları yanında video analiz sistemlerinin spor ve egzersiz tekniğinin analizi açısından önemli bir yöntem olduğu bildirilmiştir. Video analiz bireyin tekniğini nitel ve nicel olarak değerlendirebilmektedir. Nitel analiz bireyin hareket modelini sistematik ve bütünsel olarak detaylı bir şekilde ele alırken, video görüntüleri tam zamanlı, yavaş çekim, kareler halinde incelenir. Buradaki amaç kaliteli hareketin nasıl yapılacağıyla ilgili bilgi toplayıp hareketi yapana aktarmaktır (Payton ve Barlett, 2008, s. 12).

Sportif hareketlerin niteleyici kinematik analizlerinde biyomekanikçiler biyomekanik ile ilgili büyük miktarda veriyi sayısallaştırmak zorundadır. Koordinatların sayısallaştırılma süreci, vücut üyelerinin sınır noktalarının bir sayıyla tanımlanmasını içerir. Sayısallaştırmada incelenen noktanın koordinatları kaydedilir ve bilgisayarın hafızasında saklanır. Sayısallaştırmadan sonra doğrusal ve açısal yer değiştirme verileri elde edilir. Bu analizler aynı zamanda hareketin önemli bir anında hareketi kendi içinde ve farklı hareketlerle karşılaştırmada kullanılır (Bartlett, 1997, s.191; Alptekin ve Arıtan 2013, s. 156).

İki boyutlu hareket analizi nitel analiz yöntemleri içerisinde sportif hareketlerin 2 boyutlu kaydedilmesinde kullanılan yöntemlerden birtanesidir. Daha az kamera ve donanıma ihtiyaç olduğu için daha basit ve daha ucuzdur. Hareketlerin daha önceden belirlenen hareket düzleminde yapılması gerekir (hareket düzlemi veya

performans düzlemi). Belirlenen düzlemsel hareketler için mantıklı sonuçlar verir fakat seçilen düzlemin dışındaki hareketleri göz ardı eder. 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 kullanışlıdır (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 olduklarını 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 bileşke 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 eşit ve zıt bir reaksiyonu olduğunu, sarf edilen her

kuvvet için sarf edilmekte olan eşit ve zıt bir kuvvet olduğunu anlatmaktadır (Knudson, 2003, s. 133).

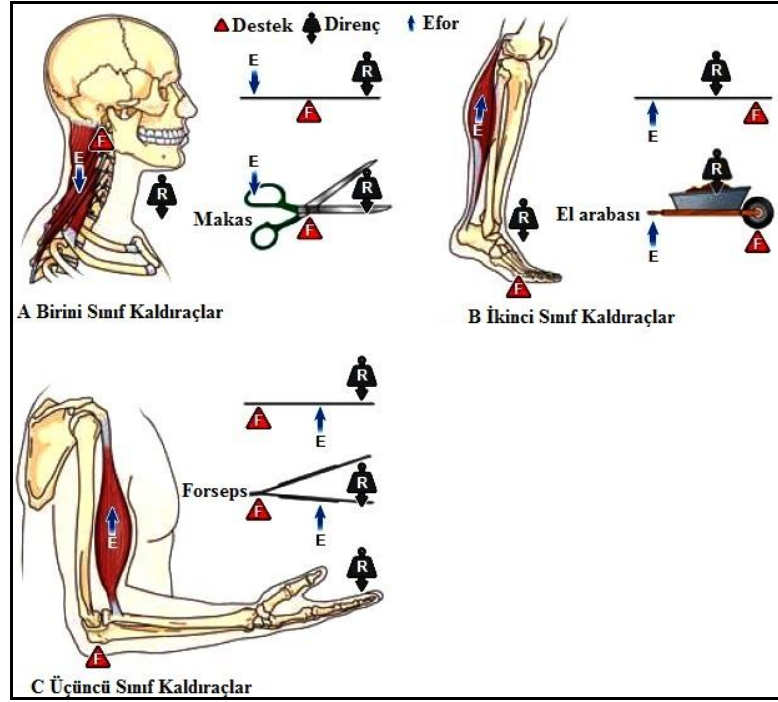
2.5.4. Kuvvet

Kuvvet (F) bir objenin diğer 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 eğilimi olarak tanımlanmaktadır. Bir kuvvetin bir cismi herhangi bir eksen etrafında döndürme etkisine (eğilimine) moment denir. Bu etki kuvvetin şiddetine ve dönme eksenine olan dik mesafeye (moment kolu) “d” bağlıdır (Lippert, 2006, s. 71).

2.5.4.1. Kaldıraçlar

Kaldıraçlar iskelet-kas sistemi içerisinde yer alan paralel kuvvet sistemine örnek teşkil eden, mühendislikte kuvvetin büyüklüğünü ya da yönünü değiştirmeye yarayan basit makinelerdir. Kaldıracın etrafında döndüğü noktaya destek (A), kaldıracın hareket etmesini sağlayan noktaya kuvvet (F) ve ağırlık ya da yer çekimine karşı gelen kısmına direnç (R) adı verilir. Kaldıraca uygulanan kuvvetle destek noktası arasında bulunan mesafe kuvvet kolu ve kaldıraç kullanılarak kaldırılması düşünülen yükü destek noktası arasındaki mesafe direnç kolu olarak adlandırılır” (Robertson ve Gordon 1997 s. 42).

Kaldıraçlar destek tepkisi ve etki kuvvetinin konumuna göre üç sınıfta incelenmektedir. Desteğin (A), kuvvet (F) ve direnç (R) kuvvetleri arasında kaldığı kaldıraç tipi birinci sınıf kaldıraç, desteğin (A) bir uçta, direncin (R) ortada ve kuvvetin (F) diğer uçta olduğu kaldıraç ikinci sınıf kaldıraç olarak adlandırılmaktadır. Desteğin (A) bir uçta, kuvvetin (F) ortada ve direncin (R) diğer uçta olduğu kaldıraç üçüncü sınıf kaldıraç olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.12). Kuvvet ve destek noktası arasında kalan kısım kuvvet kolu, direnç ve destek noktası arasında kalan kısım direnç kolu olarak adlandırılır” (Knudson 2007, s. 170).



Şekil 2.12. Kaldıraç Sistemleri.

()

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 kaldırabilmesi için geri çekilmesi ya da ağırlığı arttırması gerekmektedir. Kuvvet kolu kısalmış ve direnç kolu uzamıştır bu durumda ağırlığı kaldırabilmesi için daha fazla kuvvet uygulaması ya da kuvvet kolunu uzatması gerekmektedir (Lippert, 2006, s. 82).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Denekler

Çalışmaya, yaşları 21.6 ± 2.3 yıl arasında değişen vücut geliştirme ve power lifting sporu ile uğraşan 14 erkek gönüllü denek olarak katılmıştır. Deneklerin boy uzunluğu ve vücut ağırlıkları 178.4 ± 5.1 cm, 80.1 ± 7.2 kg olarak belirlenmiştir. Çalışmaya katılan deneklerin tümünün önden yarım squat ve arkadan yarım squat hareketlerine antrenman programları içerisinde 3 (3.2 ± 0.6) yıldan fazla yer verdiği belirlenmiştir. Deneklerden squat hareketlerini engelleyecek herhangi bir hastalık ya da sakatlık geçmişlerinin bulunmaması ön şartı aranmıştır. Çalışma Helsinki Deklereasyonu'na uygun şekilde hazırlanmış ve Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme ve Etik Komisyonu tarafından onaylanmıştır (YDÜ/2012/11-60). Çalışmaya katılmayı kabul etmiş tüm deneklere çalışmanın içeriği ile ilgili bilgi aktaran onam formu imzalatılmıştır.

3.2. Veri Toplama Araçları

3.2.1. Antropometrik Ölçümler

Boy Uzunluğu Ölçüm Cihazı: Deneklerin boy uzunluğu ölçümleri için HR-200 (Tanita Corporation of America, Inc.) duvar aparatlı boy cetveli kullanılmıştır. Tüm antropometrik ölçümler aynı araştırmacı tarafından yapılmıştır.

Vücut Ağırlığı Ölçüm Cihazı: Vücut ağırlık ölçümleri için Tanita BC-418 (Tanita Corporation of America, Inc.) vücut kompozisyon analizörü kullanılmıştır. Total vücut analizinin yanında, segmental (bölümlendirilmiş) analiz yapabilen profesyonel bir cihazdır; kullanıcı 5 ayrı bölge için yağ kaybı / kas kazanımı oranını rahatça görebilir. Tüm antropometrik ölçümler aynı araştırmacı tarafından yapılmıştır.

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 İstemli Kasılma Test Cihazı

Veri işleme ve toplama basamakları için 8 kanallı dual-mod taşınabilir 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 işini önemli ölçüde kolaylaştırmaktadır.

3.2.4. EMG Ölçüm Cihazları

Arka squat hareketi sırasında oluşan elektiriksel aktivitenin tespiti için 8 kanallı dual-mod taşınabilir 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 (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Deney düzeneğinde 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 giriş modülü) (Delsys Inc. Boston, MA, USA)
4. 7 adet D.E 2.3 elektrot (Delsys Inc. Boston, MA, USA)
5. 1 adet referans elektrotu (Dermatode HE-R, American Imex., Irvine CA)
6. Docking module (adaptör bağlantı modülü)
7. Stylus (taş 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

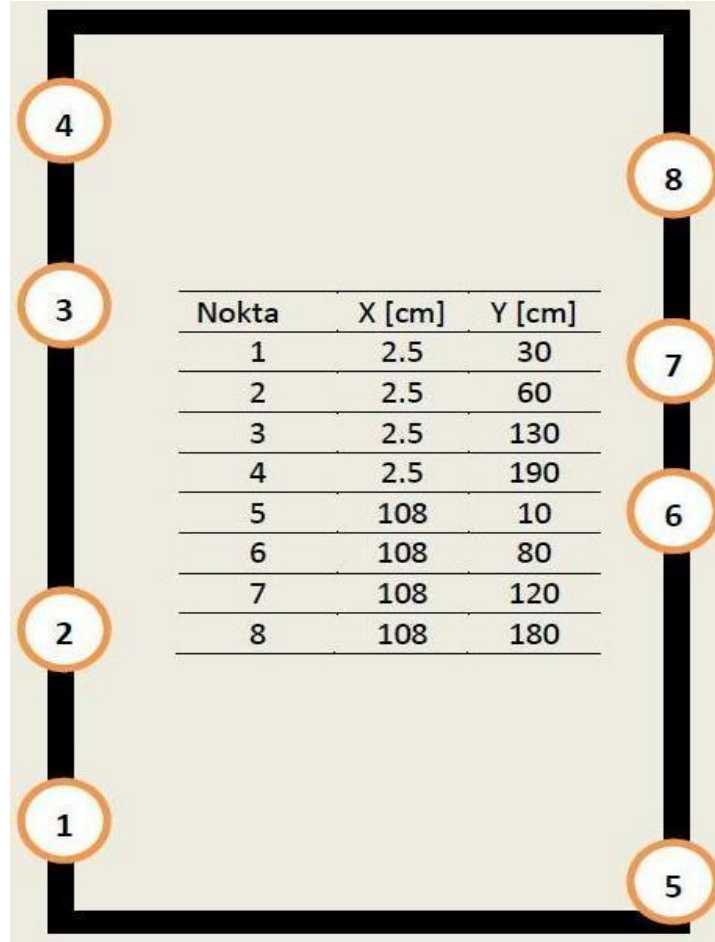
Deneklerin arka squat hareketi sırasındaki görüntüleri AMCap (Microsoft, V 3.0.9) görüntü kayıt programı kullanılarak kaydedilmiştir. İki boyutlu analizi için SaSuite 2-D hareket analizi için Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri ve Teknolojisi

Biyomekanik Araştırma grubu tarafından geliştirilmiş olan biyomekanik araştırmalarda 2 boyutlu hareket analizi yapmak için tasarlanmış birbirinden bağımsız çalışabilen ve 3 adet programdan (saTrim, saDigitize ve saTransform) oluşan saSuite yazılım programları kullanılmıştır.

Analiz sistemi aşağıdaki araçlardan oluşmaktadır.

1. 1 adet video kamera (Samsung VP-D375W)
2. Firewire bağlantı kablosu
3. Senkronizasyon kutusu, (National Instruments USB-6501 Delsys Inc. Boston, MA, USA).
4. Kalibrasyon kafesi (ölçümleme düzlemi)
5. Eklemlere ve bara yerleştirilen yansıtıcı işaretler
6. Diz üstü bilgisayar (Dell, Vostro 3700)

Görüntü alanını iki boyutlu uzayda tanımlayabilmek için üzerinde 8 nokta işaretli kalibrasyon kafesi kullanılmıştır (Şekil 3.2). Denklemin vücudu ve kalibrasyon kafesi üzerine yerleştirilen yansıtıcıların parlaması ve kaldırış görüntüsünün net alınması için kameranın yanına bir tane 500 watt gücünde aydınlatma kaynağı (projektör) yerleştirilmiştir.



Şekil 3.2: Kalibrasyon kafesi üzerinde uzaysal konumları bilinen noktalar.

3.3. Verilerin Toplanması

Çalışmaya katılan deneklerden 2 çalışma seansına katılması istenmiştir. İlk seans çalışma öncesi hazırlıklar için düzenlenmiştir. Bu seansta çalışmaya katılan deneklere çalışmayla ilgili bilgi aktarılmış ve bu bağlamda çalışmayla ilgili soruları varsa yanıtlanmıştır. Seans, deneklerin 1 tekrar maksimalinin (1 TM) tespiti ile devam etmiştir. İkinci seans deneklerin veri toplama işlemi için düzenlenmiştir. Bu seansta MİK, EMG ve kinematik veriler toplanmıştır.

Veri toplama işlemi 3 hafta sürmüştür. 1. hafta günde 2 denek olmak üzere 7 günde 14 denek için 1 TM'nin tespiti yapılmış ve çalışmayla ilgili bilgi aktarılmıştır. 2 ve 3. hafta 1 TM'i belirlenen deneklerden MİK, EMG ve 2 boyutlu kinematik

verileri toplanmıştır. Bu işlem günde 1 denek çağrılarak haftada 7 gün yapılmış 2 haftada toplam 14 denekten veri toplanmıştır.

3.3.1. Antropometrik Ölçümler

Boy Uzunluğu Ölçümü: Deneklerin boy uzunluğu ölçümleri çıplak ayakla gerçekleştirilmiştir.

Vücut Ağırlığı Ölçümleri: Deneklerin vücut ağırlığı ölçümleri çıplak ayak ve kıyafetsiz olarak gerçekleştirilmiştir.

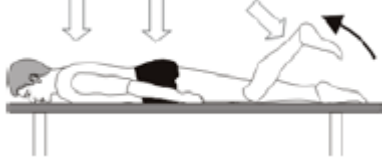
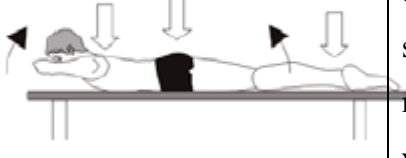
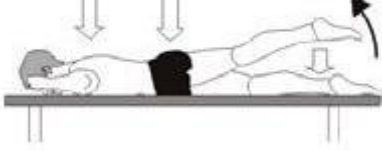
3.3.2. 1 TM Yarım Squat Ölçümleri

1TM tekniği kassal kuvvetin ölçülmesinde sıkça kullanılan bir tekniktir. Eklem maksimum hareket açısında yapılmaktadır. 1TM denemesi için sporcunun büyük bir konsantrasyon ve zihinsel hazırlığa sahip olması gereklidir (Mayhew, 1995, s. 212). 1 TM standart ağırlık kaldırma egzersizi sırasında bir defada kaldırılan maksimum ağırlık performansdır. 1TM metodu herhangi bir kas grubu ya da kas grupları için deneğin maksimal kaldırma kapasitesine yakın ama altında, uygun bir başlangıç ağırlığının seçilmesiyle yapılır. İlk tekrar yapıldıktan sonra maksimum kaldırma kuvvetine erişene kadar ağırlık eklenir (Akdağcuk, 2014, s. 182). Bu çalışmada deneklerin 1 tekrar maksimal (1TM) değerlerinin % 100'ünün belirlenmesi için Kraemer ve Fry (1995, s. 115)'in yöntemi uygulanmıştır. 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 oluşan ikinci bir ısınma evresini tamamlamaları istenmiştir. Isınma evresinin ardından 1 TM'in tespiti için kuvvet egzersizine geçilmiştir. Deneklerden squat hareketini dizde 90°'lik bir açıyla yapmaları istenmiştir. Her hareket sonunda 5 dakikalık bir istirahat süresi tanınmıştır. Deneklerden toplanan 1 TM'ler daha sonra submaksimal ağırlıkların (%80, % 90) belirlenmesinde kullanılmıştır .

3.3.3. Maksimal İstemli Kasılma Testi

Arka squat hareketi sırasında toplanan verinin normalizasyonu için incelenecek her kas grubundan maksimal istemli kasılma (MİK) değerleri Konrad (2005, s. 29) tarafından geliştirilmiş prosedürlere uygun şekilde toplanmıştır (Tablo 3.1). Veriler EMG amplitüdü root mean square metodu (RMS 1-s kayan aralığı) kullanılarak 3sn'lik üç tekrar sonunda sırasıyla her kas grubundan ve belli bir düzende toplanmıştır. Her tekrar sonunda deneklere dinlenmeleri için 1 dk süre tanınmıştır. Toplanan veriler maksimal ve submaksimal yüklerde arka squat hareketi sırasında toplanan verinin normalizasyonunda kullanılmıştır.

Tablo 3.1: Çalışmanın yapılacağı kaslarda MİK toplama pozisyonları.

Kas Grubu	Egzersiz	Açıklama
Quadriceps		Denek diz ekleminde 90°'lik fleksiyon ile oturur durumdadır. Tek ayağını kullanarak kaldıramayacağı bir yüke karşı ekstansiyon yapmaya çalışır.
Hamstring		Denek yüz üstü yatmış durumda ve kalça sehpaye sabit şekildedir. Kaldıramayacağı bir yüke karşı tek taraflı 20-30°'lik bir fleksiyon yapmaya çalışır.
Erector Spinae		Denek yüz üstü yatmış durumda ve elleri başının arkasında ayaklar sehpaye sabitlenmiştir. Denek manuel bir kuvvet karşısında yukarıya uzanmaya çalışır.
Gluteus Maximus		Denek, yüz üstü yatmış durumda ve kalça sehpaye sabitlenmiş şekilde ve bacaklar hafif dışa dönüktür. Manuel bir yük karşısında ayağın 20°'lik hiper ekstansiyon pozisyonunu yakalaması gereklidir.

3.3.4. EMG Ölçümleri

Yüzeysel EMG sinyalinin doğru şekilde ölçülebilmesi için deri yüzeyinin hazırlanması ve elektrotların doğru ve düzgün yerleştirilmesiyle mümkündür. Deri yüzeyinin hazırlanmasındaki en önemli nedenlerin başında elektrotların sabitlenmesi ve düşük deri empedansının oluşmasını sağlamak gelir. Elektrot yerleşiminden önce derinin hazırlanması için aşağıdaki basamaklar takip edilmiştir.

- Kılların temizlenmesi: Bu işlem jilet yardımıyla kuru deri üzerine uygulanmıştır. Deri üzerinde bulunan kıllar temizlenirken ölü derininde yüzeyden ayrılması sağlanmıştır. Elektrotların daha iyi yapışması sağlamak için nemli ve terli ortamın oluşması engellenmiş ve böylece kastan gelen elektriksel aktivitenin uygun kaydedilmesi sağlanmıştır.
- Ölü derinin temizlenmesi: Ölü derinin kaldırılması için zımpara kağıdı, yumuşak tekstil ürünleri kullanılmış deri yüzeyine fazla zarar vermeden ölü derinin kaldırılması sağlanmıştır. Bunu takiben, alkolle deri yüzeyi silinerek kir, ter ve ölü deri ortadan kaldırılmıştır. Deri yüzeyinin açık kırmızı renk alması uygun empedans ortamının yaratıldığını göstermiştir (Konrad, 2005, s.14).
- Elektrot yerleşimi: Elektrot yerleşimi kastan gelen iletinin en uygun şekilde bilgisayar ortamına aktarılmasında büyük öneme sahiptir. Farklı deneklerde elektrot yerleşimi mümkün olduğunca aynı nokta üzerinde yapılmaya çalışılmıştır. Deneklerin sağ bacaklarında test edilecek her kasa Gullet ve diğerleri (2009, s. 286) (Tablo 3.2) tarafından geliştirilmiş prosedüre uygun olarak yüzeysel elektrotlar (41x20x5mm ve D.E-2.3, Delsys Inc., Boston MA 1x10mm % 99.9 Ag iletken) yerleştirilmiştir. Elektrotlar yerleştirilirken şu hususlara dikkat edilmiştir:
 - a. Elektrotlar motor nokta ve tendon bağlantıları arasına ya da iki motor nokta arasına yerleştirilmiştir.

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

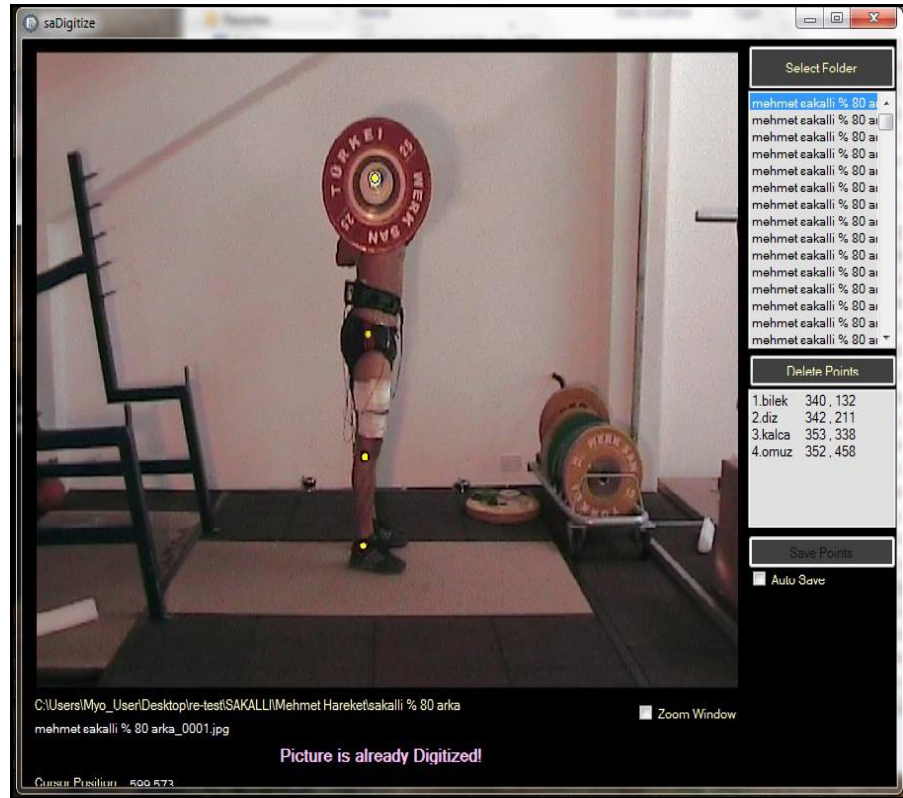
Tablo 3.2: Çalışmanın yapılacağı kaslarda elektrot yerleşimi.

Kas	Elektrot Yeri
Rectus Femoris	Uyluğun anterior kısmında yaklaşık olarak spina iliaca anterior superior ve patellanın ortası.
Vastus Lateralis	Uyluğun lateral kısmından trochanter major'a üçte ikilik mesafede.
Vastus Medialis	Uyluğun medial kısmında spina iliaca anterior inferior'a dörtte üçlük mesafede.
Erector Spinae	Lumbal vertebra'nın 3. Lumbal vertebra'nın processus spinosus'unun üç cm laterali.
Gluteus Maximus	Sacral vertebra ve trochanter major'un arasındaki çizginin Ortası
Biceps Femoris	Pelvis'te bulunan tuberositas ischiadicum ve femurun condylus lateralis'inin ortası.
Semitendinosus	Pelvis'te bulunan tuberositas ischiadicum ve femurun condylus medialis'inin ortası.

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 aktarılmış ve kayıt edilmiştir.

3.3.5. Hareket Analizi Ölçümleri

Deneklerin arka 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 (Şekil 3.3). Yerleştirilen bu noktalar eklem açılarının hesaplanmasında kullanılmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.3: Anatomik noktalara yerleştirilen işaretler.



Şekil 3.4 Squat hareketi sırasında kullanılan açılar.

Şekil 3.4’de squat hareketi sırasında kullanılan eklem açıları verilmiştir. Tablo 3.3’de denek üzerine yerleştirilen yansıtıcı işaretlerin yerleri ve tanımlamaları verilmiştir.

Tablo 3.3: Deneklerin üzerine yerleştirilen yansıtıcı işaretlerin yerleri ve tanımlamaları.

Anatomik Noktalar	Tanımlama
Sağ ayak bileği	Malleolus lateralis’e
Sağ diz eklemi	Fibula başına
Sağ kalça eklemi	Trochanter major’üne
Bar üzerine	Sağ uç kısmına

Kalibrasyon kafesi arka squat hareketlerine başlamadan önce platform üzerine yerleştirilmiş ve görüntüsü kamera tarafından kaydedilmiştir. Kaydedilen kalibrasyon kafesi görüntüsü alanın kalibrasyonunda kullanılmıştır.

3.4. Verilerin Analizi

3.4.1. EMG Verisinin Analizi

Elektromiyografik aktivitenin tespiti için, 8 kanallı dual-mod taşınabilir 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 edilmiştir. Analiz işlemleri International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) standartları esas alınarak gerçekleştirilmiştir.

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 yapılmış, hareketin başlangıç ve bitiş zamanları belirlenmiştir. Buna göre, hareketin başlangıcı ve veri başlangıcı arasındaki fark hesaplanarak verinin başlayacağı zaman hesaplanmıştır. Hareketin bitiş zamanı, veri başlangıç ve hareketin başlayacağı zaman 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 değeriendirilmesi 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 yapılmış, bu işlem için Root Mean Square (Window Length: 0.100, Window Overlap: 0.08, Remove Offset.) yöntemi kullanılmıştır.

3.4.1.5. Normalizasyon

Yüzeysel EMG verisinin normalizasyon işlemi bireyler arasındaki kassal aktivasyon düzeylerini karşılaştırmak için kullanılan bir analiz yöntemidir (Miller, 1986, s. 270-272). Bu aşamada maksimal istemli kasılma referans olarak kullanmakta ve ölçümü alınarak kasılan kasın kendisine ait maksimal istemli kasılma değerinin % kaçını ile harekete geçtiği belirlenebilmektedir. (LeVeau ve Andersson, 1992, s. 76). Bu çalışmada normalize edilmiş maksimal istemli kasılma değerleri referans olarak alınmıştır. Bu bağlamda ölçümü alınarak kasılan kasın kendisine ait maksimal istemli kasılma değerinin % kaçını ile harekete geçtiği belirlenmiştir (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 Excel programına aktarılmıştır.

3.4.2. Kinematik Verisinin Analizi

Bu bölümde arka squat hareketi sırasında elde edilen kinematik verilerin işlenmesi ve izlenen adımlar sırasıyla verilmiştir.

3.4.2.1. Görüntü Kaydı

Deneklerin arka squat hareketleri elektronik olarak senkronize edilmiş 1 adet video kamera (Samsung VP-D375W) ile kaydedilmiştir. Bu bağlamda hareket analizi için kullanılacak görüntüler tespit edilmiştir. Kamera squat hareketlerinin gerçekleştirildiği eksenin sağ tarafına yerleştirilmiştir. Kameranin yakaladığı 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 (Arıtan, 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 squat hareketi için EMG verisi toplanmaya başladığı anda verinin toplanmaya başladığını belirtmesi amacıyla senkronizasyon kutusuna bir adet led ampul kablo aracılığıyla bağlanmıştır. Bağlanan led ampul kamera lensine monte edilmiş böylelikle EMG verisinin hareketin kaçırıncı saniyesinde başladığı belirlenmiştir (Arıtan, 2011, s.5).

3.3.2.3. Görüntülerin Makaslanması (SaTrim)

EMG verisi ile senkronize şekilde elde edilen görüntüler saTrim programı ile ayıklanarak arka ve ön squat hareketlerinin başlangıç ve bitiş aralığı gösteren yeni bir

video dosyası oluşturulmuştur. Aynı işlem kalibrasyon kafesi görüntüsü için de tekrar edilmiştir (Arıtan, 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 belirlediğimiz antropometrik noktalar SaDigitize programı kullanılarak koordinatlara çevrilmiştir. Böylece tüm video görüntülerindeki antropometrik noktaların ve barın sayısallaştırma işlemi tamamlanmıştır (Arıtan, 2011, s.12).

3.3.2.5 Dönüştürme (Sa Transform)

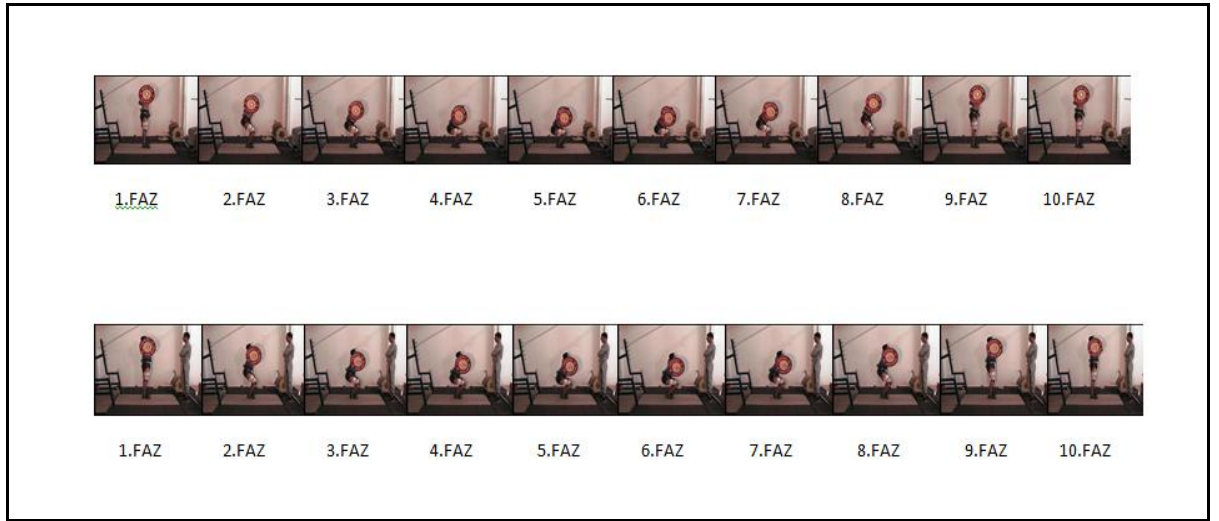
Dönüştürme işlemine başlamadan önce gerçek dünya koordinatları ile resim koordinatları arasında ilişki kurmaya yarayan kalibrasyon düzlemindeki 8 noktanın koordinatları bir metin dosyası (**calibs.txt**) içerisine yazılmıştır (Tablo 3.4). Kalibrasyon işlemi için yazdığımız noktalar sayısallaştırıldıktan sonra program hesaplanan parametreleri kullanarak resim koordinatı olarak sayısallaştırılan antropometrik noktaları gerçek dünya koordinatlarına dönüştürmüştür. Program hesaplanan yeni koordinatları Microsoft Excel programına dosya olarak kayıt etmiştir (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 hesaplanmış, diz ve kalça açılarının kinematik verileri elde edilmiştir. Elde edilen ham verilerin normalizasyonu için Microsoft Excell programı kullanılmış ve alçak geçişli süzgece karşılık gelen kayan ortalama filtresi uygulanmıştır. Bu filtreleme sayesinde sayısallaştırma sırasında yapılan hataların yumuşatılması ve hareketin gerçek doğasına uymayan frekansı

yüksek verinin uzaklaştırılması sağlanmıştır. Normalize edilen veriler grafik programı (GraphPad Prism, V5.00, GraphPad Software, Inc) kullanılarak grafikleştirilmiştir.

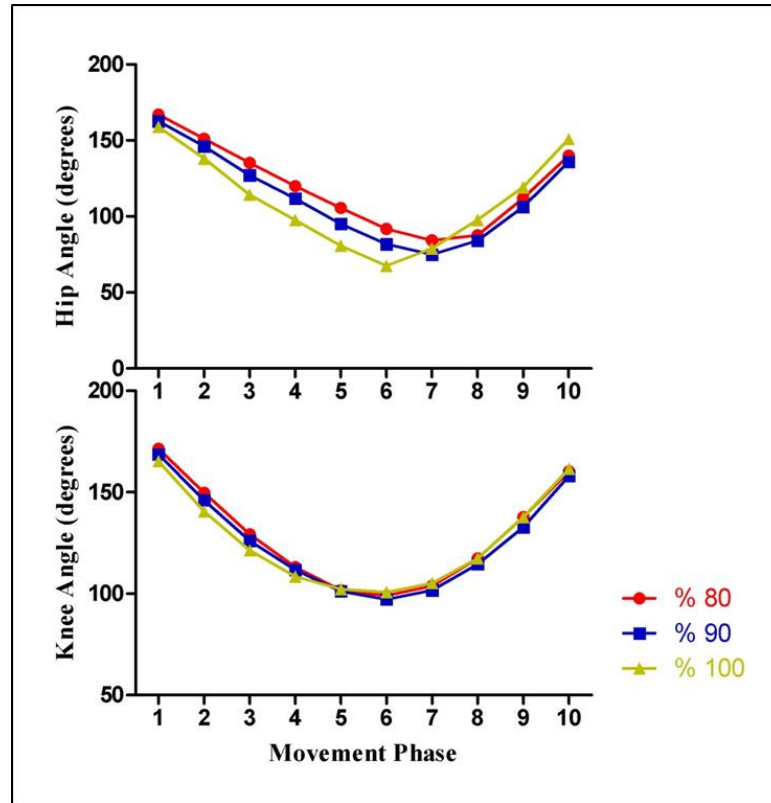
Arka squat hareketi sırasında diz ve kalça eklemlerinde meydana gelen değişimlerin incelenebilmesi ve hareket kalıplarının birbirleriyle karşılaştırılabilmesi için Diginn ve diğerleri (2011, s. 643) tarafında geliştirilmiş prosedürelere uygun olarak squat on faza bölünmüştür. Her faz için ortalama EMG ve 2 boyutlu kinematik veri analizi yapılmıştır. Arka squat hareketi on faza bölünmüş ve her faza ait pozisyonları şekil 3.5.'de verilmiştir.



Şekil 3.5. Arkadan yarım squat hareketinin on faza bölünmüş ve her faza ait pozisyonları.

4.BULGULAR

Şekil 4.1. Farklı yüklerde squat hareketi boyunca ortalama diz ve kalça açılarını göstermektedir. Buna göre kalça açıları % 80 ve % 90'lık yüklerde benzer bir düzlemde giderken % 90'lık yüklerde kalça açılarının özellikle iniş fazında azaldığını gözlemlemekteyiz. Kalça açısındaki bu azalmanın özellikle % 100'lük yüklerde daha fazla olduğunu aynı zamanda kalça açılarının çıkış fazında arttığını gözlemliyoruz. Bu veride ilginç olan noktanın kalça açısındaki artışın % 100'lük yüklerde daha erken başlamış olmasıdır.



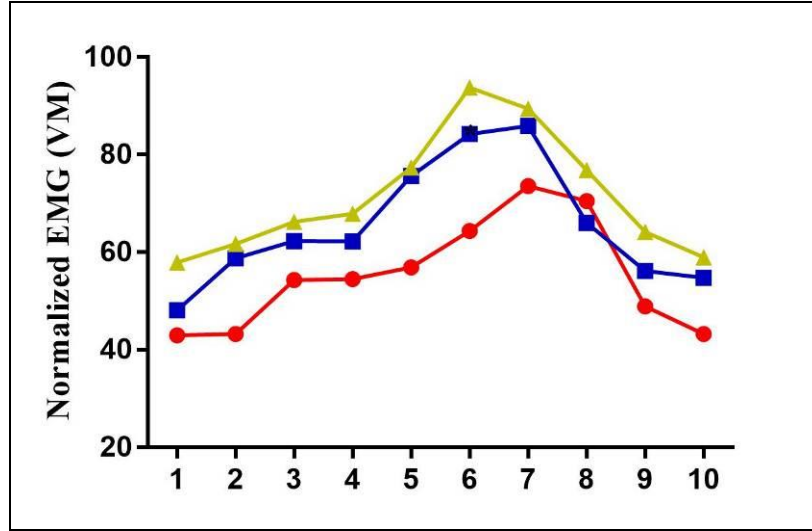
Şekil 4.1. Squat hareketi iniş ve çıkış fazları sırasında ortalama diz ve kalça açıları.

Tablo 4.1. 1 TM'un %80, %90 ve % 100'üyle yapılan ve squat hareketinin tümüne ait repeated measures ve ortalama $\pm$ Ss sonuçlarının maksimal istemli kasılma (% MİK) yüzdelere oranı.

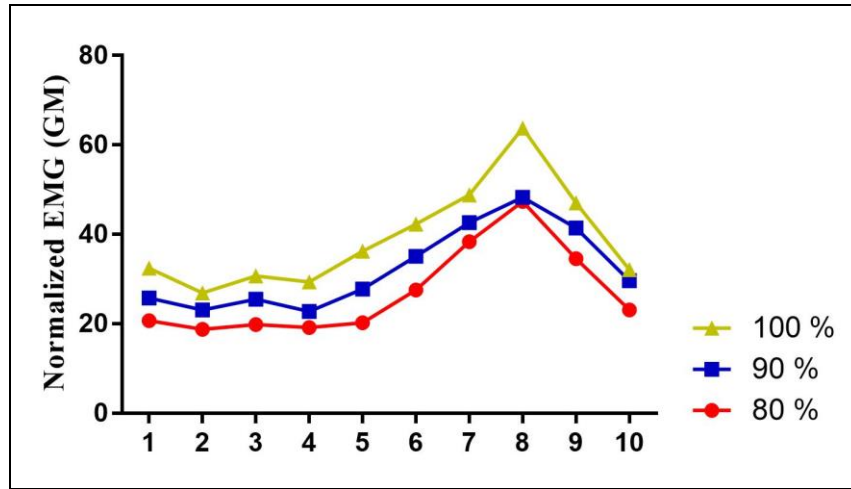
Kas	% 80 (Ort $\pm$ Ss)	% 90 (Ort $\pm$ Ss)	% 100 (Ort $\pm$ Ss)	p
Rectus Femoris	36.1 $\pm$ 13.8	49.6 $\pm$ 34.3	52.3 $\pm$ 36.9	.217
Vastus Medialis	56.9 $\pm$ 37.1	67.4$\pm$43.5*	73.6$\pm$58.6*	.014*
Vastus Lateralis	53.6 $\pm$ 24.2	63.2 $\pm$ 37.8	67.7 $\pm$ 54.7	.440
Erector Spinae	40.8 $\pm$ 17.8	51.5 $\pm$ 25.1	53.8 $\pm$ 26.9	.123
Gluteus Maximus	27.8 $\pm$ 15.8	34.1$\pm$ 19.3*	38.7$\pm$ 23*	.012*
Biceps Femoris	23.5 $\pm$ 23.1	27.7 $\pm$ 25.3	30.4 $\pm$ 17.5	.045
Semitendinosus	21.5 $\pm$ 11.2	22.7 $\pm$ 15.7	28.2 $\pm$ 18.4	.237

* p <0.05 (istatistiksel olarak % 80'den daha fazla)

Tablo 4.1. 1 TM'un % 80, % 90 ve % 100'üyle yapılan ve squat hareketi sırasında çalışan 7 kasa ait repeated measures ve ortalama $\pm$ Ss sonuçlarının maksimal istemli kasılma (% MİK) yüzdelere oranını göstermektedir. Buna göre VM ve GM kaslarının 1TM'un % 90 ve % 100'ü ile yapılan kaldırışlar sırasında 1 TM'un % 80'ine oranla istatistiksel anlamlı daha fazla bulunduğu görülmektedir (p<0.05) (Şekil 4.2., Şekil 4.3.). Bunun dışında diğer kaslarda istatistiksel anlamlı bir farka rastlanmamıştır



Şekil 4.2. 1 TM'un % 80, % 90 ve % 100'üyle yapılan ve squat hareketi sırasında çalışan "Vastus Medialis" (VM) kasına ait repeated measures ve ortalama $\pm$ Ss sonuçlarının maksimal istemli kasılma (% MİK) yüzdelere oranını.



Şekil 4.3. 1 TM'un % 80, % 90 ve % 100'üyle yapılan ve squat hareketi sırasında çalışan "Gluteus Maximus" (GM) kasına ait repeated measures ve ortalama $\pm$ Ss sonuçlarının maksimal istemli kasılma (% MİK) yüzdelere oranını.

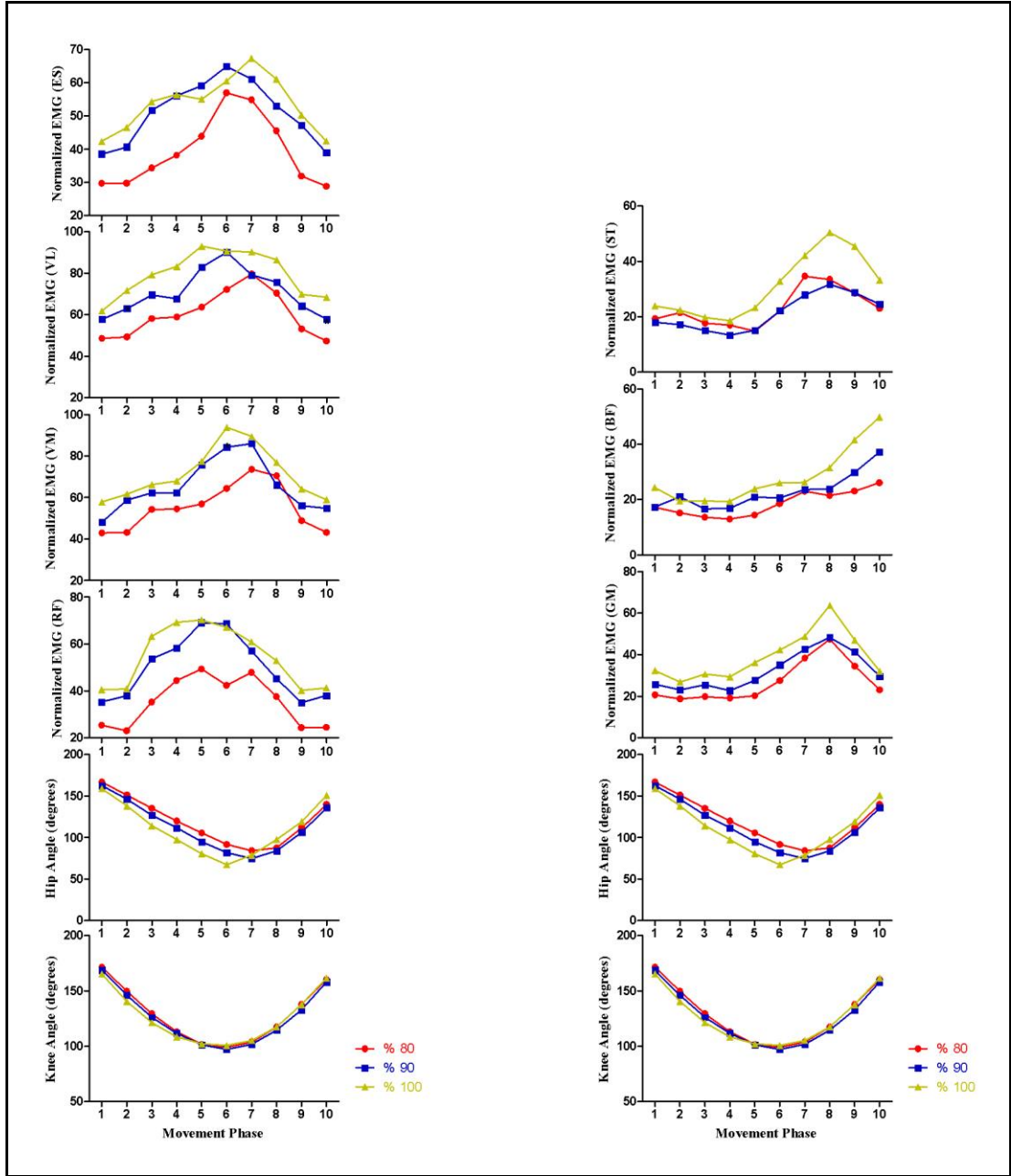
Tablo 4.2. 1 TM'un %80, %90 ve % 100'üyle yapılan squat hareketinin iniş ve çıkış fazlarına ait repeated measures ve ortalama $\pm$ Ss sonuçlarının maksimal istemli kasılma (% MİK) yüzdelere oranı.

Kas	%80 (Ort $\pm$ Ss)		% 90 (Ort $\pm$ Ss)		100 % (Ort $\pm$ Ss)	
	İniş	Çıkış	İniş	Çıkış	İniş	Çıkış
RF	35.8 $\pm$ 14	36 $\pm$ 16.2	51 $\pm$ 39.1	47.6 $\pm$ 26.9	53.8 $\pm$ 36.5	52.1 $\pm$ 38.3
VM	52.8 $\pm$ 32.7	61.7 $\pm$ 43.8	64.6$\pm$42.8*	70.4 $\pm$ 46.7	72 $\pm$ 57.6	76.4$\pm$61.8*
VL	52.4 $\pm$ 20	59 $\pm$ 28.2	60.6 $\pm$ 40.8	65.7 $\pm$ 33.9	63 $\pm$ 40.9	72.4 $\pm$ 65.9
ES	35.8 $\pm$ 14.4	41.9 $\pm$ 16.1	50.1$\pm$25.2*	52.9 $\pm$ 25.2	52.1$\pm$27.2*	55.8 $\pm$ 26
GM	19.7 $\pm$ 11.5	37.2 $\pm$ 20	26$\pm$15.7*	44.8 $\pm$ 24.6	30$\pm$17.9*	50.2$\pm$30.8*
BF	19.6 $\pm$ 22.5	29 $\pm$ 24.8	22.1 $\pm$ 23.2	34.3 $\pm$ 28.3	23.8 $\pm$ 16.9	39.6 $\pm$ 23.1
ST	15.9 $\pm$ 7.2	29.1 $\pm$ 24	17 $\pm$ 10.4	29.1 $\pm$ 16.9	19.19 $\pm$ 11.4	39.5 $\pm$ 28.3

* $p < 0.05$ (istatistiksel olarak % 80'den daha fazla)

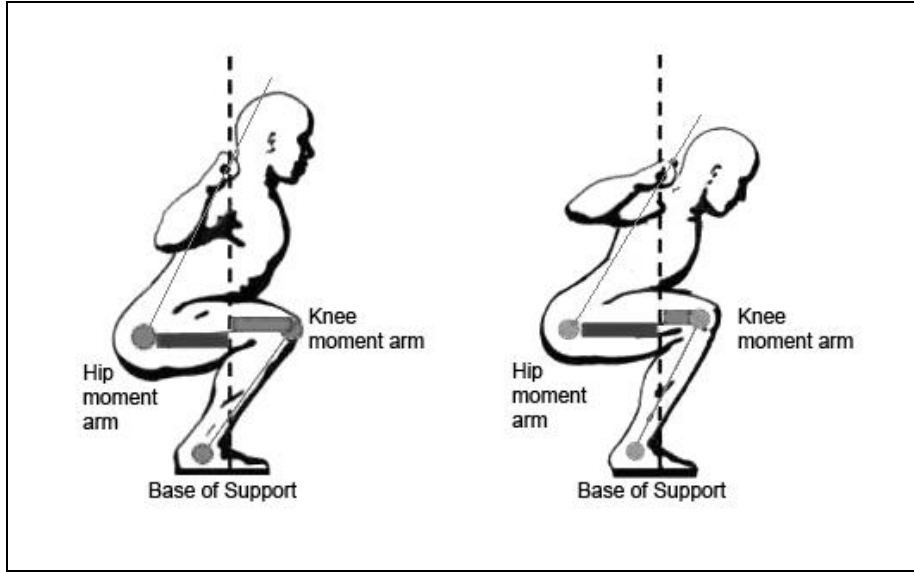
Tablo 4.2. 1 TM'un %80, %90 ve % 100'üyle yapılan squat hareketinin iniş ve çıkış fazlarına ait repeated measures ve ortalama $\pm$ Ss sonuçlarının maksimal istemli kasılma (% MİK) yüzdelere oranını göstermektedir. Buna göre EMG değerlerinin hem iniş hem de çıkış fazlarında artan yüke göre artış gösterdiği gözlemlenmektedir. Dahası VM, ES ve GM kaslarının iniş fazında 1TM'un % 90'ı ile yapılan kaldırışları ve ES, GM kaslarının iniş fazında 1TM'un % 100'ü ile yapılan kaldırışlarının 1 TM'un % 80'ine oranla istatistiksel anlamlı daha fazla bulunduğu görülmektedir ($p < 0.05$). aynı zamanda VM ve GM kaslarının çıkış fazında 1 TM'un % 100'ü ile yapılan kaldırışlarının 1TM'un % 80'ine oranla istatistiksel olarak anlamlı bulunduğu saptanmıştır. Bunun dışında iniş ve çıkış fazlarında 1TM'un %80, % 90 ve % 100'ü arasında istatistiksel anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

Şekil 4.4. squat hareketi iniş ve çıkış fazlarında kalça ve diz açlarına bağlı EMG değerlerini göstermektedir.



Şekil 4.4. Squat hareketi iniş ve çıkış fazlarında kalça ve diz açlarına bağlı EMG değerleri.

Şekil 4.5. Farklı kalça açılarında diz ve kalça kuvvet kolunu göstermektedir. Buna göre artan yüklerle birlikte çekim merkezinin yer değiştirerek omurgadan uzaklaştığını ve kalça kuvvet kolunu uzattığını anlaşılmaktadır.



Şekil 4.5. Farklı Açılarda diz ve kalça kuvvet kolu.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada arka squat hareketi sırasında deneklerin 1 tekrar maksimal ağırlıkları ve buna göre belirlenmiş % 80 ve % 90 ağırlıkları kullanılmıştır. Kullanılan bu ağırlıkların ilgili eklemlerde (diz ve kalça) ne gibi değişimlere sebep olduğunu anlamak için EMG ve 2 boyutlu kinematik analiz yöntemleri kullanılmıştır. Elde edilen veriler ışığında submaksimal ve maksimal yüklerde arka squat hareketlerinin karşılaştırmaları yapılmıştır.

Yapılan sınırlı sayıda çalışmada (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. 25) arka squat hareketi sırasında, diz, kalça eklemleri ve lomber bölgesi kinematik ve elektromiyografik değişkenlerinin incelendiği görülmüştür. Gullet ve diğerleri (2009, s. 284), Yavuz ve diğerleri (2015, s. 1060) tarafından yapılan çalışmanın dışında hiçbir çalışmada kinematik ve elektromiyografik değişkenlerin bir arada incelenmediği ve çalışmaların tümünde submaksimal ağırlıklar kullanıldığı belirlenmiştir. Kramer ve Ratames (2004, s. 674) tecrübeli bireylerin yüksek eşik düzeyinde harekete katılan motor ünitelerini aktive edebilmesi için ağır yüklerde çalışılması gerektiğini ifade etmektedir. Düşük yüklerde yapılan çalışmalarda güçlü kasların daha zayıf kasların aktivasyonunu tamamlayarak kişiler arasında fark yaratabileceğini öngörmüştür. Maksimal yüklerle yapılan çalışmalar sırasında hareketle ilgili tüm motor ünitelerin devreye gireceği ve hareketin tamamlanması için çalışacağı düşünmekle birlikte literatürde arka squat hareketi süresince submaksimal ve maksimal yüklenme durumunda diz ve kalça eklemlerinde ve çalışan kasların aktivasyonundaki farklılıkları inceleyen bir çalışma bulunamamıştır.

Literatür incelendiği zaman yüklenme ve buna bağlı ilgili kaslardaki EMG aktivitesi arasında güçlü bir bağlantı olduğu rapor etmektedir (McCaw ve Melrose, 1999, s428; Aspe ve Swinton, 2014, s2827; Carpinelli, 2008, s67). Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgular literatürde yer alan diğer çalışmalarla örtüşmektedir. Bulgular incelendiğinde kas aktivitesinde artan yüke bağlı olarak bir artış olduğu anlaşılmaktadır. Bununla birlikte istatistiksel anlamlı artışlar sadece VM ve GM

kaslarının 1 TM'unun % 90 ve % 100'ünde görülmüş bu istatistiksel farklılık 1 TM'un % 80'ine göre farklı bulunmuştur. Bunun dışında diğer kaslarda istatistiksel anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Literatürde yer alan bazı çalışmalarda squat hareketi sırasında yapılan manipülatif çalışmaların alternatif kas aktivitesine sebep olabileceğini ifade edilmektedir. Bu çalışmalara göre ayak pozisyonunun değiştirilmesi (McCaw ve Melrose, 1999, s428; Paoli ve diğerleri, 2009, s246), bar pozisyonunun değiştirilmesi (Gullet ve diğerleri, 2009, s. 284), çalışma yüzeyinin dengesi (Drinkwater ve diğerleri, 2007, s415; McBride ve diğerleri, 2010, s180), değişik dirençte yüklerin kullanılması (Aspe ve Swinton, 2014, s2827), hareketin genişliği (Caterisano ve diğerleri, 2002, s430; Aspe ve Swinton, 2014, s2827, Robertson ve diğerleri, 2008, s336), ve değişik ekipmanlar kas aktivitesinde manipülasyona sebep olabilmektedir.

Squat hareketini iniş ve çıkış fazlarına bölüp incelediğimizde Erector Spinae kası iniş fazında 1 TM'un % 90 ve % 100'ünde 1TM'un % 80'ine göre istatistiksel farklılık olduğu anlaşılmıştır. Aspe ve Swinton (Aspe ve Swinton, 2014, s2827) squat hareketi sırasında uygulanan dış yüklenmenin dengelenebilmesi için çok büyük bir kas aktivitesine gerek duyulduğunu bunun dış yüklenme karşısında direnç hareketi yaratacağını bildirmektedir. Buna bağlı olarak vücudun öne eğimi arttıkça kalça moment kolunu uzadığı ve bu durumu dengelemek için ayrıca büyük bir direnç hareketine ihtiyaç duyulduğunu ifade etmektedir. Bu durumun artan yüke bağlı olarak Erector spinae kasında meydana gelen EMG aktivitesine cevap olabileceği düşünülmektedir.

Daha önce yaptığımız bir çalışmada ön ve arka squat hareketlerini karşılaştırmış ve arka squat hareketi sırasında öne eğimin ön squat hareketine göre daha fazla olduğunu saptamıştık (Yavuz ve diğ, 2015, s1060). Bu çalışmada ön squat hareketi sırasında büyük bir VM EMG aktivitesi gözlemlerken arka squat hareketi sırasında büyük bir ST EMG aktivitesi gözlemlemiştik. Bu çalışmamızda arka squat hareketi sırasında bir önceki çalışmamızda gözlemlediğimiz ST EMG aktivitesi bulunmamıştır.

Önceki çalışmamızda aynı yüklerde iki farklı squat tekniği (arka squat, ön squat) karşılaştırılırken, bu çalışmamızda arka squat hareketi sırasında farklı yüklerin karşılaştırması yapılmıştır (% 80, % 90, % 100). Bu bağlamda farklı teknik ya da farklı yüklerin kullanılmış olması vücudun öne eğimi sırasında farklı kasların aktive olmasının sebebi olarak gösterilebilir.

Vücudun öne eğimindeki artışı yanında 1TM'un % 100'ü ile yapılan kaldırışlarda kalça ekleminin hareket kalıbında da bir değişim meydana gelmiştir. 1 TM'un % 80 ve % 90'ında çıkış evresi diz ekleminin 6.fazda yükselmesiyle başlayıp 7.fazda kalça ekleminin katılımıyla devam etmektedir. Öte yandan 1 TM'un % 100'ü ile yapılan kaldırışlar sırasında kalça ekleminin daha erken devreye girdiği (6.faz) anlaşılmaktadır. Bunun anlamı ayağa kalkmak için gerekli hareketin sadece diz eklemiyle değil aynı zamanda kalça ekleminin yardımıyla olduğudur. Bu durum EMG verisi ile de desteklenmektedir. Buna göre GM EMG aktivitesi artan dirence karşı bir denge oluşturmak için 1TM'un % 90'ında ve iniş fazında artarken 1 TM'un % 100'ü ile yapılan kaldırışlarda GM EMG aktivitesinin hem iniş hem de çıkış fazında dengeyi sağlamak için arttığı gözlemlenmektedir (Tablo 4.2.).

Arka squat hareketini öğrenirken yapılan hataların başında kalçanın omuzlara göre daha hızlı yükselmesi gelmektedir. Bu vücudun öne eğiminde bir artışa sebep olmaktadır. Ayağa kalkışın ilk safhalarında kalçanın omuzlara oranla daha hızlı yükselişi aradaki vertikal mesafenin kısılmasına ve böylece tekniğin yanlış yapılmasına sebep olmaktadır. Yanlış teknik özellikle lomber bölgesi açısından büyük sakatlık riskini beraberinde getirmektedir (Myer ve diğerleri, 2014, s14).

Vücudun öne eğimi ile ilgili diğer ilginç bir bulgu 1TM'un % 100'ü ile yapılan kaldırışlarda iniş sırasında eğim artarken kalkış sırasında eğimin azalmasıdır (Şekil 4.1.). En düşük diz açısına ulaşıldığı anda diz ve kalça eklemi açılmaya başlar. Daha dik bir duruş kalça ekstansör aktivitesi yolu ile meydana gelir. Bu yolla kalça kuvvet kolu kısalarak diz kuvvet kolunun uzamasına sebep olarak diz ekstansörlerinin daha fazla iş yapmasına yardımcı olur. Bu kalça ekleminin 1 TM'un % 100'ü ile yapılan kaldırışlarda harekete daha fazla katıldığını anlamına gelmektedir. Comfort ve Kasim (2007, s.10), Diggin ve diğerleri (2011, s. 643), Gullet ve diğerleri (2009, s. 292) artan yüklerle birlikte çekim merkezinin yer

değiştirerek omurgadan uzaklaştığını ve kalça kuvvet kolunun uzattığını bildirmiştir. Ayrıca kalça kuvvet kolunun uzamasının omurga üstünde ki baskıyı arttıracaklarını ve ağırlığın kaslardan pasif dokulara yayılarak sakatlık riskinin arttırabileceğini ifade etmişler (Şekil 4.5).

Lumbar bölgede oluşması muhtemel sakatlıklardan korunmak için dik bir postür sağlamak ve bunu mümkün olduğu kadar korumak gerekmektedir (Schoenfeld ve diğerleri, 2010, s3500). Kalça eklemine artan hareketi dolayısıyla çekim merkezi lumbar sakatlık riskini arttırmaktadır. “Kalça dayanağı” yerine kullanılan “diz-yüklem” stratejisi vücudun aşırı eğilmesine sebep olabilmekte ayrıca ön diz eklemine aşırı kayma kuvveti yükleyip arka kas zincirinin harekete katılımını sınırlayabilmektedir (Myer ve diğerleri, 2014, s18). Gullet ve diğerleri (2009, s. 284) arka squat hareketi sırasında kaldırılan fazladan yüklerin tibiofemoral baskıyı ve ekstansör hareketleri arttırdığını bildirmektedir. Escamilla (2000a, s. 1566) oluşan bu tibiofemoral baskının, menisküs ve kıkırdaklar için zararlı birtakım sonuçlar doğurabileceğini bildirmiştir (2000a, s. 1552).

Squat hareketi sırasında kullanılan kasların açığa bağlı EMG aktiviteleri incelendiğinde aktivite seviyelerinin tüm yükler için birbirine yakın olduğu belirlenmiştir. Ancak daha erken safhada diz ekstansörlerinin zirve EMG aktiviteleri sergilediği bunun da kalçanın harekete erken katılımından dolayı olduğu düşünülmektedir. Hamstring (biceps femoris, semitendinosus ve semimembranosus) kasları teknik olarak quadriceps kaslarının antagonisti olarak diz ekstansiyonunun tersi bir görev sergilerler. Squat hareketi sırasında hamstring kaslarının çelişkili şekilde ve quadriceps kasları ile birlikte çalıştığı bildirilmektedir. Bu çalışmada artan yükler karşısında hamstring kaslarının da EMG aktivitesinin arttığı biceps femoris kasının semitendinosus kasından daha aktif olduğu saptanmıştır elde edilen bulgular diğer çalışmalarla tutarlılık göstermektedir (Escamilla ve diğerleri, 2001, s130; Senter ve Hame, 2006, s638; Wlash ve diğerleri, 2007, s928).

Sporcuların squat hareketi sırasında doğru tekniği öğrenmeden çalışmanın şiddetini arttırmaması gerektiği, şiddet arttırıldığında doğru tekniği uygulayabilmesi ifade edilmektedir (Myer ve diğerleri, 2014, s20).

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmada diz ve kalça ekleminde bulunan kasların 1TM'un % 80, % 90, % 100'ü ile yapılan arka squat hareketi sırasında aktivasyonu incelenmiştir. Çalışma sonunda elde ettiğimiz bulgular kalça ve diz ekleminde bulunan kasların EMG aktivitelerinde atan yüke bağlı olarak bir artış olduğu yönündedir. Hal böyle iken istatistiksel anlamlı olarak sadece VM ve GM kaslarındaki artışlar gözlemlenmiştir. Bunun dışında diğer hiçbir kasta istatistiksel anlamı bir artış bulunamamıştır. Kalça eklem kinematiği açısından incelendiğinde 1TM'un % 100 'ile yapılan kaldırışlar sırasında hareket kalıbında bir değişim olduğu saptanmıştır.

Genel kas aktivasyonu açısından incelendiğinde 1TM'un % 90 ile yapılan kaldırışlar sırasında elde edilen sonuçların 1TM'un % 100'ü ile yapılan kaldırışlar sonunda elde edilen sonuçlarla benzerlik gösterdiği anlaşılmaktadır. Bununla birlikte diz ve kalça eklem kinematiği benzer bulunmuş özellikle 1TM'un % 90 ile yapılan kaldırışlar sırasında kalça ekleminin harekete daha az katıldığı ve bu durumun lomber ve diz bölgesinde oluşması muhtemel sakatlık risklerini daha düşük seviyelere taşıdığı düşünülmektedir.

Sonuçlar 1TM'un % 100'ü ile yapılan kaldırışların diz ekstansörlerinin gelişimi açısından gerekli olmadığını göstermektedir. Bunun yerine hareket kalıbını değiştirerek hedef kas grubunu çalıştıracak ve sakatlık riskini azaltacak hareketler tercih edilmesi önerilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Abbiss CR, Laursen PB. (2005). Models to Explain During Prolonged Endurance Cycling. Sports Med, 35,865-898.
2. Akdagcık, İ. U. (2014). Bench Press tekniğinde bir tekrarda kaldırılan maksimum ağırlığın indirect olarak araştırılması. 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 Çıkış Evresinin Kinematiği: 2 Ve 3 Boyutlu Analizin Karşılaştırılması. 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 Eğitimi 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 Derneği. 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, Bağırgan 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, Semmler 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, Yeğen 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 Cliffts, 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 Ş. (2008) Kalça Ve Diz Osteoartritine Etki Eden Parametrelerin İncelenmesi ve Yaşam Kalitesinin Karşılaştırılması.Sağlık Bakanlığı İstanbul Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği, 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 kinesio- logical 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 muscleloading 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 Univrsity Pres.
 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. Mc Ardle WD, Katch FI, Katch VL. (1981). *Exercise Physiology, Energy, Nurition 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. Müezzinoğlu S (2002). Ön Çapraz Bağ Anatomisi. *Ön Çapraz Bağ Cerrahisi*, Editör Tandoğan 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: Summary 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. Robertson D, Gordon E. (1997) *Introduction to Biomechanics*. Waterloo, Ontario, Canada: Waterloo Biomechanics.
139. Ruegg, J.C. (1987). Excitation-contraction coupling in fast and slow twitch muscle fibers. *International Journal of Sports Medicine*, 8, 360-64.
140. Rutherford OM, Jones, DA. (1986). The role of learning and coordination in strength training. *Eur. J. Appl. Physiol*, 55;100–105.
141. Russell PJ. and Phillips SJ. (1989). A preliminary comparison of front and back squat exercises. *Res Q Exerc Sport*, 60,201-208.
142. Sale DG. Neural adaptations to resistance training. (1988). *Med Sci Sport Exerc*, 20,135–45.
143. 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.

144. 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.
145. Schoenfeld BJ. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J Strength Cond Res*, 24, 3497-3506.
146. 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.
147. 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.
148. Siff M. (2001). Biomechanical foundations of strength and power training. In: Zatsiorky V, editor. *Biomechanics in sports*. London: Blackwell Sci Ltd, 103–39.
149. 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.
150. Soderberg GL, Cook TM. (1984). Electromyography in biomechanics. *Phys Ther*, 64,1813-20.
151. 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.

152. 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.
153. Spirduso W. *Physical dimensions of aging*. Champaign: Human Kinetics; 1995.
154. 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.
155. 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.
156. Swinton PA, Aspe R, Keogh J. (2012). Electromyographic Comparison Of The Back Squat And Overhead Squat. 30th Annual Conference Of Biomechanics In Sports Melbourne, 220-223.
157. Trew M, Everett T. *Human movement: an introductory text*. 4th ed. Harcourt Publishers Limited; 2001, 280.
158. 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.
159. [Vale, R. \(1994\). Getting a grip on myosin. *Cell*, 78, 733-37.](#)

160. 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.
161. Vilarroya A, Marco MC, Moros T. (1997). Electromiografía cinesiológica. *Rehabilitación*, 31,230-6
162. 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.
163. Watkins J.(1999). *Structure and Function of the Musculoskeletal System*. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
164. 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.
165. Wilmore JH, Costil DL. (2004). *Physiology of Sport and Exercise*, Human Kinetics, Hong Kong.
166. Wretneberg 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.
167. Wretenberg P, Feng Y, Arborelius UP. (1996). High-and lowbar squatting techniques during weight-training. *Med. Sci. Sports Exerc*. 28:218 –224, 1996.

168. 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.
169. 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.
170. Yavuz, H. U., Erdağ, D., Amca, A. M., & Aritan, S. (2015). Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads. Journal of sports sciences, 33(10), 1058-1066.

Research Article

Kinematic and Electromyographic Activity Changes during Back Squat with Submaximal and Maximal Loading

Hasan U. Yavuz^{1,2} and Deniz Erdag²

¹Department of Sports Medicine, Faculty of Medicine, Near East University, Nicosia, Northern Cyprus, Mersin 10, Turkey

²School of Physical Education and Sport, Near East University, Nicosia, Northern Cyprus, Mersin 10, Turkey

Correspondence should be addressed to Hasan U. Yavuz; ulasyavuzmd@gmail.com

Received 14 October 2016; Revised 12 February 2017; Accepted 6 March 2017; Published 4 May 2017

Academic Editor: Le Ping Li

Copyright © 2017 Hasan U. Yavuz and Deniz Erdag. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

The aim of this study was to investigate the possible kinematic and muscular activity changes with maximal loading during squat maneuver. Fourteen healthy male individuals, who were experienced at performing squats, participated in this study. Each subject performed squats with 80%, 90%, and 100% of the previously established 1 repetition maximum (1RM). Electromyographic (EMG) activities were measured for the vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, semitendinosus, biceps femoris, gluteus maximus, and erector spinae by using an 8-channel dual-mode portable EMG and physiological signal data acquisition system (Myomonitor IV, Delsys Inc., Boston, MA, USA). Kinematical data were analyzed by using saSuite 2D kinematical analysis program. Data were analyzed with repeated measures analysis of variance ($p < 0.05$). Overall muscle activities increased with increasing loads, but significant increases were seen only for vastus medialis and gluteus maximus during 90% and 100% of 1RM compared to 80% while there was no significant difference between 90% and 100% for any muscle. The movement pattern in the hip joint changed with an increase in forward lean during maximal loading. Results may suggest that maximal loading during squat may not be necessary for focusing on knee extensor improvement and may increase the lumbar injury risk.

1. Introduction

Squat is one of the most frequently used exercises in many training protocols. Due to its applicability to functional exercise and sports, numerous variations have been developed and employed in the fields of strength and conditioning and physical therapy [1]. Since it has biomechanical and neuromuscular similarities to a wide range of athletic movements, it is a core exercise in many sport routines [2, 3].

The purpose of squat is to train the muscles around the knees and hip joints, as well as to develop strength in the lower back, for execution of basic skills required in many sporting events and activities of daily living [4].

The athlete takes an initial stance position with heels approximately shoulder-width apart and toes pointing

forward or slightly outward by no more than 10 degrees [5]. Squat maneuver begins with the lifter in an upright position, knees and hips fully extended. The lifter then squats down by flexing at the hip, knee, and ankle joints. When the desired squat depth is achieved, the lifter ascends back to the upright position [2]. The lumbar vertebrae are maintained in a neutral alignment throughout the entire squat movement, and the trunk should remain as upright as possible during squat [6]. The athlete's feet should be stable and planted firmly on the ground and the athlete should keep his entire foot on the ground throughout the entire squat motion. At the proper depth, the femurs are slightly past parallel to the ground, the hips are flexed, the tibias are positioned vertically, and the feet are entirely on the ground [5].

As a multijoint exercise, the knee extensors (e.g., rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), and vastus medialis

(VM)) and the hip extensors (e.g., gluteus maximus (GM), biceps femoris (BF), and semitendinosus (ST)) are considered to be the prime movers during squat exercise, with other muscles acting in a secondary capacity [7–9].

Activation of specific muscles is important in designing a workout that effectively utilizes targeted muscles so that time and effort are not wasted by performing exercises that may not provide the desired benefits. To be able to get the maximum benefit from the exercise, it is very important to perform the proper technique with a well-designed set and repetition numbers. It is a well-known fact that the number of repetitions decreases when the load increases [10–12]. Although it is advised that the technique should remain the same as the exercise intensity is increased [5], it is a common observation for many trainers that when the loads reach to the limits of the athletes, athletes may change the movement pattern of the performed exercise. These manipulations of the exercises may help the athletes to be able to lift higher loads. This generally happens during maximum loading (1RM) or lasts a few repetitions of the maximum number of repetitions. The 1 repetition maximum (1RM), which is the heaviest load that can be lifted once during a traditional weightlifting-type task, is an isoinertial measure that gives an estimate of maximum strength. Regardless of which aspect of strength the coach or athlete decides is appropriate for a given sport, maximum strength should first be developed because it acts as a general base that supports specific training in other spheres of conditioning [13].

The term “cheating” is mostly used for these biomechanical manipulations. Cheating may cause changes in kinematics of the specific exercise. Athletes who do not demonstrate proper mechanics may utilize compensatory movement strategies that can hinder their athletic performance and heighten their risk of sports-related injury [5, 14, 15]. In this case, the proper technique may be more important than the load not only for preventing the injuries but also for muscle activity.

Although squat is a closed kinetic chain exercise, the athletes may change the movement pattern and therefore muscle activities during maximal loading.

There are many studies that analyzed a variety of biomechanical variables during squat to provide athletes and their coaches with information to guide training prescription, progression, and technique instruction [16–19], but the impact of maximal loading on kinematic patterns has been largely unexplored. Surface EMG has been widely used for assessment of muscle activities during squat, and it has been shown that the EMG activities of the muscles increased by increasing the loads during squatting in different studies [20–23]. Bryanton et al. [24] studied the biomechanical analysis and relative muscular effort during squat while increasing the barbell load from 50% to 90% of 1RM but did not use EMG to determine the muscle activities and more importantly the maximal loading that we expect to see the kinetic and muscular activity changes. Therefore, we aimed to see the kinematic and muscular activity changes while we increase the loads from 80% to

90% and finally 100% of 1RM squatting. To our knowledge, this is the first study to determine the kinematic and EMG activity changes while increasing the loads from submaximal to maximal.

2. Materials and Methods

2.1. Subjects. Fourteen healthy male recreational body-builders (21.6 ± 2.3 years old), who were experienced at performing squats (3.2 ± 0.6 years), participated in this study. The average height and weight of the participants were 178.4 ± 5.1 cm and 80.1 ± 7.2 kg, respectively. All subjects were right handed and had no history of orthopaedic injury or surgery that would have limited their ability to perform the squatting techniques.

The mean 1RM loads that were employed during testing were 120.0 ± 24.2 kg, and this was $150.4 \pm 32.5\%$ of their body weight.

Before participation, informed consent was obtained from each subject. The investigation was conducted according to the Declaration of Helsinki and approved by the Near East University Scientific Researches, Evaluation and Ethic Commission (YDÜ/2012/11-60).

2.2. Instrumentation. We followed the methods of Yavuz et al. [25], an 8-channel dual-mode portable EMG and physiological signal data acquisition system (Myomonitor IV, Delsys Inc., Boston, MA, USA) was used for data collection. Data collections were conducted using EMG Works Acquisition 4.0.5 (Delsys Inc., Boston, MA, USA). The amplifier bandwidth frequency ranged from 20 to 450 Hz, with an input voltage of 9 VDC at 0.7 A and the common-mode rejection ratio was 80 dB. Data were recorded at a sampling rate of 1000 Hz over a wireless local area network (WLAN) to the host computer for real-time display and storage [25].

Seven channels of this system were used to assess the EMG activity of vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), biceps femoris (BF), gluteus maximus (GM), and erector spinae (ES). Recording sites were prepared by shaving the area and wiping with alcohol pads to decrease electrical impedance. Electrodes ($41 \times 20 \times 5$ mm, D.E 2.3, Delsys Inc., Boston, MA) were placed along the longitudinal axis of each muscle tested on the right side (dominant side) of the participant's body according to the procedures from Gullet et al. [4] (Table 1). The sensor contacts are made from 99.9% pure silver bars measuring 10 mm in length, 1 mm in diameter, and spaced 10 mm apart from optimal signal detection and consistency. A 5.08 cm diameter oval-shaped common reference electrode (Dermatode HE-R, American Imex, Irvine, CA) was placed on the iliac crest of the right leg. Positions of each electrode in relation to the muscle being tested are shown in Table 1 [25].

At the same time, the EMG system was synchronized with a Samsung (VP-D375W) video camera with a shutter speed of 1/250 seconds and frame rate at 25 frames per second by using the National Instruments USB-6501 Digital I/O trigger box (Delsys Inc., Boston, MA, USA). The frame

TABLE 1: A description of the positioning of each electrode in relation to the muscle being tested developed by Brouer and Houtz [26] and described by Gullet et al. [4].

Muscle	Electrode placement
Rectus femoris	Approximately midway between the anterior inferior iliac spine and the patella on the anterior side of the thigh
Vastus lateralis	Approximately two-thirds of the thigh length from the greater trochanter on the lateral side of the thigh
Vastus medialis	Approximately three-fourths of the thigh length from the anterior inferior iliac spine on the medial side of the thigh
Erector spinae	Three centimeters lateral to the L3 spinous process
Gluteus maximus	50% on the line between the sacral vertebrae and the greater trochanter. This position corresponds with the greatest prominence of the middle of the buttocks well above the visible bulge of the greater trochanter
Biceps femoris	Midway between the ischial tuberosity and the lateral condyle of the femur on the posterior side of the thigh
Semitendinosus	Midway between the ischial tuberosity and the medial condyle of the femur on the posterior side of the thigh
Reference electrode	The iliac crest of the right leg

rate was then increased to 50 frames per second by using the deinterlace method. Video recordings were made with AMCap (Microsoft, V 3.0.9) video capture software. For kinematical data, reflective markers (3 cm diameter) were attached and positioned over the following bony landmarks: (a) lateral malleolus of the right foot, (b) upper edges of the lateral tibial plateau of the right knee, (c) posterior aspect of the greater trochanters of the right femur, and (d) end of the right side of the Olympic bar. A calibration plane that consists of 8 control points was used for 2D spatial reconstruction.

A standard 20.5 kg Olympic barbell, discs (Werksan, Turkey), and a continental squat rack were used during the squat [25].

2.3. Exercise Protocol. The subjects were required to attend two sessions. A pretest was given to each subject 1 week before the actual testing session. The experimental protocol was reviewed, and the subjects were given the opportunity to ask questions. During the pretest, the subject's 1RM was determined and recorded. The procedure used for assessing 1RM was described by Kraemer and Fry [27]. The subjects were asked to perform initial preparation on a stationary bike for 3–5 minutes at the beginning of the pretest session and then to perform a warm-up set of 8–10 repetitions at a light weight (approximately 50% of estimated 1RM). A second initial preparation consisting of a set of 3–5 repetitions with moderate weight (approximately 75% of 1RM) and third initial preparation including 1–3 repetitions with a heavy weight (approximately 90% of 1RM) followed.

After a 5-minute rest, participants performed 1 trial of squats with the load (~80% of estimated 1RM) through the full range of motion. After each successful performance, the weight increased until a failed attempt occurred. Squat trials were considered successful if the participant reached 90° of knee flexion, which was marked by adjustable stoppers, returned to the starting position, and maintained the metronome cadence (40 beats per minute Largo). Five-minute rests were given between each attempt and the 1RM was attained within 5 attempts and a 5-minute rest separated each test.

Subsequently, 1 week after the pretest session, the subjects were asked for a second session for data collection.

After the EMG electrode placement, maximum voluntary isometric contraction (MVIC) data from the quadriceps,

hamstrings, erector spine, and gluteus maximus were collected according to the procedures described by Konrad [28]. Three 3-second MVIC trials were collected in a randomized manner for each muscle group. Adequate rest was allowed between trials (1 minute).

All subjects performed two to three warm-up sets in preparation for testing. Then they performed squats with 80%, 90%, and 100% of the previously established 1RM with a 5-minute rest between trials. Exercise began with a given verbal command. The starting and ending positions for back squat were performed with the legs at shoulder width apart and the toes pointed forward, feet are entirely on the ground with the knees in full extension, which was defined as a 180° knee angle (KA). From the starting position, the subject flexed their knees to minimum KA (approximately 90°) and then extended their knees back to the starting position. A metronome cadence (40 beats per minute Largo) was used to control movement speed between the participants.

2.4. Data Reduction. The samplings of EMG and video recordings were initiated simultaneously with the beginning of the first squat repetition. For synchronization, a LED connected to the trigger box (National Instruments USB-6501 Digital I/O) outputted a digital signal when the Myomonitor started data acquisition. With the data acquisition, the LED lit, and it went off as the data stopped to show the exact start and stop moments of collected data for the synchronization with the kinematics.

Kinematical data were analyzed by using the saSuite 2D kinematical analysis program, which was developed by Hacettepe University, Faculty of Sports Sciences, Biomechanics Research Group, Ankara, Turkey. For each trial, required portions of the video recordings were trimmed, the anthropometric points were digitized, and 2D positional data were obtained. To analyze angular kinematics of the knee and hip joints, the raw data points were calculated and then smoothed using a moving average filter [29]. All EMG data were partitioned into ascending and descending phases. The time from the initiation of the flexion of the hips and knees until the greater trochanter reached its lowest point defined the descending phase of each repetition of squat. The ascending phase followed the descending phase and consisted of knee and hip extensions from the parallel thigh position until the subject was standing erect at the

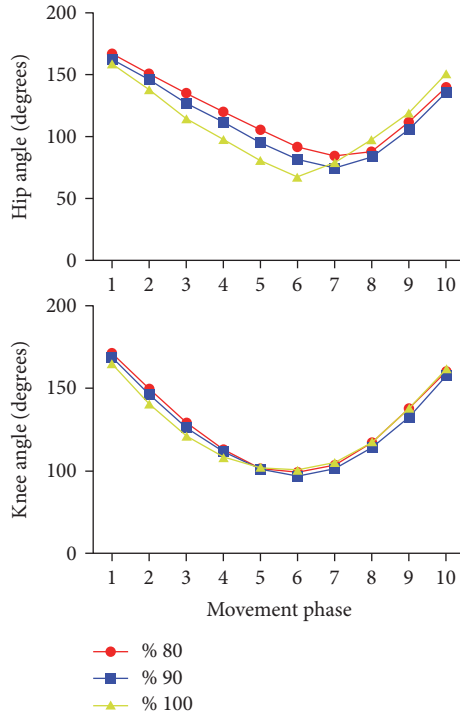


FIGURE 1: Mean knee and hip joint angles throughout the descending and ascending phases of the squat movement.

end of the repetition [4]. Movement time was normalized by using metronome cadence (1.5 seconds for descending and 1.5 seconds for ascending phases, 40 beats per minute Largo) and divided into ten movement phases to control interindividual differences. Knee and hip angle (between the thigh and trunk) changes were examined throughout the descending and ascending phases.

EMG data were analyzed according to the procedures from the International Society of Electrophysiology and Kinesiology [30] by using the EMG Works Analysis 4.0 (Delsys Inc., Boston, MA, USA). To calculate the mean-normalized EMG values, the raw EMG signals were sub-setted, filtered (passband: 3, response: band pass, corner F1: 10 Hz, corner F2: 500 Hz), rectified, integrated (root mean square (window length: 0.100, window overlap: 0.08, remove offset)), and normalized to the subject's highest corresponding MVIC trial.

2.5. Statistical Analysis. Kinematic and electromyographic data were analyzed and compared with *repeated measures analysis of variance* ($p < 0.05$). Thru out the text, data for all subjects performing each type of exercise were averaged and presented as means and standard deviations.

3. Results

Mean knee and hip joint angles throughout squat movement in different loads were presented in Figure 1. Although the similar movement patterns in the hip joints with 80% and 90% loads, the hip angles seemed decreased with 90% loads

TABLE 2: Repeated measures analysis of variance results of mean ($\pm$ SD) EMG activity during squats performed with 80, 90, and 100% loads of 1RM as a percentage of maximal voluntary isometric contraction (% MVIC).

Muscles	80%	90%	100%
RF	36.1 $\pm$ 13.8	49.6 $\pm$ 34.3	52.3 $\pm$ 36.9
VM	56.9 $\pm$ 37.1	67.4 $\pm$ 43.5*	73.6 $\pm$ 58.6*
VL	53.6 $\pm$ 24.2	63.2 $\pm$ 37.8	67.7 $\pm$ 54.7
ES	40.8 $\pm$ 17.8	51.5 $\pm$ 25.1	53.8 $\pm$ 26.9
GM	27.8 $\pm$ 15.8	34.1 $\pm$ 19.3*	38.7 $\pm$ 23*
BF	23.5 $\pm$ 23.1	27.7 $\pm$ 25.3	30.4 $\pm$ 17.5
ST	21.5 $\pm$ 11.2	22.7 $\pm$ 15.7	28.2 $\pm$ 18.4

*Repeated measures analysis of variance results significantly different ($p < 0.05$) from 80%.

especially during the descending phase. The decrease in hip angles was more obvious with maximum loading (100%) and there seemed to be an increase in hip angles during the ascending phase. What is interesting in this data is that the ascend also started earlier in the hip angle with 100% loads.

Table 2 presents the mean ($\pm$ SD) repeated measures analysis of variance results of the normalized EMG values of seven muscles tested during back squats throughout the whole squat motion. The EMG values increased with the increase of the load but revealed no significant differences ($p < 0.05$) except for VM and GM. For the VM and GM, 90% and 100% bar loads of 1RM, respectively, were found greater than 80% loads ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between 90% and 100% loads for any muscle activity.

Table 3 presents the mean ($\pm$ SD) repeated measures analysis of variance results between 80, 90, and 100% loads of 1RM during the descending and ascending phases. Results showed that the EMG muscle activity values were increased with the increase of the load both for descending and for ascending phases. Moreover, 90% VM, ES, and GM descending phase, 100% ES and GM descending phase, 100% VM and GM ascending phase muscle activity EMG values were found significantly different compared to that of 80% loads of 1RM ($p < 0.05$). No significant difference was observed for any muscle neither during ascending nor during descending phases between 90% and 100% loads.

Figure 2 illustrates knee and hip angle-dependent EMG values of the muscles throughout the phases of squat movement.

4. Discussion

The present study was designed to investigate the possible kinematic and muscular activity changes during squat maneuver while the loads are increased from 80% to 90%, and finally 100% of 1RM squatting. We aimed to see how the athletes manage to lift maximum loads by increasing the muscular activity or changing the movement pattern or both.

TABLE 3: Repeated measures analysis of variance results of mean ($\pm$ SD) EMG activity with 80, 90, and 100% loads of 1RM during descending and ascending phases of squat as a percentage of maximal voluntary isometric contraction (% MVIC).

Muscles	80%		90%		100%	
	Descend	Ascend	Descend	Ascend	Descend	Ascend
RF	35.8 $\pm$ 14	36 $\pm$ 16.2	51 $\pm$ 39.1	47.6 $\pm$ 26.9	53.8 $\pm$ 36.5	52.1 $\pm$ 38.3
VL	52.4 $\pm$ 20	59 $\pm$ 28.2	60.6 $\pm$ 40.8	65.7 $\pm$ 33.9	63 $\pm$ 40.9	72.4 $\pm$ 65.9
VM	52.8 $\pm$ 32.7	61.7 $\pm$ 43.8	64.6 $\pm$ 42.8*	70.4 $\pm$ 46.7	72 $\pm$ 57.6	76.4 $\pm$ 61.8*
ES	35.8 $\pm$ 14.4	41.9 $\pm$ 16.1	50.1 $\pm$ 25.2*	52.9 $\pm$ 25.2	52.1 $\pm$ 27.2*	55.8 $\pm$ 26
GM	19.7 $\pm$ 11.5	37.2 $\pm$ 20	26 $\pm$ 15.7*	44.8 $\pm$ 24.6	30 $\pm$ 17.9*	50.2 $\pm$ 30.8*
BF	19.6 $\pm$ 22.5	29 $\pm$ 24.8	22.1 $\pm$ 23.2	34.3 $\pm$ 28.3	23.8 $\pm$ 16.9	39.6 $\pm$ 23.1
ST	17 $\pm$ 10.4	29.1 $\pm$ 24	15.9 $\pm$ 7.2	29.1 $\pm$ 16.9	19.19 $\pm$ 11.4	39.5 $\pm$ 28.3

*Repeated measures analysis of variance results significantly different ($p < 0.05$) from 80%.

A strong relationship between load and muscle average EMG activity has been reported in the literature [20–23, 31], and the result of this study was in accordance with this literature. Although the overall increase in muscle activities corresponds with increasing loads, significant increases were seen only for VM and GM during 90% and 100% of 1RM, respectively, compared to those during 80% while there was no statistically significant difference between 90% and 100% for any muscle. But when we divide the maneuver to descending and ascending phases, we also saw an increase in the ES EMG activities during the descending phase with 90% and 100% loadings. Several studies have shown that manipulating features of the squat exercise resulted in altered muscle activity. These manipulations include changes in foot position [20, 22], barbell position [4], stability of the surface on which the exercise is performed [32–34], different levels of intensity of load [23], range of motion [7, 23, 35], and different equipment [36].

Aspe and Swinton [23] indicated that the heavier external resistance during squat creates a larger resistance moment, which requires greater muscular effort to counterbalance. The increased forward lean would also create a larger resistance moment by lengthening the hip moment arm to counterbalance much harder during descend (Figure 3). That might be a reason for increased ES EMG activities during the descending phase of the heavier loads.

In our previous study, where we compared front and back squat maneuvers, an increased forward lean was observed during back squat compared to that during front squat [25]. We found greater VM EMG activities during front squat and greater ST activities during back squat. However, we did not see an increase in ST activities despite the similar increase in forward lean in the current study. However, in our previous study, we compared two different squat techniques (front and back squat) with similar loads (100% of 1RM) while we compared different loads (80%, 90%, and 100% of 1RM) during the same squat technique (back squat) in the current study. So, both different techniques and/or different loads may be the reason for different muscle activity changes despite the increase in forward lean.

In addition to increased forward lean, a change in the movement pattern of the hip joint was observed during

100% loading. The ascend started with knee extension in the 6th phase and followed by hip extension in the 7th phase during 80% and 90% loading while hip extension starts earlier (in the 6th phase) during 100% loading (Figure 1). That means that the initial moment required to start upright movement was created not only by the knee extensors but also by the hip extensors. This may also be supported by EMG activities. GM EMG activity shows a significant increase only in the descending phase to help in counterbalancing during 90% loading while it shows a significant increase in both descending and ascending phases during 100% loading (Table 3). The common faults in the early stages of learning back squat (i.e., early training age) are for the hips to rise faster than the shoulders, which would increase trunk flexion. If the hips rise too quickly, the vertical distance between the hips and shoulders will decrease during the early ascent phase. Irrespective of the load, the movement pattern represents an incorrect back squat that can be a dangerous strategy to the lower back during squatting with progressive external resistance [5].

Another interesting finding was that the forward lean increased during the descending phase but decreased during the ascending phase with 100% loading (Figure 1). When the minimum knee angle is arrived, the knee and hip joint starts to extend. A more upright position can be provided by hip extensor activity and creates a shorter hip moment arm and a longer knee moment arm that will help the knee extensors to do more work. That may mean more active contribution of the hip joint to the movement during 100% loading. Although it may help the athletes to lift higher loads when the center of gravity moves further away from the lumbar spine increasing the moment arm and torque, the shear forces occurring within the lumbar spine would also increase [4, 38, 39] (Figure 3). Increased forward lean reduces tolerance to compressive load and results in a transfer of the load from muscles to passive tissues, heightening the risk of disc herniation [40].

It is beneficial to maintain a posture that is as close to upright as possible at all times for preventing the lumbar injuries [8]. The increased movement of the hip joint thereby the center of gravity may increase the risk of lumbar injury. This “knee-loading” strategy instead of “hip-hinge” strategy that can be seen with excessive trunk flexion may also place

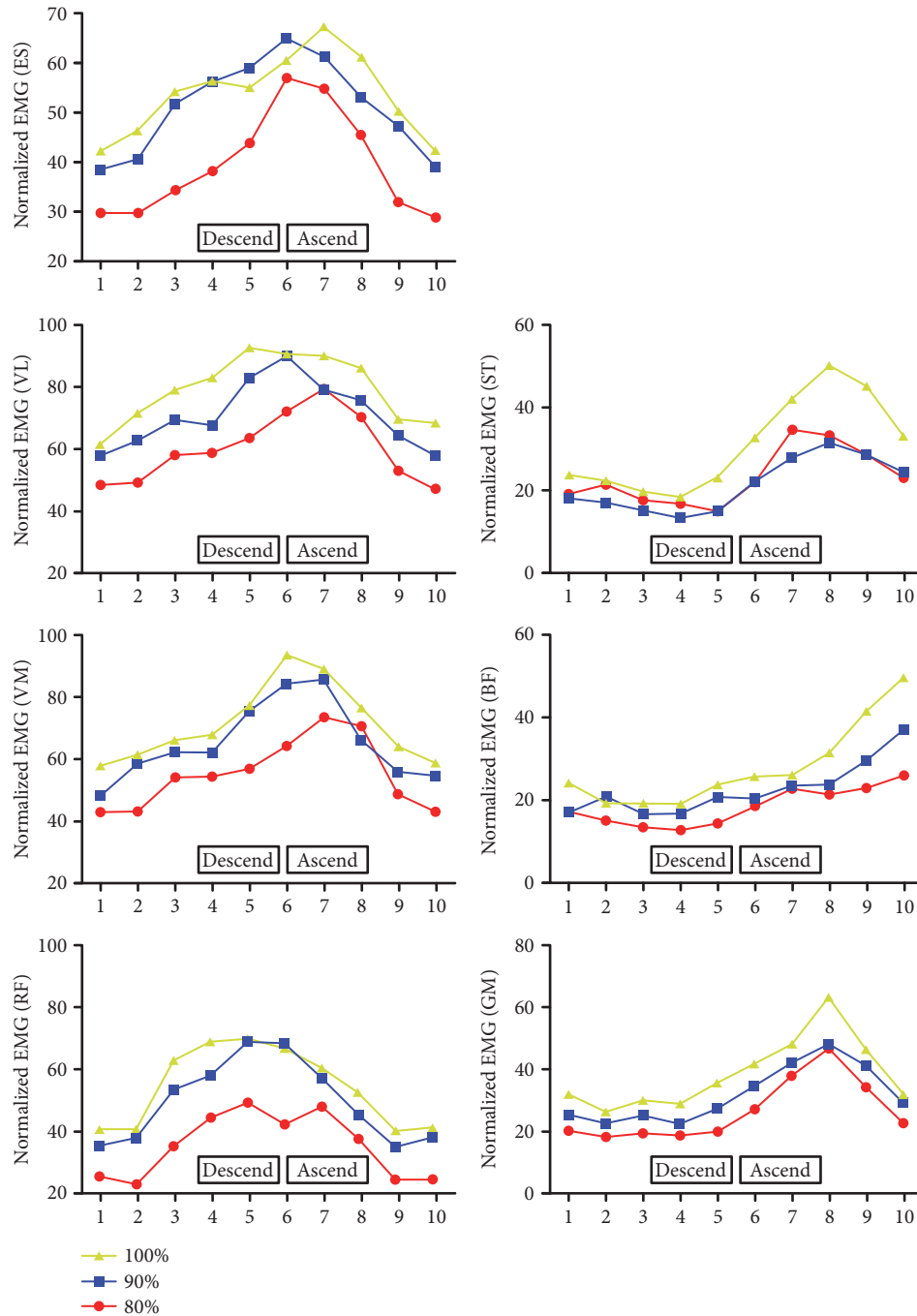


FIGURE 2: Knee and hip angle-dependent EMG values of rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), erector spinae (ES), gluteus maximus (GM), biceps femoris (BF), and semitendinosus (ST) throughout the descending and ascending phases of the squat movement.

excessive shear forces on the anterior knee and decreases recruitment of the posterior chain musculature [5]. That may increase the risk of knee injuries.

When we check angle-specific EMG changes for each muscle, we saw that EMG activity patterns were quite parallel to each other for most of the muscles in all loads. But earlier peak EMG activities were seen for knee extensors, and this may also be because of the earlier contribution of hip extension to the maneuver.

It is known that the hamstrings (biceps femoris, semitendinosus, and semimembranosus) are technically antagonists of the quadriceps, opposing knee extensor moments. However, in squat, a closed chain exercise, they behave paradoxically and cocontract with the quadriceps. In this study, hamstring EMG muscle activity was found increased as the loads increased with the biceps femoris producing more EMG muscle activity than the semitendinosus. These results are consistent with the other studies [2, 3, 41].

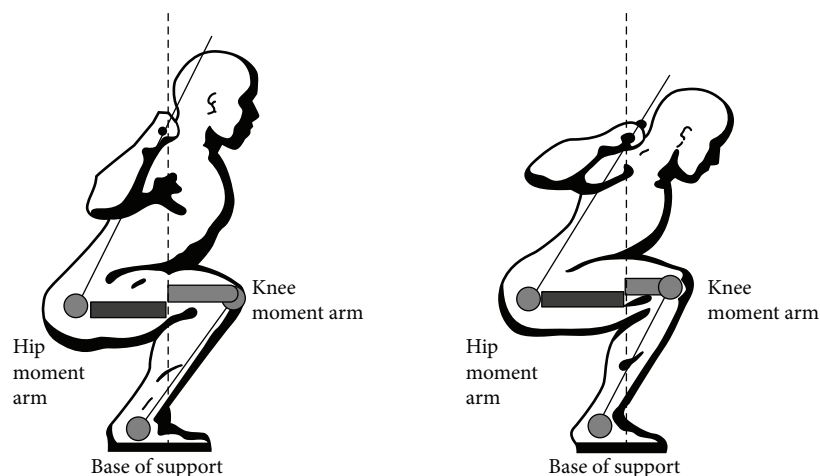


FIGURE 3: Knee and hip moment arms during squat with different hip angles (modified from starting strength: basic barbell training, by permission of The Aasgaard Company, Rippetoe and Kilgore [37]).

It is advised that athletes do not increase the intensity of squat (i.e., increase resistance) unless the athlete can demonstrate a consistent, proper form of back squat. The technique should remain the same as the exercise intensity is increased [5].

5. Conclusion

We studied musculature activity and kinematics of the knee and hip joints during squat with 80%, 90%, and 100% of maximum loading (1RM). The EMG activity for all muscles increased with increased load but only statistically significant differences were found for VM and GM. There was no statistically significant difference for any observed muscle activity between 90% and 100% of 1RM. Hip joint kinematics showed a different movement pattern for 100% loading.

The 90% loading was shown to be just as effective as the 100% loading conditions in terms of overall muscle activity, with no difference in knee joint kinematics and less contribution of the hip joint, which may probably show less lumbar and knee injury risks. Results may suggest that 100% loading during squat may not be necessary to focus on knee extensor improvement. It may be a better choice to use the equipment that may prevent changing the movement pattern for preventing lumbar injuries during maximal loading.

Conflicts of Interest

The authors declare that they have no conflicts of interest.

References

- [1] B. Contreras, A. D. Vigotsky, B. J. Schoenfeld, C. Beardsley, and J. Cronin, "A comparison of gluteus maximus, biceps femoris, and vastus lateralis electromyography amplitude in the parallel, full, and front squat variations in resistance-trained females," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 32, no. 1, pp. 16–22, 2016.
- [2] R. F. Escamilla, "Knee biomechanics of the dynamic squat exercise," *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 33, no. 1, pp. 127–141, 2001.
- [3] C. Senter and S. L. Hame, "Biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle: implications for understanding knee injury," *Sports Medicine*, vol. 36, no. 8, pp. 635–641, 2006.
- [4] J. C. Gullett, M. D. Tillman, G. M. Gutierrez, and J. W. Chow, "A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 23, no. 1, pp. 284–292, 2009.
- [5] G. D. Myer, A. M. Kushner, J. L. Brent et al., "The back squat: a proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance," *Strength & Conditioning Journal*, vol. 36, no. 6, pp. 4–27, 2014.
- [6] S. M. McGill and R. W. Norman, "Dynamically and statically determined low back moments during lifting," *Journal of Biomechanics*, vol. 18, no. 12, pp. 877–885, 1985.
- [7] A. Caterisano, R. F. Moss, T. K. Pellingier et al., "The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 16, no. 3, pp. 428–432, 2002.
- [8] B. J. Schoenfeld, "Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 24, no. 12, pp. 3497–3506, 2010.
- [9] P. H. Marchetti, J. J. da Silva, B. J. Schoenfeld et al., "Muscle activation differs between three different knee joint-angle positions during a maximal isometric back squat exercise," *The Journal of Sports Medicine*, vol. 2016, Article ID 3846123, 2016.
- [10] W. Hoeger, S. L. Barette, D. F. Hale, and D. R. Hopkins, "Relationship between repetitions and selected percentages of one repetition maximum," *The journal of applied sport science research*, vol. 1, no. 1, pp. 11–13, 1987.
- [11] W. Hoeger, D. R. Hopkins, S. L. Barette, and D. F. Hale, "Relationship between repetitions and selected percentages of one repetition maximum: a comparison between untrained and trained males and females," *The journal of applied sport science research*, vol. 4, no. 2, pp. 47–54, 1980.
- [12] T. Shimano, W. J. Kraemer et al. B. A. Spiering, J. S. Volek, D. L. Hatfield et al., "Relationship between the number of

- repetitions and selected percentages of one repetition maximum in free weight exercises in trained and untrained men," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 20, no. 4, pp. 819–823, 2006.
- [13] B. Tan, "Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: a review," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 13, no. 3, pp. 289–304, 1999.
- [14] M. Clark and S. Lucett, *NASM Essentials of Corrective Exercise Training*, Jones & Bartlett Learning, Burlington, Massachusetts, USA, 2013.
- [15] R. S. Lloyd, A. D. Faigenbaum, M. H. Stone et al., "Position statement on youth resistance training: the 2014 international consensus," *British Journal of Sports Medicine*, vol. 48, no. 7, pp. 498–505, 2014.
- [16] S. P. Flanagan and G. J. Salem, "Bilateral differences in the net joint torques during the squat exercise," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 21, no. 4, pp. 1220–1226, 2007.
- [17] S. Lorenzetti, T. Gulay, M. Stoop et al., "Comparison of the angles and corresponding moments in the knee and hip during restricted and unrestricted squats," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 26, no. 10, pp. 2829–2836, 2012.
- [18] A. Biscarini, F. M. Botti, and V. E. Pettorossi, "Joint torques and joint reaction forces during squatting with a forward or backward inclined Smith machine," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 29, no. 1, pp. 85–97, 2013.
- [19] H. Hartmann, K. Wirth, and M. Klusemann, "Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load," *Sports Medicine*, vol. 43, no. 10, pp. 993–1008, 2013.
- [20] S. T. McCaw and D. R. Melrose, "Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat," *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 31, no. 3, pp. 428–436, 1999.
- [21] G. Boyden, J. Kingman, and R. Dyson, "A comparison of quadriceps electromyographic activity with the position of the foot during the parallel squat," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 14, no. 4, pp. 379–382, 2000.
- [22] A. Paoli, G. Marcolin, and N. Petrone, "The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 23, no. 1, pp. 246–250, 2009.
- [23] R. R. Aspe and P. A. Swinton, "Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 28, no. 10, pp. 2827–2836, 2014.
- [24] M. A. Bryanton, M. D. Kennedy, J. P. Carey, and L. Z. Chiu, "Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 26, no. 10, pp. 2820–2828, 2012.
- [25] H. U. Yavuz, D. Erdağ, A. M. Amca, and S. Aritan, "Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads," *Journal of Sports Sciences*, vol. 33, no. 10, pp. 1058–1066, 2015.
- [26] M. R. Broer and S. J. Houtz, *Patterns of Muscular Activity in Selected Sport Skills*, Charles C Thomas Publishing, Springfield, 1967.
- [27] W. J. Kraemer and A. C. Fry, *Strength Testing: Development and Evaluation of Methodology*, P. Maud and C. Foster, Eds., Human Kinetics, Champaign, IL, 1995.
- [28] P. Konrad, *ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, Noraxon Inc., Scottsdale, Arizona, USA, 2005.
- [29] G. Robertson, G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, and S. Whittlesey, *Research Methods in Biomechanics*, Human Kinetics, Champaign, Illinois, USA, 2013.
- [30] R. Merletti and P. Di Torino, "Standards for reporting EMG data," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 9, no. 1, pp. 3–4, 1999.
- [31] R. N. Carpinelli, "The size principle and a critical analysis of the unsubstantiated heavier-is-better recommendation for resistance training," *Journal of Exercise Science and Fitness*, vol. 6, no. 2, pp. 67–86, 2008.
- [32] E. J. Drinkwater, E. J. Pritchett, and D. G. Behm, "Effect of instability and resistance on unintentional squat-lifting kinetics," *International Journal of Sports Physiology and Performance*, vol. 2, no. 4, pp. 400–413, 2007.
- [33] M. Kohler, S. P. Flanagan, and W. C. Whiting, "Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 24, no. 2, pp. 313–321, 2010.
- [34] J. M. McBride, T. R. Larkin, A. M. Dayne, T. L. Haines, and T. J. Kirby, "Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting," *International Journal of Sports Physiology and Performance*, vol. 5, no. 2, pp. 177–183, 2010.
- [35] D. G. E. Robertson, J. M. J. Wilson, and T. A. St Pierre, "Lower extremity muscle functions during full squats," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 24, no. 4, pp. 333–339, 2008.
- [36] A. H. Saeterbakken, V. Andersen, and R. van den Tillaar, "Comparison of kinematics and muscle activation in free weight back squat with and without elastic bands," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 30, no. 4, pp. 945–952, 2016.
- [37] M. Rippetoe and L. Kilgore, *Starting Strength: Basic Barbell Training*, The Aasgaard Company, Wichita Falls, TX, 2nd ed edition, 2007.
- [38] P. Comfort and P. Kasim, "Optimizing squat technique," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 29, no. 6, pp. 10–13, 2007.
- [39] D. Diggin, C. O'Regan, N. Whelan et al., "A biomechanical analysis of front vs. back squat: injury implications," *Portuguese Journal of Sport Sciences*, vol. 11, no. 2, pp. 643–646, 2011.
- [40] H. Matsumoto, Y. Suda, T. Otani, Y. Niki, B. B. Seedhom, and K. Fujikawa, "Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability," *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 6, no. 1, pp. 28–32, 2001.
- [41] J. C. Walsh, J. F. Quinlan, R. Stapleton, D. P. FitzPatrick, and D. McCormack, "Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during 'free squat' weight lift training," *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 35, no. 6, pp. 927–932, 2007.

