



T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü



**Vücut Ağırlığı ile Yapılan Skuat: Egzersiz Sırasındaki
Kinematik Değişimler ve Yere Uygulanan Kuvvetlere
Etkisi**

Yüksek Lisans Tezi

Berkant ERMAN

Spor Sağlık Anabilim Dalı

İzmir
2019

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

**Vücut Ağırlığı ile Yapılan Skuat: Egzersiz Sırasındaki
Kinematik Değişimler ve Yere Uygulanan Kuvvetlere**

Etkisi

Berkant ERMAN

Danışman
Doç. Dr. Mehmet Zeki Özkol

Spor Sağlık Anabilim Dalı
Spor Sağlık Bilimleri Yüksek Lisans

İzmir
2019

Tez Değerlendirme Kurulu Üyeleri

(Adı Soyadı)	(İmza)
Başkan (Danışman) : Doç.Dr. Mehmet Zeki ÖZKOL	
Üye : Doç. Dr. Tolga AKŞİT	
Üye : Dr.Öğr.Üyesi Hikmet VURGUN	

Yüksek Lisans Tezinin kabul edildiği tarih: 29/11/2019

Önsöz

Dünyada en yaygın yapılan egzersiz hareketlerinden biri olan skuat egzersizine dair birçok araştırma günümüze kadar yapılmış ve halen yapılmaya devam etmektedir. Hareketin birçok değişkeninin bulunması, genel kuvvet kazanımı sağlaması, gündelik hayata yardımcı olması, hatta rehabilitasyon programlarında dahi bu egzersizin uygulanabilir olması bu konunun araştırılma sebeplerinden sadece birkaçı diyebiliriz. Ayrıca profesyonel anlamda birçok spor branşındaki sporculara direk veya yardımcı kuvvet gelişimi için katkıda bulunması, antrenman programlarında yer alması, teknolojinin ve analiz yöntemlerinin gelişmesiyle beraber her gün yeni bir bilginin daha detaycı bir yaklaşım sergilenerek araştırılıp ve ortaya konmasına sebep olmaktadır.

Biz de bu konuya yaklaşımımızın detaylı olması gerektiğine karar vererek, skuat hareketi sırasında eklem hareket genişliklerini gözlemleyip, yere uygulanan kuvvetlerin analizini gerçekleştirmek istedik. Burada ortaya koyacağımız veriler ışığında bu harekete yaklaşımın daha detaylı olarak anlaşılması ve yeni çalışmalar için katkı sağlaması amaçlanmıştır.

İzmir, 29.11.2019

Berkant ERMAN

Özet

Vücut Ağırlığı ile Yapılan Skuat: Egzersiz Sırasındaki Kinematik Değişimler ve Yere Uygulanan Kuvvetlere Etkisi

Bu çalışmanın amacı, vücut ağırlığı ile yapılan skuat egzersizi sırasında kalça, diz ve ayak bileği eklem hareket genişliklerini ve yere uygulanan kuvvetleri detaylı şekilde analiz etmektir. Çalışmaya, kuvvet egzersiz geçmişine sahip, haftada en az 3 gün kuvvet egzersizi yapmaya devam eden, sağ bacağı dominant olan 20 erkek (yaş: $23,7 \pm 3,2$, boy: $178,8 \pm 7,12$ cm., kilo: $78,74 \pm 11,48$ kg., vücut kütle indeksi: $25 \pm 3,83$ kg/m², vücut yağ oranı: $\%12,83 \pm 4,74$) katılmıştır. Katılımcılar ek ağırlık kullanmadan vücut ağırlığı ile tükenene kadar 4 adet yük hücresi üzerinde (her bir ayağın ön ve arka kısımlarında birer tane yük hücresi olacak şekilde) skuat egzersizi yaptırıldı, hareket sırasında skuat uygulama formuna müdahale edilmedi ve kuvvet verileri alındı. Eş zamanlı olarak, performans sırasında gerçekleşen eklem hareket genişliği analizi için video kaydı alındı. Skuat temposu metronom (45 vuruş/dak., 1:0:1:0) ile sabitlendi. Elde edilen veriler %33'lük bölümlere ayrılarak (3 bölüm), %95 güven aralığında, çarpıklık değeri (Skewness), basıklık değeri (Kurtosis) ve normal dağılım istatistiği (Shapiro-Wilks) testleri uygulandı. Verilerin karşılaştırılmasında Paired Sample T-test fark istatistiği analizi uygulandı ve istatistiki anlamlılık düzeyi olarak " $p \leq 0.05$ " kabul edildi.

Skuat performansının 1.%33'lük, 2.%33'lük ve 3.%33'lük bölümünde; sağ ve sol ayaklar arasında yere uygulanan kuvvetlerde anlamlı farklılık bulunamamıştır (*sirasıyla*; $p=0,974$; $p=0,484$; $p=0,715$). Sağ ve sol ayağın ön kısımlarının yere uyguladığı kuvvetler toplamı ile sağ ve sol ayağın arka kısımlarının yere uyguladığı kuvvetler toplamı arasında 1., 2. ve 3.%33'lük bölümlerde anlamlı farklılık bulunmuştur (*sirasıyla*; $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,002$). Sağ ayağın ön ve arka kısımlarının yere uyguladığı kuvvetler arasında 1., 2. ve 3.%33'lük bölümlerde anlamlı farklılık bulunmuştur (*sirasıyla*; $p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,002$). Sol ayağın ön ve arka kısımlarının yere uyguladığı kuvvetler arasında sadece 1.%33'lük bölümde anlamlı fark bulunmuşken ($p=0,024$), 2. ve 3.%33'lük bölümlerde anlamlı farklılık saptanamamıştır (*sirasıyla*; $p=0,114$; $p=0,343$). Skuat performansında gerçekleşen eklem hareket genişlikleri incelendiğinde, kalça eklem hareket genişliği 1.%33'lük

bölüm ile 3.%33'lük bölüm arasında ($p=0,044$), 2.%33'lük bölüm ile 3.%33'lük bölüm arasında ($p=0,034$) anlamlı farklılık bulunmuştur. Diz eklem hareket genişliğinin 1.%33 ve 3.%33'lük bölümü arasında ($p=0,014$) ve 2.%33'lük bölüm ile 3.%33 bölüm arasında ($p=0,005$) anlamlı farklılık bulunmuştur. Ayak bileği eklem hareket genişliğinin 1.%33'lük bölümü ile 2.%33'lük bölümü arasında ($p=0,045$) anlamlı farklılık bulunmuştur. Ayak bileğinin eklem hareket genişliğinde diğer bölümlerde anlamlı farklılık bulunamamıştır.

Bu sonuçlara göre skuat performansı sırasında dominant bacak ile destek bacağı arasında yere uygulanan kuvvetlerde bir denge vardır. Vücut ağırlığı dağılımı ayakların arka kısmında olmasına rağmen, performansın sonlarında ön ayaklara doğru bir yük aktarımı vardır. Sol (destek ayak) ayağın ön ve arka kısımlarının yere uyguladıkları kuvvetlerdeki farklılık, performans sonlarına doğru birbirine yaklaşmıştır, sol ayağın ön ve arka kısımları dengeli bir şekilde yere kuvveti uygulamaya başlamıştır, sağ ayakta böyle bir durumla saptanamamıştır. Bu sonuç; yorgunluk oluştuğunda ön-arka dengede daha çok destek ayağın rol oynadığını düşündürmektedir. Performans sonlarına doğru yorgunluk oluşmasıyla beraber; kalça, diz ve ayak eklem hareket genişliğinin arttığı bulunmuştur. Performansın ilerleyen safhalarında öne doğru yere uygulanan kuvvetlerin artmasında bu eklem hareket genişliklerinin rol oynadığı söylenebilir.

Anahtar Kelimeler; skuat; yere uygulanan kuvvet; eklem hareket genişliği

Abstract

The Bodyweight Squat: Kinematic Changes During Exercise and Effects on Ground Reaction Forces

The aim of this study was to analyze in detail the effects of ROMs of trunk, knee, hip, ankle and ground reaction forces during bodyweight squat exercise. 20 volunteer male who have dominant right leg, strength exercise background and continue to strength exercises for at least 3 days a week (age: $23,7 \pm 3,2$, height: $178,8 \pm 7,12$ cm., weight: $78,74 \pm 11,48$ kg., BMI: $25 \pm 3,83$ kg/m², fat rate: $12,83 \pm 4,74$ %) were participated in this study. Squat exercise was performed on 4 load cells (the fore and hind parts of each foot on two different load cells for one foot) until the participants were failure to continue without any additional weight. They performed self-selected depth squat. Simultaneously, video recording was started for range of motion analysis during performance. Squat tempo was fixed with metronome (45 bpm./min., 1:0:1:0). The obtained data were divided into three 33% sections and also skewness, kurtosis and normal distribution statistics (Shapiro-Wilks) tests were performed in 95% confidence interval. Paired Sample T-test difference statistics were used to compare the data and statistical significance level was set at " $p \leq 0.05$ ".

1st. 33%, 2nd. 33% and 3rd. 33% of squat's performance; no significant difference was found on the ground reaction forces between the right and left feet. (respectively ; $p = 0.974$; $p = 0.484$; $p = 0.715$,). A significant difference was found between all the ground reaction forces applied to ground by the back parts of the right feet and left feet (1st.33% $p = 0.001$; 2nd.33% $p = 0.001$; 3rd.33% $p = 0.002$). A significant difference was found between 1st., 2nd. and 3rd. 33% sections on the ground reaction forces by the fore and hind parts of the right foot. (respectively; $p = 0.001$; $p = 0.001$; $p = 0.002$). On the ground reaction forces applied to the fore and hind parts of the left foot only a significant difference was found in 1st.33% section ($p = 0,024$), while there was no significant difference in the second and third 33% section (respectively; $p = 0,114$; $p = 0,343$). In terms of range of motions in the squat performance , significant differences were found between the range of motion of the trunk, between 1st.33% and 3rd.33% ($p = 0.044$), 2nd.33% and 3rd.33%, ($p = 0.034$). Significant differences were found between range of motions knee joint 1st. 33% and 3rd. 33% ($p = 0.014$); 2nd. 33% and 3rd.33% (0.005). Significant differences were only found between 1st.

33% and 2nd. 33% of the range of motion of ankle ($p = 0.045$). There was no significant difference in the range of motion of ankle joint in other sections.

According to these results, there is a balance in terms of the force applied to the ground between the dominant leg and the support leg during the performance of squat. Although the body weight distribution is at the back of the feet, there is a load transfer towards the forefoots at the end of the performance. The differences applied to ground reaction forces by the fore and hind parts of the left (support foot) foot was balanced by the load distribution towards the end of the performance. This suggests that the support foot makes more effort for balance as fatigue occurs. End-of-performance fatigue can cause trunk, knee and ankle of range of motions increase. It can be said that increase of ground reaction forces towards to front, these forces is effected by increases of range of motions.

Keywords; squat; ground reaction forces; range of motions

İçindekiler

Önsöz.....	II
Özet.....	III
Abstract.....	V
İçindekiler	VII
Tablolar Dizini.....	VIII
Resimler Dizini	IX
Kısaltma Listesi.....	X
Giriş.....	1
1.1. Araştırmanın Problemi.....	2
1.2. Araştırmanın Sorusu	2
1.3. Araştırmanın Hipotezleri	2
1.4. Araştırmanın Varsayımları.....	3
1.5. Araştırmanın Sınırlılıkları	3
1.6. Araştırmanın Amacı	3
2. Genel Bilgiler	4
3. Gereç ve Yöntem	10
3.1. Araştırmanın Tipi	10
3.2. Araştırmanın Yeri.....	10
3.3. Araştırmanın Değişkenleri	10
3.4. Araştırma Evreni ve Örneklemi	10
4.1. Antropometrik Ölçümler İçin Kullanılan Araç-Gereçler	11
4.2. Test Sırasında Kullanılan Araç-Gereçler	12
4.3. Kalibrasyon ve Yük Hücreleri Denge Ayarı.....	15
4.4. Analiz Yöntemi.....	17
Bulgular.....	19
Tartışma	35
Sonuç ve Öneriler	39
Kaynaklar	41
Ekler	46
Teşekkür	53
Özgeçmiş	54

Tablolar Dizini

Tablo 1. Katılımcıların Tanımlayıcı İstatistikleri ($n=20$)	19
Tablo 2. Skuat Egzersiz Performansının İlk %33'lük Bölümünün Tanımlayıcı İstatistiği.....	19
Tablo 3. Skuat Egzersiz Performansının İkinci %33'lük Bölümünün Tanımlayıcı İstatistiği.....	20
Tablo 4. Skuat Egzersiz Performansının Üçüncü %33'lük Bölümünün Tanımlayıcı İstatistiği.....	21
Tablo 5. Skuat Egzersiz Performansının Sağ Ayağın Yere Uyguladığı Kuvvetlerdeki Fark İstatistiği ($n=20$)	21
Tablo 6. Skuat Egzersiz Performansının Sol Ayağın Yere Uyguladığı Kuvvetlerdeki Fark İstatistiği ($n=20$)	22
Tablo 7. Skuat Egzersiz Performansının Sağ ve Sol Ön Ayağın Toplam Yere Uyguladığı Kuvvetlerdeki Fark İstatistiği ($n=20$)	23
Tablo 8. Skuat Egzersiz Performansının Sağ ve Sol Arka Ayağın Toplam Yere Uyguladığı Kuvvetlerdeki Fark İstatistiği ($n=20$)	23
Tablo 9. Skuat Egzersiz Performansının Diz Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliğinin Fark İstatistiği ($n=20$).....	24
Tablo 10. Skuat Egzersiz Performansının Kalça Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliğinin Fark İstatistiği ($n=20$).....	24
Tablo 11. Skuat Egzersiz Performansının Ayak Bileği Ekstansiyon (Dorsi Fleksiyon), Fleksiyon (Plantar Fleksiyon) ve Eklem Hareket Genişliğinin Fark İstatistiği ($n=20$)	25

Resimler Dizini

Resim 1. Vücut Kompozisyonu ve Antropometrik Ölçüm Cihazları.....	11
Resim 2. Metronom	12
Resim 3. Yük Hücreleri	12
Resim 4. Veri Analiz Sistemi ve Yazılım Arayüzü.....	13
Resim 5. Kamera	14
Resim 6. İşaretleyici	14
Resim 7. Kinovea Hareket Analiz Programı	14
Resim 8. Yük Hücresi Kalibrasyon	15
Resim 9. Yük Hücreleri Denge Ayarı	16
Resim 10. Uygulama Ortamı Genel Görünüm	16
Resim 11. AcqKnowledge Yazılım Arayüzü	17
Resim 12. Açık Analizi, Üçüncü %33'lük Bölümden Kalça, Diz ve Ayak Bileğinin Bir Arada Bulunduğu Kesit (<i>Kinovea, Angular Kinematics</i>).....	18
Resim 13. Yere Uygulanan Kuvvetlerin (<i>Sağ ve Sol Ön Ayak-Sağ ve Sol Arka Ayak</i>) İlk %33'lük Bölümün Fark Analizi ($n=20$)	26
Resim 14. Yere Uygulanan Kuvvetlerin (<i>Sağ ve Sol Ön Ayak- Sağ ve Sol Arka Ayak</i>) İkinci %33'lük Bölümün Fark Analizi ($n=20$)	27
Resim 15. Yere Uygulanan Kuvvetlerin (<i>Sağ ve Sol Ön Ayak-Sağ ve Sol Arka Ayak</i>) Üçüncü %33'lük Bölümün Fark Analizi ($n=20$)	28
Resim 16. Sol Ayakta Yere Uygulanan Kuvvetlerin (<i>Ön ve Arka</i>) 1., 2., 3. %33'lük Bölümün Fark Analizi ($n=20$)	29
Resim 17. Sağ Ayakta Yere Uygulanan Kuvvetlerin (<i>Ön ve Arka</i>) 1., 2., 3. %33'lük Bölümün Fark Analizi ($n=20$)	30
Resim 18. Skuat Performansının 1.%33'lük Bölümünde Gerçekleşen Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliği (EHG) Ortalama Değerleri.....	31
Resim 19. Skuat Performansının 2.%33'lük Bölümünde Gerçekleşen Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliği (EHG) Ortalama Değerleri.....	32
Resim 20. Skuat Performansının 3.%33'lük Bölümünde Gerçekleşen Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliği (EHG) Ortalama Değerleri	33
Resim 21. Skuat Performansının 1., 2., 3. %33'lük Bölümünde Gerçekleşen Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliği (EHG) Değerleri.....	34

Kısaltma Listesi

EHG	:	Eklem Hareket Genişliği
TM	:	Tekrar Maksimum
N	:	Newton
Nm	:	Newton Metre
AÇB	:	Arka Çapraz Bağ
ÖÇB	:	Ön Çapraz Bağ
GM	:	Gluteus Maksimus Kası
YUK	:	Yere Uygulanan Kuvvet

Giris

Skuat egzersizi, kuvvet ve güç artışı için uygulanan en yaygın egzersiz türlerinden biridir (Abelbeck, K.G., 2002). Bu egzersizin kuvvet ve güç artışı için popüler olması, günlük aktivitelerde dahi yer alması (yerden ağırlık kaldırma vb.) sebebiyle birçok araştırmada bu egzersizin analizi yapılmıştır (Pepperell 2015; Sanford 2016; Mengarelli 2018).

Egzersiz esnasında “kinetik zincir” olarak bilinen birbirlerine bağlı yapıların skuatın doğru ve verimli yapılması için çok önemlidir. “Kinetik”; sinir sisteminden kas ve iskelet sistemine ve eklem-den-ekleme kuvvet aktarımını, “zincir” ise vücuttaki tüm eklemlerin birbirine bağlı yapısını ifade eder. Temel olarak, kinetik zincir insan hareket sistemi olarak düşünülebilir (Clark ve Lucett, 2011). Bu sebepler dolayısıyla bu dinamik egzersiz (skuat) uygulanırken birçok faktörün etkisi altında kalmaktadır. Bu etki faktörleri; simetrik veya asimetrik yere uygulanan kuvvetler, gövde mobilizasyonu ve stabilizasyonu, ayak bileği mobilizasyonu, kalça mobilizasyonu, diz eklemi stabilizasyonu (Kritz ve ark., 2009), bacak kaslarının kuvvet dengesi ve kuvveti, kor (core) kaslarının kuvveti (bel bölgesi kasları-çekirdek bölge), diz ekleminde bulunan bağların sağlıklı olup olmaması (Webster, ve ark, 2015), hareket esnasında ayakların yere basma pozisyonu (Escamilla, 2001; Lorenzetti, 2018), egzersizi uygulama esnasında baş pozisyonunun konumu (Donnelly ve ark, 2006) gibi faktörler şeklinde sıralanabilir. Sederter yaşam tarzı, şiddetli fiziksel travmalar, yeterli eklem hareket genişliği (EHG) bulunmaması bu zinciri bozan önemli negatif faktörlerdir. Skuat egzersizinin inceleme basamakları dikkate alındığında yukarıdaki etkilerden dolayı çok yönlü bir değerlendirme yapılması kaçınılmaz hale gelmiştir.

Literatürdeki çalışmaların çoğunda yEMG (yüzeysel elektromiyogram) ile bacak kas aktivasyonu ölçümü ve tek yük hücresiyle yere uygulanan kuvvet, çoğunda ise yardımcı yük ile birlikte analiz edilmiştir. (Kellis ve ark.,2005; Fortenbaugh 2008; Zink ve ark, 2006).

Bu tez çalışmasında; skuat egzersizine kinematik anlamda etki eden, kalça, ayak bileği ve diz eklem hareket genişlikleri (EHG) dikkate alınarak; skuat egzersizi esnasında yere uygulanan kuvvetlere etkisi analiz edilecektir. Daha önce yapılmış tüm çalışmalarda yere uygulanan kuvvetler sağ ve sol bacakta analiz edilerek, sadece bir veya iki adet yük hücresiyle yapılmıştır, bizim çalışmamızda dört adet yük hücresi

kullanılarak, hareket esnasında sağ-sol bacak dahil, ayağın ön-arke (parmak-topuk) kısımlarının da yere uyguladıkları kuvvet farklılıklarını ortaya koyacak daha detaylı bir analiz gerçekleştirmektedir.

1.1. Araştırmanın Problemi

Araştırma literatürde daha önce vücut ağırlığı ile uygulanan skuat egzersizleri analizlerinden daha detaylı bir analiz gerçekleştirilecektir. Bugün gelinen noktada hakkında çok fazla araştırma yapılmış bu konunun hala eksik noktaları görölmektedir. Gerçekleştirecek olan analizin antrenör ve eğitmenlere, uyguladıkları değerlendirmeler konusunda daha detaylı fikir sahibi olabilmeleri önemlidir. Bu değerlendirme metodlarını uygularken bireylerde gördükleri eksikliklere ve bu yaklaşımlarının kişilerin egzersiz esnasında da EHG yönünden daha detaylı bilgileri açığa çıkararak, yere uygulanan kuvvetlere dolayısıyla doğru kuvvet gelişimde olası karşılaşılaşılabilecek sorunları (asimetrik kuvvet gelişimi engellemek vb.) tahmin edebilmeleri sağlanacaktır.

1.2. Araştırmanın Sorusu

Skuat egzersizi uygulamasında kalça, diz ve ayak bileği eklem hareket açılarındaki değişimin yere uygulanan kuvvetlere bir etkisi var mıdır?

1.3. Araştırmanın Hipotezleri

- a. Egzersiz sırasında yapılan toplam tekrar sayısının son %33'lük bölümünde yere uygulanan kuvvet dominant bacakta anlamlı derecede daha yüksek olacaktır.
- b. Egzersiz sırasında toplam tekrar sayısının son %33'lük bölümünün kinematik analizinde, ilk %33'lük kısma göre kalça, diz ve ayak bileği eklem hareket açıları (EHG) değişecek ve yere uygulanan kuvvetlerdeki düzensizlik, anlamlı derecede daha farklı olacaktır.

1.4. Araştırmanın Varsayımları

- a. Katılımcılar laboratuvar ortamının evre faktörlerinden aynı derecede etkilenmiştir.
- b. Katılımcıların maksimum tekrar sayıları, 1 tekrar daha yapamayacak tekrar sayısıdır.
- c. Katılımcılar laboratuvar testlerine aynı motivasyon ve istekle katılmıştır.
- d. Katılımcıların metronoma uyumu kusursuz denilebilecek düzeydeydi.
- e. Katılımcılar antropometrik ölçümler için en az 2 saat önce son öğünlerini tüketmişlerdir.
- f. Her bir katılımcıya yerleştirilen işaretleyiciler bireysel farklılıklara bakılmaksızın kişiye göre en doğru eklem birleşim yerlerine yerleştirilmiştir.

1.5. Araştırmanın Sınırlılıkları

Araştırma Ege Üniversitesi bünyesinde bulunan 18-30 yaş aralığında 20 kişiyle sınırlıdır.

Katılımcılardan beklenen tükenme seviyesine kadar yapılması gereken tekrar sayısı her katılımcıya göre ulaşılan maksimum tekrar sayısı olarak kabul edilmiştir.

1.6. Araştırmanın Amacı

Skuat egzersizi sırasında kalça, diz ve ayak bileği eklem hareket genişliklerini ve yere uygulanan kuvvetleri detaylı bir şekilde analiz etmektir.

2. Genel Bilgiler

2.1 Skuat

Skuat birçok egzersiz programı için kullanılan önemli bir egzersiz türü olmasının yanı sıra ligament lezyonlarında, patellafemoral disfonksiyonlarında, ayak bileği mobilite gelişiminde dahi kullanılan rehabilitatif etkiye sahip bir egzersiz türüdür. (Dahlkvist ve ark; 1982). Bu nedenlerden ötürü dünyanın en yaygın kullanılan egzersiz türlerinden biridir (Abelbeck, K.G., 2002). Bir diğer sebep olarak da tek bir hareketle birçok kas grubunun çalışmasıyla birlikte kazanılan kuvvetle beraber gündelik hayatın kalitesini arttırmada bize yardımcı olmasıdır (Fry ve ark; 2003).

Dinamik skuat kişinin ayakta kalça ve diz tam ekstansiyonu ile başlar. Ardından kalça, diz ve ayak bileği fleksiyonuyla aşağıya iniş safhası gerçekleşir. Eklem hareket genişliklerin izin verdiği ölçüde istenilen fleksiyona ulaştıktan sonra tekrar tam ekstansiyona ulaşmasıyla son bulur. Hareketin gerçekleştiriliş safhasında çoğunluk olarak alt ekstremitte kasları devrede olur. Bu kas gruplarına örnek olarak, kuadriceps femoris, kalça ekstansör kasları, kalça addüktör ve abdüktör kasları, kalf kasları diyebiliriz. Genel anlamıyla önemli rol oynayan kas gruplarının yanı sıra birçok sinerjist kas gruplarında hareketin gerçekleşmesi için gereklilik olarak devreye girmektedir ve hareket sırasında yaklaşık 200 kas aktif olarak rol almaktadır (Solomonow ve ark; 1987)

Skuat, dizin eklem hareket genişliği açısından 3 farklı derecede uygulanabilen bir egzersiz türüdür. Diz yaklaşık 40° fleksiyon safhasında iken; kısmi skuat, 70-100 ° arasında iken; yarım skuat, 100° ve üzeri derecelerde incelendiğinde dip (deep) skuat olarak değerlendirilmektedir (Escamilla, 2001). Fakat uluslararası kesin olarak kabul görmüş eklem açıları olduğunu da söylemek çok mümkün değildir. Çünkü yorgunluk, ayakların yere basma pozisyonu ve kaldırılan yük gibi etkiler tüm bunları etkilemektedir ve hareket kinematığını değiştirmektedir.

Skuat doğru yaklaşımlarla, doğru bir gelişim gösterildiğinde zaman sakatlanma ihtimali düşük egzersiz türlerinden biridir. Fakat özellikle yanlış teknik , yanlış yük kullanımından ligament hasarları, spondylosis gibi negatif durumlar görmek mümkündür (Vakos, 1990).

2.2 Skuat Sırasında Eklem Kinetik ve Kinematikleri

2.2.1. Ayak Bileği Kompleksi

Ayak bileği dorsifleksiyon, plantar fleksiyon, eversiyon, inveriyon ve az derecede addüksiyon ve abduksiyon gerçekleştirmektedir (V.Eijden ve ark;1987). Normal dereceleri yaklaşık olarak 20° dorsifleksiyon ve 50° plantar fleksiyon ve 5° eversiyon/inversiyon gerçekleştirmektedir. Dinamik olarak aktif rol alan öncü kas grupları olarak gastrocnemius ve soleus kaslarıdır. Bu kaslar plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon safhasında önemli yere sahiptir. Birçok kas grubu incelenmişken genel olarak bu kas gruplarının aktif rolü literatürde göz ardı edilmiştir. Maksimum tork skuat sırasında yaklaşık 50 ile 300 Nm. olarak kayıt edilmiştir (Escamilla, 2001).

Skuat hareketine başlamadan önce dik pozisyonda ağırlık dağılımına bakılmış ve plantar fleksiyon safhasında torkun ayağın orta kısımlarında olduğu görülmüştür (Carlos ve ark; 2008). Daha sonra plantar fleksiyonda oluşan torkun azalmasıyla birlikte yere uygulanan merkezi baskının topuklara doğru kaydığı gözlemlenmiş ve kalkış safhasında en son olarak yere uygulanan baskının öne doğru kaydığını gözlemlenmiştir. Fakat bu araştırmada skuat uygulama safhasında yapabildikleri kadar hızlı skuat egzersizi uygulanması gerektiği söylenmiştir. Bu da daha belirgin tempoda yapılabilecek bir skuat uygulamasında hareketin merkezi olarak hangi merkeze dağıldığını sorgulanmasına sebep olabilir.

Gastrocnemius kasının medial başı skuat egzersizi safhasında stabilite görevini üstlenerek, dizin valgus (içe dönüş) hareketini yapmasını engellemesine destek olmaktadır. Fakat medial gastrocnemius kasının, tibialis anterior kasının ve tibialis posterior kaslarının kuvvetinde bir dengesizlik veya yetersizlik söz konusu olur ise, dizin valgus hareketini yaptığı, ayak pronasyon hareketi, medial diz kayması gözlenemeyeceği görülmüştür. Soleus, gastrocnemius kasından yüksek dereceli fleksiyonda daha aktif rol üstlenmektedir. Ayrıca soleus kasında gerçekleşmiş olan bir gerginliğin, dorsifleksiyonun hareket genişliğini %20 oranında azalttığı görülmektedir (Bell, 2008).

2.2.2. Diz Kompleksi

Diz, sagittal planda 0° ile 160° fleksiyon yapabilme yeteneği olan tibiofemoral oluşumdan meydana gelir (Li., 2004, Signorile ve ark., 1995). Bu tibiofemoral yapı, tibia ve femur kemiklerinin birleşerek menteşe eklem yapısında bir mafsalsı yapıdır. Patella ise tibiofemoral eklem yerine destek olan patellofemoral yapıdır. Diz fleksiyon

safhasında yer değiştirerek dizin stabilizasyonu ve dize binen yükün dağılımı konusunda önemli rol oynar.

Diz bir dizi ligament ve kartillerden oluşmaktadır. En önemli ligamentlerinden olan ön çapraz bağının (ÖÇB) görevi anterior tibial translasyonu engellemesidir. Bu durum en çok dizin fleksiyon safhasında görülür. En yüksek gerilim ise 15°-30° diz fleksiyon açısında görülmüştür ve 60° den sonra dramatik olarak azalmıştır (Li., 2004).

Arka çapraz bağı (AÇB), ön çapraz bağı kadar önemli bir diğer ligament yapısıdır. En önemli görevi posterior tibial translasyonunu engellemesidir. En yüksek gerilim safhası 30° fleksiyondan sonra 90°'ye kadar olan safhada gerçekleşir (Li., 2004). AÇB' de, yükselme (kalkış) safhasında, alçalma safhasından (iniş) daha fazla gerilim kuvveti olduğu görülmüştür. En yüksek ölçüm 2,222 N. (Newton) dur (Hsieh , 2010). Maksimum kayıt edilmiş tibiofemoral baskı, powerlifting sporcularının vücut ağırlıklarının 2.5 katı ağırlık ile kaldırış yaptıklarında, ~130° diz fleksiyonu safhasında 8.000 N. ölçülerek kuadriceps tendonunda görülmüştür. Patellar tendonda ise aynı derece (~130°) fleksiyon safhasında 6.000 N. olarak ölçülmüştür. En büyük ölçüm ise patellar tendonda (patellanın tibia'ya bağlandığı bölüm) 10,000 N. – 15,000 N. olarak görülmüştür (Nagura ve ark, 2002). Vücut ağırlığı ile yapılan skuat sırasında bazı araştırmalar patellafemoralda meydana gelen gerimin vücut ağırlığının 3.75 ile 4.6 kat arasında arttığını bulmuşlardır (Dahlkvist, 1982; Escamilla, 2001). Quadriceps tendonunun patellar tendondan daha büyük olduğu düşünülürse çok daha fazla gerilimi taşıyabileceği düşünülebilir.

Diğer iki önemli ligament ise kolletaral ligament yapılarıdır. Medial kollateral ligament ve lateral kolleteral ligament olarak 2 adet bulunurlar. Diz in valgus/varus gibi hareketleri yapmasını engellemek birincil görevleridir.

Skuat sırasında en önemli kas gruplarından dinamik kasılma gerçekleştiren quadriceps femoris kas grubudur. Konsantrik fazda ve eksantrik fazda hareketin gerçekleşmesi için aktif haldedirler. Genel olarak en yüksek aktivasyon 80° – 90° derece fleksiyonlarda görülür (Escamilla., 2001; Walsh ve ark, 2007).

Bir diğer önemli kas grubu olan hamstring kas gruplarıdır. Teknik olarak quadriceps kas grubunun antagonisti olarak görev alırlar.

2.2.3. Kalça Eklemi

Top-soket eklem yapısına sahiptir. Femur başı ve kalça kemiğinin asetebulum (soket) kısmından meydana gelmiştir. 3 düzlemde hareket kabiliyetine sahiptir. Sagittal planda; ekstansiyon/fleksiyon, foreal düzlemde; abduksiyon/addüksiyon, transvers düzlemde; internal/eksternal rotasyon yapmaya olanak sağlar (Signorile ve ark., 1995). Normal hareket eklem genişliği fleksiyon için; $0^{\circ} - 135^{\circ}$ arasında, ekstansiyon için $0^{\circ} - 15^{\circ}$ arasındadır. Hareket kabiliyeti skuat sırasında $95^{\circ} \pm 27^{\circ}$ olarak bilinmektedir (Butler, 2007). Bu da dip skuat için kalça fleksiyonunun arttırılması için çalışmalar yapmak gerektiğini göstermektedir. Kalça mobilitesi dip skuat için yetersiz olan bireylerde ise hareketin devamını telafi etmek amacıyla kalça fleksiyonu görülmektedir.

Maksimum tork üretimi kalça fleksiyonunun skuat sırasındaki iniş fazının en alt kısmında maksimum düzeyde bulunmuştur (Nagura., 2002). Kalça de aşırı ileri yatış hareketi (excessive forward lean) bu tork çıktısını önemli derecede etkilemektedir.

En önemli öncül kas grupları hamstringler ve gluteus maksimus kas gruplarıdır. Gluteus maksimus (GM) kası en güçlü kalça ekstansörüdür. Aşağı iniş safhasında eksantrik olarak kasılır ve yukarı çıkış fazında konsantrik olarak kasılır. İliotibial band ile bağlı olması durumundan dolayı diz ve pelvis için stabilizör rolü de bulunmaktadır. En düşük değerler 90° de bulunmuştur (Escamilla.,2001.). Fakat ekstansör olarak en yüksek değeri yine bu derece (90°) vermektedir. GM'nin aktivasyonu skuat hareketinin derinliğinden oldukça fazla etkilenmektedir. Yapılan bir araştırmaya göre, kısmi ($\%16,92 \pm 8,78$) ve yarım skuat ($\%28,00 \pm 0,29$) yapıldığında aralarında anlamlı derece bir aktivasyon farkı bulunmamasına rağmen dip skuatta ($\%35,47 \pm 1,45$) anlamlı derece de yüksektir (Caterisano., 2002).

Hamstring kas grupları yukarıda bahsedildiği üzere önemli olan diğer öncül kas gruplarıdır. Skuat sırasında bu kas grubu orta derece aktif rol üstlenmektedir. En yüksek değerler 10° ile 70° diz fleksiyon safhasında oluştuğu görülmüş ve lateral hamstring kaslarının, medial hamstring kas gruplarına göre daha fazla aktif olduğu ölçülmüştür (Escamilla., 2001; Senter ve Hame, 2006;Walsh., 2007).

2.2.4. Gövde

Omurga 24 vertebradan oluşun ve her birinin 3° hareket kabiliyeti olan bir yapıdan meydana gelir. Sagital planda; fleksiyon ve ekstansiyon, foreal planda; fleksiyon ve ekstansiyon, tranvers planda; rotasyon hareketlerini gerçekleştirebilmektedir (Senter ve Hame, 2006). Gövdeyi oluşturan önemli kaslar; erektör spina, transvers abdominis, quadratus lumborum ve derin spinal (multifidus, rotatorlar, interspinalis, intertransversari) kaslardır. Lumbar erektör spina kası özellikle kalça stabilizasyonu, vertebral kayma, anterioposterior spinal bütünlük açısından skuat sırasında önemli işlevi vardır (Toungi ve ark., 2000). Uygun bir skuat için iyi bir stabilizasyonu bulunan bir kalçaya sahip olunmalıdır. Lumbar ve pelvis ilişkisi sebebiyle kalça fleksiyon safhasında lumbar fleksiyon gerçekleşmektedir. Özellikle ek yük ile yapılan skuat hareketinde vertebradaki dip kasların aktivasyonu kaldırış (yukarı çıkış) fazında çok önemlidir.

Spinal fleksiyon ve ekstansiyon da skuat sırasında önemli bir etkiye sahiptir. Fleksiyon halindeki bir lumbar bölgenin özellikle ek yük ile yapılan skuat sırasında bu yüklere toleransı azaltarak bu kuvvetin kaslara transferini azaltarak pasif dokulara iletilmesini sağlar, bu da disk hernisi risklerini arttırmaktadır (Matsumoto.,2001).

Yapılan bir çalışmada vücut ağırlığının 0,8 - 1,6 katı daha fazla ağırlık ile yapılan bir skuatın, L3-L4 omurlarına vücut ağırlığının 6-10 katı bir yük binmesine sebep olmaktadır. Daha fazla yüklerle beraber bu oran daha da artmaktadır (Cappozzo ve ark., 1985). Aynı zamanda nötral pozisyonda olan omurgada gerçekleşen her bir 2°'lik ekstansiyon ise omurlardaki baskıyı %16 oranında nötral pozisyona göre arttırmaktadır (Walsh.,2007). Bu bilgi ışığında özellikle ağır yükler ile gerçekleştirilen skuat sırasında sporcuların ve aktif spor yaşamı olan bireylerin çoğu hiperekstansiyon yapmaktadır. Burada omurlara binen yükün daha da arttığını söylemek mümkündür.

Skuat sırasında karşıya bakılması önerilen egzersiz tekniklerinden biridir. Yapılan bir çalışmada aşağı iniş safhasında başın aşağı bakış (öne eğik) konumda olması sebebiyle kalça fleksiyonunu % 4.5 oranında arttırmıştır (Donnelly.,2006). Bu sebeple egzersiz esnasında özellikle fleksiyon safhasında bakışın karşı yönlü olması, hareketin sağlıklı olması açısından önemlidir.

2.3. Skuat Performansını Etkileyen Değişkenler

2.3.1. Ayakların Yere Basış Pozisyonu

Skuat sırasında ayakların yere basma pozisyonu performansa etki etmektedir. Escamilla ve ark. (2001) performans sırasında yere ayaklarını geniş basan bireylerin (omuz genişliğinin % 158 - %196' si) %15 patellafemoral ve %16 tibifemoral baskı kuvvetlerinin, dar basan bireylere (omuz genişliğinin %87-%118'si) göre daha fazla olduğunu ortaya koymuşlardır. Diz fleksiyon açısının küçüldüğü safhalardan kalkışa doğru fleksiyon açısının büyüdüğü evrede üretilen kuvvet daha fazla olduğu ortaya konmuştur.

Yere dar basma sırasında, gastrocnemius kasının geniş basış pozisyonuna göre %21 daha fazla aktif olduğu ortaya konmuştur (Escamilla., 2001). Diğer bir araştırmaya göre de GM ve adduktör longus kasının geniş basış ile (omuz genişliğinin %140'ı) daha fazla aktif olduğu görülmüştür (Mccaw., 1999). Yapılmış çalışmalarda kalça ekstansör kaslarının ve adduktörlerin kassal torku geniş basış ile daha fazla olduğu görülmüştür (Hale ve ark., 2014; Ninos ve ark., 1997; Paoli , 2009).

2.3.2. Hareketin Hızı

Çalışmalar göstermişti ki daha hızlı yapılan skuatın eklem bölgeleri ve hızlı kaldırış ile eklem kinetiklerinde pozitif korelasyon bulunmuştur. Daha yüksek yapılan tempoda dizin anterioposterior kısmında %50 ve dize binen yükte %28 artış meydana gelmiştir (Hattin., 1989). Skuat hareketi sırasında kalçanın altta olduğu kalkış evresinden önceki durumdaki yaylanma safhasında %33'lük bir artış görülmüştür (Donnelly., 2006).

2.3.3. Yorgunluk

Yorgunluğun skuat hareketine etkisi vardır. Yorgunluk ile beraber görülen teknikteki bozulmalar sakatlanma ihtimalini arttırmaktadır. Yapılan bir çalışmada yorgunluk dizdeki proprioseptörler, kas ve eklem bölgelerindeki proprioseptölerindeki aktivetelerin azalması sebebiyle etkilemeye başlamıştır. Bu da dizdeki stabilizasyonu giderek bozan bir duruma yol açmıştır (Lattanzio.,1997).

Skuat performansı gerçekleşirken kuadriceps kaslarında oluşan yorgunlukla beraber tekniğin bozulmasıyla beraber özellikle lumbar bölgenin stabilitesinin bozulduğu görülmüştür (Trafimow.,1993).

3. Gereç ve Yöntem

3.1. Araştırmanın Tipi

Bu araştırma deneysel olup, açık uçlu ve kontrolsüz metod kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

3.2. Araştırmanın Yeri

Bu araştırma Ege Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Kuvvet Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.3. Araştırmanın Değişkenleri

Bağımsız Değişken: Skuat hareketindeki maksimal tekrar sayısının %33 lük dilimlere bölünmesi.

Bağımlı Değişken: Yere uygulanan kuvvetler (Sağ-Sol Bacak; Ön-Arka Ayak Kısımları), kalça, ayak bileği ve diz eklem hareket genişlikleri (EHG).

3.4. Araştırma Evreni ve Örnekleme

Araştırmanın evrenini; 18-30 yaşları arasında daha önceden skuat egzersizi yapmış ve spor geçmişi olan, daha önce kas-iskelet sistemi rahatsızlığı ve kardiyovasküler rahatsızlık geçirmemiş, haftanın en az 2-3 günü spor yapmaya devam eden bireyler oluşturacaktır.

Araştırmanın örneklemini; Ege Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'nde bulunan ve olasılığa dayalı olmayan örnekleme yöntemlerine uygun örnekleme yöntemi ile seçilecek 18-30 yaş arasındaki hedeflenen (n) katılımcı sayısına; güç büyüklüğü ($1-\beta$) = 0.799, 1. tip hata veya yanılma düzeyi olarak tabir edilen $\alpha=0.05$, etki büyüklüğü (d) = 0.5 olacak şekilde *G*Power 3.1.9.4* isimli bilimsel yazılım kullanılarak *t-test* analizi uygulanmıştır. Bu analiz sonucunda, Cohen (1988) tabloları referans olacak şekilde, hedeflenen (n) katılımcı sayısına "20" olarak karar verilmiştir.

Araştırma örneklemine dahil edilecek grubun belirlenmesinde aşağıda koşullar göz önünde bulundurulmuştur;

- Daha önce baş yaralanması geçirmeyen, kardiyovasküler rahatsızlığı olmayan, nörolojik ve psikiyatrik bozuklukları ile kas-iskelet sistemi sakatlığı bulunmayan,
- 1 yıl öncesine kadar herhangi bir medikal operasyon geçirmemiş,

- Skuat egzersizini kuvvet antrenmanı programında daha önce uygulamış ve uygulamaya devam eden,
- Düz taban (pes planus), çukur ayak (pes cavus), X bacak (genu valgum), parantez bacak (genu varum) gibi egzersize negatif etki edecek kronikleşmiş ekstremiteler rahatsızlığı ve kısıtlılığı bulunmayan,
- Hayatı boyunca en az bir spor branşı ile uğraşmış ve sporcu lisansı almış,
- Haftada en az 2-3 gün aktif egzersiz yapmaya devam eden bireyler, çalışmaya dahil edilmiştir.

4. Veri Toplama Araçları

4.1. Antropometrik Ölçümler İçin Kullanılan Araç-Gereçler

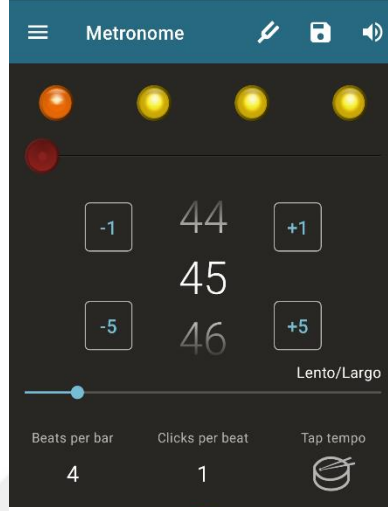
Katılımcıların tanımlayıcı antropometrik verileri (boy, vücut ağırlığı) saptanmıştır. Katılımcıların boy uzunluğu ölçümü 0,1 cm hassasiyetine sahip boy ölçer (Resim 1.,Seca, Germany) ile vücut kütlesi ölçümü 0,1 kg. hassasiyetine sahip taşınabilir baskül ile (Seca, Germany), ayakkabısız olarak ve şort – tişört kıyafetleri ile ölçülmüştür. Vücut yağ oranı ve beden kitle indeksi biyoelektrik impedans yöntemi ile vücut analizi cihazında (Tanita BC 418, USA) aç karna ölçülmüştür(Resim 1).



Resim 1. Vücut Kompozisyonu ve Antropometrik Ölçüm Cihazları

4.2. Test Sırasında Kullanılan Araç-Gereçler

Katılımcıların skuat egzersiz temposunu sabitlemek ve standart oluşturulması amacıyla dijital metronom kullanılmıştır.

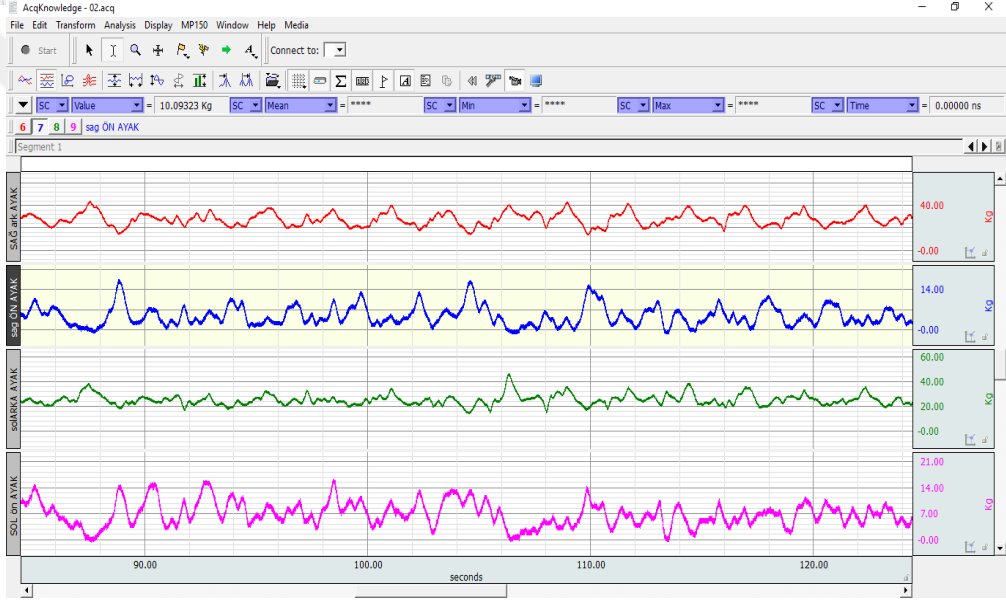


Resim 2. Metronom

Kuvvet verileri 4 adet platform tipi yük hücrelerinin (SPS Platform 60*60 cm, CAS Elektronik San. ve Tic. A.Ş., İstanbul, Türkiye) veri analiz sistemine bağlanmıştır (BIOPAC MP150, BIOPAC Systems, Inc., USA). Veri analiz sisteminden alınan veriler AcqKnowledge (4.4.2) yazılımı kullanılarak analiz edildi.



Resim 3. Yük Hücreleri



Resim 4. Veri Analiz Sistemi ve Yazılım Arayüzü

Skuat egzersizi sırasında katılımcıların eklem hareket genişliklerinin görüntü kayıtları Basler Ace acA1300-200uc kamerayla (Basler, Germany) kayıt alınmıştır. Kayıt edilen görüntülerden eklem hareket genişlikleri, hareket analiz programı (Kinovea

0.8.27) ile analiz edilmiştir. Eklem hareket genişliklerinin belirlenmesi için vücudun farklı eklem noktalarına yansıtıcı işaretleyiciler konumlandırılmıştır.



Resim 5. Kamera



Resim 6. İşaretleyiciler



Resim 7. Kinovea Hareket Analiz Programı

4.3. Kalibrasyon ve Yük Hücreleri Denge Ayarı

Uygulama öncesi yük hücrelerinin kalibrasyonu yapıldı. Katılımcı 4 yük hücresine birden basacağı için, vücut ağırlığının 4 yük hücresine dağılım oranına göre her bir yük hücresi kalibre edildi. Yük hücrelerinin yerleştirilmesi sırasında her bir yük hücresi birbirlerine paralel olduğundan emin olmak amacıyla su terazisi kullanılarak yük hücrelerinin ayarlanabilen ayaklarının yerden yüksekliği hassasiyet ile ayarlandı.



Resim 8. Yük Hücresi Kalibrasyon



Resim 9. Yük Hücreleri Denge Ayarı

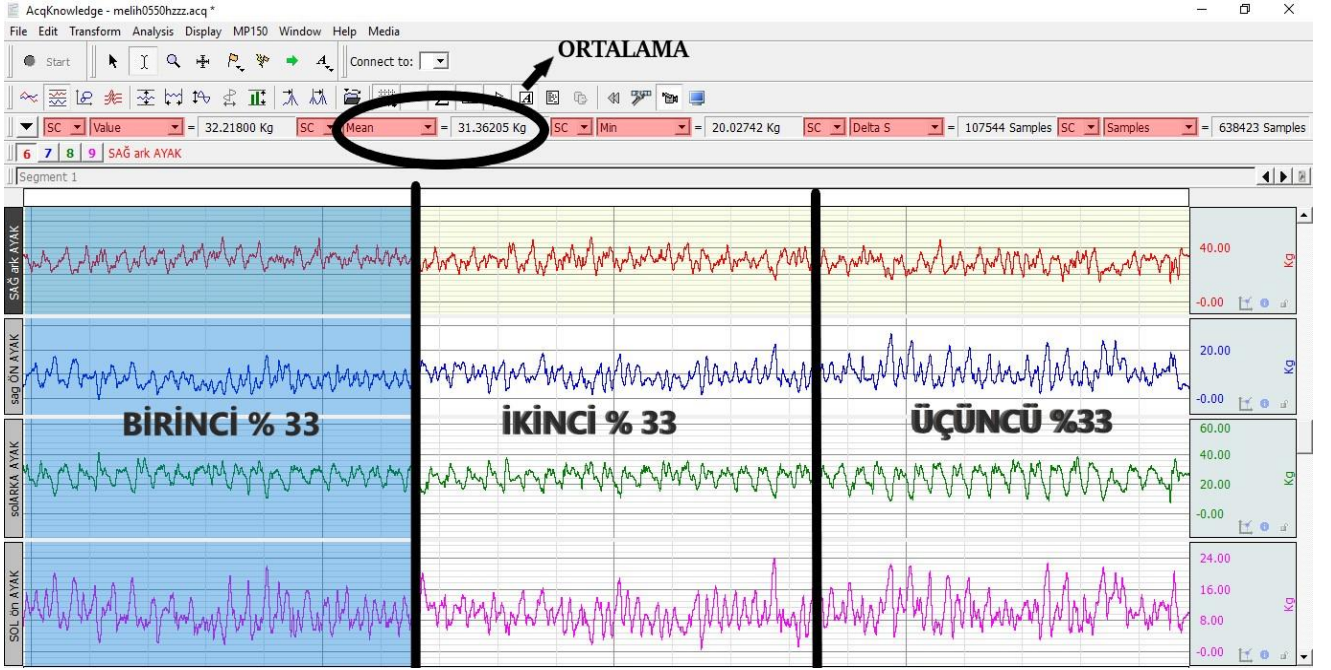
Kamera, skuat egzersizini yandan görecek Őekilde yerleŐtirildi ve katılımcılar gerekli süre ısınmalarını gerćekleŐtirdikten sonra, her bir yük hücreesine basacak Őekilde üzerlerine ćıktılar. Metronom kullanılarak katılımcıların tempoları sabitlendi. Metronom 45 vuruŐ/dak. (1:0:1:0) olarak ayarlandı. Bu tempoya uyum sağlayan katılımcılar uygulama ićin hazır bulunduktan sonra uygulama baŐlatıldı. Katılımcıların video hareket analizini kolaylaŐtırmak amacıyla arka planda siyah perde kullanıldı.



Resim 10. Uygulama Ortamı Genel Görünüm

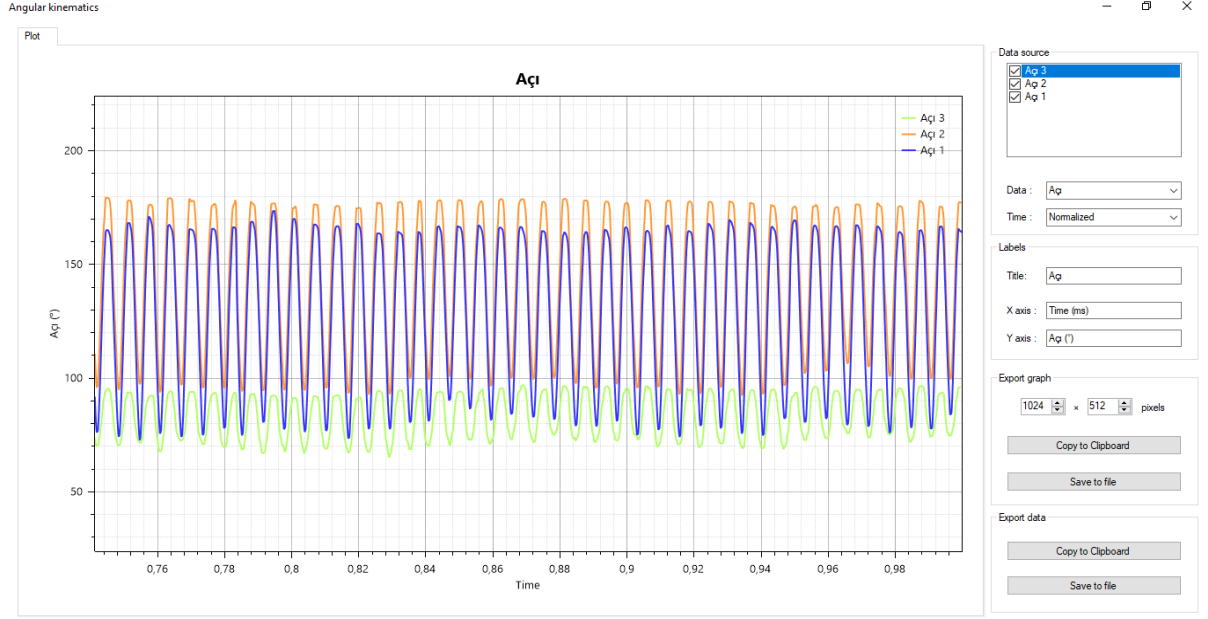
4.4. Analiz Yöntemi

Yük hücreleri veri analiz sistemine bağlanmıştır (BIOPAC MP150, BIOPAC Systems, Inc., USA). Veri analiz sisteminden 1000 Hz ile alınan veriler AcqKnowledge (4.4.2) yazılımı kullanılarak analiz edilmiştir. Analiz sırasında toplanan verilere elektrik akımından kaynaklanan gürültünün filtrelenmesi için 50 Hz IIR (Infimite Impulse Response) dijital filtre uygulandı. Yazılıma gelen veriler %33'lük dilimlere ayrılarak, her ayak için ayrı bölgelerin (sağ ön ayak,sol ön ayak,sağ arka ayak,sol arka ayak) %33'lük aralıklarla bulunan değerlerin ortalaması alındı.



Resim 11. AcqKnowledge Yazılım Arayüzü

Hareket analiz programı Kinovea (0.8.27) ile video kayıt ve yük hücrelerindeki veriler senkronize bir şekilde başlatılarak incelendi. Program özellikleri sayesinde her bir bölgeye farklı renk atanarak; kalça, diz ve ayak bileğinin en büyük, en küçük ve eklem hareket genişlikleri açı değerleri ayrı ayrı analiz edilip hesaplandı.



Resim 12. Açı Analizi, Üçüncü %33'lük Bölümden Gövde, Diz ve Ayak Bileğinin Bir Arada Bulunduğu Kesit (*Kinovea, Angular Kinematics*)

Hareket analizi ve yük hücreleri verileri SPSS 25.0 (SPSS Inc, Chicago, IL) istatistik programına aktarılarak, verilerin sayısal sunumunda aritmetik ortalama, standart sapma, standart hata, güven aralığı değeri (95% güven aralığında), çarpıklık değeri (skewness), basıklık değeri (kurtosis) ve normal dağılım istatistiği (Shapiro-Wilks) testleri kullanıldı. Yapılmış olan normal dağılım testi sonucuna göre parametrik olan analiz teknikleri uygulandı. Verilerin karşılaştırılmasında paired sample t-test fark istatistiği analizi uygulanmıştır ve istatistiki anlamlılık düzeyi olarak " $p \leq 0.05$ " kabul edilmiştir.

Bulgular

Bu çalışmanın amacı, skuat egzersizi sırasında, kalça diz ve ayak bileği eklem hareket genişliklerini ve yere uygulanan kuvvetleri detaylı bir şekilde analiz etmektir. Katılımcılara metronom ile sabitlenmiş tempoda (45 vuruş/dak.; 1:0:1:0) skuat yapmaları söylenmiştir. Bu araştırmaya katılan katılımcı profili, ortalama 23,7±3,2 yaş aralığında, boyları 178,8±7,12 cm., kiloları 78,74±11,48 kg., vücut kütle indeksleri 25±3,83 kg/m² ve vücut yağ oranları ise %12,83±4,74'tür.

Tablo 1. Katılımcıların Fiziksel Profilleri (n=20)

	En Küçük	En Büyük	Ortalama	S.S	Çarpıklık	Basıklık
YAS (yıl)	19	30	23,70	3,21	0,714	-0,067
BOY (cm)	168	192	178,8	7,12	-0,110	-1,018
KILO (kg)	58,6	99,1	78,740	11,48	0,156	-0,735
BKI (kg/m ²)	20,5	36,9	25,00	3,83	1,578	3,858
YAG_ORANI (%)	4,0	20,0	12,83	4,74	-0,581	-0,390

S.S: Standart Sapma

Tablo 1 'de katılımcıların yaş, boy, kilo, vücut kitle indeksi, yağ oranı parametrelerinin en küçük, en büyük, ortalama ve S.S, çarpıklık ve basıklık değerleri gösterilmiştir.

Tablo 2. Skuat Egzersiz Performansının İlk %33'lük Bölümünün Tanımlayıcı İstatistiği (n=20)

I. %33	En Küçük	En Büyük	Ort.	S.S.	Çarpıklık	Basıklık
SAG_ON_AYAK (kg)	3,110	21,880	11,980	5,415	0,306	-0,890
SAG_ARKA_AYAK (kg)	12,310	33,260	24,598	6,999	-0,776	-0,733
SAG (ON+ARKA) AYAK_TOPLAM (kg)	28,220	47,840	36,578	5,367	0,218	-0,129
SOL_ON_AYAK (kg)	7,834	33,500	14,964	7,148	1,168	0,860
SOL_ARKA_AYAK (kg)	8,780	34,980	21,580	6,818	0,117	-0,288
SOL_(ON+ARKA) AYAK_TOPLAM (kg)	25,160	47,260	36,544	7,034	0,097	-1,383
ON_(SAG+SOL) AYAK_TOPLAM (kg)	12,900	55,380	26,945	12,217	0,771	-0,160
ARKA_(SAG+SOL) AYAK_TOPLAM (kg)	21,090	64,250	46,178	12,991	-0,650	-0,642
VUCUT_TOPLAM (kg)	53,660	95,060	73,122	11,581	0,178	-0,831
DIZ_EKS (°)	166	179	172,30	3,74	-0,295	-0,882
DIZ_FLEX (°)	54	132	87,25	18,75	0,312	0,410
DIZ_EHG (°)	42	120	85,05	18,32	-0,300	0,458
KALCA_EKS (°)	161	179	174,80	5,44	-1,386	1,042
KALCA_FLEX (°)	49	102	77,30	14,47	-0,291	0,137
KALCA_EHG (°)	70	123	97,50	13,99	-0,185	-0,142
AYAK_BILEGI_EKS (°)	82	103	90,15	4,27	1,214	3,739
AYAK_BILEGI_FLEX (°)	56	86	68,65	8,45	0,467	-0,379
AYAK_BILEGI_EHG (°)	4	33	21,50	6,82	-0,560	0,969

S.S: Standart Sapma, Ort: Ortalama EKS: Ekstansiyon, FLEX: Fleksiyon, EHG: Eklem

Hareket Genişliği, Kg: Kilogram, (°): Derece

Tablo 2’de katılımcıların skuat performansının 1.%33’lük bölümünde sağ ve sol ayaklara ait yere uyguladıkları kuvvetler ve diz, kalça, ayak bileği ekstansiyon, fleksiyon ve eklem hareket genişliği açılarının, en küçük, en büyük, ortalama ve S.S, çarpıklık ve basıklık değerleri gösterilmiştir.

Tablo 3. Skuat Egzersiz Performansının İkinci %33’lük Bölümünün Tanımlayıcı İstatistiği ($n=20$)

2. %33	<i>En Küçük</i>	<i>En Büyük</i>	<i>Ort.</i>	<i>S.S.</i>	<i>Çarpıklık</i>	<i>Basıklık</i>
SAG_ON_AYAK (kg)	4,728	25,060	12,982	5,404	0,417	-0,489
SAG_ARKA_AYAK (kg)	12,050	34,220	23,925	6,362	-0,622	-0,611
SAG_(ON+ARKA)_AYAK_TOPLAM (kg)	28,300	48,100	36,907	5,211	0,041	-0,103
SOL_ON_AYAK (kg)	6,830	31,310	15,947	7,050	0,528	-0,479
SOL_ARKA_AYAK (kg)	10,690	33,280	20,148	6,332	0,301	-0,452
SOL_(ON+ARKA)_AYAK_TOPLAM (kg)	25,290	47,250	36,095	7,162	0,193	-1,297
ON_(SAG+SOL)_AYAK_TOPLAM (kg)	11,558	51,450	28,929	12,058	0,386	-0,993
ARKA_(SAG+SOL)_AYAK_TOPLAM (kg)	23,480	65,010	44,073	12,023	-0,407	-0,801
VUCUT_TOPLAM (kg)	53,590	95,280	73,003	11,445	0,181	-0,748
DIZ_EKS (°)	166	179	171,500	3,426	0,545	-0,220
DIZ_FLEX (°)	50	127	84,100	19,197	0,037	0,141
DIZ_EHG (°)	45	120	87,40	18,460	-0,188	0,297
KALCA_EKS (°)	163	179	174,35	5,060	-1,170	0,317
KALCA_FLEX (°)	47	104	75,35	15,742	0,055	-0,424
KALCA_EHG (°)	66	122	99,00	15,577	-0,443	-0,391
AYAK_BILEGI_EKS (°)	84	100	89,30	3,629	1,258	2,674
AYAK_BILEGI_FLEX (°)	53	85	66,60	8,647	0,631	0,087
AYAK_BILEGI_EHG (°)	8	35	22,70	6,650	-0,233	0,057

S.S: Standart Sapma, *Ort:* Ortalama, *EKS:* Ekstansiyon, *FLEX:* Fleksiyon, *EHG:* Eklem Hareket Genişliği, *Kg:* Kilogram, *(°):* Derece

Tablo 3’de katılımcıların skuat performansının 2.%33’lük bölümünde sağ ve sol ayaklara ait yere uyguladıkları kuvvetler ve diz, kalça, ayak bileği ekstansiyon, fleksiyon ve eklem hareket genişliği açılarının, en küçük, en büyük, ortalama ve S.S, çarpıklık ve basıklık değerleri gösterilmiştir.

Tablo 4. Skuat Egzersiz Performansının Üçüncü %33'lük Bölümün Tanımlayıcı İstatistiği (n=20)

3. %33	En Küçük	En Büyük	Ort.	S.S.	Çarpıklık	Basıklık
SAG_ON_AYAK (kg)	5,231	24,970	13,708	5,768	0,283	-1,066
SAG_ARKA_AYAK (kg)	11,840	30,790	22,666	6,528	-0,452	-1,342
SAG_(ON+ARKA)_AYAK_TOPLAM (kg)	28,290	47,210	36,375	5,153	0,154	-0,445
SOL_ON_AYAK (kg)	5,430	33,500	16,656	7,606	0,488	-0,194
SOL_ARKA_AYAK (kg)	8,280	34,160	19,330	6,518	0,188	-0,119
SOL_(ON+ARKA)_AYAK_TOPLAM (kg)	25,390	47,440	35,986	7,029	0,284	-1,257
ON_(SAG+SOL)_AYAK_TOPLAM (kg)	11,820	54,400	30,365	12,952	0,255	-1,010
ARKA_(SAG+SOL)_AYAK_TOPLAM (kg)	22,300	61,720	41,997	12,376	-0,276	-1,284
VUCUT_TOPLAM (kg)	53,680	94,650	72,362	11,399	0,298	-0,739
DIZ_EKS (°)	165	179	172,70	4,001	-0,281	-0,851
DIZ_FLEX (°)	47	128	83,15	19,497	0,083	0,347
DIZ_EHG (°)	49	122	89,55	18,130	-0,017	0,213
KALCA_EKS (°)	165	179	174,50	4,236	-0,743	-0,239
KALCA_FLEX (°)	48	98	73,55	15,585	-0,074	-1,157
KALCA_EHG (°)	73	125	100,95	16,220	0,001	-1,152
AYAK_BILEGI_EKS (°)	83	99	89,20	4,238	0,422	-0,227
AYAK_BILEGI_FLEX (°)	54	84	66,30	8,664	0,541	-0,351
AYAK_BILEGI_EHG (°)	10	33	22,90	6,719	-0,330	-0,745

S.S: Standart Sapma, Ort: Ortalama, EKS: Ekstansiyon, FLEX: Fleksiyon, EHG: Eklem Hareket Genişliği, Kg: Kilogram, (°): Derece

Tablo 4'te katılımcıların skuat performansının 3.%33'lük bölümünde sağ ve sol ayaklara ait yere uyguladıkları kuvvetler ve diz, kalça, ayak bileği ekstansiyon, fleksiyon ve eklem hareket genişliği açılarının, en küçük, en büyük, ortalama ve S.S, çarpıklık ve basıklık değerleri gösterilmiştir.

Tablo 5. Skuat Egzersiz Performansının Sağ Ayağın Yere Uyguladığı Kuvvetlerdeki Fark İstatistiği (n=20)

	Ort.Fark	S.S	S.H.Ort	%95 güven aralığı		t	sd	p
				Alt Limit	Üst Limit			
SAG_ON (1.%33 2.%33)	-1,001	2,518	0,563	-2,180	0,176	-1,779	19	0,091
SAG_ON (1.%33 3.%33)	-1,728	3,395	0,759	-3,317	-0,138	-2,276	19	0,035*
SAG_ON (2.%33 3.%33)	-0,726	1,635	0,365	-1,491	0,039	-1,986	19	0,062
SAG_ARKA (1.%33 2.%33)	0,672	2,613	0,584	-0,550	1,895	1,151	19	0,264
SAG_ARKA (1.%33 3.%33)	1,931	4,370	0,977	-0,114	3,976	1,976	19	0,063
SAG_ARKA (2.%33 3.%33)	1,258	2,842	0,635	-0,071	2,588	1,980	19	0,062
SAG_TOPLAM (1.%33 2.%33)	-0,329	0,710	0,158	-0,661	0,003	-2,073	19	0,052
SAG_TOPLAM (1.%33 3.%33)	0,203	2,475	0,553	-0,955	1,361	0,367	19	0,718
SAG_TOPLAM (2.%33 3.%33)	0,532	2,403	0,537	-0,592	1,657	0,991	19	0,334

* $p \leq 0.05$, **Ort.Fark**: Ortalama Fark; **S.S**: Standart Sapma; **S.H.Ort**: Standart Hata Ortalaması

Skuat performansı sırasında; Sağ ön ayağın ilk %33'lük yere uyguladığı kuvvet ile üçüncü %33'lük yere uygulanan kuvvet değerleri arasında ($Ort.fark=-1,728$, $S.S=0,759$, $t(19)=-2,276$, $p=0,035$) anlamlı fark bulunmuştur. Diğer parametrelerde anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Tablo 6. Skuat Egzersiz Performansının Sol Ayağın Yere Uyguladığı Kuvvetlerdeki Fark İstatistiği ($n=20$)

	Ort.Fark	S.S	S.H.Ort	%95 güven aralığı		t	sd	p
				Alt Limit	Üst Limit			
SOL_ON (1.%33- 2.%33)	-0,982	1,995	0,446	-1,916	-0,048	-2,203	19	0,040*
SOL_ON (1.%33-3.%33)	-1,692	2,605	0,582	-2,911	-0,473	-2,905	19	0,009*
SOL_ON (2.%33- 3.%33)	-0,709	1,543	0,345	-1,432	0,013	-2,055	19	0,054
SOL_ARKA (1.%33-2.%33)	1,430	1,900	0,425	0,541	2,320	3,366	19	0,003*
SOL_ARKA (1.%33-3.%33)	2,249	2,630	0,588	1,017	3,480	3,823	19	0,001*
SOL_ARKA (2.%33- 3.%33)	0,818	1,736	0,388	0,005	1,630	2,107	19	0,049*
SOL_TOPLAM (1.%33- 2.%33)	0,448	0,716	0,160	0,112	0,783	2,798	19	0,011*
SOL_TOPLAM (1.%33- 3.%33)	0,556	0,882	0,197	0,143	0,969	2,821	19	0,011*
SOL_TOPLAM (2.%33- 3.%33)	0,108	0,721	0,161	-0,228	0,446	0,674	19	0,508

* $p \leq 0.05$, **Ort.Fark**: Ortalama Fark; **S.S**: Standart Sapma; **S.H.Ort**: Standart Hata Ortalaması

Skuat performansı sırasında; Sol ön ayağın ilk %33'lük yere uyguladığı kuvvet ile ikinci %33'lük dilimde yere uygulanan kuvvet değerleri arasında ($Ort.fark=-0,982$, $S.S=1,995$, $t(19)=-2,203$, $p=0,040$), sol ön ayağın yere uyguladığı kuvvetlerde birinci %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark=-1,692$, $S.S=2,605$, $t(19)=-2,905$, $p=0,009$), sol arka ayağın yere uygulanan kuvvetlerde birinci %33'lük bölümü ile ikinci %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.=1,430$, $S.S=1,90$, $t(19)=3,366$, $p=0,003$), sol arka ayağın yere uygulanan kuvvetlerde, birinci %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark=-2,249$, $S.S=2,630$, $t(19)=3,823$, $p=0,001$), sol arka ayağın yere uyguladığı kuvvetlerde ikinci %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark=-0,818$, $S.S=1,736$, $t(19)=2,107$, $p=0,049$), sol ayağın performans sırasında yere uygulanan kuvvetlerde toplam uyguladığı ağırlık ilk %33'lük bölüm ile ikinci %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.=0,448$, $S.S=0,716$, $t(19)=2,798$, $p=0,011$), sol ayağın performans

sirasında yere uygulanan kuvvetlerde toplam uyguladığı ağırlık birinci %33'lük bölüm ile üçüncü %33'lük arasında ($Ort.fark.=0,5568, S.S=0,882, t(19)=2,821, p=0,011$) anlamlı fark bulunmuştur. Diğer parametrelerde anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Tablo 7. Skuat Egzersiz Performansının Sağ ve Sol Ön Ayağın Toplam Yere Uyguladığı Kuvvetlerdeki Fark İstatistiği ($n=20$)

	%95 güven aralığı						t	sd	p
	Ort.Fark	S.S	S.H.Ort	Alt Limit	Üst Limit				
ON_TOPLAM (1.%33-2.%33)	-1,984	4,030	0,901	-3,870	-0,098	-2,202	19	0,040*	
ON_TOPLAM (1.%33-3.%33)	-3,420	5,364	1,199	-5,931	-0,909	-2,851	19	0,010*	
ON_TOPLAM (2.%33-3.%33)	-1,435	2,895	0,648	-2,792	-0,079	-2,215	19	0,039*	

* $p \leq 0,05$, **Ort.Fark:** Ortalama Fark; **S.S:** Standart Sapma; **S.H.Ort:** Standart Hata Ortalaması

Skuat performansı sırasında sağ-sol ön ayakların yere uyguladıkları toplam kuvvetlerde, ön ayakların toplamının ilk %33'lük yere uyguladığı kuvvet ile ikinci %33'lük dilimde yere uygulanan kuvvet değerleri arasında ($Ort.fark.=-1,984, S.S=4,0302, t(19)=-2,202, p=0,040$), birinci %33 bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.=-3,420, S.S=45,364, t(19)=-2,851, p=0,010$), ikinci %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.=-1,435, S.S=2,895, t(19)=-2,215, p=0,039$) anlamlı fark bulunmuştur. Diğer parametrelerde anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Tablo 8. Skuat Egzersiz Performansının Sağ ve Sol Arka Ayağın Toplam Yere Uyguladığı Kuvvetlerdeki Fark İstatistiği ($n=20$)

	%95 güven aralığı						t	sd	p
	Ort.Fark	S.S	S.H.Ort	Alt Limit	Üst Limit				
ARKA_TOPLAM (1.%33-2.%33)	2,103	4,081	0,912	0,193	4,013	2,305	19	0,033*	
ARKA_TOPLAM (1.%33- 3.%33)	4,180	6,026	1,347	1,360	7,000	3,102	19	0,006*	
ARKA_TOPLAM (2.%33 -3.%33)	2,076	3,878	0,867	0,261	3,891	2,395	19	0,027*	

* $p \leq 0,05$, **Ort.Fark:** Ortalama Fark; **S.S:** Standart Sapma; **S.H.Ort:** Standart Hata Ortalaması

Skuat performansı sırasında sağ-sol arka ayakların yere uyguladıkları toplam kuvvetlerde, arka ayakların toplamının ilk %33'lük yere uyguladığı kuvvet ile ikinci

%33'lük dilimde yere uygulanan kuvvet değerleri arasında ($Ort.fark.= 2,103, S.S=4,081, t(19)=2,305, p=0,033$), birinci %33 bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.=4,180, S.S=6,026, t(19)=3,102, p=0,006$), ikinci %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.= 2,076, S.S=3,878, t(19)= 2,395, p=0,027$) anlamlı fark bulunmuştur. Diğer parametrelerde anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Tablo 9. Skuat Egzersiz Performansının Diz Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliğinin Fark İstatistiği ($n=20$)

	Ort.Fark	S.S	S.H.Ort	%95 güven aralığı		t	sd	p
				Alt Limit	Üst Limit			
DIZ_EKS (1.%33-2.%33)	0,80	2,54	0,56	-0,39	1,99	1,405	19	0,176
DIZ_EKS (1.%33-3.%33)	-0,40	3,66	0,81	-2,11	1,31	-0,488	19	0,631
DIZ_EKS (2.%33-3.%33)	-1,20	2,33	0,52	-2,29	-0,10	-2,303	19	0,033*
DIZ_FLEX (1.%33-2.%33)	3,15	4,94	1,10	0,83	5,46	2,849	19	0,010*
DIZ_FLEX (1.%33-3.%33)	4,10	7,14	1,59	0,75	7,44	2,566	19	0,019*
DIZ_FLEX (2.%33-3.%33)	0,95	3,20	0,71	-0,54	2,44	1,326	19	0,200
DIZ_EHG (1.%33-2.%33)	-2,35	5,62	1,25	-4,98	0,28	-1,869	19	0,077
DIZ_EHG (1.%33-3.%33)	-4,50	7,47	1,67	-7,99	-1,00	-2,693	19	0,014*
DIZ_EHG (2.%33-3.%33)	-2,15	3,06	0,68	-3,58	-0,71	-3,137	19	0,005*

* $p \leq 0,05$, **Ort.Fark:** Ortalama Fark; **S.S:** Standart Sapma; **S.H.Ort:** Standart Hata Ortalaması, **EKS:** Ekstansiyon, **FLEX:** Fleksiyon, **EHG:** Eklem Hareket Genişliği

Skuat performansı sırasında, diz ekstansiyonu performansın 2.%33'lük bölümü ile 3.%33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.= -1,20, S.S=2,33, t(19)= 2,303, p=0,033$), diz fleksiyonun birinci %33'lük bölümü ile ikinci %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.= 3,10, S.S=4,94, t(19)= 2,849, p=0,010$), diz fleksiyonunun ilk %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.=4,10, S.S=7,14, t(19)= 2,566, p=0,019$), dizin eklem hareket genişliğinin ilk %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.= -4,50, S.S=7,47, t(19)= -2,693, p=0,014$), ikinci %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.= -2,15, S.S=3,06, t(19)= -3,137, p=0,005$) anlamlı fark bulunmuştur. Diğer parametrelerde anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Tablo 10. Skuat Egzersiz Performansının Kalça Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliğinin Fark İstatistiği ($n=20$)

	Ort.Fark	S.S	S.H.Ort	%95 güven aralığı		t	sd	p
				Alt Limit	Üst Limit			
KALCA_EKS (1.%33-2.%33)	0,45	2,72	0,60	-0,82	1,72	0,739	19	0,469
KALCA_EKS (1.%33-3.%33)	0,30	4,68	1,04	-1,89	2,49	0,287	19	0,777
KALCA_EKS (2.%33-3.%33)	-0,15	3,31	0,74	-1,70	1,40	-0,202	19	0,842
KALCA_FLEX (1.%33-2.%33)	1,95	4,18	0,93	-0,00	3,90	2,083	19	0,051
KALCA_FLEX (1.%33-3.%33)	3,75	6,02	1,34	0,93	6,57	2,783	19	0,012*
KALCA_FLEX (2.%33-3.%33)	1,80	4,33	0,97	-0,22	3,82	1,857	19	0,079
KALCA_EHG (1.%33-2.%33)	-1,50	5,72	1,28	-4,18	1,18	-1,171	19	0,256
KALCA_EHG (1.%33-3.%33)	-3,45	7,15	1,60	-6,79	-0,10	-2,156	19	0,044*
KALCA_EHG (2.%33-3.%33)	-1,95	3,81	0,85	-3,73	-0,16	-2,284	19	0,034*

* $p \leq 0.05$, **Ort.Fark:** Ortalama Fark; **S.S:** Standart Sapma; **S.H.Ort:** Standart Hata Ortalaması, **EKS:** Ekstansiyon, **FLEX:** Fleksiyon, **EHG:** Eklem Hareket Genişliği

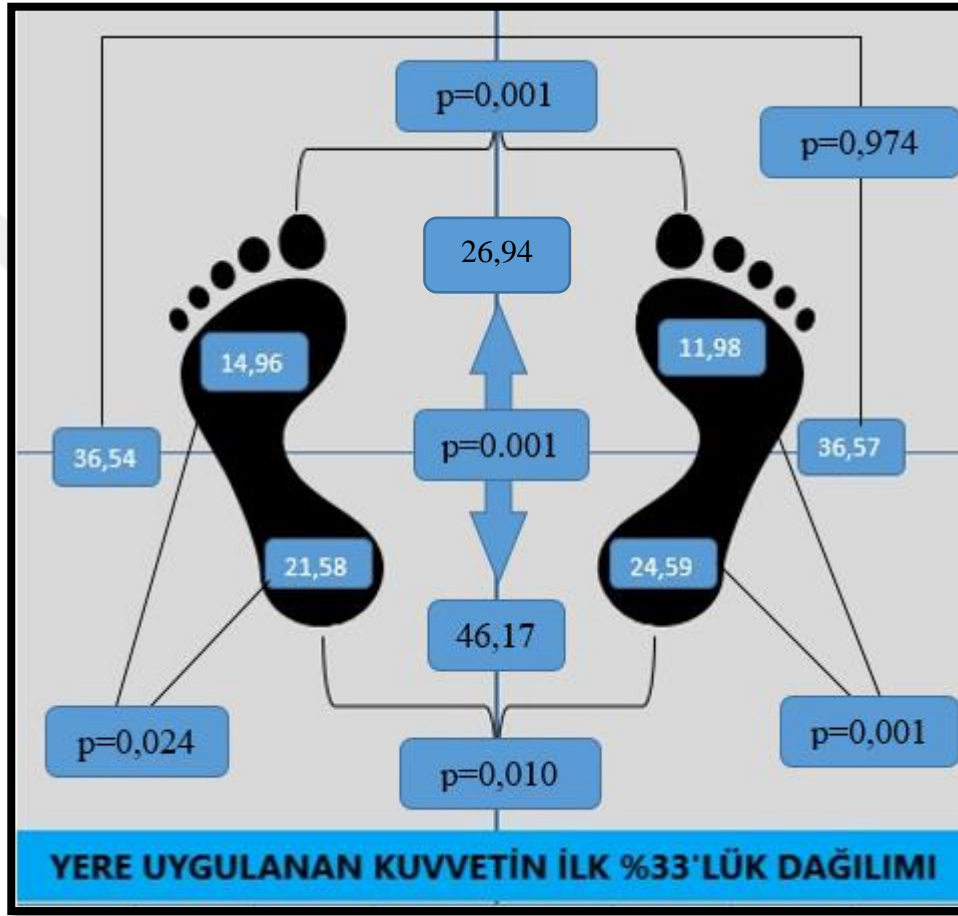
Skuat performansı sırasında, kalça fleksiyonun birinci %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark=3,75$, $S.S=6,02$, $t(19)= 2,783$, $p=0,012$), kalça eklem hareket genişliğinin ilk %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark=-3,45$, $S.S=7,15$, $t(19)=-2,156$, $p=0,044$), ikinci %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.= -1,95$, $S.S=3,81$, $t(19)= -2,284$, $p=0,034$) anlamlı fark bulunmuştur. Diğer parametrelerde anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Tablo 11. Skuat Egzersiz Performansının Ayak Bileği Ekstansiyon (Dorsi Fleksiyon), Fleksiyon (Plantar Fleksiyon) ve Eklem Hareket Genişliğinin Fark İstatistiği ($n=20$)

	Ort.Fark	S.S	S.H.Ort	%95 güven aralığı		t	sd	p
				Alt Limit	Üst Limit			
AYAK_EKS (1.%33-2.%33)	0,85	2,81	0,62	-0,46	2,16	1,350	19	0,193
AYAK_EKS (1.%33-3.%33)	0,95	3,70	0,82	-0,78	2,68	1,146	19	0,266
AYAK_EKS (2.%33-3.%33)	0,10	1,37	0,30	-0,54	0,74	0,326	19	0,748
AYAK_FLEX (1.%33-2.%33)	2,05	3,28	0,73	0,51	3,58	2,791	19	0,012*
AYAK_FLEX (1.%33-3.%33)	2,35	4,81	1,07	0,09	4,60	2,183	19	0,042*
AYAK_FLEX (2.%33-3.%33)	0,30	2,43	0,54	-0,83	1,43	0,552	19	0,587
AYAK_BILEGI_EHG (1.%33-2.%33)	-1,20	2,50	0,56	-2,37	-0,02	-2,143	19	0,045*
AYAK_BILEGI_EHG (1.%33-3.%33)	-1,40	3,28	0,73	-2,93	0,13	-1,907	19	0,072
AYAK_BILEGI_EHG (2.%33-3.%33)	-0,20	1,76	0,39	-1,02	0,62	-0,507	19	0,618

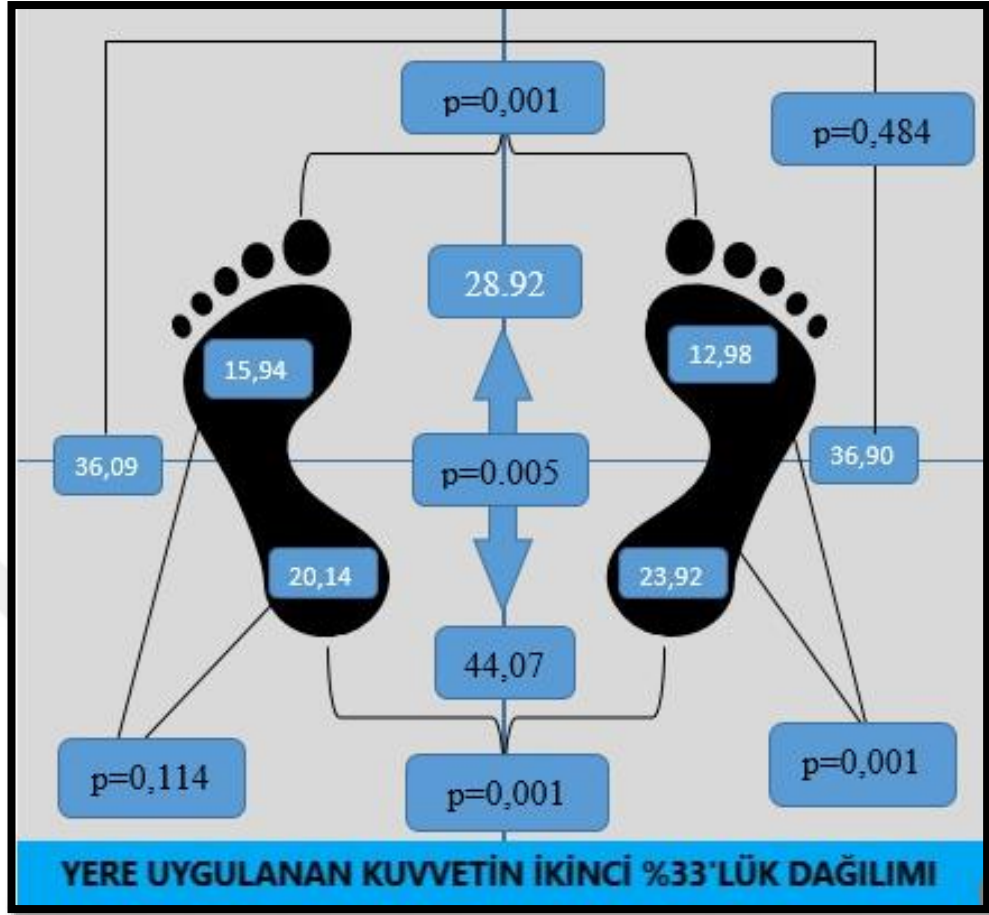
* $p \leq 0.05$, **Ort.Fark:** Ortalama Fark; **S.S:** Standart Sapma; **S.H.Ort:** Standart Hata Ortalaması, **EKS:** Ekstansiyon, **FLEX:** Fleksiyon, **EHG:** Eklem Hareket Genişliği

Skuat performansı sırasında, ayak fleksiyonunun birinci %33'lük bölümü ile ikinci %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark=2,05$, $S.S=3,28$, $t(19)= 2,791,p=0,012$), ayak fleksiyonunun ilk %33'lük bölümü ile üçüncü %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.=2,35$, $S.S=4,81$, $t(19)= 2,183,p=0,042$), ayak eklem hareket genişliğinin ilk %33'lük bölümü ile ikinci %33'lük bölümü arasında ($Ort.fark.= -1,20$, $S.S=2,50$, $t(19)=-2,143,p=0,045$) anlamlı fark bulunmuştur. Diğer parametrelerde anlamlı bir fark bulunamamıştır.



Resim 13. Yere Uygulanan Kuvvetlerin (Sağ ve Sol Ön Ayak-Sağ ve Sol Arka Ayak) İlk %33'lük Bölümün Fark Analizi ($n=20$)

Skuat performansının ilk %33'lük bölümünde her iki ayağın ayrı ayrı ön ve arka bölümlerinin yere uyguladıkları kuvvetler arasında, ayakların ön kısımları arasında ve arka kısımları arasında, ön toplam ve arka toplam arasında anlamlı farklar saptanmıştır ($p \leq 0,05$). Sağ toplam ve sol toplam arasında ise anlamlı farka rastlanmamıştır ($p > 0,05$).



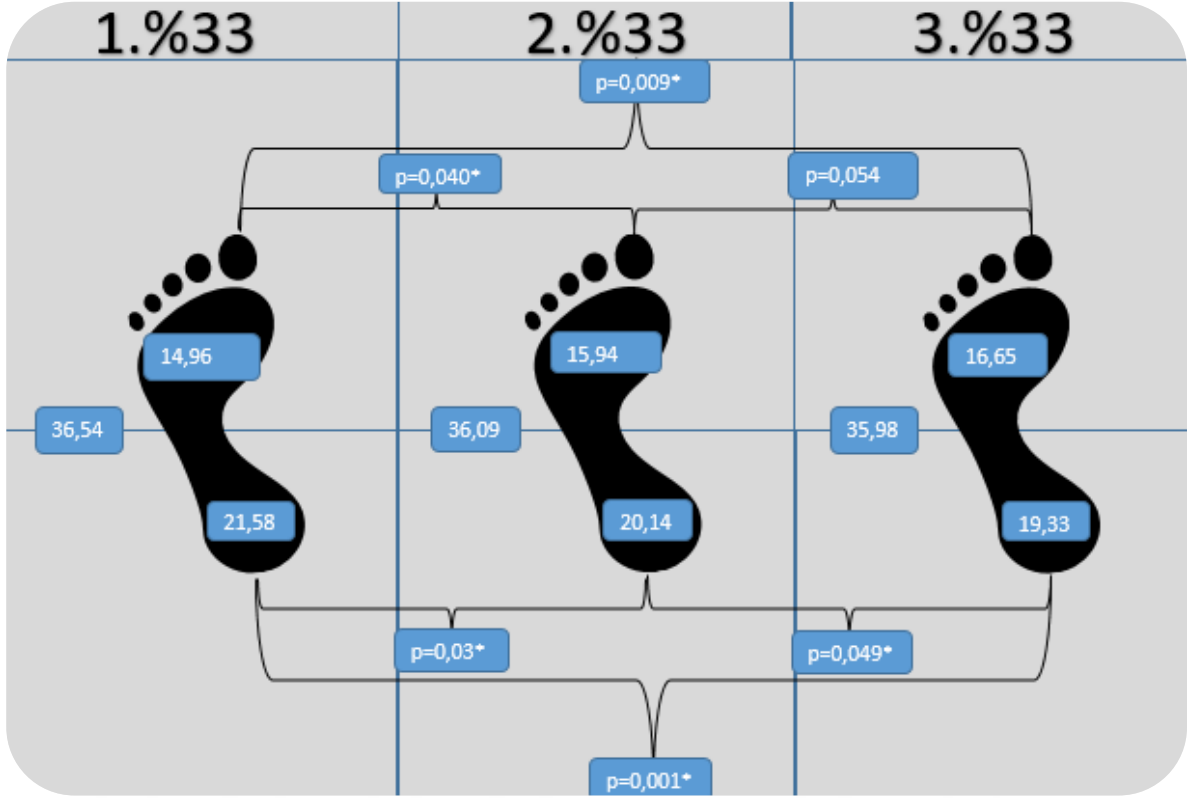
Resim 14. Yere Uygulanan Kuvvetlerin (Sağ ve Sol Ön Ayak -Sağ ve Sol Arka Ayak) İkinci %33'lük Bölümün Fark Analizi ($n=20$)

Skuat performansının ikinci %33'lük bölümünde sağ ayağın ön ve arka bölümlerinin yere uyguladıkları kuvvetler arasında, ayakların ön kısımları arasında ve arka kısımları arasında, ön toplam ve arka toplam arasında anlamlı farklar saptanmıştır ($p \leq 0,05$). Sağ toplam ve sol toplam arasında, sol ayağın ön ve arka kısımları arasında anlamlı farka rastlanmamıştır ($p > 0,05$).



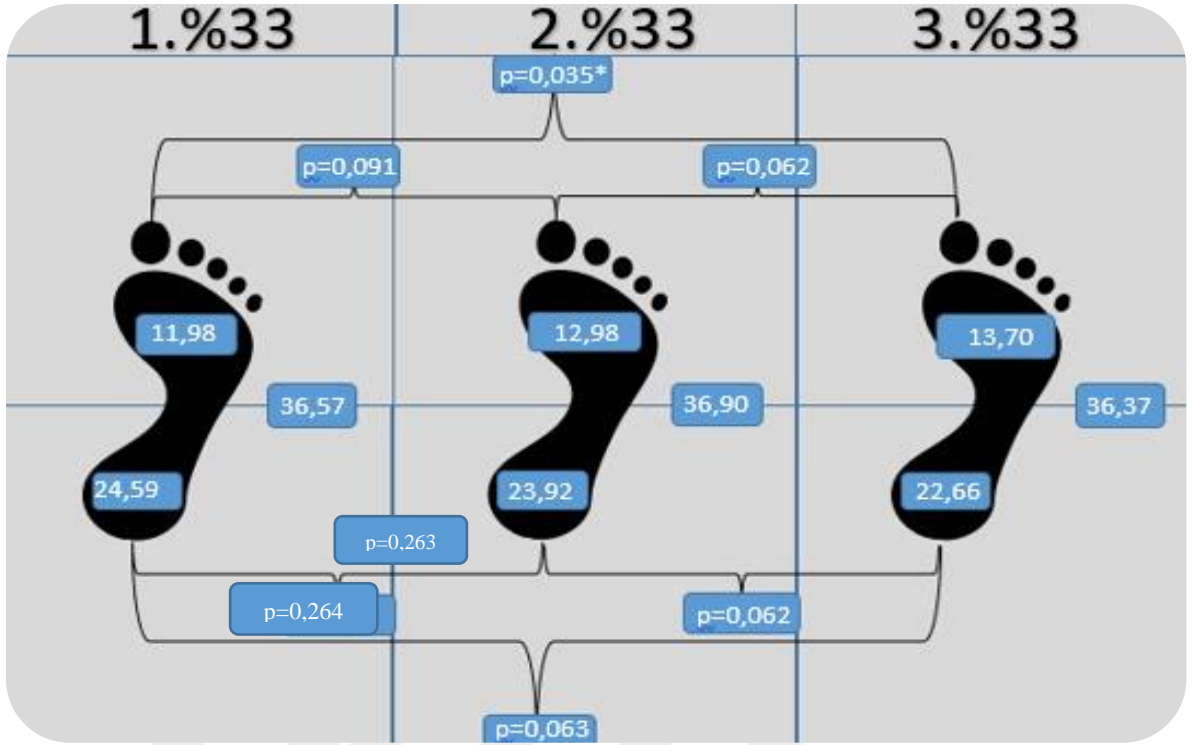
Resim 15. Yere Uygulanan Kuvvetlerin (Sağ ve Sol Ön Ayak-Sağ ve Sol Arka Ayak) Üçüncü %33'lük Bölümün Fark Analizi ($n=20$)

Skuat performansının üçüncü %33'lük bölümünde sağ ayağın ön ve arka bölümlerinin yere uyguladıkları kuvvetler arasında, ayakların ön kısımları arasında ve arka kısımları arasında, ön toplam ve arka toplam arasında anlamlı farklar saptanmıştır ($p \leq 0,05$). Sağ toplam ve sol toplam arasında, sol ayağın ön ve arka kısımları arasında anlamlı farka rastlanmamıştır ($p > 0,05$).



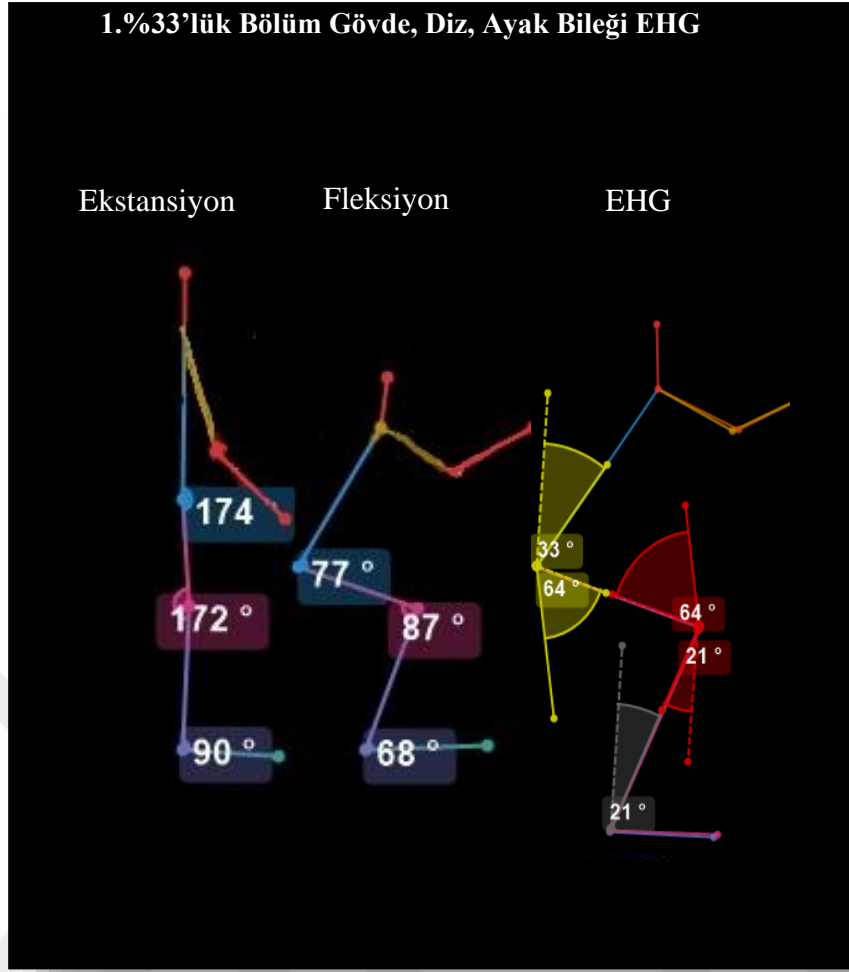
Resim 16. Sol Ayakta Yere Uygulanan Kuvvetlerin (Sol Ayak Ön ve Arka) 1., 2., 3. %33'lük Bölümün Fark Analizi ($n=20$)

Sol ayağın ön kısmında 1.%33 ile 2.%33 arasında, 1.%33 ile 3.%33 arasında, arka kısmında ise tüm %33'lük bölümler arasında anlamlı farka rastlanmıştır ($p \leq 0,05$). Sol ayağın ön kısmında 2.%33 ile 3.%33 bölümü arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0,05$).



Resim 17. Sağ Ayakta Yere Uygulanan Kuvvetlerin (Sağ Ayak Ön ve Arka) 1., 2., 3. %33'lük Bölümün Fark Analizi ($n=20$)

Sağ ayağın ön kısmında 1.%33 ile 3.%33 arasında, anlamlı farka rastlanmıştır ($p \leq 0,05$). Sağ ayağın diğer kısımlarının %33'lük bölümleri arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0,05$).

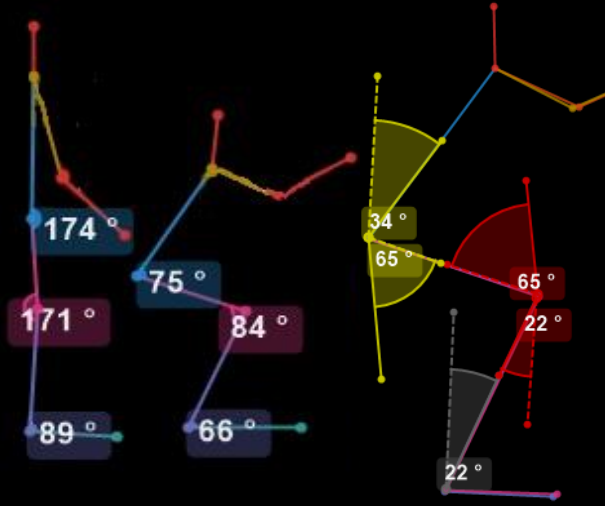


Resim18. Skuat Performansının 1.%33'lük Bölümünde Gerçekleşen Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliği (EHG) Ortalama Değerleri

Skuat performansı sırasında, 1.%33'lük bölümde kalça ekstansiyonu 174°, diz ekstansiyonu 172°, ayak bileği ekstansiyonu 90° olup, kalça fleksiyonu 77°, diz fleksiyonu 87°, ayak bileği fleksiyonu 68°'dir. 1.%33'lük bölümde EHG değerleri kalça, diz ve ayak bileği olmak üzere sırasıyla 97° (33°+64°), 85° (21°+64°), 21°'dir.

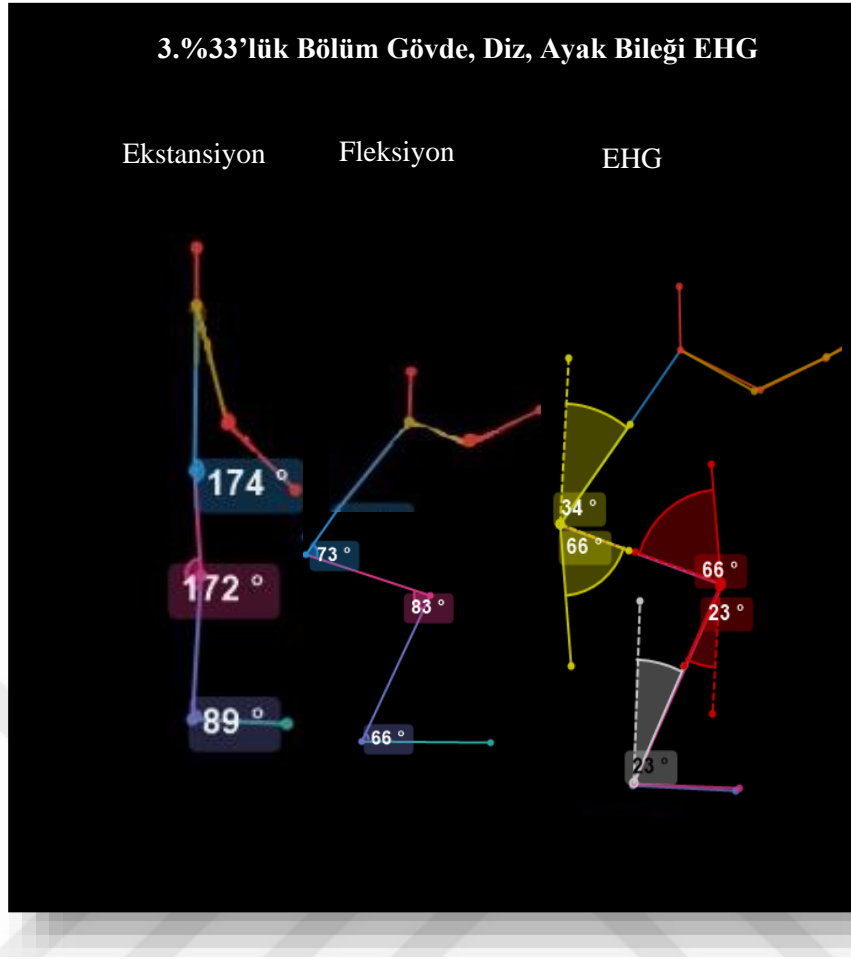
2.%33'lük Bölüm Gövde, Diz, Ayak Bileği EHG

Ekstansiyon Fleksiyon EHG



Resim 19. Skuat Performansının 2.%33'lük Bölümünde Gerçekleşen Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliği (EHG) Ortalama Değerleri

Skuat performansı sırasında, 2.%33'lük bölümde kalça ekstansiyon ortalaması 174°, diz ekstansiyon ortalaması 171°, ayak bileği ekstansiyon ortalaması 89° olup, kalça fleksiyon ortalaması 75°, diz fleksiyon ortalaması 84°, ayak bileği fleksiyon ortalaması 66°'dir. 2.%33'lük bölümde EHG ortalama değerleri kalça, diz ve ayak bileği olmak üzere sırasıyla 99° (34°+65°), 87°(22°+65°), 22°'dir.



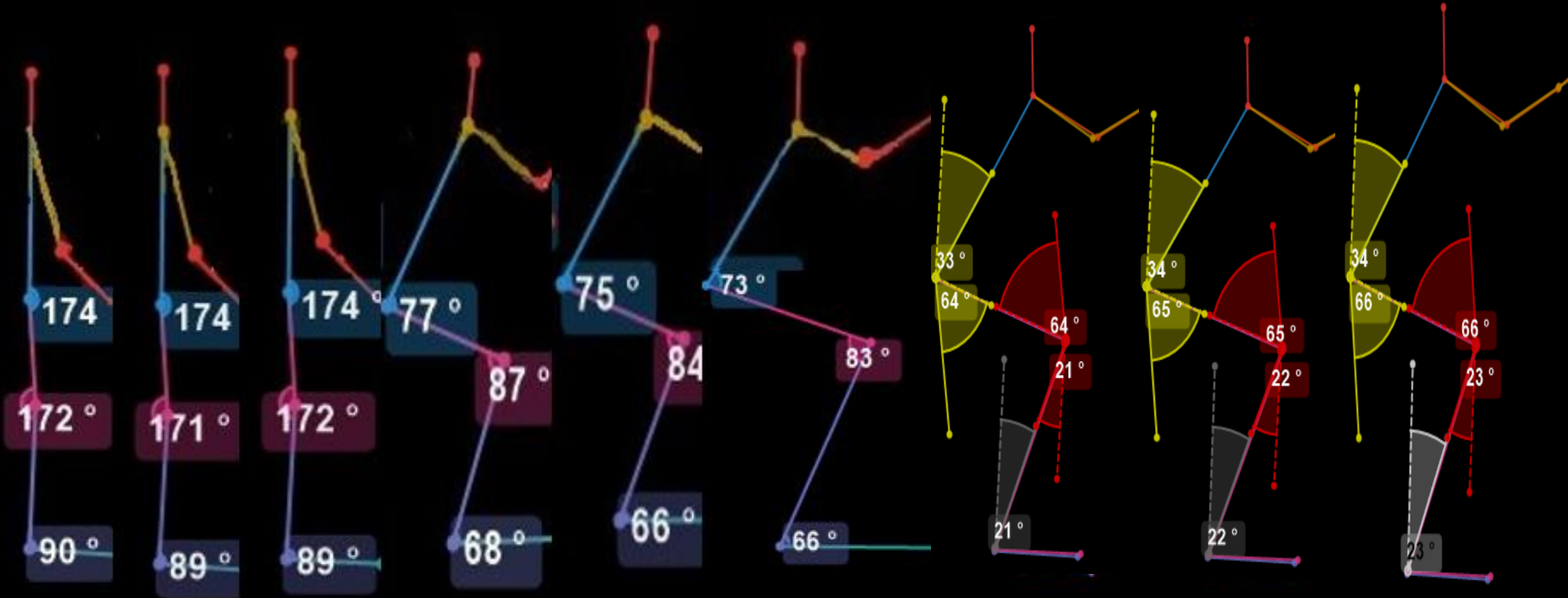
Resim 20. Skuat Performansının 3.%33'lük Bölümünde Gerçekleşen Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliği (EHG) Ortalama Değerleri

Skuat performansı sırasında, 3.%33'lük bölümde kalça ekstansiyon ortalaması 174°, diz ekstansiyon ortalaması 172°, ayak bileği ekstansiyon ortalaması 89° olup, kalça fleksiyon ortalaması 73°, diz fleksiyon ortalaması 83°, ayak bileği fleksiyon ortalaması 63°'dir. 3.%33'lük bölümde EHG ortalama değerleri kalça, diz ve ayak bileği olmak üzere sırasıyla 100° (34°+66°), 89° (23°+66°), 22°'dir.

Ekstansiyon Safhası
(I-II-III. %33)

Fleksiyon Safhası
(I-II-III. %33)

EHG
(I-II-III. %33)



Resim 21. Skuat Performansının 1., 2., 3. %33'lük Bölümünde Gerçekleşen Ekstansiyon, Fleksiyon ve Eklem Hareket Genişliği (EHG) Değerleri

Tartışma

Bu tez çalışması, vücut ağırlığı ile istemli yorgunluk oluşana kadar 1:0:1:0:1 (45 vuruş) hareket uygulama hızında yapılan skuat egzersizi sırasında kalça, diz ve ayak bileği eklem hareket genişliklerini ve yere uygulanan kuvvetleri detaylı bir şekilde analiz etmek amacıyla yapılmıştır. Çalışmada skuat performansı tükenene kadar geçen süre boyunca gözlemlenmiş ve yük dağılımları ve eklem hareket genişlikleri verileri değerlendirilmiştir. Değerlendirmede veriler %33'lük 3 dilime ayrılarak; her bir dilim içerisinde her iki ayağın ayrı ayrı ve toplamda ön arka kısımlarının ve bütünüünün yere uyguladıkları kuvvetlerin fark analizi sonuçları ve belirli eklemlerin açıları incelenmiş ve tartışılmıştır.

Katılımcıların ilk %33'lük bölümü içeren performans boyunca ayakların sağ-sol, ön-arka yere uyguladıkları kuvvetler incelendiği zaman sağ ayağın ön ve arka kısmının, sol ayağın ön ve arka kısmı arasında yere uyguladıkları kuvvetler açısından fark saptanmadı. Bu da performansın ilk bölümünde sağ ve sol ayağın yere dengeli bastığını göstermiştir. Ön ayak toplamları (sağ ön + sol ön) ile arka ayak toplamları (sağ arka + sol arka) dağılımına bakıldığı zaman arka tarafa doğru $p=0,005$ değerinde anlamlı derecede farklılığa sahipti. Bu da katılımcıların ilk bölümde daha çok arka ayak kısımlarından (topuk bölgesi) destek aldığını göstermiştir. Nitekim vücut ağırlık dağılım yüzdeleri de bunu destekler durumdadır, sağ ve sol ayağın arka kısımlarının toplamları ile sağ ve sol ayağın ön kısımlarının toplam dağılım yüzdeleri sırasıyla; %63.15, %36.85'tir. Bu durumda ayakta genel duruşun vücut ağırlık dağılımında arka ayaklarda toplanmasıyla açıklanabilir. Katılımcılar performans sırasında yük hücrelerine basarken ayakların ön ve arka kısımlarını dikkatlice yerleştirdikleri (ön-arka yük hücresi tam ayağın orta kısmına denk gelecek şekilde) göz önünde bulundurulsa, katılımcıların daha çok arka ayak kısmından destek alarak ilk %33'lük bölümde skuat hareketini gerçekleştirdiğini söylemek mümkündür. Kalça, diz ve ayak bileği fleksiyon, ekstansiyon ve EHG değerleride her bölümde incelenmiştir. 1.%33'lük dilimde en büyük kalça ekstansiyon açısı 174° , diz ekstansiyon açısı 172° ve ayak bileği ekstansiyon açısı 90° dir. Bu açı genişlikleri katılımcıların en büyük ekstansiyon değerlerinin ortalamalarını göstermektedir. Diz ekstansiyon açısının değerlerine bakarak, skuat performansı sırasında genel sağlık ve eklem sağlığının korunarak tam ekstansiyon yapmadan yani dizlerin hafif bükülü şekilde ekstansiyon fazı bitirilerek, egzersiz yükünün (ek ağırlık, serbest vücut ağırlığı vb.) eklemlere zarar vermesini

engellemiş egzersiz yükünün kaslar tarafından taşındığını ve doğru bir formda hareketin gerçekleştirildiği göstermektedir. Kalçanın fleksiyon açısı ortalama değeri 77°, dizin 87° ve ayak bileği açısının ise 68°'dir. Bu tez çalışmasında katılımcıların skuat hareketinin derinliğine müdahale edilmemiştir. Fakat bu fleksiyon değerleri, özellikle katılımcıların aşağı iniş safhasında diz fleksiyon değerinin 90°'nin sadece 3° altına kadar indikleri ve katılımcıların skuat performanslarını genellikle 90° dolaylarında gerçekleştirdikleri görülmüştür. Halbuki dip skuatta daha fazla güç çıktısı üretilebildiği (Nagura., 2002),skuat performansının daha iyi geliştirileceği ve 90° altındaki açılarda özellikle gluteus maksimus kasının daha aktif olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (Caterisano., 2002). Kalça EHG ortalama değeri 97,05°'de görülürken, diz 85,05° ve ayak bileği 21,5°'dir.

İkinci %33'lük dilimde, kendi içinde sol ayağın ön ve arka kısımlarının yük dağılımları farkı 1.%33'lük bölüme göre kaybolurken ($p=0,114$), sağ ayakta bu fark korunarak ($p=0,001$) performansa devam edildiği görülmüştür. Bu tez çalışmasında katılımcıların tümünün sağ dominant özelliklere sahip olduğu dikkate alınırca, bu da katılımcılarda yorgunluk oluşurken destek bacaklarının yere uyguladıkları kuvvet aktarımını daha dengeli şekilde ilettiklerinin bir göstergesi şeklinde yorumlanabilir. Sağ ve sol ön, sağ ve sol arka ayak kısımlarının toplam yere uygulanan kuvvetleri göz önünde bulundurulduğunda ise; sağ ve sol ön ayak kısımlarına doğru bir yük aktarımı görülmektedir (1.%33 sağ ve sol ön ayak kısımları toplamı ort. 26,94 kg; 2.%33 sağ ve sol ön ayak kısımları toplamı ort. 28,92 kg). Vücut ağırlık dağılımları da bunu destekler niteliktedir. Vucüt ağırlık dağılımları arka ayak kısımlarında (topuklarda) 1.%33'te %63,15 iken, 2.%33'te %60,37'ye düşmüştür. Burada da vücut ağırlık dağılımının arka kısmındaki %2,78 kaybın öne doğru aktarıldığı görülmüştür. 2.%33'lük dilimde kalça ortalama ekstansiyon değeri 1.%33'lük bölüm ile aynı kalırken (174°), fleksiyon değeri 2° daha öne doğru artarak 77°'den 75°'ye düşmüştür. Diz ekstansiyon değeri ise 87°'den 84°'ye 3°'lik bir düşüş meydana gelmiş ve diz EHG'de 2° artış meydana gelmiştir. Bu da litaretürde bahsedilenin aksine ağırlığın öne doğru kaymasından sadece kalçanın sorumlu tutulamayacağı sonucuna ulaşılabilir (Fry ve ark; 2003; Trafimow.,1993; Nagura., 2002), bu tez çalışmasında skuat için 3'lü fleksiyon/ekstansiyon olarak gerçekleşen bu harekette tek başına kalçanın sorumlu tutulmaması gerektiği söylenebilir. 2.%33'lük bölümde ayak bileği ortalama ekstansiyon ve fleksiyon değerleri ise sırasıyla 89° ve 66°'dir. Bu da 1.%33'lük dilime

göre karşılaştırılırsa ayak bileği EHG'nin 1° artış meydana getirdiğini göstermiştir ($p=0,012$). Genellikle skuat hareketinde daha az iniş eğilimi ile beraber ayak bileği EHG küçülmesi beklenirken buradaki artış, metronoma uyum sağlamaya çalışan katılımcıların, koşullanarak performansın aşağı iniş safhasını uygulamaya devam etmesinden kaynaklandığını düşünülmektedir. Özetle; açısal olarak 2.%33'lük dilimde gözlemlenen kalça, diz ve ayak bileği EHG büyürken yorgunlukla beraber stabilitenin giderek bozulması öne doğru YUK aktarımının artmasını sağladığı söyleyebiliriz.

Bu tez çalışmasında, üçüncü %33'lük bölümü katılımcıların yorgunluğunun giderek arttığı ve tükenme seviyesine ulaştıkları bölüm olarakta adlandırmak mümkündür. Bu bölümde de katılımcıların dominant ve destek bacaklarının, yere uyguladıkları sağ bacak toplam ve sol bacak toplam kuvvetlerde bir farklılığa rastlanmamıştır (Resim 15, $p=0,715$). Hipotezimiz de tükenme seviyesine yaklaştıkça yere uygulanan kuvvetin dominant bacağı aktarımı yönünde olacağı, özellikle son %33'lük bölümde anlamlı bir farklılık bulunabileceği beklentisine karşın; 1. 2. ve 3.%33'lük bölümlerde destek bacağı ve dominant bacak arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Flanagan ve ark. (2007) yapmış oldukları araştırmada skuat sırasında yere uygulanan kuvvetin destek bacakta daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir. Bu tez çalışması, böyle bir eğilim olmadığını gösteriyor olsa da (bacak baskınlığı) belki de bu farkın (destek-dominant) analizinde ortalama farklar yerine her bir katılımcıyı ayrı ayrı değerlendirerek destek ve dominant bacağın katılımının incelenmesinin bacak baskınlığının açıklanmasında belirleyici olabileceğini düşündürmektedir. Bizim çalışmamızda katılımcı sayısının ($n=20$) az olmaması sebebiyle en çok ve en az değerlerin ortalamaya katılması birbirini etkilemiş olabilir. Fakat bu çalışmada dört yük hücresi kullanıldığı için ayakların kendi içerisindeki ön ve arka kısımlarının yere uyguladıkları kuvvetler anlamında litaretürde herhangi bir bilgiye rastlanmadı. Bu çalışmada özellikle 3. %33'lük dilimde sol ayağın (destek ayağı) ön ve arka kısmı arasındaki YUK dağılım farkı bir önceki dilimlere göre azalırken (1.%33 $p=0,024$; 2.%33 $p=0,114$; 3.%33 $p=0,343$), sağ ayağın (dominant ayak) ön kısmı ve arka kısmı arasındaki farklılıklar bütün %33'lük bölümlerde $p=0,002$ değerinde düzensiz dağılan YUK göstermektedir. Ayağın kendi içerisinde ön ve arka bölümünün aynı yükü taşıması beklenmese de, skuat performansı sırasında dominant bacağın ön-arka farkının ilerleyen %33'lük bölümlerde kapanmaması fakat destek bacağının ön-arka farkının ilerleyen %33'lük bölümlerde kapanması, destek bacağının önemini ortaya

çıkarmıştır, tek ayakta gerçekleşen düzensizliğin düzenli dağılıma doğru yönlendiği tespit edilmiştir. Bu dağılım destek bacağın (sol) vücut ağırlığının dağılımını dengelemek için performans sonlarına doğru, dominant bacağa (sağ) göre daha aktif olduğunun göstergesi olarak düşünülebilir. Ama bu aktiflik toplam ön ve ayak kısımlarının YUK açısından dominant bacağa göre daha fazla kuvvet değeri göstermesi anlamını taşımamaktadır ve farklılık tespit edilmemiştir (1.%33 p=0,974; 2.%33 p=0,484; 3.%33 p=0,715). Toplam vücut ağırlığı performans sırasında her bölümde daha da ayakların ön kısımlarına doğru aktarılarak son %33'lük bölümde ilk bölüme göre %5,14'lük farka kadar yükselmiştir. Burada söz konusu EHG'de oluşan değişiklikler sebebiyle meydana geldiği düşünülmektedir. 3.%33'lük dilimde kalça ekstansiyon açısı ilk iki bölümdeki gibi sabit ortalama değer vererek 174°'de olduğu görülmüştür. Kalçanın fleksiyonu ise 73°'ye kadar inip kalçanın öne doğru eğilimi artarak EHG artmıştır. Katılımcıların diz ekstansiyonu değeri ise 172°'dir, diz fleksiyonu ise 83° dir. Dizdeki EHG 3.%33'lük bölümde 1.%33'lük bölüme göre 4° artmıştır. Aslında bu EHG'de görülen artışlar metronoma uyumun özellikle son tekrarlarda giderek bozulduğu ve katılımcıların kendilerini yorgunluk sebebiyle daha hızlı bir şekilde iniş fazına bıraktığını düşündürmektedir. Aslında bu durum dize binen yükte %28 artış meydana getirmektedir (Hattin., 1989). Bu bilgi ışığında, doğru skuat formu için dizleri kilitlemeden yapılan skuatın (172° ekstansiyon), iniş safhasının hareket hızı sebebiyle dizlerde uzun sürede kronik bir durum oluşturması mümkün olabilir. Litaretürde bazı çalışmalar ek yük ile beraber hızlı tempo için 92 vuruş/dak., yavaş tempo için 54 vuruş/dak. kullanmışlardır (Hanson ve ark.,2007). Bu çalışmada katılımcıları koşullandırarak rahat yapılabilir bir skuat temposunda (45 vuruş/dak.) dahi, tükenmeye doğru gerçekleşen EHG'deki bozulmalar dikkate alındığında, temponun da birçok fiziksel değişken kadar etkili olduğu düşünülebilir. Sabit metronom temposu ile ilgili daha çok çalışma yapılmasının bu noktada yararlı olabileceği düşünülebilir. Son dilimde gözlemlenen kalça ve diz EHG'nin artması, performans başlangıcına göre arka ayaklarda toplanan yükün giderek öne doğru dağıldığını göstermiştir. Bu litaretürde de özellikle kalçanın artan EHG'nin YUK'i etkilediği ve ön ayak kısımlarına kaydığı görüşünü destekler niteliktedir (Carlos ve ark; 2008)

Sonuç ve Öneriler

Sonuç

Bu tez çalışması, skuat egzersizi sırasında kalça, diz ve ayak bileği EHG ve yere uygulanan kuvvetler detaylı şekilde analiz etmek amacıyla yapılmıştır. Yapılan diğer çalışmalardan farklı olarak 2 adet yük hücresi yerine 4 adet yük hücresi kullanılarak skuat performansı incelenmiştir. Çalışmamızda YUK'un analizi yapıldığında, dominant bacak ile destek bacağı arasında bir farklığa rastlanmamıştır, 1.%33'lük dilimde, 2.%33'lük dilimde ve 3.%33'lük dilimde sağ ve sol bacak arasındaki fark analiz değerleri sırasıyla $p=0,974$; $p=0,484$; $p=0,715$ 'tir. Ön ayak ve arka ayak kısımlarında ise arka kısımdan öne doğru YUK açısından bir aktarım olduğunu görülmüştür. Genel de bu durum kalça fleksiyonunun artışıyla açıklansa da, bu tez çalışmasında diz, kalça ve ayak bileği fleksiyonunda da artış olduğunu göstermektedir (*Diz EHG, kalça EHG ve ayak bileği EHG 1.%33 ile 3.%33 bölüm arasında sırasıyla $p=0,014$, $p=0,042$, $p=0,044$). Ekstansiyon ortalama değerlerinin aynı kalarak fleksiyon değerlerindeki artış, egzersiz sırasında tükenme safhasına doğru kalça ($p=0,044$), diz ($p=0,014$) ve ayak bileği ($p=0,045$) EHG artmıştır. Bu durum katılımcıların belirli bir tempoya koşullanmasıyla mümkün olabileceği sonucuna varılmıştır. Aynı zamanda sağ ayağın ön ve arka kısımları ile sol ayağın ön ve arka kısımlarının kendi içerisindeki YUK dağılımı, performans sonu tükenmeye doğru destek ayağın daha fazla aktif rol üstlendiğinin düşünülmesine ve destek ayak olan sol ayağın ön ve arka kısımlarının daha dengeli duruma doğru ilerlediği sonucuna varılmıştır (1.%33 $p=0,024$; 2.%33 $p=0,114$; 3.%33 $p=0,343$).*

Öneriler

1. Skuat performansı analiz yöntemlerinde sağ ve sol bacak YUK dikkate alınırken, ön-arka ayak kısımlarının da YUK değerleri daha detaylı incelenmeli,
2. Vücut ağırlığı ile yapılan skuat egzersizinde EHG'leri için tam olarak belirlenmiş bir standart olmasa da bu çalışmada görüldüğü gibi üçlü fleksiyon değerlerinin (diz, kalça, ayak bileği) artışı YUK'u etkilemektedir,
3. Daha detaylı analiz yapılabilmesi için 3D kamera teknolojisi kullanılabilir, yandan video analiz yöntemlerine destek olarak, ön ve arka video analiz

yöntemleri de bir seçenek oluşturabilir, YUK analizi içinde Force Plate kullanımını bu tür çalışmalar için daha etkili analiz sonuçları ortaya çıkarabilir,

4. Performans sırasında dominant ve destek ayak incelemeleri her bir katılımcının ayrı ayrı incelenmesi bu konuda daha etkili bir yöntem olabilir,
5. Performans öncesi katılımcıların EHG'leri test edilebilir,
6. Skuat performansı gerçekleştirecek sporculara eğitmenler doğru skuat formunu yapmalarına yardımcı olmalıdır,
7. Araştırmalarda metronom gibi dış etkenlerin etkisi daha çok incelenmeli,
8. Skuat performansı sırasında sporcular egzersiz temposuna dikkat etmelidirler, vücut ağırlığı ile yapılan skuat egzersizi rehabilitatif amaçlar için de kullanıldığı düşünülürse, ek yük kullanmadan gerçekleştirilen skuat performansında bile egzersiz kinematikleri performansa etki gösterebilmesi mümkündür.

Kaynaklar

- Bell, D. R., Padua, D. A., & Clark, M. A. (2008). Muscle Strength and Flexibility Characteristics of People Displaying Excessive Medial Knee Displacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(7), 1323–1328. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.048>
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med sci sports exerc*, 14(5), 377-381
- Butler, R. J., Marchesi, S., Royer, T., & Davis, I. S. (2007). The Effect of a Subject-Specific Amount of Lateral Wedge on Knee. *Journal of Orthopaedic Research September*, 25(April), 1121–1127. <https://doi.org/10.1002/jor>
- Cappozzo, A., Felici, F., Figura, F., & Gazzani, F. (1985). Lumbar spine loading during half-squat exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4068969>
- Carlos, V., Lu, G., & Duarte, M. (2008). Kinematic , kinetic and EMG patterns during downward squatting, 18, 134–143. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.010>
- Caterisano, A., Raymond, F., Pellingier, T. K., Lewis, V. C., Booth, W., Science, E., & Highway, P. (2002). The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles, 16(3), 428–432. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2002\)016<0428:TEOBSD>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2002)016<0428:TEOBSD>2.0.CO;2)
- Clark, M., & Lucett, S. (Eds.). (2010). *NASM essentials of corrective exercise training*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Dahlkvist, N., Mayo, P., & Seedhorn, B. B. (1982). Forces during squatting and rising fomr a deep squat. *Eng Med*, 11(69–77), 69–76.
- Donnelly, D. V., Berg, W. P., & Fiske, D. M. (2006). The effect of the direction of gaze on the kinematics of the squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), 145–150. <https://doi.org/10.1519/R-16434.1>
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths, (29).
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N. A. I. Q. U. A. N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., ... & MOORMAN III, C. T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(9), 1552-1566.

- Flanagan, S. P., & Salem, G. J. (2007). Bilateral differences in the net joint torques during the squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1220.
- Fry AC., JC, S., & BK, S. (2003). Effect of Knee Position on Hip and Knee Torques AND. *J Strength Cond Res*, 17(4), 629–633.
- Fortenbaugh, D., Sato, K., & Hitt, J. (2010). The effects of weightlifting shoes on squat kinematics. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Fuglsang, E. I., Telling, A. S., & Sørensen, H. (2017). Effect of ankle mobility and segment ratios on trunk lean in the barbell back squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(11), 3024-3033.
- Hale, R., Hausselle, J. G., & Gonzalez, R. V. (2014). A preliminary study on the differences in male and female muscle force distribution patterns during squatting and lunging maneuvers. *Computers in Biology and Medicine*, 52, 57–65. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2014.06.010>
- Hanson, E. D., Leigh, S., & Mynark, R. G. (2007). Acute effects of heavy-and light-load squat exercise on the kinetic measures of vertical jumping. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(4), 1012-1017.
- Hattin, H. C., Pierrynowski, M. R., & Ball, K. A. (1989). Effect of load, cadence, and fatigue on tibio-femoral joint force during a half squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2691822>
- Hemmerich, A., Brown, H., Smith, S., Marthandam, S. S. K., & Wyss, U. P. (2006). Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of orthopaedic research*, 24(4), 770-781.
- Hsieh, H. H., Walker, P. S., Joint, J. B., & Am, S. (2010). Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint Unloaded of the Loaded Knee Joint, 87–93.
- Kellis, E., Arambatzi, F., & Papadopoulos, C. (2005). Effects of load on ground reaction force and lower limb kinematics during concentric squats. *Journal of Sports Sciences*, 23(10), 1045-1055
- Keogh, J., Hume, P. A., & Pearson, S. (2006). Retrospective injury epidemiology of one hundred one competitive Oceania power lifters: the effects of age, body mass, competitive standard, and gender. *Journal of Strength and Conditioning research*, 20(3), 672.

- Kritz, M., Cronin, J., & Hume, P. (2009). The bodyweight squat: A movement screen for the squat pattern. *Strength & Conditioning Journal*, *31*(1), 76-85.
- Lattanzio, P. J., Petrella, R. J., Sproule, J. R., & Fowler, P. J. (1997). Effects of fatigue on knee proprioception. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, *7*(1), 22-27
- Li, G., Most, E., DeFrate, L. E., Suggs, J. F., Gill, T. J., & Rubash, H. E. (2004). Effect of the posterior cruciate ligament on posterior stability of the knee in high flexion. *Journal of Biomechanics*, *37*(5), 779–783. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.031>
- Lorenzetti, S., Ostermann, M., Zeidler, F., Zimmer, P., Jentsch, L., List, R., ... Schellenberg, F. (2018). How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *10*(1), 0–11. <https://doi.org/10.1186/s13102-018-0103-7>
- Matsumoto, H., Suda, Y., Otani, T., Niki, Y., Seedhom, B. B., & Fujikawa, K. (2001). Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability. *Journal of orthopaedic science*, *6*(1), 28-32.
- McCAW, S. T., & Melrose, D. R. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine and science in sports and exercise*, *31*, 428-436.
- Mengarelli, A., Verdini, F., Cardarelli, S., Di Nardo, F., Burattini, L., & Fioretti, S. (2018). Balance assessment during squatting exercise: A comparison between laboratory grade force plate and a commercial, low-cost device. *Journal of biomechanics*, *71*, 264-270.
- Nagura, T., Dyrby, C. O., Alexander, E. J., & Andriacchi, T. P. (2002). Mechanical loads at the knee joint during deep flexion_Nagura_Dyrby_Alexander_Andriacchi_2002.pdf, *20*, 881–886.
- Ninos, J. C., Irrgang, J. J., Burdett, R., & Weiss, J. R. (1997). Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *25*(5), 307-315.
- Paoli, A. N. P., Arcolin, G. I. M., & Etrone, N. I. P. (2009). The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back

squat with different bar loads.

Pepperell, G., & Cscs, M. D. (2015). Surface electromyography comparisons of the back squat and rear-foot elevated split squat ., (August), 0–1.

Sanford, B. A., Williams, J. L., Zucker-Levin, A., & Mihalko, W. M. (2016). Asymmetric ground reaction forces and knee kinematics during squat after anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *The Knee*, 23(5), 820-825.

Senter, C., & Hame, S. L. (2006). Biomechanical Analysis of Tibial Torque and Knee Flexion Angle. *Sports Medicine*, 36(8), 635–641. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636080-00001>

Signorile, J.F., Kwiatkowski, K., Caruso, J.F., R. B. (1995). Effect_of_Foot_Position_on_the_Electromyographical.11.pdf. *The Journal of Strength and Conditioning Research*.

Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., 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. *The American journal of sports medicine*, 15(3), 207-213.

Toutoungi, D. E., Lu, T. W., Leardini, A., Catani, F., & Connor, J. J. O. Ö. (2000). Toutoungi 2000 ACL force during rehabl exercise.pdf, 15, 176–187.

Trafimow, J. H., Schipplein, O. D., Novak, G. J., & Andersson, G. B. (1993). The effects of quadriceps fatigue on the technique of lifting. *Spine*, 18(3), 364-367.

Vakos, J. P. (1990). *EMG activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift: effect of varying the lumbar posture* (No. AFIT/CI/CIA-90-111). AIR FORCE INST OF TECH WRIGHT-PATTERSON AFB OH.

Van Eijden, T. M. G. J., Weijs, W. A., Kouwenhoven, E. K., & Verburg, J. (1987). Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. *Cells Tissues Organs*, 129(4), 310-314.

Walsh, J. C., Quinlan, J. F., Stapleton, R., Fitzpatrick, D. P., & McCormack, D. (2007). Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during “free squat” weight lift training. *American Journal of Sports Medicine*, 35(6), 927–932. <https://doi.org/10.1177/0363546506298276>

Webster, K. E., Austin, D. C., Feller, J. A., Clark, R. A., & McClelland, J. A. (2015). Symmetry of squatting and the effect of fatigue following anterior cruciate

ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*,
23(11), 3208-3213.



Ekler

EK1: Etik Kurul Onayı






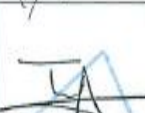



T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
TIBBİ ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2.Kat. Erzene Ankara Cad. 35100 Bornova / İZMİR
Tel : 0 232 390 2134 e-mail: tibbietik@yahoo.com.
ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Vücut Ağırılığı ile Yapılan Skuat: Egzersiz Sırasındaki Kinematik Değişimler ve Yere Uygulanan Kuvvetlere Etkisi					
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-					
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Mehmet Zeki ÖZKOL					
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UZMANLIK ALANI	Antrenörlük Eğitimi – Spor Sağlık					
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Ege Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Spor Sağlık Bilimleri Antrenörlük Eğitimi – Spor Sağlık Anabilim Dalı					
	DESTEKLEYİCİ	-					
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. kaynaklardan destek alanlar için)	-					
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-					
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi					
	ARAŞTIRMA BAŞVURU FORMU	-					
	BİLGİLENDİRME FORMU	-					
	VERİ İZLEME FORMU/ ANKET	<input type="checkbox"/>					
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>					
	Diğer	<input type="checkbox"/>					
KARAR BİLGİLERİ	Karar Nu: 19-5.1T/45	Tarih: 15.05.2019					
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak Kurulumuzca incelenmiş, araştırma giderlerinin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödenmediği koşullarda araştırmaya başlanmasının etik açıdan uygun bulunduğu toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.						
EGE ÜNİVERSİTESİ TIBBİ ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU							
CALISMA ESASI	Ege Üniversitesi Tıbbi Araştırmalar Etik Kurul Yönergesi, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu						
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Aliye MANDIRACIOĞLU						
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Katılım (**)	İmza	
Prof. Dr. Aliye MANDIRACIOĞLU Başkan	Halk Sağlığı AD	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Halk Sağlığı AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H		
Prof. Dr. Şafak DAĞHAN Başkan Yardımcısı	Halk Sağlığı Hemşireliği AD.	Ege Üniversitesi Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H		
Prof. Dr. Sadık AKŞİT Üye	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı Ve Hastalıkları AD	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H		

ASLI GİBİ
EGE ÜNİVERSİTESİ TIBBİ ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU BAŞKANLIĞI

Etik Kurul Başkanının İmzası: Sayfa

KARAR BİLGİLERİ		Karar Nu: 19-5.1T/ 45				
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ayhan DÖNMEZ Üye	İç Hastalıkları	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi İç Hastalıklar Anabilim Dalı	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	Toplanıya Katılmadı
Prof. Dr. Murat ULUKUŞ Üye	Kadın Hastalıkları ve Doğum	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Kadın Hastalıkları ve Doğum Anabilim Dalı	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Ceyda KABAROĞLU Üye	Klinik Biyokimya BD.	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya AD. Klinik Biyokimya BD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Özen Önen SERTÖZ Raportör Üye	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Ruh Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Günay YETİK ANACAK Üye	Farmakoloji	Ege Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Farmakoloji AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. H. Oya TÜRKOĞLU ÇAKAL Üye	Periodontoloji	Ege Üniversitesi Diş Hek. Fakültesi Periodontoloji AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç. Dr. Recı MESERİ Üye	Beslenme ve Diyetetik AD	Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Beslenme ve Diyetetik AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç. Dr. Tahir ATİK Üye	Çocuk Sağlığı Ve Hastalıkları	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı Ve Hastalıkları AD Çocuk Genetik BD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	

- * Araştırma ile İlişki
- * Toplantıda Bulunma



EK2: Bilgilendirilmiş Olur Formu

BİLGİLENDİRİLMİŞ OLUR FORMU
<p style="text-align: center;">LÜTFEN DİKKATLİCE OKUYUNUZ!!!</p> <p>Bu çalışmaya katılmak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışmada yer almayı kabul etmeden önce çalışmanın ne amaçla yapılmak istendiğini anlamanız ve kararınızı bu bilgilendirme sonrası özgürce vermeniz gerekmektedir. Size özel hazırlanmış bu bilgilendirmeyi lütfen dikkatlice okuyunuz, sorularınıza açık yanıtlar isteyiniz.</p>
<p>Bu çalışmanın adı ne?</p> <p>Vücut Ağırlığı ile Yapılan Skuat (<i>çömelme egzersizi</i>): Egzersiz Sırasındaki Kinematik Değişimler (<i>eklemlerdeki açı değişiklikleri</i>) ve Yere Uygulanan Kuvvetlere Etkisi</p>
<p>Bu çalışmanın amacı ne?</p> <p>Skuat egzersizi sırasında, kalça diz ve ayak bileği eklem hareket genişliklerinin yere uygulanan kuvvete etkisini detaylı şekilde analiz etmektir.</p>
<p>Size nasıl bir uygulama yapılacak?</p> <p>Bu çalışma 2 ayrı laboratuvar ziyaretinden oluşacaktır.</p> <p><u>İlk laboratuvar ziyaretinizde</u>; vücut ağırlığımız, vücut yağ yüzdeniz, boy, oturma boyu, omuz genişliği ölçümleriniz alındıktan sonra fonksiyonel hareket uygulamasını size tarif edeceğimiz şekilde uygulayacaksınız. Sizden sadece 5 tekrar çömelme (<i>skuat</i>) egzersizi yapmanız istenecek ve gözlemlenen sonucunuz not edilecektir. Uygulama sonrası isteğiniz dahilinde sizinle bilgi amaçlı gözlemlenen ölçümleriniz paylaşılacaktır. Plank egzersizi olarak adlandırdığımız egzersiz türünü, size tarif edecek ve görsel olarak gösterdikten sonra, aynı şekilde uygulamanız istenecektir. Plank egzersiz süreniz kaydedilecektir. Test gününde eklem hareketlerinizi daha rahat gözlemleyebilmemiz için vücudunuza konumlandırılacak olan işaretleyicileri vücudunuza yapıştıracak ve alışmanız sağlanacaktır. Yine test günü egzersiz temponuzu belirleyecek olan cihazı (<i>metronom</i>) çalıştırarak, işitsel olarak duyduğunuz (<i>bip, bip, bip şeklinde</i>) tempoda egzersizi yapmanız söylenecek ve uyum sağlayana kadar çömelme (<i>skuat</i>) egzersizi yapmanız istenecektir.</p> <p><u>İkinci ve son laboratuvar ziyaretinizde</u>; daha önce vücudunuza yapıştırmış olduğumuz işaretleyicileri vücudunuza konumlandırdıktan (<i>yapıştırdıktan</i>) sonra 10 dk. ısınma yapmanıza müsaade edilecektir. Egzersiz sırasında yere uyguladığınız kuvveti</p>

ölçebilmemiz için özel üretilmiş olan düz platformların üzerine çıktıktan sonra, temponuzu sabitlemek için önceki ziyaretinizde uyum sağladığınız işitsel olarak duyabileceğiniz cihaz (*Metronom*) çalıştırılacaktır. “Başla!” komutuyla beraber hareketi bir tekrar daha yapamayacak duruma gelene kadar tekrar (*maksimum yorgunluk, tükenene kadar*) sayısı yapmanız istenecektir. Egzersizden sonra size “Bu egzersiz senin için ne kadar zordu?” şeklinde bir soru yöneltilerek, 1 ile 10 arasında size göstereceğimiz tablodan bir zorluk derecesi seçmeniz istenecektir. Egzersiziniz sırasında üzerine bastığınız platformdaki veriler laboratuvar bilgisayarımıza kayıt edilecek ve gerekli analizler için egzersiz video kaydınız alınacaktır.

Farklı tedaviler için araştırma gruplarına rastgele atanma olasılığı nedir?

Atanma olasılığınız yoktur.

Ne kadar zamanınızı alacak?

İlk ziyaretiniz yaklaşık 15 dakika, ikinci ziyaretiniz yaklaşık 15 dakika olmak üzere, toplam laboratuvar ziyaret süreniz 30 dakikadır.

Araştırmaya katılması beklenen tahmini gönüllü sayısı kaçtır?

Tahmini gönüllü sayısı 30’dur.

Sizden alınacak biyolojik materyallere ne olacak ve analizler nerede yapılacak? (analizlerin yurtdışında yapılması durumunda biyolojik materyallerin nereye gönderileceğinin açıklanması)

Sizden herhangi bir biyolojik materyal alınmayacaktır.

Sizden beklenen nedir? Sizin sorumluluklarınız nelerdir?

Araştırmadan istediğiniz zaman ayrılma hakkına sahipsiniz. Sizden beklenen, laboratuvar ziyaretlerinin tümüne katılmanız ve araştırmayı sonlandırana kadar sizinle beraber çalışabilmektir. Bunun sorumluluğu tamamen size aittir. Araştırmanın gerekli koşullarına uyum sağlayamamanız veya isteksiz olduğunuz takdirde sorumlu araştırmacılardan herhangi biri sizi araştırma dışı bırakabilme hakkına sahiptir.

Çalışmaya katılmak size ne yarar sağlayacak?

Yapacağımız ölçümler ve testler sayesinde, eğer fark etmediğiniz herhangi bir kısıtlılığınız var ise belirlenmiş olacaktır. Daha sonra bunlar üzerine çalışabilir ve daha bilinçli şekilde antrenmanlarınıza veya genel spor yaşantınıza devam edebilirsiniz.

Araştırmaya katılımının sona erdirilmesini gerektirecek durumlar nelerdir?

İlk laboratuvar ziyaretiniz sırasında vücut kas dengenize bağlı olarak duruşunuzda herhangi bir engelleyici durum olup olmadığı kontrol edilecektir. Belirlediğimiz sağlık kriterlerine uyup uymadığınız size sorularak yanıt alınacaktır. Eğer buradaki kısıtlılıklar egzersizi etkileyecek düzeyde ise çalışmadan çıkarılmanız mümkündür. Eğer

<p>ziyaretleriniz sırasında herhangi bir sakatlık-yaralanma yaşarsanız veya çalışmadan ayrılmak istemeniz durumunda katılımınıza son verilecektir.</p>
<p>Çalışmaya katılmak size herhangi bir zarar verebilir mi?</p> <p>Test edeceğimiz egzersiz türü kendi vücut ağırlığınız ile (<i>herhangi bir ek yük kaldırmadan</i>) uygulayacağınız bir egzersiz türü olması dolayısıyla sakatlanma veya yaralanma riskiniz çok düşük de olsa vardır.</p>
<p>Eğer katılmak istemezseniz ne olur?</p> <p>Çalışmaya katılmak gönüllülük esasına dayanır. Dolayısıyla katılmak istememeniz durumunda hiçbir sorumluluk altında kalmadan rahatlıkla çalışmadan ayrılabilirsiniz.</p>
<p>Size uygulanabilecek olan alternatif yöntemler nelerdir?</p> <p>Size belirttiğimiz protokol dışında uygulanacak herhangi bir alternatif yöntem yoktur.</p>
<p>Bu çalışmaya katıldığım için bana herhangi bir ücret ödenecek mi?</p> <p>Herhangi bir ücret ödenmeyecektir.</p>
<p>Bu çalışmaya katıldığım için ben herhangi bir ücret ödeyecek miyim?</p> <p>Yapılacak her tür ölçüm ve diğer araştırma masrafları size veya güvencesi altında bulunduğunuz resmi ya da özel hiçbir kurum veya kuruluşa ödetilmeyecektir</p>
<p>Bilgilerin gizliliği: Tüm kişisel ve tıbbi bilgileriniz gizli kalacak, sadece bilimsel amaçlarla kullanılacaktır. Araştırma sonuçlarının yayımlanması halinde dahi kimliğiniz gizli kalacaktır.</p>
<p>Bu çalışmanın sorumlusunun iletişim bilgileri</p> <p>1- Adı, soyadı: Mehmet Zeki ÖZKOL 2- Ulaşılabilir telefon numarası: +90 (506) 531 60 84 3- Görev yeri: Ege Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi – Kuvvet Laboratuvarı</p>
<p>Çalışmaya Katılma Onayı:</p> <p>Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri gösteren okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak</p>

araştırmadan ayrılabilceğimi biliyorum. Bu formu imzalamakla yerel yasaların bana sağladığı hakları kaybetmeyeceğimi biliyorum.

Bilgilendirilmiş gönüllü olurunun imzalı ve tarihli bir kopyasının bana verileceğini biliyorum.

GÖNÜLLÜNÜN		İMZASI
ADI & SOYADI		
ADRESİ		
TELEFONU		
TARİH		

Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin		İMZASI
ADI & SOYADI		
ADRESİ		
TELEFONU		
TARİH		

Araştırma ekibinde yer alan ve araştırma hakkında bilgilendirmeyi yapan yetkin bir araştırmacının		İMZASI
ADI & SOYADI		
ADRESİ		
TELEFONU		
TARİH		

EK3: Olgu Rapor Formu

Olgu Rapor Formu

Araştırmanın Adı: Vücut Ağırlığı ile Yapılan Skuat (Çömelleme Egzersizi): Egzersiz Sırasındaki Kinematik Değişimler (Eklemlerdeki Açı Değişiklikleri) ve Yere Uygulanan Kuvvetlere Etkisi

Katılımcı No:.....

Kişisel Bilgiler

Doğum Tarihi:(gün)/.....(ay)/.....(yıl)

Cep Tel. / Mail: (.....)/.....@..... .com

Spor Branşı / Süresi (Var ise):/.....(Ay/Yıl)

Kuvvet Egzersiz Geçmişi Süresi (Ay/Yıl):

Laboratuvara 1. Geliş:

Antropometrik Ölçümler

Vücut Ağırlığı:kg.

Boy / Kilo: cm. / kg.

Vücut Kütle İndeksi (BMI):kg./m².

Büst Uzunluğu (Oturma Boyu):cm.

Yağ Oranı (%):

Yağsız Kütle Oranı (%):

Omuz Genişliği:cm.

Fonksiyonel Değerlendirme (Başüstü Skuat Değerlendirme)

Bulgu var ise; "X" şeklinde, yok ise; "v" şeklinde işaretleyiniz.

Önden Gözlem: AYAK: Dışa Dönüş: Sağ ayak (.....) Sol Ayak(.....)

DİZ: İçe Dönüş: Sağ Ayak (.....) Sol Ayak(.....)

Yandan Gözlem: LPHC: Aşırı-Gövde İleri Yatış (.....)

Belde Çukur (Lordosis) Oluşumu (.....)

OMUZ: Kollar Öne Düşüyor (.....)

Arkadan Gözlem: AYAK: Ayaklar İçe dönüş: Sağ Ayak (.....) Sol ayak:(.....)

LPHC: Asimetrik Kalça Hareketi: Sağ Tarafa Doğru (.....) Sol Tarafa Doğru(.....)

Plank Süresi:.....sn.

Laboratuvara 2. Geliş:

Egzersiz Sonu Algılanan Zorluk Derecesi (Referans; Algılanan Zorluk Derecesi Tablo 1.1.):.....

Teşekkür

Bu tez çalışmasında en başından beri desteklerini, düşünce ve bilgilerini esirgemeyen, her zaman yanımda olan, çok değerli danışman hocam Doç. Dr. M. Zeki ÖZKOL 'a saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmaya değerli katkıları olan ve yardımlarını esirgemeyen Arş. Gör. Yasin YÜZBAŞIOĞLU 'na en içten teşekkürlerimi sunarım.

Çalışma sırasında beni yalnız bırakmayan ve destek olan öğrenci arkadaşlarıma, çalışmaya katılımcı olarak destek veren değerli katılımcılara teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmalarımızın gerçekleşmesi için gerekli ekipmanlara sahip Ege Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'nin modern laboratuvarlarının oluşturulmasında ve fakültemize değerli birçok katkıları olan, görüş ve bilgilerini benden hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli hocam Prof. Dr. S.Rana VAROL' a en içten saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Tüm hayatım boyunca bana destek olan, yardımlarını esirgemeyen, her zaman yanımda olan başta sevgili anneme ve kardeşime sonsuz teşekkür ederim.

İzmir, 29.11.2019

Berkant ERMAN

Özgeçmiş

Adı Soyadı: Berkant ERMAN

Yabancı Dil Bilgisi: İngilizce, 90,0 (*Yökdil*)

E-posta adresi: ermanberkant@gmail.com

Lisans Mezuniyet: Ege Üniv. Beden Eğt. Ve Spor Yüksekokulu / Öğretmenlik Bölümü
(2013)

Lisansüstü: Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü / Spor Sağlık Bilimleri A.B.D.-
Öğrenci (2018-)

