

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GERMENİN, DENGİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

KEZBAN ÜMRAN KÖMÜR

**PROTEZ-ORTEZ
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

İZMİR-2019

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-201797001

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GERMENİN, DENGE ÜZERİNE ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

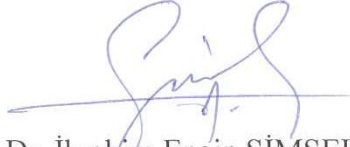
**PROTEZ-ORTEZ
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

KEZBAN ÜMRAN KÖMÜR

Danışman Öğretim Üyesi: Doç. Dr. İ. Engin ŞİMŞEK

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2017970016

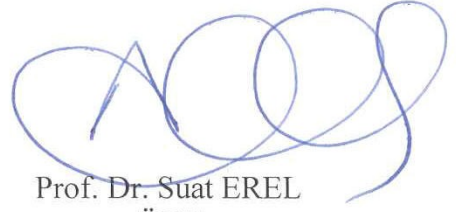
Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Protez-Ortez Yüksek Lisans programı öğrencisi Kezban Ümran KÖMÜR, ‘**Germenin Denge Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi**’ konulu Yüksek Lisans tezini 02.07.2019 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.



Doç. Dr. İbrahim Engin ŞİMŞEK
BAŞKAN
Dokuz Eylül Üniversitesi
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon YO
Öğretim Üyesi



Prof. Dr. Tülay TARSUSLU ŞİMŞEK
ÜYE
Dokuz Eylül Üniversitesi
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon YO
Öğretim Üyesi



Prof. Dr. Suat EREL
ÜYE
Pamukkale Üniversitesi
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon YO
Öğretim Üyesi

Prof. Dr. Derya ÖZER KAYA
YEDEK ÜYE
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Fakültesi
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon ABD
Öğretim Üyesi

Doç. Dr. Selnur NARİN
YEDEK ÜYE
Dokuz Eylül Üniversitesi
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon YO
Öğretim Üyesi

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	i
TABLO DİZİNİ.....	iii
ŞEKİL DİZİNİ.....	v
KISALTMALAR.....	vi
ÖZET	1
ABSTRACT	3
1. GİRİŞ VE AMAÇ	5
1.1. Problemin Tanımı ve Önemi.....	5
1.2. Araştırmanın Amacı	5
1.3. Araştırmanın Hipotezleri.....	5
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Tendon Yapısı ve İşlevleri.....	6
2.2. Germe Türleri ve Kas-Tendon Bileşkesi Üzerine Etkileri.....	15
2.3. Denge ve Postural Kontrol.....	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1. Araştırmanın tipi	23
3.2. Araştırmanın yeri ve zamanı	23
3.3. Araştırmanın evreni ve örnekleme.....	23
3.4. Çalışma materyali.....	24
3.5. Araştırmanın değişkenleri	24
3.5.1 Bağımsız Değişkenler.....	24
3.5.2 Bağımlı Değişkenler.....	24

3.6. Veri toplama araçları.....	24
3.6.1. Objektif Denge Değerlendirmesi.....	28
3.6.2. Fonksiyonel Uzanma Testi.....	29
3.7. Araştırma planı.....	30
3.8. Verilerin değerlendirilmesi	31
3.9. Araştırmanın sınırlılıkları.....	31
3.10. Etik Kurul Onayı.....	32
4. BULGULAR	33
5. TARTIŞMA.....	50
5.1. Denge Değerlendirmesinde Fonksiyonel Uzanma Testi'nin Etkinliği.....	50
5.2. Taban Altı Basınç ve Kuvvet Dağılımı ile Ağırlık Merkezi İzdüşümünün Salınımının Değerlendirilmesi.....	51
5.3. Germe Uygulamalarının Etkinliği ve Postural Stabilite ile Olan İlişkisi.....	52
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	59
7. KAYNAKLAR.....	60
8. EKLER.....	70
8.1. Ek-1: Etik Kurul Onayı.....	70
8.2. EK-2 Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu.....	72
9. ÖZGEÇMİŞ.....	74

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Katılımcıların Demografik Bilgileri	33
Tablo 2. Cinsiyete Göre Katılımcıların Dağılımı ve Yüzdeleri.....	33
Tablo 3. Ekstremiteler Dominantlığına Göre Katılımcı Dağılımı	33
Tablo 4. Germe Uygulamaları Öncesi Gözler Açık Pozisyonda Uygulanan Fonksiyonel Uzanma Testi Skorları (cm).....	34
Tablo 5. Hamstring Kas Grubuna Gözler Açık Pozisyonda Uygulanan Germe Sonrası Fonksiyonel Uzanma Testi Skorlarındaki Değişim (cm)	34
Tablo 6. Lomber Ekstansör Kas Grubuna Gözler Açık Pozisyonda Uygulanan Germe Sonrası Fonksiyonel Uzanma Testi Skorlarındaki Değişim (cm)	35
Tablo 7. Plantar Fleksör Kas Grubuna Gözler Açık Pozisyonda Uygulanan Germe Sonrası Fonksiyonel Uzanma Testi Skorlarındaki Değişim (cm)	35
Tablo 8. Lomber Ekstansör Kas Grubuna Gözler Açık Pozisyonda Uygulanan Germe Sonrası CoF, PP, IPP, MxF, IMxF Değişimi	36
Tablo 9. Lomber Ekstansör Kas Grubuna Gözler Kapalı Pozisyonda Uygulanan Germe Sonrası CoF, PP, IPP, MxF, IMxF Değişimi.....	38
Tablo 10. Hamstring Kas Grubuna Gözler Açık Pozisyonda Uygulanan Germe Sonrası CoF, IPP, PP, MxF, IMxF Değişimi	39
Tablo 11. Hamstring Kas Grubuna Gözler Kapalı Pozisyonda Uygulanan Germe Sonrası CoF, IPP, PP, MXF, IMxF Değişimi.....	41
Tablo 12. Plantar Fleksör Kas Grubuna Gözler açık Pozisyonda Uygulanan Germe Sonrası CoF, IPP, PP, MXF, IMxF Değişimi.....	43
Tablo 13. Plantar Fleksör Kas Grubuna Gözler Kapalı Pozisyonda Uygulanan Germe Sonrası CoF, IPP, PP, MXF, IMxF Değişimi.....	44
Tablo 14. Germe uygulamaları sonrası CoF Salınım Hızı değişim	46
Tablo 15. Germe uygulamaları sonrası CoF Salınım uzunluğu değişim	46
Tablo 16. Germe uygulamaları sonrası CoF Alan değişim.....	47
Tablo 17. Germe uygulamaları sonrası A-P Salınım değişim.....	47
Tablo 18. Germe uygulamaları sonrası M-L Salınım değişim	47
Tablo.19 Germe uygulamaları sonrası Fonksiyonel Uzanma mesafesi değişim	48
Tablo.20 Germe uygulamaları sonrası CoF Alan değişim.....	48
Tablo.21 Germe uygulamaları sonrası CoF Varyans değişim	48

Tablo.22 Germe uygulamaları sonrası CoF Salınım uzunluğu değişim	48
Tablo.23 Germe uygulamaları sonrası A-P Salınım değişim	49
Tablo. 24 Germe uygulamaları sonrası M-L Salınım değişim	49
Tablo.25 Germe uygulamaları sonrası Fonksiyonel Uzanma mesafesi değişim	49



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Quadratus Femoris Kası.....	6
Şekil 2. Filamentlerin Kas İçindeki Yerleşimi.....	8
Şekil 3. Tendon Yapısı	9
Şekil 4. Stres-Gerim Eğrisi.....	10
Şekil 5. Stres-Gerim Eğrisinde Katılığın Değişimi.....	12
Şekil 6. Fonksiyonel Uzanma Testi.....	25
Şekil 7. Lumbal Ekstansör Germe.....	27
Şekil 8. Hamstring Germe	27
Şekil 9. Plantar Fleksör Germe	28



KISALTMALAR

CoP : Center Of Pressure

N/M² : Newton/Metreka

IGF-I : Insulin Like Growth Factor

ICTP : Karboksi-Terminal Telopektit

PICP : Karboksi-Terminal Propektit

ROM : Range Of Motion

GYA : Günlük Yaşam Aktiviteleri

PNF : Proprioseptif Nöromuskuler Fasilitasyon

USG : Ultrasonografi

Cof: Center Of Force

Mxf: Maximum Force

Imxf: Instant Of Maximum Force

PP: Peak Pressure

IPP: Instant Of Peak Pressure

FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi

TEŞEKKÜR

Tezin oluşumu, yürütülmesi ve yazımında kıymetli zamanını esirgemediği bilgi ve deneyimlerini paylaşan değerli danışmanım Doç.Dr.İ.Engin ŞİMŞEK' e, saygı, teşekkür ve minnetlerimi sunarım.

Yüksek lisans eğitimi ve tez çalışması sürecinde desteklerinden dolayı Prof. Dr. Salih ANGIN ve her daim yol gösterici olan Dr. Fzt. Ata ELVAN'a teşekkür ederim.

Tezin her anında yardımını esirgemeyen Mehmet Alphan ÇAKIROĞLU'na ve tüm ekip arkadaşlarıma ayrıca teşekkür ederim.

Eğitimin önemini bilerek yetişmemi sağlayan değerli anne ve babama, yüksek lisans eğitimim süresince her zaman yanımda olan sevgili eşim Aziz KÖMÜR'e minnetlerimi sunarım.

Fizyoterapist

Kezban Ümran KÖMÜR

2019

GERMENİN DENGİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Fzt. Kezban Ümran KÖMÜR, k.umrankaya@hotmail.com

Dokuz Eylül Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, İzmir

Amaç: Bu çalışmanın statik germe uygulamalarının, denge üzerine etkisi olup olmadığının araştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Yaşları 18-35 arasında değişen, eklem hareket açıklıkları Türk popülasyonuna göre normatif sınırlar arasında olan 52 kişi çalışmaya dahil edildi. Çalışmaya katılmayı kabul eden ve Gönüllü Onam Formu'nu imzalayan gönüllülerin demografik bilgileri (ad, soyad, boy, kilo, yaş) kaydedildi. Bilgileri alınan katılımcılar doğrudan Tekscan MatScan™ Pressure Mat System cihazı üzerine alınarak fonksiyonel uzanma testi uygulandı. Her bir ölçümden önce Tekscan MatScan™ Pressure Mat System cihazı kalibre edildi. Her bir katılımcı için ilk fonksiyonel uzanma mesafeleri ve fonksiyonel uzanma testi esnasındaki ağırlık merkezi izdüşümü (Center of Pressure (CoP)) salınımları altına alındı.

İlk ölçüm sonrası katılımcılara en az birer gün ara ile farklı kas gruplarına statik germe uygulamaları yapıldı. Sırası karışık olarak uygulanan plantar fleksör, lumbal ekstansör ve hamstring kas grubu statik germe uygulamaları gözler açık ve kapalı pozisyonda gerçekleştirildi. Her bir germe uygulaması sonrası Tekscan MatScan™ Pressure Mat System cihazı ile CoP verilerindeki değişiklikler kaydedildi.

Bulgular: Katılımcıların boy, kilo, yaş, cinsiyet kriterleri normal dağılım göstermektedir. İstatistiksel analiz yöntemi olarak uygulanan bağımlı gruplar t-testi sonucunda gözler kapalı pozisyonda iken germe öncesi ve sonrası denge parametrelerinde anlamlı değişim yoktur ($p>0.05$). Gözler açık iken yapılan ölçümlerde anlamlı fark saptanmıştır ($p<0.05$). Tekrarlı ölçümlerde Anova'ya göre ise germe yapılan kas grupları içinde denge üzerinde en büyük etkiye sahip olan kas grubu plantar fleksörlerdir ($p<0.05$).

Sonuç: Germe sonrası, gözler açık iken fonksiyonel uzanma testi skorlarında denge parametrelerinde anlamlı değişiklikler görölmüşür. CoP'un salınım alanında ve mesafesinde artış göröldü. Germenin denge üzerinde negatif etki oluşturduğu sonucuna varılmışır.

Anahtar Kelimeler: germe, denge, fonksiyonel uzanma testi



ABSTRACT

EVALUATION FOR THE EFFECTS OF STRETCHING ON BALANCE

Fzt. Kezban Ümran KÖMÜR, k.umrankaya@hotmail.com

Dokuz Eylül University, School of Physical Therapy and Rehabilitation, İzmir

Aim: Our aim was investigation of the effects of static stretching on balance.

Materials and Methods: The study group consisted of 52 people aged between 18 and 35 years, whose range of motion was within the normative limits of the Turkish population. The participants' demographic information (name, surname, height, weight, age) were recorded. The participants who received the information were directly applied to the Tekscan MatScan TM Pressure Mat System and a functional reach test was performed. The Tekscan MatScan TM Pressure Mat System was calibrated before each measurement. The first functional extension distances for each participant and the CoP oscillation distance and area during the functional reach test are recorded.

After the first measurement, static stretching was applied to different muscle groups with at least one day intervals. Plantar flexor, lumbar extensor and hamstring muscle group static stretching applications were performed on eyes open and closed position. After each stretching application, changes in CoP data were recorded with Tekscan MatScan TM Pressure Mat System device.

Results: The height, weight, age and gender criteria of the participants were normal. As a result of the Paired Sample T-test, there was no significant change in the balance parameters before and after stretching in the eyes closed position ($p > 0.05$). There was a significant difference in the measurements performed with the eyes open ($p < 0.05$). According to repeated measure of ANOVA, the muscle group plantar flexors that have the greatest effect on the balance within the muscle groups we stretch.

Conclusion: Significant changes in balance parameters were observed when eyes open positioned functional reach test after stretching. CoP has increased in the variance and distance of oscillation. As a result of our study, we found that stretching has a negative effect on balance.

Key Words: stretching, balance, functional reach test



1. GİRİŞ VE AMAÇ:

1.1. Problemin Tanımı ve Önemi

Bu yüksek lisans çalışmasında, statik germe uygulamasının kişinin dinamik denge değerleri üzerinde etkisi olup olmadığını araştırmak amaçlandı. Literatür çalışmalarının sonucunda daha önce bu konu ile ilgili yapılan araştırmalarda kullanılan yöntemlerin birbirinden farklı olması, net bir kanıya varılmasının önüne geçmiştir. Bahsedilen çalışmalarda germe süreleri, germe yöntemleri, pozisyonlar ya da durasyonlar farklılık göstermektedir. Bunun yanında germe uygulanan kaslar da birbirinden farklıdır. Sonuç olarak kimi çalışmalar germe uygulamalarının denge parametreleri üzerinde farklılıklar yarattığını iddia etse de yadsınamayacak kadar büyük çoğunluktaki çalışmalar, statik germenin denge üzerinde akut etkisinin bulunmadığını göstermektedir.

1.2. Araştırmanın Amacı

Günümüze kadar yapılan germe çalışmaları ağırlıklı olarak, uygulamanın kas kuvveti ve performans üzerine olan etkilerine odaklanmıştır. Germenin antrenmanlarda ısınma protokolünün bir parçası olarak yaygın kullanılması, öncelikli olarak bu uygulamanın performans üzerindeki etkilerinin araştırılmasına neden olmuştur. Ancak, yaralanmaların önlenmesi için dengenin, germe uygulamasından nasıl etkilendiği önem arz etmektedir.

Farklı germe türlerinin insan vücudu üzerindeki etkileri değişkenlik gösterir. Germenin farklı sürelerde ve farklı tekrar sayıları ile uygulanıyor olması da etkinliğini değiştirebilir. Bunun yanında uygulamanın yapıldığı kişinin yaşı, cinsiyeti, kilosu, boyu, kas-iskelet sisteminin fizyolojik özellikleri gibi faktörler de etkinin değişmesine neden olabilir.

Bu çalışmada statik germe uygulamasının denge üzerindeki etkilerini araştırmak amaçlandı.

1.3. Araştırma Hipotezleri

Bu çalışmanın hipotezleri aşağıda belirtildiği şekildedir.

H₀: Statik germenin denge üzerinde etkisi vardır.

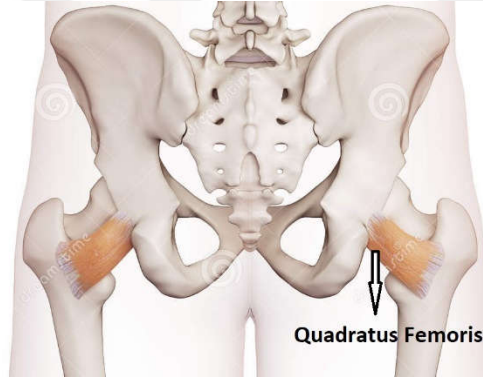
H₁: Statik germenin denge üzerinde etkisi yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tendon Yapısı ve İşlevleri

Kas ve kemik dokular arasındaki birleşmeyi sağlayan yapıya tendon adı verilir. Tendonun iki birleşme noktası bulunur. Bu noktalardan birincisi tendon ve kas arasındaki myotendinoz bileşke olarak adlandırılan tendonun origosudur. İkincisi ise tendon ve kemik doku arasındaki osteotendinoz bileşke olarak adlandırılan bölümdür. Osteotendinoz bileşke tendonun insersio alanıdır. Tendonun ana görevi kas tarafından üretilen kuvvetin kemiğe aktarılmasını sağlamaktır (1). Tendonlar, kaslara kıyasla çok daha yüksek oranda gerilim kuvvetini karşılayabilirler. Aşıl tendonu, yürüme esnasında vücut ağırlığının 12,5 katını taşıyabilir (2). Tendonlar yük taşıma, esneklik sağlama, enerji depolama ve proprioseptif veri toplamaları sayesinde postürün düzenlenmesinde rol oynar (3).

Tendonların işlevleri bulundukları anatomik lokasyona göre değişiklik gösterebilir. Bazı kaslar tendon barındırmaz. Femuru, tuber iskioma yaklaştıran kuadratus femoris kası bu duruma bir örnek teşkil etmektedir (Şekil 1).



Şekil 1. Quadratus Femoris Kası

Tendonlar bazı durumlarda birden fazla kasın kuvvetini tek bir noktaya (biceps femoris) aktarırlar. Bunun yanında tek bir kasın kuvvetini birden fazla kemiğe de aktarabilirler (ekstansör dijitorum). Çoğu zaman, kas torkunu artıracak bir kuvvet kolu oluşturarak sonlanırlar. Karpal tünelde olduğu gibi dar alanlardan geçme durumu söz konusu olduğu zamanlarda da tendonlar, kaslara avantaj sağlayan yapılardır (4). Bazı kaslar

tendondan origo alabilirler (Lumbrikaller-fleksör digitorum profundus kasları örnek olarak verilebilir). Ya da bir tendon iki kası birbirine bağlama (örneğin omohiyeideus-digastrikus) görevini üstlenebilir.

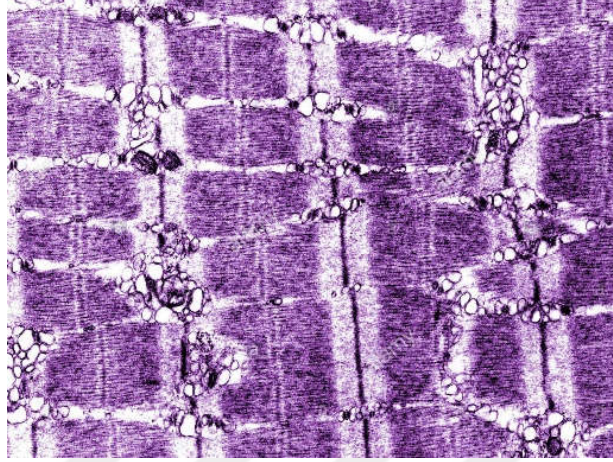
Tendonlar fiziki olarak da çeşitlilik gösterebilirler. Kimi tendonlar uzun, ince, ipsi yapıda iken, kimisi yassı ve ağ şeklindedir. Şekil olarak neye benzerse benzesin tendonların işlevi değişmez ancak şekillerine bağlı olarak farklı yüklenmelere farklı yanıtlar oluşturabilirler (4).

Tendonlar her zaman kasa seri bağlantı yapmazlar. Bazı tendonlar bağlantılı oldukları kaslar ile belli bir açı oluşturarak kemiğe tutunur. Bu açı kasa daha geniş bir hareket açıklığı kazandırır. Ancak kuvvet eksenleri nedeniyle kuvvet aktarımında kayıplara sebep olur. Sinovyal membran ile kaplı tendonların yumuşak doku koruması ve vaskülarizasyonu, paratenon kaplı tendonlardan farklıdır. Sinovyal membran kaplı tendonların kuvvete dirençleri daha düşüktür (5).

Kas kontraksiyonu sırasında kasın boyunda oluşan kısılma, tendon tarafından elastik gerilim ile karşılanır ve bu sırada tendon enerji depolar. Kontraksiyonun sonlanması ile tendon eski haline döner. Bazı tendonlar sadece pozisyonel işlevlere sahiptir ve kas kontraksiyonunu karşılayacak elastik gerilime uğramazlar. Bu tendonlar daha düşük glikozaminoglikan ve su içeriğine sahiptir. Pozisyonel tendonlarda aşırı stres altında kopmalar daha sık görülür. Bu tendonlar diğerlerine nazaran daha az yaralanırlar (6, 7). Tendon yüksek kuvvette mekanik yüklenmeye maruz kaldığı zaman, daha kırılğan hale gelir. Bu durum daha az enerji absorbe etmelerine neden olur ancak daha fazla mekanik yük taşımalarını sağlar (8). Tendonun fibriler yapılanması taşıyabileceği mekanik stresi değiştirebilen bir faktördür. Eğer tendon pek çok yönde yüklenmeye maruz kalıyorsa, kollajen fibriller düzenli bir yapıya sahip değildir. Kaotik ve kıvrımlı bir görünüm oluştururlar. Ancak tendon tek bir ekseninde mekanik yüklenmeye maruz kalıyorsa, kollajen fibriller paralel ve daha düzenli bir yapılanma gösterir. Tendonun paralel yapılanma göstermesi daha fazla mekanik stresi kaldırabileceği anlamına gelir.

Kas-tendon bileşkesi, kasın hızla uzayan ve kollajenden zengin bölgesidir. Kasın uzama noktası olarak kabul edilir. Tendon uzaması bu noktada gerçekleşir. Golgi tendon organı ve sinir reseptörleri bu alanda yerleşim gösterir. Elektron mikroskopu ile yapılan

görüntülemeler, sarkomerin aktin filamentlerinin yerleşimleri nedeniyle girintili çıkıntılı bir yapılanma gösterdiğini ortaya koymuştur (Şekil 2).



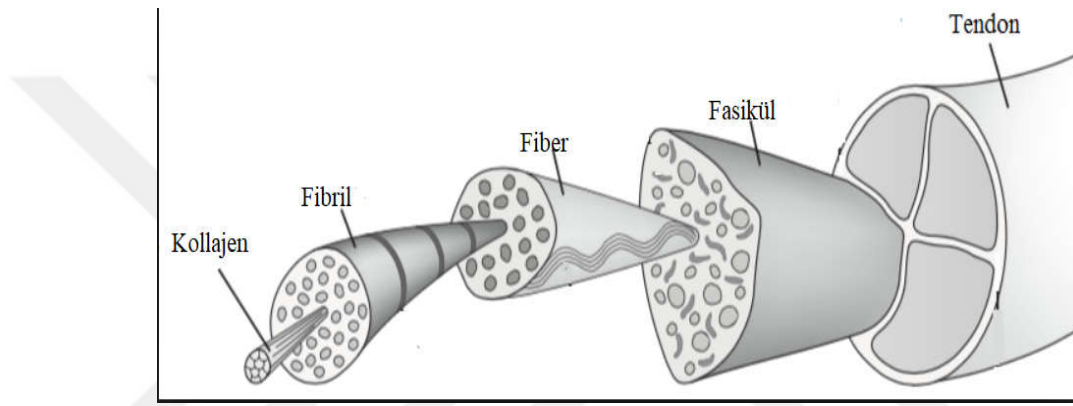
Şekil 2. Filamentlerin Kas İçindeki Yerleşimi

Kollajen kelimesi Yunanca kökenlidir ve yapıştırıcı anlamına gelir. Yaklaşık 4000 yıl önce Mısırlılar tarafından kollajenden zengin hayvansal dokuların kaynatılması sonucu elde edilmiştir (9). Kollajen, ekstrasellüler matriste en çok bulunan proteindir, 26 farklı türe sahiptir (10). Vücutta aynı anda hem esneklik hem de kuvvet sağlayan dokuların yapısında mevcuttur (11, 12). Kollajenden zengin dokular, kollajen fibrillerden yapılmıştır. Bu fibrillerin boyutları 30 nm'den 500 nm'ye kadar değişebilir. Bu hiyerarşik yapılanmanın bir alt basamağını tropokollajenler oluşturur. Tropokollajen olarak isimlendirilen bu çubuksu yapılar, Hodge-Petruska Modeli denilen üçlü sarmal yapıyı oluştururlar ve bu üçlü sarmal yapı kollajen fibrillerini oluşturur (13, 14).

Tendonların büyük çoğunluğu %68 oranında su ve tenosit, %30 kollajen ve %2 oranında elastin içeren ekstrasellüler matriksten oluşur. Tendonları oluşturan primer madde Tip1 kollajendir. Tip 1 kollajenin esas içeriği mukopolisakkarit ve proteoglikanlardan oluşur. Kollajen dönüşümünün esas proteini tropokollajendir. Tropokollajen fibroblast hücrelerinden prokollajen olarak salgılanır ve dönüşüm için hücre dışına çıkar. Proteoglikan ve glikozaminoglikan ile sarılı 3 alfa zinciri oluşturur (15). Bir kollajen molekülünün üçte ikisi 3 aminoasitten oluşur. Bu üç aminoasit %33 oranında glisin, %15 oranında prolin ve %15

oranında hidroksiprolindir (15). Kollajen diğer proteinlerde pek görülmeyen 2 aminoasiti %1.3 oranında taşır. Bu amino asitler hidroksiprolin ve hidroksilisindir (15).

Kollajen lifleri endotenon denilen yapı ile çevrilerek birleşir ve fasikülleri oluşturur. Endotenon aynı zamanda fasikülleri de sarar. Bu fasiküller ise birleşerek tendon yapısını meydana getirir. Tendon, epitenon isimli bağ doku elemanı ile sarılmıştır. Tendon çevresindeki ve içindeki bu yapılar, beslenmeyi sağlar ve kayma hareketini kolaylaştırmaya yardımcı olurlar (Şekil 3).



Şekil 3. Tendon Yapısı

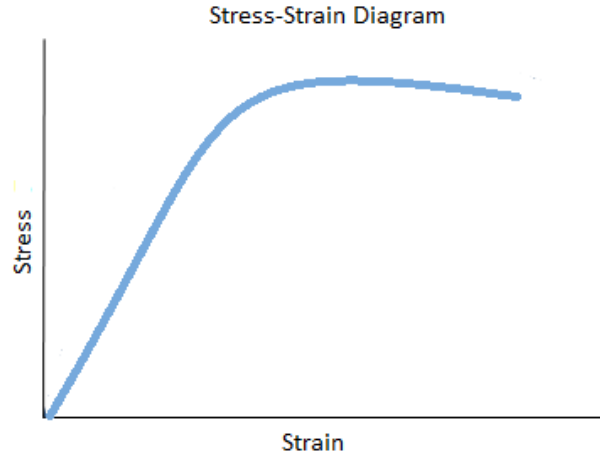
Tendonlar tekrarlanan gerilim kuvvetlerine karşı dayanıklı kollajen fibrillerden oluşurlar. Kollajen fibriller, gerilmeye, rotasyonel kuvvetlere ve çok yönlü kuvvetlere direnç gösterebilirler. Kollajen yapı itibariyle çok güçlü olmasının yanında, tüm bu kuvvetlere maruz kaldıktan sonra orijinal formuna dönebilmesi için, oldukça esnektir. Bu özellik deride, akciğerlerde ve kan damarlarında özellikle önemlidir. Doku elastikliği, kollajen liflerle iç içe geçmiş bir elastik lifler ağı aracılığı ile sağlanır. Elastik liflerin ana komponentleri, elastin ve fibrilin proteinleridir. Elastin ana komponenttir ve ağırlık bakımından büyük atardamarların % 50'sini oluşturur.

Sağlıklı bir tendon beyaz renklidir. Tenoblastlar ve tenositler, ekstraselüler matriksin %90-95'ini oluşturur. Tenoblast olgunlaşmamış tendon hücresidir. Tenoblastlar, yüksek metabolik aktiviteye sahiptir. Büyüyüp şekil değiştirdiklerinde uzarlar ve tenosite dönüşürler. Tenosite dönüşükten sonra, tendon hücresinde metabolik aktivite düşer. Tendon hücrelerinin

insersiyo alanlarında, kondrositler yerleşim gösterir. Tenositler, hem oksijenli hem oksijensiz solunumla enerji üretebilirler. İlerleyen yaş ile birlikte, oksijensiz solunumla elde edilen enerji oransal olarak artış gösterir (16). Tip 1 kollajen, tendonda bulunan kollajen miktarının %65 ila %80 ini oluşturur. Elastin proteini, total kuru tendon kütleinin %2'sini oluşturur (17, 18). Tendonların ve ligamentlerin oksijen tüketimleri iskelet kaslarından 7,5 kat daha düşüktür (19). Metabolik hızın düşük olması ve oksijensiz enerji üretimi, yük taşıma kapasitesinde önemli rol oynar, iskemi ve nekroz riskini azaltır. Ancak metabolik hızın düşük olması yaralanma sonrası iyileşme sürecinin de uzun olmasına sebep olur (20).

Kollajen fibrilleri, tendonun mikroskop altında incelenebilen en küçük birimidir. Kollajen fibrilleri transvers ve horizontal uzanım göstermesine rağmen, spiral ve kıvrımlı yapıdadırlar. Kollajen ve tenositleri çevreleyen ekstraselüler matriksin temel maddesi proteoglikanlar, glikozaminoglikanlar, glikoproteinler ve diğer bazı küçük moleküllerdir (21). Fibronektin ve trombospondin gibi adeziv glikoproteinler, tendon iyileşmesi ve rejenerasyonunda görev alırlar (22). Tenascin-C proteinin tendonun osteotendinoz ve myotendinoz bileşkelerinde yer alır. Tenascin-C kollajen dizilimi ve oryantasyonunda rol oynar (23). Myotendinoz bileşkede, tendonun kollajen lifleri yerleşim gösterir ve kas lifinden tendona iletilen gerimin düzenlenmesini sağlar. Bu yapı kontraksiyon sırasındaki stresin düzenlenmesini sağlar. Ancak myotendinoz bileşke tüm bunlara rağmen hala kasın en zayıf bölgesidir (24).

Tendon kasta üretilen kuvvetin kemiğe aktarılmasını sağlar ve eksternal kuvvetlerin oluşturabileceği deformasyonlardan kası korur. Optimal düzeyde esneklik sağlar. Kollajenin mekanik davranışı intra-moleküler ve inter-moleküler bağların sayısına ve tipine bağlıdır. Stress-gerim eğrisi tendonun davranışı hakkında bilgi verir (Şekil 4).

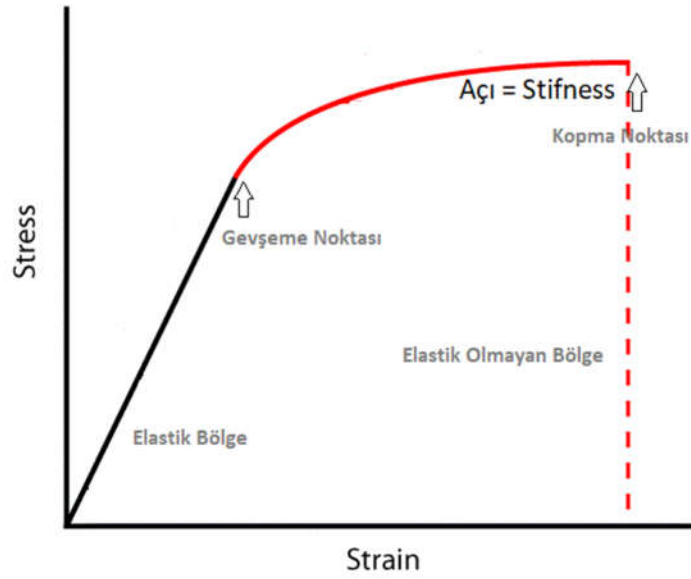


Şekil 4. Stress-Gerim Eğrisi

Dinlenme durumunda kollajen lifleri kıvrımlı durumdadır. Manyetik rezonans görüntüleme (MRI) görüntüleri fibril uzamalarının yüklenmenin ilk basamaklarında bu kıvrımlı yapının düz duruma gelmesi, ikinci aşamada fibrillerde bir elongasyon ve en son fibriller arası boşlukta artış ile sonuçlanır. Bunu da aşan gerimlerde lifler kopar ve bir uçta tomurcuklar şeklinde toplanır (25). Tendonların gerilme mukavemeti, kalınlık ve kolajen içeriği ile ilgilidir ve 1 cm² alana sahip bir tendon, 500 ila 1000 kg taşıma kapasitesine sahiptir (26). Eksantrik kas kontraksiyonu sırasında ve gerimin ani ve açılı geldiği durumlarda tendon için yaralanma riski maksimumdur.

Tendonun fibril yapısı, anizotropik ve nonlinear özellikleri de yanında getirir. Anizotropi, mekanik özelliklerin maddenin farklı yönlerine göre değişmesi anlamına gelir. Tendonun nonlinear özelliği, kuvvet altında katılığın arttığını ifade eder. Nonlinear ve anizotropik özellikler viskoelastisite ile açıklanabilir. Viskoelastisite, malzemelerin hem elastik hem de visköz davranış sergileme yeteneğidir. Geleneksel olarak sıvıları karakterize etmek için kullanılmasına rağmen, kauçuk, cam ve biyo-polimerler gibi diğer malzemeleri de tanımlayabilir (27).

Elastisite, deformasyona neden olan kuvvetler ortadan kalktıktan sonra bir malzemenin orijinal şekline dönme yeteneğidir. Katılık olarak Türkçeleştirilebilen 'stiffness' ise, bir dokunun uygulanan kuvvete direnebilme yeteneğidir. Katılık, stres-gerim eğrisi ile ifade edilebilir (Şekil 5).



Şekil 5. Stres-Gerim Eğrisinde ‘Stiffness’ın Değişimi

Katılık, elastik deformasyon sırasında cismin herhangi bir boyutundaki değişim oranının, orijinal boyuta olan oranı ile hesaplanabilir. Elastisite modülünün birimi N/m^2 'dir.

Tendonların viskoelastisitesi histerezis ile bağdaştırılabilir. Histerezis, mekanik yükleme ve sonrasında iç sürtünme sonucu yayılan enerji miktarını temsil eder. Tüm viskoelastik malzemeler gibi, tendon da kuvvet altında kaldığında ve kuvvet ortadan kalktıktan sonraki durumlar arasında dönüşüm gösteren enerjiyi depolama yeteneğine sahiptir. Tüm bu dönüşüm sırasında kaybedilen enerji miktarı histerezis olarak ifade edilebilir.

Tendon sürekli mekanik strese maruz kalması sonucunda belli bir süre sonra deformasyona uğrayabilir. Genç yaşlarda mekanik strese maruz kalan tendonda meydana gelen elongasyon, ileri yaşlara oranla çok daha hızlı gerçekleşir. Aynı zamanda tüm konnektif dokularda olduğu gibi belirli bir uzunluğa erişen tendonun bu pozisyonu koruması için ihtiyaç duyduğu gerilim kuvveti miktarı germe süresi arttıkça düşer. Bağımlı ve bağımsız biyolojik faktörler, tendonların mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkilerler. Bağımsız faktörler yaş, cinsiyet ve anatomik pozisyonu içerir. İleri yaş, tendon hasarı görülme sıklığının artması için risk faktörüdür. Ek olarak, cinsiyet, yaralanmaya yatkınlık ve iyileşme kapasitesi gibi parametreler için etkin bir faktördür. Cinsiyet özellikle mekanik özelliklerin değişmesine neden olan kolajen bileşimini etkileyen hormonal yapı üzerinde rol oynar.

Tendonun vücut içindeki anatomik konumu, tendon mekanik özelliklerini etkileyen bir başka bağımsız faktördür. Laboratuvar çalışmaları, vücudun çeşitli anatomik bölgelerinde yük döngüleri ve lokal sıcaklık gibi farklılıkların tendonun mekanik özelliklerini etkilediğini göstermektedir (28). Eklem içi (subscapularis kasının tendonu) ya da eklem dışı yerleşim göstermeleri tendonların yaralanma sonrası iyileşme sürecinde rol oynayan bir faktördür. Eklem içi lokalizasyon gösteren tendonlar bölge kanlanmasıyla daha az olması sebebiyle daha geç iyileşirler (29).

Yürüme, sıçrama, koşma gibi aktivitelerde vücut ağırlığının çok daha üstünde bir kuvveti karşılamak zorunda kalan aşıl tendonu, vücudumuzdaki en kuvvetli tendonlardan biridir. Bunun yanında fibril sayısı pek çok tendondan çok daha fazladır ve enine kesit alanı görece çok geniştir. Bunun yanında bölge kan dolaşımının ve buna bağlı olarak tendonun intra-ekstrasellüler madde geçişinin fazla olmasının tendonun lubrikasyonuna dolaylı yoldan katkı sağlayacağı öngörülebilir. Bu da tendonu daha hassas yanıt oluşturabilen, duyarlı bir hidrolik sistem haline getirir.

Bağımlı faktörler, tendon patolojilerini azaltmak için uygulanabilecek stratejiler açısından değiştirilemeyen faktörlerden çok daha etkin olarak kullanılabilir. Diyabet, hiperkolesterolemi, tütün kullanımı ve böbrek hastalığı gibi komorbidit faktörlerin, tendon mekaniğini olumsuz yönde etkilediği gösterilmiştir (29). Egzersiz, metabolik aktiviteyi artırması açısından tendon iyileşmesini hızlandırdığı gibi yaşla beraber tendonda meydana gelen kayıpların azaltılmasına yardımcı olur. Tendonların temel olarak proteoglikan ve kollajenden oluşması, uzun süreli eksternal yüklenmelerin bağ dokuda oluşturduğu değişiklikler göz önünde bulundurulduğunda, tendonun egzersizden etkilenmesinin kaçınılmaz olduğunu göstermektedir (30, 31).

Egzersize bağlı tendon büyümesi, tendon çevresinde gerçekleşir. Tendon çevresindeki hipertrofi, daha fazla insülin benzeri büyüme faktörü (IGF-I) proteininin ekspresyonuna bağlı olarak ve tendon periferinde yer alan hücrelerde gözlenen büyüme ve çoğalmanın tendonun daha derin kısımlarındakilerle karşılaştırıldığında daha fazla desteklendiğini göstermektedir. Tendon büyümesini bir ağacın yaş halkalarının oluşumuna

benzetilebilir. Bu şekilde düşünüldüğünde tendona periferden yeni kollajen matris katmanları eklendiği söylenebilir (32, 33).

Egzersiz sonrası kan serum ve idrar belirteçleri değerlendirildiğinde, kollajen döngüsünde belirgin bir artış görülmektedir. Kollajen bozunma döngüsü belirteçleri olan karboksi-terminal telopeptit (ICTP) ve karboksi-terminal propeptit (PICP)'de egzersiz sonrası 72 saatte anlamlı bir artış olur. Bu belirteçlerin plazma oranlarındaki değişim erkeklerde, kadınlara oranla daha belirgin olmaktadır (34).

Proteoglikanların su tutma kapasitesi hipertrofiye rol oynamaktadır. Egzersiz, yaşa bağlı olarak gelişen vücuttaki su kaybı ve buna bağlı olarak kollajen sentezinin azalmasının önüne geçilmesi konusunda yardımcı olur. Bazı çalışmalarda kısa süreli egzersizlerin tendon şekillenmesinde, uzun süreli egzersizler kadar etkili olmadığı görülmüştür (35, 36).

Her ne kadar bugüne değin tendon bölgesinde kan dolaşımının az olduğu, buna bağlı olarak bölgede meydana gelen yaralanmalarda iyileşme sürecinin negatif etkilendiği iddia edilse de, tendon bölgesinin kan dolaşımının metabolik aktiviteler için yeterli olduğu görülmüştür (37). Bunun yanında her tendonun metabolik aktivite düzeyi eşit değildir. Kuadriceps femoris tendonu aynı aktivitede patellar tendona göre daha fazla glikoz tüketir (38).

Egzersiz tendon büyümesi üzerinde etkili olduğu kabul görse de tendonun egzersize bağlı olarak mekanik özelliklerinde meydana gelen değişimler pek çok çalışmada araştırılmasına rağmen, farklı egzersiz protokollerinin kullanımı ve farklı bölgelerdeki tendonların değerlendirilmesi, henüz bu konuda ortak bir kanıya varılamamasına neden olmuştur.

Tendonun biyomekanik özelliklerini ifade etmek için sıklıkla stres-gerim eğrileri kullanılmaktadır. Stres herhangi bir cisme uygulanan ve cismin deformasyona uğratmaya çalışan kuvvete ilişkin olarak cismin içinde oluşan internal kuvvetlerdir. Stres-gerim eğrisi seyri, mekanik yük altında kalan materyalin katılığını gösterir. Bu eğrinin ilk kısmı kollajenin kıvrımlı ve kaotik yapısında düzleşmenin görüldüğü cevap aşamasını ifade eder. Kollajen

fibrillerinde düzleşme aşamasından sonra, elongasyon oluşması aşaması gelir. Ancak bunun için gereken kuvvet daha fazladır. Bu fazda mikroskobik düzeyde hasar oluşması için fibril boyunun %4'ünü geçecek şekilde uzama görülmesi gerekmektedir (elastik deformasyon). %10 un altında gerime maruz kalan tendonda, bu durum tekrarlayıcı bir hal aldığı zaman Creep deformasyonu ya da stres relaksasyonu görülebilir. Creep; zaman içinde gerimin sürekli artmasını ifade eder. Stres relaksasyonu ise gevşeme ya da sünme olarak ifade edebileceğimiz bir durumdur.

2.2. Germe Türleri ve Kas-Tendon Bileşkesi Üzerine Etkileri

Germe uygulamaları ısınma egzersizlerinin bir parçası olabileceği gibi, bazı spor dallarında egzersizin ana komponentini de oluşturabilir. Germe egzersizleri ile fleksibilitiyi artırarak, yaralanmaların önlenilebileceği ya da azaltılabileceği düşünülür. Bunun yanında germe uygulamalarının, kasın maksimum kuvveti, bu kuvvete ulaşabilme çevikliği, denge üzerinde etkileri hala tartışılmaya devam etmektedir. Germe uygulamalarının pek çok farklı çeşidi kliniklerde ve akademik çalışmalarda farklı amaçlarla kullanılmaktadır. Farklı germe frekansları ve durasyonları, araştırma konuları üzerinde farklı sonuçlar alınmasına sebep olmuştur.

Germe egzersizleri, 4 grup altında incelenebilir.

1-Balistik Germe

2-Statik Germe

3-PNF (Proprioseptif Nöromuskuler Fasilitasyon) Germe

Balistik germe, kasların hızla uzadığı ve hemen dinlenme uzunluğuna geri döndürüldüğü tekrarlayan ve vücut ağırlığından da faydalanılarak gerçekleştirilen germe türüdür. Yüklenmenin ani ve kısa süreli gerçekleşmesi sebebiyle, germe refleksinin uyarılması ve durasyonun kısalığı nedeniyle kas üzerinde etkili olmadığı düşünülmekte ve yüklenmenin kontrolsüz gerçekleşmesi sebebiyle yaralanmalara neden olabileceği gerekçesiyle kliniklerde pek fazla uygulanmamaktadır.

Statik germe; kas boyunun ağırlı sınırında uzatılarak, belli bir süre o uzunlukta tutulması şeklinde yapılır. Yapılan pek çok çalışma germe süresi değıştikçe, denge ve kuvvet

üzerinde etkilerin de değiştiğini gösterse de, germe durasyonları genellikle 10 ila 60 saniye arasında olacak şekilde uygulanmıştır.

PNF Germe; açılımı Proprioseptif Nöromuskuler Fasilitasyon olan germe türü, ilk olarak Kabatt tarafından paralize hastalar üzerinde çalışılmıştır. İçerisinde birden fazla tekniği barındırır. Eklem hareket açıklığı (ROM) artışında diğer germe türlerinden daha etkili olduğu görülmektedir. Refleks inhibisyon ya da aktivasyon için kullanılır. PNF'in bazı tekniklerinde germe uygulanan kişi katılım gösterirken, bazı türlerinde tamamen pasiftir (39).

Holt, 1973'te, PNF'e benzer bir teknik uygulamış ve bu tekniğe '3S-Scientific Stretching for Sport' demiştir. Bu teknikte germe ile birlikte istemli kas kontraksiyonu oluşturulur. Mekanizma, golgi tendon organının istemli kontraksiyonuna bağlı olarak yorgunluk uyarısı oluşturması ve buna bağlı kasta relaksasyon görülmesi amacını taşır. Böylelikle kas pasif olarak istenilen uzunluğa daha kolay getirilebilir (40).

Bugüne kadar gerçekleştirilen germe çalışmalarının ortak çıkarımlarından birisi, kas-tendon bileşkesindeki uzunluğu eksternal bir kuvvet ile artırmaya çalışmadan önce, refleks inhibisyonu sağlamanın daha verimli olacağı şeklindedir. Çünkü refleks inhibisyon sağlanırsa kasın istenilen uzunluğa getirilebilmesi çok daha kolay olacaktır.

Katılığı yüksek olan kas-tendon bileşkesi, gevşek olana göre kuvveti iletme konusunda daha başarılıdır. Germe sonrası kas aktivasyonunda görülen azalma diğer nöromuskuler faaliyetler ile de örtüşmektedir. Bilek eklemine 10-20 derece uygulanan germe sonrası refleks yanıtlarda azalma görülmektedir (41). Germelerin akut sonucunda Hoffmann refleksinin (H refleksi) azaldığı, bunun da performansta düşüşe neden olabileceği düşünülmektedir (41). H refleksi submaksimal uyarı ile elde edilen monosinaptik bir reflekstir. Refleks arkının afferentlerini Ia lifleri, efferentlerini ise α motor nöron lifleri oluşturmaktadır. Refleksin yanıt süresi yaş ve boy (özellikle bacak) uzunluğu artışı ile artar (42).

Kaslar, vücuttaki pek çok yapı gibi bağ dokudan köken alır. Bağ doku, yapısında bulunan kollajen fibriller aracılığıyla, eksternal kuvvetlere yanıt oluşturur. Bağ doku kuvvet altında şekillenebilir, gelişebilir ya da deforme olabilir. Viskoelastisite, kas hücrelerinin, yüklenme esnasında yanıt oluşturabilmesi ve bu yanıtları aktarılabilmesini sağlayan özelliktir. Histerezis ise kas kontraksiyonu sırasında tendonda depolanan potansiyel enerjinin, kasın gevşemesi ile kinetik enerjiye dönüşmesi sırasında arada kaybedilen enerjidir.

Kas gerim altında iken elastik deformasyona uğruyorsa, gerim ortadan kalktıktan sonra eski haline geri döner ve tendonda depoladığı potansiyel enerjiyi, harekete dönüştürür. Plastik deformasyonda ise, kas viskoelastik sınırlarının üzerinde yüklenmeye maruz kalır ve gerim ortadan kalktıktan sonra, deformasyona uğrar. Bağ doku deformasyonunda yüklenmenin şiddeti kadar süresi de önemlidir. Eğer yüklenme kısa süreli ise, ortadan kalktıktan sonra dokunun eski haline dönmesi beklenir. Ancak eğer yüklenme uzun süreli gerçekleştiyse, bölgede oluşan deformasyonun kalıcı olması ve tamir süreci gerektirmesi olasılığı daha yüksektir (43).

Vücuttaki herhangi bir kasın kuvvet oluşturmada yalnızca ateşlenen motor ünite sayısı ile ilgili değildir. Motor ünite sayısının artması kasın ürettiği kuvveti artırmaktadır ancak bunun yanında kasın tendonu ile, tendonun da iskelet sistemi ile bağlantı noktalarındaki açısı önem arz etmektedir. Tüm bunların yanında tendonun ‘Stiffness’i olarak adlandırılan ve dilimizde en yakın anlamda ‘katılık, sertlik’ olarak tanımlanabilen özellik de kuvvetin aktarılmasında önem taşır. Yapılan çalışmalar tendonun katılığı ne kadar yüksekse, kasta üretilen kuvvetin iskelet sistemine aktarılma oranının da o kadar yüksek olduğunu göstermektedir. Katılık düştükçe, kuvvet aktarımı azalmakta ve daha gevşek bir yapı dikkat çekmektedir. Germe uygulamaları sonrası kas torkunda azalma, yapılan pek çok germe çalışmasının ortak çıkarımlarından birisidir. Torkun azalması beraberinde eklem hareket açıklığında artmayı getirir (44).

Kas gerimi iki şekilde üretilir. Birincisi aktin ve miyozin filamentlerinin katılımı ile üretilen güç aracılığıyla sağlanan gerim ki buna aktif gerim denilir. İkincisi konnektif doku filamentlerinde iskelet kaslarının aldığı şekillere bağlı olarak ortaya çıkan gerime denilir ki bu da pasif gerimdir. Aktif ve pasif gerimler bağ doku filamentlerindeki çapraz köprülerden ve bağ dokunun elastisite özelliğinden bağımsız olarak görülemez. Kas ya da kas grubunun oluşturduğu kuvvet momentinin eklem çevresindeki etkisi kasın hem aktif hem pasif bileşenlerinin bir sonucudur (45). Kasın aktif geriminin 3 komponenti vardır. Sırasıyla, çıkan, plato ve inen olarak isimlendirilir. Kasın aktif ve pasif gerimi esnasında komponentler arasındaki ilişkinin açıklanması oldukça zordur. Ancak pasif ve aktif germeler esnasında bu üç komponentin dağılımı birbirinden farklıdır. Bir kas grubu pasif olarak gerildiğinde kasta bazı kısa süreli değişiklikler olabilir. Bir kasın maksimum torku, enerji absorbe etme yeteneği, uzama kapasitesi ve katılığı dokunun mekanik özelliklerine bağlıdır. Germe

uygulanması ne kadar ani gerçekleştirilirse, germe refleksi o kadar hızlı aktive olur ve kasın katılığı artabilir (47).

Kas fibrillerini yapısal olarak bir hidrolik sisteme benzetmek yanlış olmayabilir. Ekstrasellüler matriksin maruz kaldığı her eksternal kuvvet sitoskeletonlar aracılığı ile tüm hücreye ve nukleusa aktarılır. Tüm vücut mimarisinde ve her bir kuvvetin aktarımında rol oynayan bu mekanizma 'tensegrity' olarak isimlendirilir. 'Tensegrity' yalnızca insan vücudunda değil, mimari yapılarda ya da bir bisiklet tekerleğinde bile karşımıza çıkabilmektedir. Gergi ve baskı elemanları kullanılarak, harmoninin sağlanması ve bu şekilde kuvvetlerin yapının her noktasına iletilebilmesi bu mekanizma aracılığı ile sağlanır.

'Stiffness', bir kasın yüklenme/deformasyon eğrisi ile ifade edilebilir. Bu oldukça kompleks bir mekanizmadır. Germe yüklemesi devam ettikçe kas-tendon bileşkesinde meydana gelen değişiklik, germe ortadan kalktıktan sonra tendon hasarlanmadan maksimum uzunluğa erişebiliyorsa elastik deformasyon, eğer yükleme eşik değerini üzerine çıkırsa plastik deformasyon olarak isimlendirilir. Germinin ilk yanıtı, total gerimin %2 lik kısmını oluşturur ve günlük yaşam aktiviteleri (GYA) sırasında kas sıklıkla buna maruz kalır. Aynı miktarda akut ani uygulanan germe, yavaş uygulanan germeye göre daha yüksek gerimin oluşmasına sebep olur. Germe sonrası ROM artışının ömrü 60-90 dakika arasında sürer. Herhangi bir germe uygulaması sonrası uygulanan germelerde, kasın yarattığı pasif gerim daha düşüktür. Buna stres relaksasyonu denir ve %10-30 oranında bir avantaj sağlayabilir. Statik germe için ideal süre 20-30 saniyedir. Çünkü stres relaksasyonu bu 20-30 saniyelik süre içinde gerçekleşir. Ancak stres relaksasyonunun ömrü 1 saattir (35).

Uzun süre aynı pozisyonda sabit kalan bireylerin hareketlerini değiştirmeye başladıkları ilk açılarda 1-2 dk süreli olarak hissettiklerini söyledikleri katılık, 'stiffness' ile karıştırılmamalıdır. Bu sırada hissedilen şey aslında tiksotropidir (36). Germe uygulamaları sonrası kas-tendon ünitesinin katılığı %8 oranında azalmakta ve tendon histerezisinde değişiklikler görülmektedir (37). Germe uygulaması kas katılığında akut olarak %8 oranında bir azalma sağlarken, histerezis üzerinde %29 oranında bir etki yaratmaktadır (38). Cavagna methodu kullanılarak gerçekleştirilen ölçümlerde, kasın katılığının germe ile azaldığı görülmüştür (52).

Tendonun uzunluk-gerim grafiği doğrusal değildir. Tendonun yüksek yoğunlukta yüklenmeye maruz kaldığı zamanlarda ölçülen kas-tendon bileşkesi katılığı ile daha düşük

yüklenmeye maruz kaldığı zamanlarda ölçülen katılık birbirinden farklıdır. Katılık, kas-tendon bileşkesinin ultrasonografi (USG) ile incelenmesi ile değerlendirilir (44).

Bir kasın germe refleksini aktive etmemek için, her saniyede maksimum 1-5 derece arasında bir germe uygulaması yapmak gerekmektedir. Hem germe hem ısınma protokollerini içeren çalışmalar sonucunda, kasın stifnesini, ısınma egzersizlerinin germe egzersizlerine göre çok daha yüksek oranda düşürdüğü görülmüştür (49).

Statik germenin kas-tendon kavşak üzerine etkilerini inceleyen bir çalışmaya göre, germe sırasında kas-tendon bileşkesinde uzama meydana geldiği ve bu uzamanın %47'sinin kas-tendon bileşkesinde gerçekleştiği görülmüştür. Kalan %53'lük uzamanın tendon boyunda gerçekleştiği görülmüştür. Kas torku ve uzama eğrilerinin germeden doğru orantılı olarak etkilendiği ancak belli bir kas torkuna ulaşıldıktan sonra tork artsa da uzamanın sabit kaldığı gözlemlenmiştir. Tikotropi kasın harekete bağlı olarak viskozitesinin artması ve hareketsizlik başladıktan sonra sertleşmesi durumudur. Tikotropi, kas-tendon bileşkesinin uzunluk değişiminde çok etkin rol oynamaz (50).

Germe sonrası kuvvetin azalması ile ilgili iki ana mekanizma fikri ortaya atılmıştır. Nöral teoriye göre motor kontrol stratejileri değişmektedir (46). Golgi tendon organının otojenik inhibisyonu, afferent inhibisyonun mekanoreseptörleri ve nosiseptörlerinde, yorgunluğa bağlı inhibisyon gelişmesi, kas fibrillerinin refleks inhibisyonunda artış ve germeye bağlı eklem basınç reseptörlerinin inhibisyonu sebebiyle kas performansında düşme görülür. Mekanik teoriye göre ise kasın viskoelastisitesi ile ilgili değişiklikler germe sonrası etkilerin görülmesine sebep olmaktadır. Çalışmalar germe uygulaması sonrasında, kas kompliansının artması, sarkomer kısalma mesafesinin ve hızının artması ve kas uzunluğu ile gerim arasındaki ilişkinin değişmesi sebebiyle kas performansının düştüğünü göstermektedir (47). Germe sonrası merkezi sinir sisteminin etkilenmesi sonucu germe uygulanmayan ekstremitelerde de kas kuvvetinde azalma görülür.

Tüm çalışmaların ortak çıkarımı, katılığı yüksek olan kas-tendon ünitesinin, kuvveti daha iyi aktardığı yönündedir. Germe sonrası, uzama-kısalma döngüsünde elastik komponentte depolanan enerjinin daha az olduğu kanısına varılmıştır. Kas-tendon ünitesinde maksimum elastik enerji depolanmasının sağlanabilmesi için 'Stiffness'ın optimal düzeyde olması gerekmektedir. Katılık artarsa, kuvvet doğrudan iskelet sistemine aktarılacak, eğer katılık azalırsa 'slack' olarak adlandırılan ve dilimizde en yakın anlamda gevşek kelimesi

tarafından karşılanan durumdan dolayı elastik enerji depolanamayacaktır. Akut kas germe uygulaması uzama-kısalma siklusunun performansını düşürür. Geçmiş çalışmalarda eksentrik fazın germe refleksi başlattığını, konsentrik fazda artan kas aktivasyonunun myoelektrik potansiyel olarak adlandırıldığı gösterilmiştir. Aşıl tendonuna yapılan tapping uygulamasının ortaya çıkardığı germe refleksinin, germe uygulaması sonrası akut olarak azaldığı görülmüştür (48).

Germe sonrası kas katılığı, fasikül açısı ve fasikül uzunluğunda değişiklikler görülebilir. 3 hafta ve daha uzun süreli germelerde kas uzayabilirliğinde artış görülmüştür. Bugüne kadar yapılan germe çalışmaları germe sonrası mekanik değişikliklerden dolayı kuvvet ve uzamada fark olduğunu göstermesine rağmen sensör teorisine göre artan ROM'un pasif tork ile tolere edilmesi durumu söz konusudur (35, 107).

Germe refleksi; kasların herhangi bir eksternal ya da internal kuvvete maruz kalarak uzaması durumunda, kas lifleri arasındaki reseptörlerin uyarılarak, bu bilgiyi afferent duyu sinirleri aracılığı ile medulla spinalise taşınması durumudur.

Kasın uzama-kısalma döngüsündeki performans düşüklüğünde, nöral inputta azalma söz konusudur. Germe uygulamasının durasyonu ne kadar uzun ise ve germe ne kadar uzun süreli uygulanmışsa, germe refleksinin inhibisyonu o kadar yüksek oranda olacaktır. Kasta oluşan yorgunluk, kası tetanik kontraksiyondan korur. Refleks aktivitedeki azalma iki mekanizma ile açıklanabilir; bunlardan birincisi yorgunluk ve kas hasarına bağlı olarak afferent liflerin metabolik aktivitesinde azalma ve buna bağlı olarak sinyal kalitesinin ve sayısının düşmesidir. Buna yorgunluğa bağlı gelişen, presinaptik inhibisyon denir (49, 50). İkinci hipotez ise, alfa motor nöron uyarımlarının bozulmasıdır. İstemli kontraksiyonlar sonucu, hem ektrafuzel hem intrafuzel liflerde yorgunluk meydana geldiği ve alfa motor nöronlarda iletimin azaldığı iddia edilmiştir (51).

Pek çok çalışma nöral adaptasyonun ilk bir hafta içinde sağlanırken, mekanik adaptasyonun çok daha uzun sürdüğünü göstermektedir. Uzamadaki akut etkiler nöral mekanizmanın bir sonucu olarak ele almak daha doğru bir yaklaşım olacaktır. Hayvan deneylerine göre pasif germe sırasında seri sarkomer sayısında artış görülmektedir. Kas katılığı ya da kas-tendon bileşkesinin yapısal özellikleri dışında periferel sinirler ve fasya da hareketi limitleyebilir. Uzun süreli germelerden sonra fasya ve sinirlerde mekanik adaptasyonlar meydana gelmektedir (53). Ancak germe uygulamalarının türü, uygulama

metodu, durasyonu ya da değerlendirme şekli değiştiği zaman çalışma bulguları değişiklik gösterebilmektedir (54, 55).

Egzersiz öncesi yapılan germeler, myoelektrik potansiyelin düşmesine sebep olmaktadır. Golgi tendon organı, germe uygulanan kasların ve sinerjistlerinin refleks inhibisyonunu sağlar. Aynı işi kas, eklem ve ligamentlerde yer alan ağrı reseptörleri de yapmaktadır (56).

Farklı durasyonlarda gerçekleştirilen germelerin etkileri birbirinden farklı olabilmektedir. Ogura ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 60 saniye uygulanan statik germenin performans üzerinde etkili olduğu, ancak 30 saniyelik germenin etkili olmadığı gözlemlenmiştir. Young ve Behm, pek çok sporcu tarafından ısınma egzersizlerinin bir parçası olarak kullanılan germe egzersizlerinin verimli olmadığını düşünmektedir (117).

Çalışmalar germe ile katılık arasındaki etkileşimlere odaklanmışken aslında katılığı değiştirmeye çalışmanın mantıklı olmayan bir yanı da vardır. Katılığı yüksek olan kas, kuvvet üretiminde avantaj sağlarken, katılığı düşük olan kasın uyum yaratarak yaralanmaları önleyebileceği düşünülebilir (55, 57).

2.3. Denge ve Postural Kontrol

İnsan vücudunda dengenin sağlanması için pek çok mekanizma çalışır. Denge, Gambetta ve Gray tarafından 'Atletik aktivitelerin gerçekleştirilebilmesi için en önemli parametre' olarak tanımlanmıştır.

İnsan vücudunda denge, cansız varlıklarda olduğu gibi ağırlık merkezinin destek yüzeyi sınırları içinde kalması şartı ile sağlanmaz. Çünkü günlük yaşam aktiviteleri ağırlık merkezinin destek yüzeyinin dışına çıktığı çok fazla aktiviteyi barındırır. Bu nedenle denge; sensor, motor ve biyomekanik bağlantıların harmonik çalışması ile sağlanır.

Her insanda stabilite limitlerin içinde kalan aktiviteler, düşme riski oluşmadan gerçekleştirilebilir. Denge ve eklem stabilitesi, reseptörler tarafından algılanan inputlar aracılığı ile sağlanır. Ayak bileği eklem stabilitesi, destek yüzeyine en yakın eklem olduğu için dengenin sağlanmasında ana rol sahibidir. Normal eklem sınırlarının biyomekanik, nöral ve yapısal özellikleri, stabilitenin sağlanmasını etkiler. Ligament ve eklem kapsülü tarafından sağlanan aşırı hareketin limitasyonu, eklem proprioseptörlerinin nöral fasilasyonu ile kontrol

edilir. Kinestezi ve eklem pozisyon duyusunun tanımladığı proprioepsiyon, taktil duyusunun özelleşmiş türüdür.

Proprioepsiyon, kişinin reseptörlerden merkezi sinir sistemine gelen uyarıyı yorumlayıp boşluktaki pozisyonunu belirleyebilme yeteneği olarak tanımlanabilir (58, 59).

Bir başka tanımlamaya göre ise proprioepsiyon, afferent nöral yollardan merkezi sinir sistemine iletilen ve kas içiği, golgi tendon organı gibi özelleşmiş reseptörler tarafından algılanan uyarıların oluşturduğu duyudur (60). Bu yollar ile elde edilen veriler, ayakta duruş ve yürüme sırasında nöromekanik kontrolün sağlanması için kullanılır. Bu nöromuskuler kontrol, kas kuvvetinin ve eklem stabilitesinin kontrol altında tutulabilmesi için gereklidir. Buna ek olarak, eksentrik kontraksiyon, antagonist kasların da dengeyi sağlamak için harekete katılması ile eklem stabilitesine katkıda bulunur.

Vücudun her parçasından afferent yollar ile gelen proprioseptif girdiler toplanıp yorumlanarak dengenin sağlanabilmesi için kullanılır. Beyin görüntüleme çalışmaları, dengenin sağlanması için ana bilgi kaynağının ayak bileği proprioseptörlerinden gelen uyarılar olduğunu göstermektedir. ‘Sensory Reweighting Mechanism’ olarak isimlendirilen sisteme göre, vücudun her bir noktasından gelen proprioseptif uyarılar, dengenin korunması için ağırlıklı olarak neye ihtiyaç duyulduğuna göre sınıflandırılır ve öncelikli veriler seçilerek ilk olarak onlara bir yanıt oluşturulur. Proprioseptif girdilerde sinyalin kirlilik oranı (signal-to-noise) ne kadar düşükse, bilginin analizi, işlenmesi ve yanıt oluşturulması çok daha kolay olacaktır (61). Germe uygulamalarının kas içiğini inhibe edici etkisinin olduğu pek çok çalışma tarafından gösterilmiştir. Ancak şu ayrıntı gözden kaçmamalıdır ki kas içiği aktivasyonu, proprioseptif duyusunun sağlanması için anahtar rol oynar. Bu noktada şöyle bir paradoks göze çarpmaktadır. Yaralanmaların azaltılması için uygulanan germe, proprioseptif duyusunun azalmasına sebep olarak, eklem pozisyon duyusunun azalmasına neden olmakta ve bu nedenle yaralanmaların artmasına yol açmaktadır (62). Dengenin korunabilmesi için merkezi sinir sistemini besleyen uyarılar, görsel, vestibüler ve somatosensöryel kaynaklardan sağlanmaktadır. Postüral salınımlar, merkezi sinir sistemi ve iskelet sistemi arasındaki uyarıların birbirini geri beslemesi ile kontrol altında tutulur. Kas kuvveti ve proprioepsiyon, nöromuskuler kontrol yoluyla dengenin düzenlenmesinde ana rolü oynar. Herhangi bir gerekçe ile eklem çevresindeki yapılarda deformasyon meydana gelmese de proprioseptif duyusunun merkezi sinir sistemine aktarılmasında defisitler gelişebilir (39, 63-65).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi:

Araştırma ileriye dönük bir çalışmadır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı:

Araştırma Dokuz Eylül Üniversitesi (DEÜ) Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Hareket Analiz Laboratuvarında Ağustos 2018 – Mayıs 2019 yılları arasında yapılmıştır.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları:

Çalışmaya dahil edilme kriterlerini sağlayan, dışlama kriterlerini taşımayan sağlıklı katılımcılar dahil edildi. Çalışma tek grupla gerçekleştirildi. Çalışmaya Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Kampüsü'nde bulunan ve çalışmaya katılmayı kabul eden gönüllüler dahil edildi. İstatiksel analiz için, çalışma %80 güçte, etki büyüklüğü (Cohen's d) 0.40 alınarak, yanılma payı $p < 0.05$ olarak örneklem büyüklüğü hesaplandığında toplam 52 kişi çalışmaya dahil edildi. Çalışma sürecinde, tüm katılımcılar uyumlu tutum sergiledi ve çalışmanın başından sonuna kadar devamlılık gösterdi. Araştırmaya 18-35 yaş arası bireyler dahil edildi.

Bu çalışmada katılımcılar tek grup şeklinde değerlendirildi. Çalışmaya dahil edilme ve dışlama kriterleri aşağıda belirtildiği şekilde seçildi.

Dahil Olma Kriterleri:

- Pasif normal eklem hareket açıklıkları, Türk popülasyonu için normatif aralıkta olmak (127).
- Kooperasyon seviyesi, çalışma kapsamındaki uygulamalara uyum sağlayacak düzeyde olmak.
- 18-35 yaş aralığında olmak.

Dışlama Kriterleri:

- Daha önceden geçirilmiş kas iskelet sistemi cerrahisi varlığı,
- Dengeyi etkileyecek hastalığa sahip olmak,

- Hamilelik
- Çalışma sırasında mensturasyon görüyor olmak

3.4. Çalışma Materyali:

Çalışmada herhangi bir materyal (hücre hattı, deney hayvanı, vs) kullanılmamış olup alınma kriterine uygun olan katılımcıların değerlendirmeleri yapıldı.

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

3.5.1 Bağımsız Değişkenler

Yaş, cinsiyet, boy, kilo, hamstring kas grubu esnekliği, lumbal ekstansör kas grubu esnekliği, plantar fleksör kas grubu esnekliği.

3.5.2 Bağımlı Değişkenler

Fonksiyonel uzanma mesafesi, ağırlık merkezi izdüşümünün salınımı ve ilişkili parametreler, plantar basınç verileri.

3.6. Veri Toplama Araçları

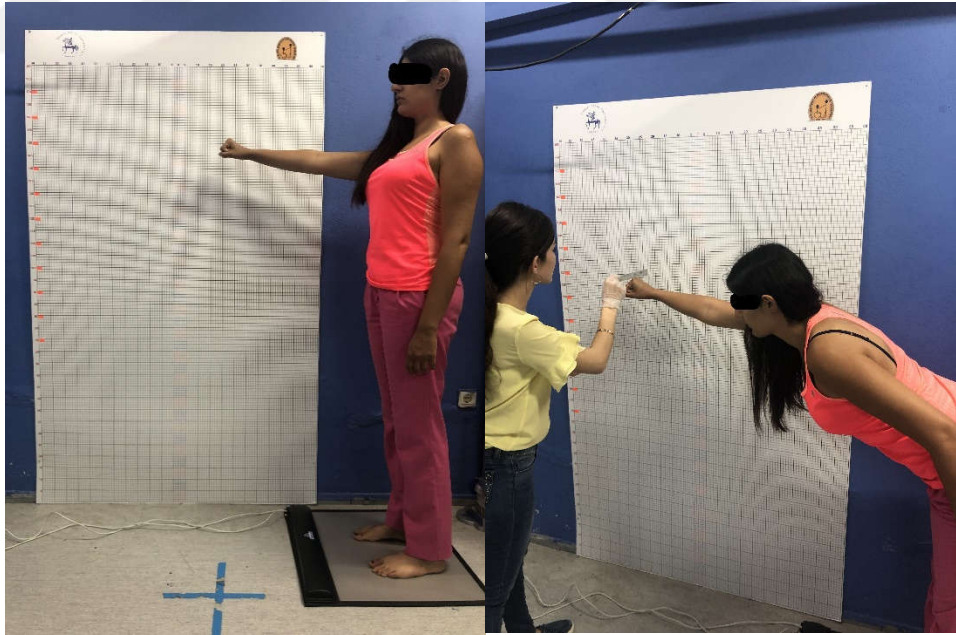
Bu çalışmada eklem hareket açıklığının değerlendirilmesi amacıyla Lafayette Guymon Dijital Gonyometre cihazı kullanıldı. Cihaz eklem hareket açıklığını ölçerek katılımcıların çalışmaya dahil edilip edilmeyeceği konusunda fikir edinmemizi sağladı. Denge değerlendirmesi amacıyla fonksiyonel uzanma testi uygulandı. Bu test sırasında plantar basınç dağılımını ve ağırlık merkezinin izdüşümünün hareketlerini değerlendirmek amacıyla Tekscan Matscan Pressure MatSystem cihazı kullanıldı.

Katılımcıların yaş, cinsiyet, vücut ağırlığı, boy uzunluğu, adres ve telefon bilgileri yüz yüze sorgulama ile kaydedildi. Ardından katılımcılara Tekscan Matscan Pressure Mat System cihazı üzerinde fonksiyonel uzanma testi yapılarak germe öncesi uzanma mesafeleri ve tabanaltı basınç ve kuvvet parametreleri kaydedildi. Bunu takiben katılımcılara farklı günlerde, farklı kas gruplarına germe uygulaması yapılmış ve değişiklikler akut olarak test edildi. Her bir germe sonrası uygulanan fonksiyonel uzanma testi, Tekscan Matscan Pressure Mat System cihazı üzerinde tekrarlandı.

Katılımcılardan Gönüllü Onam Formu'nu imzalayan ve çalışmaya katılmayı kabul eden bireylerin demografik bilgileri (ad, soyad, boy, kilo, yaş) kaydedildi. Bilgileri alınan

katılımcılar doğrudan Tekscan MatScan™ Pressure Mat System cihazı üzerine alınarak fonksiyonel uzanma testi uygulandı. Her bir ölçümden önce Tekscan MatScan™ Pressure Mat System cihazı kalibre edildi. Her bir katılımcı için ilk fonksiyonel uzanma mesafeleri ve fonksiyonel uzanma testi esnasındaki CoP salınım mesafesi ve alanı kayıt altına alındı.

İlk aşamada, Tekscan MatScan™ Pressure Mat System cihazı düz bir zemin üzerine, duvar kenarına yerleştirildi. Cihazın yerleştirildiği duvara 180 santimetre yüksekliğinde, 150 santimetre genişliğinde, 1 santimetrekarelik karelerden oluşan plaka sabitlendi. Katılımcı dominant ekstremitesi duvara yakın olacak şekilde pozisyonlandı ve Tekscan MatScan™ Pressure Mat System cihazı üzerine ayakları çıplak olacak şekilde pozisyonlandı. Üçüncü metakarpal eklem pivot alınacak şekilde dirsek tam ekstansiyonda ve omuz eklemi 90 derece fleksiyonda iken kişiden ileri doğru uzanması istendi. Test sırasında katılımcının ayaklarının herhangi bir sebeple cihaz ile teması kesildiğinde test durduruldu ve tekrarlandı. Her bir ölçüm 30 saniye, 3 tekrardan oluşturuldu. Fonksiyonel uzanma testi hem gözler açık hem de gözler kapalı pozisyonunda iken uygulandı (şekil 6).



Şekil 6. Fonksiyonel Uzanma Testi

İkinci aşamada, katılımcılar sırtüstü yatış pozisyonuna alınarak, lumbal ekstansör kas grubu esnekliği izole olarak değerlendirildi. Katılımcıların kalça ve diz eklemleri pasif olarak fleksiyona getirildi ve ulaşılan maksimum kalça fleksiyon açısı Lafayette Guymon

Goniometer digital gonyometre cihazı ile ölçüldü. Lafayette Guymon Goniometer digital gonyometre cihazı lumbal ekstansör kas grubunun esnekliği ölçülürken, pivot nokta femurun trokantör majörü olarak planlandı. Cihazın üzerinde dijital ekran bulunan sabit kolu yere paralel konumlandırıldı, hareketli kol femur shaftını takip etti. Hamstring kas grubu izole esneklik testi için katılımcılar sırtüstü yatışta, kalça ve diz eklemi 90° fleksiyonda olacak şekilde pozisyonlandı. Kalça ekleminin 90° fleksiyon açısı korunarak, katılımcının dizi pasif olarak ekstansiyona getirildi. Ulaşılan diz ekstansiyon açısı, Lafayette Guymon Goniometer digital gonyometre cihazı ile ölçüldü. Hamstring kas grubuna esneklik testi uygulanırken pivot nokta diz eklem merkezinin lateral izdüşümü olarak kabul edildi. Sabit kol pozisyonlanırken femur shaftı eksen olarak kabul edildi. Hareketli kol tibia uzun hattını takip etti. Plantar fleksör kas grubunun izole esneklik değerlendirmesi için, katılımcılar sırtüstü yatış pozisyonunda iken ayak bileği eklemi pasif olarak ekstansiyona getirilecek ve ulaşılan açı Lafayette Guymon Goniometer digital gonyometre cihazı ile ölçüldü. Pivot nokta lateral malleol olarak kabul edildi. Sabit kol yere paralel olarak pozisyonlandı, hareketli kol ayak plantar yüzüne paralel olacak şekilde ölçüm tamamlandı.

Esneklik ölçümleri tamamlandıktan sonra, katılımcıların gövde ekstansörlerine 30 saniye-3 tekrar statik germe uygulandı (Şekil 7). Uygulama, katılımcı sırtüstü yatış pozisyonunda iken kalça ve diz eklemi fleksiyona getirilerek, dizler katılımcının göğsüne doğru itilerek yapıldı. Germinin hemen sonrası katılımcılara Tekscan MatScan™ Pressure Mat System (Tekscan Inc. Boston, USA) cihazı üzerinde fonksiyonel uzanma testi yeniden uygulandı ve veriler kaydedildi. Fonksiyonel uzanma testi hiçbir yöntem değiştirilmeden sadece katılımcının gözleri kapalı olacak şekilde tekrarlandı.



Şekil 7. Lumbal Ekstansör Germe

Farklı bir gün, katılımcıların hamstring kas grubuna 30 saniye-3 tekrar statik germe uygulandı. Uygulama, katılımcının kalça ve diz eklemleri 90 derece fleksiyon pozisyonunda iken, diz eklemine ekstansiyona doğru iterek yapıldı (Şekil 8). Germe sonrası katılımcılara yeniden Tekscan MatScan™ Pressure Mat System (Tekscan Inc. Boston, USA) cihazı üzerinde fonksiyonel uzanma testi uygulandı ve veriler kaydedildi. Fonksiyonel uzanma testi hiçbir yöntem değiştirilmeden sadece katılımcının gözleri kapalı olacak şekilde tekrarlandı.



Şekil 8. Hamstring Germe

Üçüncü ölçüm için farklı bir gün katılımcıların plantar fleksör kas grubuna, ayak bileği eklemi subtalar nötral pozisyona alınarak 30 saniye-3 tekrar statik germe uygulandı. Uygulama, katılımcı sırtüstü yatış pozisyonunda iken ayağın dorsifleksiyon yönüne itilmesi yöntemi ile yapıldı (şekil 9). Katılımcılara Tekscan MatScan™ Pressure Mat System (Tekscan Inc. Boston, USA) cihazı üzerinde fonksiyonel uzanma testi yeniden uygulandı ve veriler kaydedildi. Fonksiyonel uzanma testi hiçbir yöntem değiştirilmeden sadece katılımcının gözleri kapalı olacak şekilde tekrarlandı.



Şekil 9. Plantar Fleksör Germe

Salınımın değerlendirilmesinde kullanılacak olan Tekscan HR MatScan™ Pressure Mat System (Tekscan Inc. Boston, USA) ile CoP (Center of Pressure) salınımının yönü ve miktarı, izlediği yol, ağırlık merkezinin yönü ve kat ettiği mesafe, ayaklara binen ağırlığın bölgelere göre yüzdesel ifadesi (sağ ayak-sol ayak, ön ayak-orta ayak) ve basınç dağılımı gibi veriler kantitatif olarak ölçüldü. Tüm veriler cihaz ile birlikte gelen kendi yazılımı ile ölçümlenerek analiz edildi.

3.6.1. Objektif Denge Değerlendirmesi

Tekscan HR MatScan™ Pressure Mat System (Tekscan Inc. Boston, USA) ile CoP salınımının yönü ve miktarı, izlediği yol, ağırlık merkezinin yönü ve kat ettiği mesafe, ayaklara binen ağırlığın bölgelere göre yüzdesel ifadesi (sağ ayak-sol ayak, ön ayak-orta

ayak) ve basınç dağılımı gibi veriler kantitatif olarak ölçmeye yarar. Tüm veriler cihaz ile birlikte gelen kendi yazılımı ile ölçümlenerek analiz edilir. Katılımcılar cihaz üzerine çıplak ayakla çıkarak fonksiyonel uzanma testini gerçekleştirdi.

Aşağıda Tekscan HR MatScan™ Pressure Mat System cihazının verileri açıklanmıştır. Bu bilgiler cihazın kullanıcı bilgilendirme kılavuzundan edinilmiştir.

CoF: İnsan vücudunda ağırlık merkezinin temas yüzeyi üzerine iz düşümünü ifade eder.

Variance: Varyans olarak tanımlanabilir. CoF'un iki sabit nokta arasındaki mesafeyi alma hızını ifade etmektedir.

Distance: CoF'un kayıt sırasında aldığı toplam yolu ifade eder.

A-P Excursion: CoF'un kayıt sırasında antero-posteriorda aldığı maksimum uzaklığı ifade eder.

M-L Excursion: CoF'un kayıt sırasında medio-lateralde aldığı maksimum uzaklığı ifade eder.

MxF: Taban altında ulaşılan en yüksek kuvveti ifade eder.

IMxF: Taban altındaki en yüksek kuvvete ulaşılma anını ifade eder.

PP: Taban altındaki en yüksek basıncı ifade eder.

IPP: Taban altındaki en yüksek basınca ulaşılma süresini ifade eder.

3.6.2. Fonksiyonel Uzanma Testi

Fonksiyonel uzanma testi (FUT) Duncan tarafından geliştirilen, klinisyenler tarafından en yaygın kullanılan denge değerlendirme yöntemlerinden birisidir. Bu test, destek yüzeyi üzerinde antero-posteriorda uzanılan maksimum mesafeyi ölçerek postural stabiliteyi değerlendirir. FUT, basit, her yerde uygulanabilen, klinik olarak kabul edilen bir araçtır. 25 santimetreden daha az uzanan bireylerde düşme riskinin arttığını bildirmektedir. FUT, dinamik dengeyi ölçmek için kullanılır. Dış etkenler olmadan, kişinin adım almadan uzanabileceği maksimum mesafe ölçülerek antero-posterior stabilitenin sınırları belirlenir.

Fonksiyonel uzanma testi nörolojik temelli pek çok hastalığın dengeyi ne derece etkilediğini saptamak için yapılan pek çok çalışmada kullanılmaktadır (68). FUT'nin kolaylıkla uygulanabiliyor olması, uygulama için ekstra teçhizata ihtiyaç duyulmuyor olması, anlaşılır olması, geçerli, güvenilir ve yaygın kullanılan bir denge değerlendirme testi olması nedeniyle bu çalışmada FUT uygulandı. FUT'ta katılımcılardan dominant ekstremiteleri ile uzanma aktivitesini gerçekleştirmelerini istendi.

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi:

	Temmuz 2018	Ağustos 2018	Eylül 2018	Ekim 2018	Kasım 2018	Aralık 2018	Ocak 2019	Şubat 2019	Mart 2019	Nisan 2019	Mayıs 2019	Haziran 2019
Kaynak Tarama												
Planlama												
Ön Çalışma												
İzinler- Onaylar												
Veri Toplama ve Değerlendirme												
İstatistiksel Çözümleme												
Yazım												
Basın												
Sunum												

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi :

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi “Statistical Package for Social Science for Windows version 22.0” istatistik programı ile yapıldı. Grupların verileri normal dağılım gösterdiğinden dolayı parametrik testler kullanıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma değerleri ile gösterildi. Grupların yaş, boy, kilo ve beden kütle indeksi (BKİ) değerleri verildi.

Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel analitik yöntemler (Kolmogorov-Smirnov testleri) kullanılarak incelendi. Kolmogorov-Smirnov testi sonucunda verilerin normal dağılım gösterdiği görülmüştür. Tanımlayıcı istatistikler normal dağılan değişkenler için ortalama $\pm$ standart sapma verilerek yapıldı. Veriler normal dağılım gösterdiğinden parametrik testlerden Bağımlı Gruplar T Test tercih edildi. Germe uygulaması öncesi ve sonrası veriler bağımlı gruplar T testi kullanılarak karşılaştırıldı. P değerinin 0.05’in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Bu çalışmada 3 farklı kas grubuna germe uygulaması yapılmıştır. Hipotezlerimizde yer almasa da bu kas gruplarına uygulanan germeler arasından hangisinin denge üzerinde daha etkili olduğu da çalışma kapsamında değerlendirildi.

Grupların verileri normal dağılım gösterdiğinden dolayı gruplar arası karşılaştırmalı testlerde parametrik testler kullanıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma değerleri ile gösterildi. Bu analizde post-hoc test olarak Bonferroni testi kullanıldı. Katılımcıların 4 farklı ölçüm sonucu arasındaki farkın anlamlı olup olmadığına Tekrarlı Ölçümlerde Anova analizi ile bakıldı. Sferisite durumunun sağlanmamasının tespiti üzerine Greenhouse-Geisser düzeltme faktörü kullanıldı. Sferisiteyi sağlayan parametrelerde anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak alındı. Sferisiteyi sağlamayan parametrelerde Greenhouse-Geisser düzeltme faktörünün p değerinden düşük olan parametreler anlamlı kabul edildi. Ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunursa post-hoc testi olarak Bonferroni testi kullanıldı.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları:

Bu çalışmada uygulanan germenin, kas ve tendon üzerinde yarattığı etkileri sayısal verilere dayandırmak amacıyla USG ve Elektromyografi (EMG) yöntemleri çalışmaya dahil edilebilirdi. Germe sonrası ROM değişimleri bilgisayarlı analiz yöntemleri ile daha ayrıntılı

değerlendirilebilirdi. Fonksiyonel uzanma testi sırasında, katılımcıların maksimum mesafeye uzanmak için kullandıkları kompensatuar mekanizmalar bilgisayarlı analiz sistemleri ile değerlendirilebilirdi.

3.10. Etik Kurul Onayı:

Dokuz Eylül Üniversitesi Klinik Araştırmalar Girişimsel Olmayan Etik Kurulu'nun 05.07.2018 tarihli toplantısında 2018/17-35 protokol numarası ile bu çalışmaya onay verilmiştir (EK-1). Katılımcılar çalışma içeriği, kapsamı, değerlendirme kapsamındaki uygulamalar, değerlendirme sonunda ulaşılması beklenen hedefler ile ilgili olarak bilgilendirildi. Bilgilendirme sonrası çalışmaya katılmaya rıza gösterenler, rızaları olduğuna dair bir aydınlatılmış onam formu imzaladı (EK-2).

4. BULGULAR

Çalışmada yaşları 20-30 yıl arasında değişen, 22'si erkek, 30'u kadın olmak üzere 52 katılımcı yer almaktadır. Katılımcıların boy ve vücut ağırlıkları Tablo 1'de verildi. Katılımcıların cinsiyet dağılımları Tablo 2'de verildi. Katılımcıların ekstremit dominantlıkları Tablo 3'de belirtildi.

Tablo 1. Katılımcıların Demografik Bilgileri

	Ort $\pm$ SS	Min	Max
Yaş (yıl)	22 $\pm$ 2,26	20	30
Boy Uzunluğu (cm)	168 $\pm$ 8,35	154	188
Vücut Ağırlığı (kg)	64 $\pm$ 11,63	48	100
BKI	24 $\pm$ 2,85	20,25	28,32

*Tanımlayıcı İstatistik, BKI: Beden Kütle İndeksi SS: Standart Sapma, Min: En düşük değer, Max: En yüksek değer

Tablo 2. Cinsiyete Göre Katılımcıların Dağılımı ve Yüzdeleri

N=52	Frekans	Yüzdelik Dağılım (%)
Erkek	22	43
Kadın	30	57
Toplam	52	100

*tanımlayıcı istatistik. N: Toplam Katılımcı Sayısı

Tablo 3. Ekstremit Dominantlığına Göre Katılımcı Dağılımı

N=52	Katılımcı Sayısı	Yüzdelik Dağılım (%)
Sol Dominant	3	6
Sağ Dominant	49	94
Toplam	52	100

*tanımlayıcı istatistik. N: Toplam Katılımcı Sayısı

Germe uygulamalarından önce yapılan fonksiyonel uzanma testinin santimetre cinsinden alt-üst değerleri ve ortalamaları Tablo 4’te verildi.

Tablo 4. Germe Uygulamaları Öncesi Gözler Açık Pozisyonda Uygulanan Fonksiyonel Uzanma Testi Skorları (cm)

	Ort $\pm$ SS	Min	Max
Gözler Açık FUT	36 $\pm$ 5,87	23	52
Gözler Kapalı FUT	35,9 $\pm$ 6,66	21,3	50,6

*Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, Min: En küçük değer, Max: En büyük değer, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi

Katılımcıların lomber ekstansörlerine, hamstring kaslarına, plantar fleksörlerine uygulanan germe sonrası gözler açık pozisyonda iken gerçekleştirilen fonksiyonel uzanma test skorlarında anlamlı değişim görüldü. Santimetre cinsinden farkları ve istatistiksel olarak değişimleri Tablo. 5, 6, 7’de verildi. Anlamlı fark gösteren parametreler kalın ve italik yazı stili ile gösterildi.

Tablo 5. Hamstring Kas Grubuna Uygulanan Germe Sonrası Fonksiyonel Uzanma Testi Skorlarındaki Değişim (cm)

	Farkların Ortalaması (MD)	Std. Deviasyon (SD)	Std. Hata Payı	Sig. (2 Yönlü) p<0.05
<i>D_GA_FUM (cm) – H_GA_FUM (cm)</i>	<i>-1,19</i>	<i>3,65</i>	<i>,50</i>	<i>0,02</i>
D_GK_FUM (cm) – H_GK_FUM (cm)	-,67	3,19	,44	0,13

*Bağımlı gruplar T Test, (p<0.05), FUM: Fonksiyonel Uzanma Mesafesi, D: Değerlendirme Ölçümü, GA: Gözler Açık, H: Hamstring Germe Sonrası, GK: Gözler Kapalı

Hamstring germe uygulaması sonrası 3 tekrar gözler açık pozisyonda iken yapılan fonksiyonel uzanma testi sonrası skorlarda artış görüldü (p<0.05). Germe uygulaması bu pozisyonda katılımcıların daha uzak mesafeye dengelerini kaybetmeden ulaştıkları görüldü. Ancak gözler kapalı iken uzanma mesafelerinde anlamlı bir artış görülmedi (p>0.05).

Tablo 6. Lomber Ekstansör Kas Grubuna Uygulanan Germe Sonrası Fonksiyonel Uzanma Testi Skorlarındaki Değişim (cm)

	Farkların Ortalaması	Std. Deviasyon (SD)	Std. Hata Payı	Sig. (2 Yönlü) P<0.05
<i>D_GA_FUM (cm) – LE_GA_FUM (cm)</i>	-1,26	2,95	,40	,00
<i>D_GK_FUM (cm) – LE_GK_FUM</i>	-,55	2,67	,37	,14

*Bağımlı gruplar T Test, (p<0.05), FUM: Fonksiyonel Uzanma Mesafesi D: Değerlendirme Ölçümü, GA: Gözler Açık, LE: Lomber Ekstansör Germe Sonrası, GK: Gözler Kapalı

Herhangi bir germe uygulaması yapılmadan ölçülen Fonksiyonel Uzanma Testi skoru, lomber ekstansör kaslara uygulanan germe sonrası anlamlı değişim gösterdi (p<0.05). Ancak bu anlamlı değişim yalnızca gözler açık durumda iken yapılan Fonksiyonel Uzanma Testi sırasında görüldü. Gözler kapalı iken uygulanan fonksiyonel uzanma testi sırasında skorlarda anlamlı değişim görülmedi (p<0.05). Germe sonrası katılımcıların fonksiyonel uzanma mesafesi arttı.

Gözler kapalı pozisyonda uygulanan fonksiyonel uzanma testi, hamstring ve lomber ekstansör kas gruplarına uygulanan germe sonrası anlamlı değişim göstermemesine rağmen plantar fleksör kas grubuna uygulanan germe sonrası gözler kapalı pozisyonda fonksiyonel uzanma testi skorlarında anlamlı değişim görüldü (p<0.05). İstatistiksel olarak farklar Tablo 7’de gösterildi.

Tablo 7. Plantar Fleksör Kas Grubuna Uygulanan Germe Sonrası Fonksiyonel Uzanma Testi Skorlarındaki Değişim (cm)

	Farkların Ortalaması	Std. Deviasyon (SD)	Std. Hata Payı	Sig. (2 Yönlü) P<0.05
<i>D_GA_FUM(cm) – PF_GA_FUM (cm)</i>	-2,02	3,77	,52	,00
<i>D_GK_FUM (cm) – PF_GK_FUM</i>	-1,98	4,09	,56	,00

* Bağımlı gruplar T Test, (p<0.05), FUM: Fonksiyonel Uzanma Mesafesi, D:Değerlendirme Ölçümü, PF: Plantar FLEksör Germe Sonrası, GK: Gözler Kapalı, GA: Gözler Açık

Ayak tabanı kuvvet, basınç dağılımı ve ağırlık merkezi izdüşümü hareketlerini gösteren veriler istatistiksel olarak değerlendirildi. Anlamlı değişim gösteren veriler kalın ve

italik yazı stili ile işaretlendi. Lumbar ekstansör kaslara uygulanan germe sonrası görülen değişim Tablo.8’de gösterildi.

Tablo 8. Lumbar Ekstansör Kas Grubuna Uygulanan Germe Sonrası Gözler Açık Pozisyonda Uygulanan Fonksiyonel Uzanma Testi Sırasında CoF, PP, IPP, MxF, IMxF Değişimi

	Farkların Ortalaması	Std. Deviasyon (SD)	Std. Hata Payı	Sig. (2 Yönlü) P<0.05
CoF Alan	-6,05	17,98	2,49	0,01
CoF Salınım uzunluğu	-2,73	8,03	1,11	0,01
CoF Salınım hızı	-0,01	0,02	0,00	0,00
CoF A-P Salınım	-0,11	1,32	0,18	0,52
CoF M-L Salınım	-0,57	1,50	0,20	0,00
WB_L_Toplam	-0,37	3,74	0,51	0,47
WB_R_Toplam	0,39	3,73	0,51	0,45
L_PP_Topuk	-9,91	92,96	12,89	0,44
L_PP_Metatarsal	-4,25	119,00	16,50	0,79
L_PP_Parmaklar	27,96	151,54	21,01	0,18
L_PP_TF	12,67	150,08	20,81	0,54
R_PP_Topuk	-382,46	3466,25	480,68	0,43
R_PP_Metatarsal	-202,39	1804,73	250,27	0,42
R_PP_Parmaklar	-198,68	1363,74	189,11	0,29
R_PP_TF	-759,10	6490,73	900,10	0,40
L_IPP_Topuk	606,02	2837,07	393,43	0,13
L_IPP_Metatarsal	-161,48	2884,22	399,96	0,68
L_IPP_Parmaklar	45,01	1275,65	176,90	0,8
L_IPP_TF	79,87	1722,18	238,82	0,73
R_IPP_Topuk	58,50	254,86	35,34	0,10
R_IPP_Metatarsal	25,25	134,74	18,68	0,18
R_IPP_Parmaklar	69,79	312,03	43,27	0,11
R_IPP_TF	24,97	194,55	26,97	0,35
L_MxF_Topuk	-394,41	2641,38	366,29	0,28

L_MxF_Metatarsal	-246,44	1600,67	221,97	0,27
L_MxF_Parmaklar	-197,79	1196,73	165,95	0,23
L_MxF_TF	-63,51	504,02	69,89	0,36
R_MxF_Topuk	-216,73	1564,48	216,95	0,32
R_MxF_Metatarsal	-133,57	965,46	133,88	0,32
R_MxF_Parmaklar	-135,25	976,36	135,39	0,32
R_MxF_TF	-131,70	961,45	133,32	0,32
L_IMxF_Topuk	619,43	3383,76	469,24	0,19
L_IMxF_Metatarsal	72,53	3489,16	483,86	0,88
L_IMxF_Parmaklar	487,07	1803,88	250,15	0,05
L_IMxF_TF	-473,85	3742,03	518,92	0,36
R_IMxF_Topuk	-0,30	136,26	18,89	0,98
R_IMxF_Metatarsal	29,33	356,91	49,49	0,55
R_IMxF_Parmaklar	60,21	395,18	54,80	0,27
R_IMxF_TF	-4,57	167,01	23,16	0,84

*Bağımlı gruplar T Test, $p<0.05$, CoF: Center of Force (Ağırlık Merkezi İzdüşümü), M-L: Medio-Lateral, A-P: Antero-Posterior, IPP: Instant of Peak Pressure, IMxF: Instant Maximum Force, PP: Peak Pressure, MxF: Maksimum Force, R: Sağ Ayak, L: Sol Ayak, TF: Tüm Ayak, WB: Weight Bearing

Tablo 8’de belirtildiği üzere hamstring kaslarına uygulanan germe sonrası, CoF (ağırlık merkezi izdüşümü) hareketlerinde değişim tespit edildi. CoF Salınım uzunluğu olarak belirtilen, ağırlık merkezi izdüşümünün ölçüm sırasında toplamda katettiği yol uzunluğu, germe sonrası anlamlı artış gösterdi ($p<0.05$). CoF Salınım hızı olarak gösterilen ve kayıt sırasında CoF’un her bir karede aldığı toplam yollar arasındaki standar sapma değeri, anlamlı olarak artış göstermedi ($p>0.05$). A-P Salınım olarak gösterilen, CoF’un antero-posterior yönde aldığı yolu belirten değerde anlamlı değişim görülmemesine rağmen, M-L Salınım olarak gösterilen, CoF’un medio-lateral yönde aldığı yolun uzunluğunu belirten değerde anlamlı bir artış görülmedi ($p<0.05$).

Lumbar ekstansör kaslara uygulanan germe sonrası gözler kapalı fonksiyonel uzanma sırasında görülen değişim Tablo.9’da gösterildi. Anlamlı değişim gösteren veriler kalın ve italik yazı stili ile işaretlendi.

Tablo 9. Lumbar Ekstansör Kas Grubuna Uygulanan Germe Sonrası Gözler Kapalı Pozisyonda Uygulanan Fonksiyonel Uzanma Testi Sırasında CoF, PP, IPP, MxF, IMxF Değişimi

	Farkların Ortalaması	Std. Deviasyon (SD)	Std. Hata Payı	Sig. (2 Yönlü) P<0.05
CoF_Alan	-1,88	13,14	1,82	0,30
CoF_Salınım uzunluğu	-1,17	6,53	0,90	0,20
CoF_Salınım hızı	-0,00	0,02	0,00	0,18
A_P_Salınım	-0,32	1,73	0,24	0,18
M_L_Salınım	-0,29	1,32	0,18	0,11
WB_L_Toplam	-0,41	3,01	0,41	0,33
WB_R_Toplam	0,41	3,01	0,41	0,33
L_PP_TF	10,82	139,62	19,36	0,57
L_PP_Topuk	-272,28	1753,58	243,17	0,26
L_PP_Metatarsal	-47,97	327,72	45,44	0,29
L_PP_Parmaklar	-68,59	357,16	49,53	0,17
L_IPP_TF	-311,01	2329,00	322,97	0,34
L_IPP_Topuk	-416,41	4117,04	570,93	0,46
L_IPP_Metatarsal	698,77	2531,75	351,09	0,05
L_IPP_Parmaklar	-35,52	2154,38	298,75	0,90
L_MxF_TF	72,358	1091,82	151,40	0,63
L_MxF_Topuk	-124,93	2525,23	350,18	0,72
L_MxF_Metatarsal	4,60	1123,88	155,85	0,97
L_MxF_Parmaklar	146,26	1471,25	204,02	0,47
L_IMxF_TF	-808,31	4066,46	563,91	0,15
L_IMxF_Topuk	-618,48	4224,66	585,85	0,29
L_IMxF_Metatarsal	210,84	2440,68	338,46	0,53
L_IMxF_Parmaklar	-366,59	2337,59	324,16	0,26
R_PP_TF	-523,97	6754,03	936,61	0,57

R_PP_Topuk	-337,52	3687,41	511,35	0,51
R_PP_Metatarsal	-187,91	1980,99	274,71	0,49
R_PP_Parmaklar	232,06	2222,54	308,21	0,45
R_IPP_TF	21,10	185,83	25,77	0,41
R_IPP_Topuk	-339,46	1877,00	260,29	0,19
R_IPP_Metatarsal	52,03	193,15	26,78	0,05
R_IPP_Parmaklar	-285,38	1881,23	260,87	0,27
R_MxF_TF	6,29	125,08	17,34	0,71
R_MxF_Topuk	4,04	107,99	14,97	0,78
R_MxF_Metatarsal	4,46	130,40	18,08	0,80
R_MxF_Parmaklar	12,58	112,23	15,56	0,42
R_IMxF_TF	-156,59	921,73	127,82	0,22
R_IMxF_Topuk	-502,82	2477,76	343,60	0,15
R_IMxF_Metatarsal	-174,99	896,53	124,32	0,16
R_IMxF_Parmaklar	-192,27	1006,95	139,63	0,17

* Bağımlı gruplar2 Test, p<0.05, CoF: Center of Force (Ağırlık Merkezi İzdüşümü), M-L: Medio-Lateral, A-P: Antero-Posterior, IPP: Instant Peak Pressure, IMxF: Instant Maximum Force, PP:Peak Pressure, MxF:Maksimum Force, R:Sağ Ayak, L:Sol Ayak, TF: Tüm Ayak, WB: Weight Bearing

Tablo 9.'da belirtildiği üzere, lumbar ekstansör kas grubuna uygulanan germe sonrası gözler kapalı durumda iken yapılan fonksiyonel uzanma testi anlamlı değişim gösteren parametre bulunmadı.

Hamstring kaslarına uygulanan germe sonrası görülen değişim Tablo.10'da gösterildi. Anlamlı değişim gösteren veriler kalın ve italik yazı stili ile işaretlendi.

Tablo 10. Hamstring Kas Grubuna Uygulanan Germe Sonrası Gözler Açık Pozisyonda Uygulanan Fonksiyonel Uzanma Testi Sırasında CoF, IPP, PP, MxF, IMxF Değişimi

	Farkların Ortalaması	Std. Deviasyon (SD)	Std. Hata Payı	Sig. (2 Yönlü) P<0.05
CoF_Alan	-6,15	22,85	3,16	0,06
<i>CoF_Salınım uzunluğu</i>	<i>-3,59</i>	<i>7,99</i>	<i>1,11</i>	<i>0,00</i>
<i>CoF_Salınım hızı</i>	<i>-0,01</i>	<i>0,03</i>	<i>0,00</i>	<i>0,00</i>

CoF_A_P_Salınım	0,39	1,79	0,25	0,13
CoF_M_L_Salınım	-0,93	2,15	0,30	0,00
WB_L_Toplam	-0,21	5,09	0,71	0,77
WB_R_Toplam	0,22	5,09	0,71	0,76
L_PP_TF	24,30	200,82	27,85	0,39
L_PP_Topuk	1,10	121,92	16,91	0,95
L_PP_Metatarsal	-7,45	127,51	17,68	0,68
L_PP_Parmaklar	8,94	275,03	38,14	0,82
L_IPP_TF	109,12	2332,74	323,49	0,74
L_IPP_Topuk	414,65	3022,89	419,20	0,33
L_IPP_Metatarsal	174,31	2969,37	411,78	0,67
L_IPP_Parmaklar	376,76	1333,97	184,99	0,05
L_MxF_TF	-160,50	1442,46	200,03	0,43
L_MxF_Topuk	-105,38	1020,30	141,49	0,46
L_MxF_Metatarsal	-127,30	798,60	110,75	0,26
L_MxF_Parmaklar	-50,66	651,89	90,40	0,58
L_IMxF_TF	-72,71	4467,61	619,55	0,91
L_IMxF_Topuk	863,85	3387,37	469,74	0,07
L_IMxF_Metatarsal	92,90	3339,43	463,10	0,84
L_IMxF_Parmaklar	352,79	1230,30	170,61	0,04
R_PP_TF	-1920,75	17195,19	2384,54	0,42
R_PP_Topuk	-628,19	6587,59	913,53	0,50
R_PP_Metatarsal	-855,37	6651,94	922,46	0,36
R_PP_Parmaklar	3,89	2696,72	373,97	0,99
R_IPP_TF	24,10	241,55	33,50	0,48
R_IPP_Topuk	27,79	252,72	35,05	0,43
R_IPP_Metatarsal	0,81	161,73	22,43	0,97
R_IPP_Parmaklar	60,61	414,21	57,44	0,30
R_MxF_TF	0,58	6,46	0,90	0,52
R_MxF_Topuk	0,19	2,63	0,36	0,60
R_MxF_Metatarsal	0,54	2,76	0,38	0,16
R_MxF_Parmaklar	-0,09	2,68	0,37	0,80
R_IMxF_TF	3,93	213,27	29,57	0,90
R_IMxF_Topuk	235,21	1651,20	228,98	0,31
R_IMxF_Metatarsal	50,90	630,98	87,50	0,56

R_IMxF_Parmaklar	98,73	755,50	104,77	0,35
------------------	-------	--------	--------	------

* Bağımlı gruplar2 Test, $p<0.05$, CoF: Center of Force (Ağırlık Merkezi İzdüşümü), M-L: Medio-Lateral, A-P: Antero-Posterior, IPP: Instant Peak Pressure, IMxF: Instant Maximum Force PP:Peak Pressure, MxF:Maksimum Force, R:Sağ Ayak, L:Sol Ayak, TF: Tüm Ayak, WB: Weight Bearing

Tablo 10.'da belirtildiği üzere, hamstring kas grubuna uygulanan germe sonrası gözler açık durumda iken yapılan fonksiyonel uzanma testi sırasında CoF'un Salınım hızı ve salınım uzunluğu değerlerinde anlamlı değişim görülmüştür. CoF'un germe sonrası salınım hızı ve salınım uzunluğu parametrelerinde artış vardır. A-P Salınımında anlamlı değişim görülmezken, M-L Salınımında anlamlı artış tespit edildi. ($p<0.05$). buna ek olarak sol ayak parmaklarında maksimum basınca ve maksimum kuvvete ulaşma süresinde anlamlı azalma tespit edildi.

Hamstring kaslarına uygulanan germe sonrası gözler kapalı pozisyonda iken fonksiyonel uzanma testi sırasında ayak tabanı kuvvet, basınç dağılımı ve ağırlık merkezi izdüşümü hareketlerini gösteren veriler istatistiksel olarak değerlendirildi, Tablo. 11'de gösterildi. Anlamlı değişim gösteren veriler kalın ve italik yazı stili ile işaretlendi.

Tablo 11. Hamstring Kas Grubuna Uygulanan Germe Sonrası Gözler Kapalı Pozisyonda Uygulanan Fonksiyonel Uzanma Testi Sırasında CoF, IPP, PP, MXF, IMxF Değişimi

	Farkların Ortalaması	Std. Deviasyon (SD)	Std. Hata Payı	Sig. (2 Yönlü) P<0.05
CoF_Alan	-4,33	16,94	2,35	0,07
<i>CoF_Salınım uzunluğu</i>	<i>-4,43</i>	<i>10,08</i>	<i>1,40</i>	<i>0,00</i>
<i>CoF_Salınım hızı</i>	<i>-0,02</i>	<i>0,04</i>	<i>0,01</i>	<i>0,00</i>
CoF_A_P_Salınım	-0,11	2,25	0,31	0,72
<i>CoF_M_L_Salınım</i>	<i>-0,70</i>	<i>1,59</i>	<i>0,22</i>	<i>0,00</i>
WB_L_Toplam	-0,35	4,12	0,57	0,54
WB_R_Toplam	0,35	4,12	0,57	0,54
L_PP_TF	4,82	225,40	31,26	0,88
L_PP_Topuk	-28,79	120,74	16,74	0,09
L_PP_Metatarsal	-14,73	106,98	14,84	0,33
L_PP_Parmaklar	-50,61	267,69	37,12	0,18
L_IPP_TF	-220,77	2592,78	359,55	0,54
GK_L_IPP_Topuk	-553,74	4247,72	589,05	0,35
<i>L_IPP_Metatarsal</i>	<i>796,55</i>	<i>2609,04</i>	<i>361,81</i>	<i>0,03</i>
L_IPP_Parmaklar	-99,38	2008,82	278,57	0,72

L_MxF_TF	-136,72	1908,51	264,66	0,61
L_MxF_Topuk	120,46	3974,22	551,13	0,83
L_MxF_Metatarsal	197,78	2384,39	330,65	0,55
L_MxF_Parmaklar	290,89	2135,37	296,12	0,33
L_IMxF_TF	-924,59	4600,29	637,94	0,15
L_IMxF_Topuk	-693,25	4273,16	592,58	0,25
L_IMxF_Metatarsal	709,76	2942,73	408,08	0,09
L_IMxF_Parmaklar	-173,87	2036,15	282,36	0,54
R_PP_TF	-3379,09	21139,27	2931,49	0,25
R_PP_Topuk	-1223,08	7959,82	1103,83	0,27
R_PP_Metatarsal	-1447,34	8400,63	1164,96	0,22
R_PP_Parmaklar	-60,12	3986,05	552,77	0,91
R_IPP_TF	32,83	246,13	34,13	0,34
R_IPP_Topuk	-68,51	350,08	48,55	0,16
R_IPP_Metatarsal	61,95	207,98	28,84	0,04
R_IPP_Parmaklar	-42,94	411,66	57,09	0,46
R_MxF_TF	14,73	106,32	14,74	0,32
R_MxF_Topuk	9,01	99,50	13,80	0,52
R_MxF_Metatarsal	13,27	113,58	15,75	0,40
R_MxF_Parmaklar	-173,56	1396,06	193,60	0,37
R_IMxF_TF	-16,27	216,35	30,00	0,59
R_IMxF_Topuk	-15,24	108,08	14,99	0,31
R_IMxF_Metatarsal	-49,33	196,86	27,30	0,08
R_IMxF_Parmaklar	-21,52	247,75	34,36	0,53

* Bağımlı gruplar T Test, $p < 0.05$, CoF: Center of Force (Ağırlık Merkezi İzdüşümü), M-L: Medio-Lateral, A-P: Antero-Posterior, IPP: Instant Peak Pressure, IMxF: Instant Maximum Force PP:Peak Pressure, MxF:Maksimum Force, R:Sağ, L:Sol, TF: Tüm Ayak, WB: Weight Bearing

Hamstring germe uygulaması sonrası, gözler kapalı pozisyonda iken CoF Salınım hızı ve salınım uzunluğu’ta anlamlı artış görüldü. A-P Salınım değişmezken, M-L Salınımda artış görüldü. Sol ve sağ ayağın her ikisinde de metatarslardaki en yüksek basınça ulaşma süresi kısaldı.

Plantar fleksör kaslara uygulanan germe sonrası gözler açık pozisyonda iken ayak tabanı kuvvet, basınç dağılımı ve ağırlık merkezi izdüşümü hareketlerini gösteren veriler istatistiksel olarak değerlendirildi, Tablo. 12’de gösterildi. Anlamlı değişim gösteren veriler kalın ve italik yazı stili ile işaretlendi.

Tablo 12. Plantar Fleksör Kas Grubuna Uygulanan Germe Sonrası Gözler açık Pozisyonda Uygulanan Fonksiyonel Uzanma Testi Sırasında CoF, IPP, PP, MXF, IMxF Değişimi

	Farkların Ortalaması	Std. Deviasyon (SD)	Std. Hata Payı	Sig. (2 Yönlü) P<0.05
CoF_Alan	-2,28	19,40	2,69	0,40
CoF_Salınım uzunluğu	-4,27	7,73	1,07	0,00
CoF_Salınım hızı	-0,02	0,03	0,00	0,00
CoF_A_P_Salınım	0,38	1,72	0,24	0,12
CoF_M_L_Salınım	-0,53	1,63	0,23	0,02
WB_L_Toplam	-0,78	5,08	0,70	0,27
WB_R_Toplam	0,79	5,07	0,70	0,26
L_PP_TF	-5,62	184,47	25,58	0,83
L_PP_Topuk	-15,97	114,42	15,87	0,32
L_PP_Metatarsal	-18,58	111,49	15,46	0,24
L_PP_Parmaklar	-19,91	235,98	32,72	0,55
L_IPP_TF	-271,51	1953,11	270,85	0,32
L_IPP_Topuk	24,71	3169,24	439,49	0,96
L_IPP_Metatarsal	117,57	2684,88	372,33	0,75
L_IPP_Parmaklar	-199,68	1510,58	209,48	0,35
L_MxF_TF	138,61	700,67	97,17	0,16
L_MxF_Topuk	98,43	513,55	71,22	0,17
L_MxF_Metatarsal	51,34	269,24	37,34	0,18
L_MxF_Parmaklar	75,20	384,68	53,34	0,17
L_IMxF_TF	66,68	4448,18	616,85	0,91
L_IMxF_Topuk	69,26	3161,19	438,38	0,88
L_IMxF_Metatarsal	9,67	3518,87	487,98	0,98
L_IMxF_Parmaklar	39,84	1554,26	215,54	0,85
R_PP_TF	1644,80	8274,21	1147,43	0,16
R_PP_Topuk	670,91	3390,48	470,17	0,16
R_PP_Metatarsal	559,47	2840,45	393,90	0,16
R_PP_Parmaklar	413,20	2019,80	280,10	0,15
R_IPP_TF	-10,61	194,65	26,99	0,70
R_IPP_Topuk	-21,20	203,75	28,25	0,46
R_IPP_Metatarsal	-38,76	156,06	21,64	0,08

R_IPP_Parmaklar	-2,93	411,59	57,08	0,96
R_MxF_TF	0,36	6,70	0,93	0,70
R_MxF_Topuk	0,10	2,12	0,29	0,73
R_MxF_Metatarsal	0,61	3,25	0,45	0,18
R_MxF_Parmaklar	0,51	2,92	0,40	0,21
R_IMxF_TF	-4,48	175,37	24,32	0,86
R_IMxF_Topuk	89,42	684,32	94,90	0,35
R_IMxF_Metatarsal	-20,05	209,32	29,03	0,49
R_IMxF_Parmaklar	-10,28	217,70	30,19	0,74

* Bağımlı gruplar T Test, $p < 0.05$, CoF: Center of Force (Ağırlık Merkezi İzdüşümü), M-L: Medio-Lateral, A-P: Antero-Posterior, IPP: Instant Peak Pressure, IMxF: Instant Maximum Force PP:Peak Pressure, MxF:Maksimum Force, R:Sağ, L:Sol, TF: Tüm Ayak, WB: Weight Bearing

Plantar fleksör germe uygulaması sonrası, gözler kapalı pozisyonda iken CoF Salınım hızı ve Salınım uzunluğunda anlamlı artış görüldü. A-P Salınım değişmezken, M-L Salınımında artış görüldü.

Plantar fleksör kaslara uygulanan germe sonrası gözler kapalı pozisyonda iken yapılan germe sonrası sırasında ayak tabanı kuvvet, basınç dağılımı ve ağırlık merkezi izdüşümü hareketlerini gösteren veriler istatistiksel olarak değerlendirildi, Tablo. 13'de gösterildi. Anlamlı değişim gösteren veriler kalın ve italik yazı stili ile işaretlendi.

Tablo 13. Plantar Fleksör Kas Grubuna Uygulanan Germe Sonrası Gözler Kapalı Pozisyonda Uygulanan Fonksiyonel Uzanma Testi Sırasında CoF, IPP, PP, MXF, IMxF Değişimi

	Farkların Ortalaması	Std. Deviasyon (SD)	Std. Hata Payı	Sig. (2 Yönlü) $P < 0.05$
CoF_Alan	0,32	16,05	2,23	0,89
<i>CoF_Salınım uzunluğu</i>	<i>-4,25</i>	<i>10,07</i>	<i>1,40</i>	<i>0,00</i>
<i>CoF_Salınım hızı</i>	<i>-0,01</i>	<i>0,03</i>	<i>0,00</i>	<i>0,01</i>
CoF_A_P_Salınım	0,04	2,13	0,30	0,90
CoF_M_L_Salınım	-0,23	1,32	0,18	0,22
WB_L_Toplam	-0,19	4,73	0,66	0,78
WB_R_Toplam	0,19	4,73	0,66	0,78
L_PP_TF	-7,64	167,35	23,21	0,74
L_PP_Topuk	-35,11	136,03	18,86	0,07
<i>L_PP_Metatarsal</i>	<i>-34,62</i>	<i>121,12</i>	<i>16,80</i>	<i>0,04</i>

L_PP_Parmaklar	-49,54	214,56	29,75	0,10
L_IPP_TF	-661,20	2641,68	366,33	0,08
L_IPP_Topuk	-883,62	3902,23	541,14	0,11
L_IPP_Metatarsal	712,08	3002,48	416,37	0,09
L_IPP_Parmaklar	-397,34	2034,72	282,16	0,17
L_MxF_TF	271,27	1171,65	162,48	0,10
L_MxF_Topuk	638,90	3236,07	448,76	0,16
L_MxF_Metatarsal	440,40	2179,25	302,21	0,15
L_MxF_Parmaklar	439,33	2050,56	284,36	0,13
L_IMxF_TF	-651,52	4520,37	626,86	0,30
L_IMxF_Topuk	-1043,94	4015,36	556,83	0,07
L_IMxF_Metatarsal	-25,99	3155,00	437,52	0,95
L_IMxF_Parmaklar	-390,06	2213,77	306,99	0,21
R_PP_TF	1961,81	8683,69	1204,21	0,11
R_PP_Topuk	720,62	3397,75	471,18	0,13
R_PP_Metatarsal	708,09	3089,51	428,44	0,11
R_PP_Parmaklar	740,28	2812,50	390,02	0,06
R_IPP_TF	-0,30	173,23	24,02	0,99
R_IPP_Topuk	-124,02	301,65	41,83	0,01
R_IPP_Metatarsal	14,69	210,28	29,16	0,62
R_IPP_Parmaklar	-55,96	372,23	51,62	0,28
R_MxF_TF	13,87	106,76	14,81	0,35
R_MxF_Topuk	9,03	99,57	13,81	0,52
R_MxF_Metatarsal	13,22	113,66	15,76	0,41
R_MxF_Parmaklar	19,53	101,97	14,14	0,17
R_IMxF_TF	-35,83	159,65	22,14	0,11
R_IMxF_Topuk	-35,94	164,79	22,85	0,12
R_IMxF_Metatarsal	-41,65	169,46	23,50	0,08
R_IMxF_Parmaklar	-22,19	191,63	26,57	0,41

* Bağımlı gruplar T Test, $p < 0.05$, CoF: Center of Force (Ağırlık Merkezi İzdüşümü), M-L: Medio-Lateral, A-P: Antero-Posterior, IPP: Instant Peak Pressure, IMxF: Instant Maximum Force PP: Peak Pressure, MxF: Maksimum Force, R: Sağ, L: Sol, TF: Tüm Ayak, WB: Weight Bearing

Plantar fleksör kaslara uygulanan germe sonrası gözler kapalı iken yapılan fonksiyonel uzanma testi sırasında CoF salınım hızı ve salınım uzunluğunda anlamlı artış görüldü. Sol ayak metatarsallerde maksimum basınçta artış, sağ ayak topukta maksimum basınca ulaşma süresinde gecikme görüldü.

Tablo 14.te gösterilen ve germe uygulamaları sonrası CoF varyans değişimlerini ifade eden veriler siferisiteyi sağladığından anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olan veriler anlamlı değişim gösterir. Anlamlı değişim gösteren parametreler kalın ve italik olarak gösterilmiştir.

Tablo 14. Germe uygulamaları sonrası CoF Salınım Hızı değişim

CoF Salınım hızında Gözler Açık iken Germe Sonrası Değişim		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^b
<i>1</i>	<i>2</i>	<i>-,014*</i>	<i>,004</i>	<i>,004</i>
	<i>3</i>	<i>-,014*</i>	<i>,004</i>	<i>,002</i>
	<i>4</i>	<i>-,019*</i>	<i>,004</i>	<i>,000</i>

*Tekrarlı Ölçümlerde Anova, 1: Değerlendirme ölçümü salınım hızı değeri, 2: Lumbar ekstansör germe sonrası salınım hızı değeri, 3: hamstring germe sonrası salınım hızı değeri, 4: plantar fleksör germe sonrası salınım hızı değeri

Tüm germe uygulamaları sonrası gözler açık pozisyonda uygulanan fonksiyonel uzanma testi sırasında CoF varyansta anlamlı değişim görülmüştür ($p<0,05$).

Tablo 15.te gösterilen ve germe uygulamaları sonrası CoF salınım uzunluğu değişimlerini ifade eden veriler siferisiteyi sağladığından anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olan veriler anlamlı değişim gösterir. Anlamlı değişim gösteren parametreler kalın ve italik olarak gösterilmiştir.

Tablo 15. Germe uygulamaları sonrası CoF Salınım uzunluğu değişim

CoF Salınım uzunluğunda Gözler Açık iken Germe Sonrası Değişim		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^b
<i>1</i>	<i>2</i>	<i>-2,736</i>	<i>1,115</i>	<i>,105</i>
	<i>3</i>	<i>-3,589*</i>	<i>1,108</i>	<i>,013</i>
	<i>4</i>	<i>-4,270*</i>	<i>1,072</i>	<i>,001</i>

*Tekrarlı Ölçümlerde Anova, 1: Değerlendirme ölçümü Salınım uzunluğu değeri, 2: Lumbar ekstansör germe sonrası Salınım uzunluğu değeri, 3: hamstring germe sonrası Salınım uzunluğu değeri, 4: plantar fleksör germe sonrası Salınım uzunluğu değeri

Hamstring ve plantar fleksör kas grubuna yapılan germe uygulamaları sonrası gözler açık pozisyonda uygulanan fonksiyonel uzanma testi sırasında CoF Salınım uzunluğunda da anlamlı değişim görüldü ($p<0,05$).

Tablo 16.da gösterilen, CoF alan verileri siferisiteyi sağlamadığı için Greenhouse-Geisser düzeltmesine göre değerlendirildi. Bu düzeltmeye göre $p < 0,086$ olduğu zaman anlamlılık gösterir. CoF alanında herhangi bir germe uygulaması anlamlı değişim yaratmadı.

Tablo 16. Germe uygulamaları sonrası CoF Alan değişim

CoF Alan Gözler Açık iken Germe Sonrası Değişim		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^a
1	2	-6,053	2,494	,113
	3	-6,156	3,169	,346
	4	-2,284	2,691	1,000

* Tekrarlı Ölçümlerde Anova *Bonferroni düzeltmesi. Greenhouse-Geisser düzeltmesi $p < 0,086$.

Tablo 17. Germe uygulamaları sonrası A-P Salınım değişim

CoF A-P Salınım Gözler Açık iken Germe Sonrası Değişim		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^a
1	2	-,119	,184	1,000
	3	,387	,249	,756
	4	,382	,238	,688

* Tekrarlı Ölçümlerde Anova *Bonferroni düzeltmesi. Greenhouse-Geisser düzeltmesi $p < 0,048$.

Tablo 18. Germe uygulamaları sonrası M-L Salınım değişim

CoF M-L Salınım Gözler Açık iken Germe Sonrası Değişim		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^b
1	2	-,593*	,209	,039
	3	-,926*	,298	,019
	4	-,533	,227	,136

* Tekrarlı Ölçümlerde Anova *Bonferroni düzeltmesi. Greenhouse-Geisser düzeltmesi $p < 0,05$.

Tablo 19. Germe uygulamaları sonrası Fonksiyonel Uzanma mesafesi değişim

Fonksiyonel Uzanma Mesafesinde Gözler Açık iken Germe Sonrası Değişim (cm)		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^b
1	2	-1,269*	,409	,019
	3	-1,199	,507	,132
	4	-2,026*	,524	,002

* Tekrarlı Ölçümlerde Anova *Bonferroni düzeltmesi kullanılmıştır. Greenhouse-Geisser düzeltmesi p<0,001.

Tablo 20. Germe uygulamaları sonrası CoF Alan değişim

CoF Alan Gözler Kapalı iken Germe Sonrası Değişim		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^a
1	2	-1,884	1,823	1,000
	3	-4,329	2,349	,427
	4	,317	2,225	1,000

* Tekrarlı Ölçümlerde Anova *Bonferroni düzeltmesi. Greenhouse-Geisser düzeltmesi p<0,140.

Tablo 21. Germe uygulamaları sonrası CoF Varyans değişim

CoF Salınım Hızı Gözler Kapalı iken Germe Sonrası Değişim		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^b
1	2	-,005	,004	1,000
	3	-,016*	,005	,016
	4	-,012*	,004	,049

* Tekrarlı Ölçümlerde Anova *Bonferroni düzeltmesi. Greenhouse-Geisser düzeltmesi p<0,003.

Tablo 22. Germe uygulamaları sonrası CoF Salınım uzunluğu değişim

CoF salınım uzunluğu Gözler Kapalı iken Germe Sonrası Değişim		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^b
1	2	-1,172	,906	1,000
	3	-4,426*	1,398	,016
	4	-4,247*	1,397	,022

* Tekrarlı Ölçümlerde Anova *Bonferroni düzeltmesi kullanılmıştır. Greenhouse-Geisser düzeltmesi p<0,001.

Tablo 23. Germe uygulamaları sonrası A-P Salınım değişim

CoF A-P salınım Gözler Kapalı iken Germe Sonrası Değişim		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^a
1	2	-,324	,241	1,000
	3	-,114	,312	1,000
	4	,036	,295	1,000

* Tekrarlı Ölçümlerde Anova *Bonferroni düzeltmesi. Greenhouse-Geisser düzeltmesi p<0,569.

Tablo 24. Germe uygulamaları sonrası M-L Salınım değişim

CoF M-L Salınım Gözler Kapalı iken Germe Sonrası Değişim		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^b
1	2	-,295	,183	,681
	3	-,698*	,220	,015
	4	-,226	,183	1,000

* Tekrarlı Ölçümlerde Anova *Bonferroni düzeltmesi. Greenhouse-Geisser düzeltmesi p<0,010.

Tablo 25. Germe uygulamaları sonrası Fonksiyonel Uzanma mesafesi değişim

Fonksiyonel Uzanma Mesafesinde Gözler Kapalı iken Germe Sonrası Değişim (cm)		Farkların Ortalaması (I-J)	Std. Hata Payı	Sig. ^b
1	2	-,551	,371	,863
	3	-,679	,444	,790
	4	-1,981*	,568	,006

* Tekrarlı Ölçümlerde Anova *Bonferroni düzeltmesi. Greenhouse-Geisser düzeltmesi p<0,01.

Tekrarlı ölçümlerde Anova yöntemi kullanılarak yapılan istatistiksel analizde, yapılan uygulamalarda ağırlık merkezinin iz düşümünün gezindiği alanda anlamlı bir değişiklik gözlemlenmedi. Ancak toplam mesafe ve hızda artış tespit edildi. Yapılan uygulamalar içinde denge üzerinde en çok etki yaratan bölgenin plantar fleksör kas grubuna uygulanan germe olduğunu görüldü.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma sonuçlarına göre statik germe uygulaması denge üzerinde negatif etki oluşturmaktadır. Germe sonrası katılımcıların, CoP salınımında alan, hız ve uzunluk olarak artış görülmektedir. Elde edilen veriler, CoP hareketinin germe sonrası daha kaotik hal aldığını göstermektedir. Lumbal ekstansör ve hamstring kaslarına uygulanan germe sonrası yalnızca gözler açık pozisyonda iken yapılan fonksiyonel uzanma testinde denge parametrelerinde değişim görülmektedir. Gözler kapalı iken denge parametrelerinde anlamlı bir değişim görülmemiştir. Ancak plantar fleksörlere uygulanan germe sonrası hem gözle açık hem de gözler kapalı pozisyonda iken denge parametrelerinde anlamlı değişim görülmüştür. Tüm kas gruplarına uygulanan germeler sonrası, denge negatif yönde etkilenim göstermiştir. Bu etkilenim, eklem hareket açıklığının artışı, propiosepsiyon ile germe etkileşimi, kas reaksiyon hızında değişim ya da kas performansındaki değişikliklerden herhangi birisi ilişkili olabilir. Gözler kapalı pozisyonda dengede yalnızca plantar fleksörlerde değişimin görülmesi, FUT sırasında maksimum stabilizatör etkiyi gösteren kas grubunun plantar fleksörler olmasından kaynaklanmaktadır. Germe sonrası anteroposteriordaki salınımında herhangi bir anlamlı fark oluşmazken, mediolateral salınımında artış görülmesi ise gövde ekstansörleri ve hamstring kaslarının postürel stabilitenin korunmasında etkili olduğunu göstermektedir.

5.1. Denge Değerlendirmesinde Fonksiyonel Uzanma Testi'nin Etkinliği

Denge ve mobilitiyi değerlendirmek için çok sayıda method geliştirilmiştir. (66). Bu çalışmada kullanılan Fonksiyonel uzanma testi Duncan tarafından geliştirilen, klinisyenler tarafından en yaygın kullanılan denge değerlendirme yöntemlerinden birisidir. Bu test, destek yüzeyi üzerinde antero-posteriorda uzanılan maksimum mesafeyi ölçerek postural stabiliteyi değerlendirir (68, 70). Testin doğruluğu, test-tekrar test güvenilirliği, geçerlilik ve değişime duyarlılığı konusunda çok sayıda çalışma mevcuttur (67-71). Bu tez çalışması sırasında katılımcıların, FUT uygulanırken ayağın herhangi bir bölgesinin yer ile teması kesildiğinde test durdurulup, tekrarlandı. Bu açıdan testin tekrarlanma kolaylığı veri toplama sürecinin sağlıklı ve hızlı ilerlemesinde avantaj sağladı.

Bu çalışmadaki katılımcıların dengeyi etkileyebilecek herhangi nörolojik ya da ortopedik hastalığı olmamasına özen gösterildiğinden, denge değerlendirme testi olarak FUT uygun görüldü. Ancak FUT, sağlıklı bireylerde kullanılmasının yanı sıra nörolojik temelli pek çok hastalığın dengeyi ne derece etkilediğini saptamak için yapılan pek çok çalışmada

kullanılmaktadır(72, 73). FUT'a göre 25 santimetreden daha az uzanan bireylerde düşme riskinin arttığı bildirilmektedir (69, 70). FUT, dinamik dengeyi ölçmek için kullanılır. FUT'nin kolaylıkla uygulanabiliyor olması, uygulama için ekstra teçhizata ihtiyaç duyulmuyor olması, anlaşılır olması, geçerli, güvenilir ve yaygın kullanılan bir denge değerlendirme testi olması nedeniyle bu çalışmada FUT tercih edildi. Germe uygulaması sonrası dengeyi değerlendiren çalışmalar ağırlıklı olarak, tabanaltı basınç dağılımını ayakta statik duruş pozisyonunda değerlendirmektedir. Ancak insanın dinamik bir canlı olması, bu çalışmada dinamik denge testi uygulanması gerektiğini düşündürmüştür.

5.2. Taban Altı Basınç ve Kuvvet Dağılımı ile Ağırlık Merkezi İzdüşümünün Salınımının Değerlendirilmesi

Günlük aktiviteler sırasında, CoP'in salınımları destek yüzeyinin dışına çıkar ancak stabilite limitlerini aşmadığı müddetçe düşme gerçekleşmez. İnsan bedeninin hareket limitasyonları, kas kuvvetindeki değişimler bu limitlerin değişmesine neden olabilmektedir (74). Bu çalışmada FUT skorlarının belirlenmesinde stabilite limitleri önemlidir. Kişiler özellikle A-P yöndeki stabilite limitlerinde uzanma aktivitesini gerçekleştirebilmişlerdir.

Yürüme, sıçrama ya da eğilme gibi ayak tabanının yere temas ettiği tüm fonksiyonel aktiviteler sırasında yerden ayak tabanına uygulanan bir kuvvet ile cevap gelir. Tüm bu kuvvetlere yer reaksiyon kuvvetleri denir (75, 76, 77). Bu çalışmada kişilerin tabanaltı basınç değişimlerine dayanarak, denge değerlendirmesi yapılmıştır. Elde ettiğimiz veriler basınç dağılımında anlamlı fark oluşmadığını göstermektedir. Ancak parmaklarda maksimum basınca daha kısa sürede ulaşılması sağlanmıştır. Bu durum germe sonrası, denge reaksiyonlarının daha kısa sürede aktive olmasını sağlamaktadır.

Brenton-Rule tarafından 2012 yılında yapılan Tekscan'ın güvenilirlik çalışmasında romatoid artritli bireylerde postural stabilite değerlendirilmiştir (78). Tekscan'ın güvenilirliği üzerinde yapılan çalışmalar genellikle yüksek başarı oranına sahip olduğunu göstermektedir. Plantar basınç analizi yapan cihazların, sensör tipleri, çözünürlük hassasiyetleri, algılanabilir basınç aralığı açısından karşılaştırması yapılmıştır (79). Diğer plantar basınç analizi cihazları ile benzer şekilde yüksek güvenilirliğe sahip olduğu tespit edilmiştir (79), (80).

Bu yüksek lisans tez çalışmasında, plantar kuvvet ve basınç dağılımları ile detaylı veriye ulaşmayı sağlaması, bu verilerin anlık değişiminin görülmesine izin vermesi, CoP

salınımını takip etme imkanı sunması ve sağladığı verilerin güvenli ve geçerli olması sebebiyle, dengenin değerlendirilmesinde Tekscan Matscan Pressure MatSystem cihazı kullanıldı. Ancak benzer şekilde tasarlanmasına rağmen, farklı denge değerlendirme cihazlarının kullanıldığı bazı çalışmalardan farklı sonuçlara ulaşıldı.

5.3. Germe Uygulamalarının Etkinliği ve Postural Stabilite ile Olan İlişkisi

Germe sonrası maksimum kuvvet ve bu maksimum kuvvete ulaşma hızındaki değişimleri inceleyen pek çok çalışma bulunmaktadır (81-84). Ancak çalışmada katılımcılar kuvvet ve performans açısından değerlendirilmemiştir.

Farklı germe tekniklerinin kas kuvveti üzerine etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada, germe türündeki değişimin farklı etkiler yaratabileceği görülmüştür (83). Bu çalışmalar genel olarak germe uygulamalarının maksimum performansı azalttığını göstermektedir. Ancak biraz daha ayrıntılı incelenecek olursa, statik ve PNF germe uygulamalarının maksimum gücü diğer germe türlerine kıyasla daha fazla azalttığı, balistik germenin ise maksimum kuvvet üzerinde anlamlı derecede azaltıcı bir etki göstermediği görülmüştür. Uygulama kolaylığı ve yaralanma prevalansının diğer germe türlerine nazaran daha düşük olması gerekçesiyle statik germe kliniklerde ve antrenman protokollerinde daha sık tercih edilmektedir. Ancak yapılan çalışmalar göstermektedir ki, statik germe de kas kuvvetini ve enduransını azaltmaya yönelik etkiler yaratmaktadır (60, 85-89). Diğer yandan balistik germenin kuvvet üretimini etkilemediği ve hareket kapasitesinde bir artış ya da azalma görülmediği Unick ve Bradley'in çalışmalarında gösterilmiştir (90, 91). Unick ve Bradley'in çalışması, pek çok çalışmanın aksine germe sonrası eklem hareket açıklığında değişim görülmediğini iddia etmektedir.

Statik ve dinamik germe arasındaki farkların araştırıldığı çalışmada iki germe türü arasında kuvvet üretimi ve reaksiyon zamanı değerlendirildiğinde germe türünün belirgin bir fark yaratmadığı görülmüştür (92, 93). Bu iki germe arasındaki farkı açıklayan bir diğer mekanizma ise, statik germenin daha yavaş ve kasın uyumlanmasını bekleyerek gerçekleştirildiğini ifade ederken, balistik germenin daha yüksek kuvvetle yüklenme ile germe refleksini uyarak çalıştığını ifade etmektedir. Bu tez çalışmasında literatür bilgilerine dayanarak germe refleksini uyarmaktan kaçınmak amacıyla statik germe tercih edilmiştir. Germe refleksinin uyarılması ile kas-tendon bileşkesinde katılık artar. Bu artış kasın kendini yaralanmalardan korumak için oluşturduğu bir yanıttır. Germe refleksinin aktive olması,

germenin kas-tendon bileşkesi üzerindeki etkinliğini azaltır. Bu çalışmada germe uygulamasının eklem hareket açıklığı ve propriosepsiyon duyusu üzerinde maksimum etkisinin denge parametrelerine etkisini görmek amaçlandığından, katılımcılara ağrı sınırında statik germe uygulanmıştır.

Costa ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen, farklı durasyonlarda uygulanan germenin dinamik denge üzerine etkilerinin değerlendirildiği çalışmada, yoğunluğu düşük bir germe protokolünün dinamik dengeyi iyileştirebileceği gösterilmektedir. Dahası, 45 saniyeden daha uzun süreli olarak uygulanan germe protokolünün, dengeyi olumsuz etkileyebileceğini gösterilmiştir. Ancak bunun yanında 15 ve 45 saniyelik germe uygulamalarının sonuçları karşılaştırıldığında, 45 saniye süren germenin efektif olmadığı, 15 saniyelik germenin daha efektif sonuç verdiği görülmüştür ve denge skorları artmıştır (62). Costa ve arkadaşları, bu yüksek lisans çalışmasından farklı olarak germenin ya dengeyi etkilemediğini ya da dengeye pozitif etki ettiğini iddia etmektedir. Costa ve arkadaşları, çalışmalarında dengeyi değerlendirmesi sırasında farklı bir cihaz ve yöntem kullanmışlardır. Elde edilen sonuçlardaki farklılık buna dayanıyor olabilir. Buna ek olarak Behm ve arkadaşları 45 saniye germe sonrası denge skorlarında bozulma gözlemlemişlerdir (63). Behm'in çalışmasının sonuçları, germe durasyonu farklı olsa da, bu tez çalışmasında elde edilen bulgular ile örtüşmektedir. Knudson ve arkadaşları katılımcıların plasebo etkisinden dolayı germe sonrasında daha gelişmiş denge performansı gösterdiklerini iddia etmektedir (47). Ancak plasebo etkisi, bu çalışmada elde ettiğimiz bulgular ile örtüşmeyen sonuçlar doğurmaktadır.

Bu yüksek lisans çalışmasından farklı olarak, en az 3-6 hafta süreli germe uygulamalarının etkinliğinin araştırıldığı çalışmalarda ise, sarkomer yanıtlarının değiştiği, kas katılığının ve kuvvet iletiminin azaldığı görülmüştür ancak mekanizma hala net değildir. Yaygın görüşe göre kas kuvvetlendirme çalışmalarının artırdığı katılığı, germe egzersizlerinin azaltacağı düşünülmektedir (94, 95).

Hayvanlar üzerinde yapılan deneyler, germe ile tendon esnekliğinin değişebileceğini göstermektedir (96). 1989 yılında Toft ve arkadaşları tarafından yapılan çalışma, germe sonrası tendonun pasif direncinde %36 oranında bir azalma tespit edilmiştir (97). Benzer şekilde Magnusson ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, tekrarlı germe uygulanan kasların gevşediğini gösterilmiştir (98). Bu çalışmalar, germe sonrası kas-tendon bileşkesinin daha

elastik hale geldiğini göstermektedir. Germe ile tendon bileşkesinde meydana gelen yapısal değişiklikleri gözlemlemek için USG çalışmaları yapılmıştır (99-102). Bu çalışmalarda germe sonrası pasif torktaki değişimi bakarak, katılığın azaldığı iddia edilmesine rağmen, USG’de katılıkta bir değişim gözlemlenmemiştir. Ancak USG görüntülemelere dayanarak, ‘stiffness’ta anlamlı değişimin olmaması, germenin kas-tendon bileşkesine etki etmediğini söylemek için yeterli değildir. Çünkü bu tez çalışmasında katılıkta anlamlı değişim olmasa da, denge parametrelerinde anlamlı fark gözlemlenmiştir.

Üst ekstremitenin, alt ekstremiteye göre daha fazla eklem hareket açıklığına sahip olduğu göz önünde bulundurularak, statik germenin proprioepsiyon üzerine akut etkilerinin araştırıldığı bir çalışmada, anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir (103). Avela ve arkadaşları da germe uygulaması sonrası kas içciklerinin duyarlılığının azalması sebebiyle dengenin negatif etkilendiğini bildirmişlerdir (55). Bu çalışmada bölge proprioseptörlerindeki duyarlılık değişiminin etkilenimini değerlendirecek ayrıca bir değerlendirme yöntemi kullanılmamıştır. Ancak proprioepsiyon duyusu etkilenmese bile, Avela ve arkadaşlarının çalışması, bu çalışmanın sonuçları ile örtüşmektedir.

Statik germenin proprioseptif duyuyu artırdığı gösteren çalışmalar da bulunmasına rağmen bu konuda henüz net bir kanıya varılamamıştır. Bunun sebebi germe tekniklerinin ve değerlendirme yöntemlerinin farklı olması olabilir (106). Ancak eğer statik germe uygulamaları proprioseptif duyuyu artırıyor olsa idi, bu çalışmada elde edilen bulgular dengenin pozitif yönde etkilenmesi doğrultusunda olurdu.

Kas-tendon bileşkesindeki bazı yapısal değişimlerin eklem hareket açıklığını etkilediği vurgulanmaktadır (107). Statik germe protokolü olarak Ryan ve arkadaşları 30 saniye 4 tekrardan oluşan germe programı uygulanmış ve ROM’da artış görülmüştür (108). Bu çalışmanın verilerinde görülen CoP salınımindaki artış ve karmaşıklıkla, germe sonrası eklem hareket açıklığında bir artış olabileceğini düşündürmüştür. Pek çok çalışma germe sonrası eklem hareket açıklığında artış göstermektedir (109-111). Ancak bunun yanında kas-tendon bileşkesinin katılığında anlamlı bir değişim gözlenmemiştir (112-115). Bu çalışma verilerine göre fonksiyonel uzanma testinde ‘CoF’ un antero-posterior yönde hareketinde artış beklenirken, sonuçlara baktığımızda medio-lateral yönde bir artış tespit edilmiştir. Normal şartlarda germe sonrası ayak bileği ekleminde hareket açıklığında artış beklenmektedir. Bu artışa bağlı olarak da antero-posterior yönde artmış hareket beklenmektedir. Ancak ağırlık

merkezi izdüşümünün medio-lateral yönde aldığı yolda artış görülmektedir. Bu artışın bağ dokulardaki gevşekliğin artışına bağlı olarak, kas reaksiyon hızındaki gecikmeden dolayı gerçekleştiği söylenebilir.

Germe süresinin değişmesi, elde edilen sonuçları değiştirebilmektedir. Germe protokolünün değişmesi, bulgulara değişikliklerin oluşmasına neden olmaktadır. Ogura ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışma 60 saniye süre ile yapılan germenin maksimum performansta artışa neden olurken, 30 saniye yapılan germenin hiçbir değişikliğe neden olmadığını göstermiştir(116). Young ve Behm germe ile ilgili eski çalışmalarda kliniklerde kullanılandan farklı olarak uzun süreli 20-30 dakikalık germe uygulamalarının kullanılması çalışma sonuçlarının güvenilirliğini azaltmaktadır (117). Bu kadar uzun süreli germe uygulamasının sahada yaygın kullanımına rastlanmamaktadır. Benzer şekilde Fletcher ve Jones'da 90 saniyeden 1 saate kadar uzanan germe protokollerinin kliniklerde uygulanmasının çok da olası olmadığını iddia etmişlerdir (61). 45 saniyelik durasyon ile uygulanan germenin, denge başarısında azalmaya, reaksiyon zamanı ve hareket süresinde artışa neden olduğu bilgisine ulaşılmıştır (62). Daha kısa durasyon ile uygulanan (15 sn) üç tekrardan oluşan germenin reaksiyon zamanı ya da denge üzerinde etki yaratmadığı görülmüştür (118). 15 saniye süre ile uygulanan germe ile, kas-tendon bileşkesinde germe refleksi aktive olmuş olabilir. Bu nedenle maksimum uzunluğa getirilmiş kollajen dokunun uyum sağlaması için gerekli germe süresi sağlanmamış olabilir.

Uzun süreli germe sporcularda performansın düşmesine neden olmaktadır (119). 30 saniye statik germe uygulanan kasların performansında %28 oranında azalma keşfedilmiştir (41). 20 saniye süre ile germe uygulanan kasların kuvvetinde %12 oranında azalma görülmüştür (56). Germe durasyonlarının esnekliğe etkilerinin araştırıldığı çalışmada 15 saniye ve 30 saniye germenin etkinliği ispatlanmıştır. Daha uzun durasyon ile 60 saniye germe uygulanmış ancak 60 saniyelik germenin etkili olmadığı görülmüştür. Durasyon kısaltılarak 5 saniyeye düşürüldüğünde, 15 saniye germe uygulanan grup ile arasında anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. Ancak bu iki germe grubu da, hiç germe uygulanmayan kontrol grubuna göre esneklikte anlamlı fark göstermiştir (120). Her açıdan germe uygulamasının esneklik üzerinde fark yarattığını iddia etmek yanlış olmaz. Bu çalışmanın sonuçlarına göre 30 saniye uygulanmış olan statik germenin esneklik üzerinde etki oluşturduğu düşünülebilir. 30 saniye, 3 tekrardan oluşan germe uygulamasının eklem hareket açıklığını arttırdığı bildirilmiştir (121).

Denge performansındaki azalma, kişinin yaralanma riskini artırarak, performansın düşmesine neden olmaktadır (122-124). 45 ve 15 saniyelik germe uygulamasının etkinliğini değerlendiren bir çalışmada ise, 45 saniye germenin denge skorları üzerinde bir değişiklik yaratmadığı, 15 saniye uygulanan germenin ise skorları etkilediği gösterilmiştir (61). Bu çalışmada 30 saniye uygulanan germenin de denge skorlarını etkilediği görülmüştür.

Bu çalışmada germe öncesi ölçümler ile, lumbal ekstansörlere uygulanan germe sonrası gözler açık iken gerçekleştirilen ölçümler karşılaştırıldığında ağırlık merkezi izdüşümünün toplam salınım alanında (CoF Area) anlamlı artış görülmüştür. Bu durum postural stabilitenin sağlanmasında kararlılığın azaldığını düşündürmektedir. Yani katılımcıların dengelerini korumak için daha fazla enerji sarfederek, daha hareketli bir parametreyi stabilize limitleri içinde tutması gerekmiştir. Toplam salınım alanındaki artışa benzer şekilde, CoF'un toplamda aldığı yol (CoF Distance) ve bu yolu alış hızı (CoF Variance) da artış göstermiştir.

Plantar fleksörlere uygulanan germe sonrası ağırlık merkezi izdüşümünün salınım uzunluğunda, hızında ve medio-lateral yönde aldığı yolda değişiklik tespit edilmiştir. Diğer germelerden farklı olarak topukta maksimum basınca ulaşma süresinde artış bulundu. Normal şartlarda bireylerin topuk bölgesinde maksimum basınca ulaşmaları için fonksiyonel uzanma testini tamamlayıp, ayakta dik durma pozisyonuna geri dönmeleri gerekmektedir. Fonksiyonel uzanma testi sonrası bireyler, ayakta dik duruşu sağlamak amacıyla geriye gittiklerinde, topukta maksimum basınç değerlerine ulaşılmaktaydı. Plantar fleksör germe sonrası bu sürenin artması, uzanma aktivitesinden geriye dönüşün gecikmesi ile açıklanabilir. Katılımcıların testi başarı ile tamamlayabilmeleri için, uzanma sonrası geri dönüşü tamamlayıp, ayakta dik duruş pozisyonunda stabilizeyi sağlamaları gerekmekte idi. Topukta maksimum basınca ulaşılmasındaki gecikme, stabilitenin sağlanmasının da gecikmesi anlamına gelmektedir. Bu durum, germe sonrası, stabilitenin sağlanmasının zorlaştığının bir göstergesi olarak yorumlanabilir.

Bu çalışmada, hamstring germe sonrası, ayak parmaklarında maksimum basınca ulaşma süresinin kısaldığı görüldü. Dengenin korunması adına ileri uzanma sırasında ayak parmaklarında basıncın artması bir denge stratejisidir. Bu stratejiye daha kısa sürede ihtiyaç duyulmuş olması, CoF salınımlarının artmış olması ile açıklanabilir. Literatür bilgisine dayanarak kas reaksiyon zamanında germe sonrası artış olduğu kabul edilirse, ayak

parmaklarında maksimum basınca daha geç ulaşılması gerekmekte idi. Ancak bu çalışma sonuçlarına dayanarak kas aktivasyonunun daha kısa sürede gerçekleştirilerek, dengenin korunmasının sağlandığı düşünülebilir. Diğer yandan ekstansör grup kaslarında aktivasyonun azalmasına bağlı olarak, parmak fleksörlerinin dengenin korunması amacıyla daha erken aktive olduğu düşünülebilir. Bu noktada dengenin korunması amacı ile meydana gelen bu basınç değişiminin, aktivasyon hızının hangi yönde değişiminden kaynaklandığını açıklamak adına, ilerleyen dönemde EMG çalışmaları yapılabilir.

Wang ve Chen 1999 yılında yaptıkları bir çalışmada, denge ve statik germe arasında pozitif etkileşim bulmuştur (125). Statik ve dinamik germe teknikleri arasında ilişkiyi inceleyen Devries, 1962 yılında iki germe türünün de kas-tendon bileşkesi üzerinde etkili olduğunu ancak iki teknik arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir. Hangi germe türünün denge üzerinde ne şekilde etki yarattığını gözlemlemek amacı ile, ilerleyen dönemde farklı germe yöntemleri kullanılarak denge araştırmaları yapılabilir.

Germe çeşitleri arasında yapılan EMG incelemeleri statik germenin, dinamik germeye göre daha güvenli olduğunu ve yaralanma riskinin daha düşük olduğunu iddia etmektedir. Bunun yanında statik germe uygulama açısından daha kolaydır. Ancak yalnızca germe protokolündeki farklılıklar değil, uygulama yapılan kişinin yaşı, cinsiyeti, ırkı da germenin sonuçlarının değişmesine neden olabilmektedir (126).

Uzun süreli uygulanan tekrarlı germelerde, kas içciklerinin duyarlılığının azalmasına bağlı olarak refleks aktivitede azalma görülmesi germenin denge üzerindeki negatif etkisini açıklamaktadır (55). Germe sonrası eklem hareket açıklığında artış olduğu bilinmektedir. Bu artışın kas-tendon bileşkesindeki katılığın azalmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Bu bölgede görülen katılıktaki azalma, uyarıların merkezi sinir sisteminden, iskelet sistemine aktarılması ve iskelet sistemi tarafından uyarılara cevap oluşturulması sırasında geçen süreyi artırmaktadır (41). Behm ve arkadaşları tarafından yapılmış bir çalışmaya göre, kas-tendon bileşkesindeki gevşeme, reaksiyon ve hareket zamanını değiştirerek kas aktivasyonunu etkilemektedir. Buna bağlı olarak proprioepsiyon duyusunda meydana gelen değişimlerin sonucunda denge ve stabilitenin etkilendiği belirlenmiştir (63). Bu bilgilerin ışığında bu çalışmada elde edilen denge etkilenimini açıklanabilir. Ancak ulaşılan sonuçlar ile örtüşmeyen bilgiler de mevcuttur. Statik germenin eklem pozisyon duyusunu artırdığı buna bağlı olarak proprioseptif geri bildirimde artış görüldüğü literatürdeki bilgiler arasındadır

(126). Propriosepsiyon duyusundaki bu artışın, denge parametrelerini geliştirmesi beklenmektedir. Ancak bu çalışmada ulaşılan sonucun bu durumun tam tersi olması, kas-tendon bileşkesindeki gevşemenin denge kontrolünde, propriosepsiyon duyusundan daha etkin rol oynadığını dűřündürmektedir. Ancak Costa ve arkadaşlarının farklı sürelerde germenin denge üzerindeki etkinliğini araştırdıkları çalışma, bu çalışmadan farklı sonuçlanarak, 15 saniyelik germe uygulamasının denge üzerine pozitif etki yarattığını göstermektedir (62).

Bu çalışmada farklı kas gruplarına uygulanan germe işlemlerinden hangisinin denge üzerinde daha fazla etki yarattığını gormek için Tekrarlı ölümlerde Anova testi ile veriler değerlendirildi. Bu analizin sonucunda plantar fleksör kas grubuna uygulanan germenin, diğer germelere göre denge üzerinde daha büyük fark yarattığı görüldü. Ayak bileği eklemının, ayakta dik duruş pozisyonunda destek yüzeyini oluşturan ayak tabanına en yakın eklem olması, bölgeye uygulanan germenin, denge üzerindeki etkinliğini artırdı. Bu eklemden hareket açıklığı ve gevşeklikte artış görülmeyişi, stabilitenin zayıflamasına ve denge kararlılığının bozulmasına neden olmuştur. Bu çalışmadan elde edilen verilerin ışığında katılımcıların germe sonrası gözler açık pozisyonunda iken fonksiyonel uzanma mesafelerinde anlamlı artış tespit edildi. Gözler kapalı pozisyonunda uygulanan fonksiyonel uzanma testi skorlarında anlamlı değişim yalnızca plantar fleksörlere uygulanan germe sonrası gerçekleşmiştir. Diđer kas gruplarına uygulanan germe sonrası gözler kapalı fonksiyonel uzanma skorlarında anlamlı değişim görülmemiştir. Bu durumun katılımcılarda gözler kapalı pozisyonunda iken dűřme korkusunun daha fazla olmasından kaynaklandığını dűřünmekteyiz. Katılımcıların dűřme korkusu ile uzanabilecekleri maksimum mesafeye ulaşmayı denememiş olmaları söz konusu olabilir. Germe sonrası eklem hareket açıklığının artışına ek olarak bireylerin vizüel geri bildirimden faydalanmaları, fonksiyonel uzanma mesafesinde artış sağlamış olabilir.

Ancak plantar fleksörlere uygulanan germe sonrası diğer kas gruplarından farklı olarak gözler kapalı iken de fonksiyonel uzanma mesafesinde anlamlı artış görülmektedir. Bu farklılığın destek yüzeyine en yakın eklem olan ayak bileği eklemine uygulanan germe sonrası oluşması, bu eklemnin hareket açıklığındaki artışın fonksiyonel uzanma mesafesi üzerinde diğer eklemlerden daha fazla etki yarattığını dűřündürmüřtür. Ayak bileği çevresinde proprioseptörlerden gelen verilerin dengenin sağlanması beynin kullandığı ana bilgi kaynağı olduğu bilinmektedir (61).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada statik germe uygulamasının denge üzerindeki etkilerini araştırmak amaçlanmıştır. Üç farklı kas grubuna farklı günlerde aynı yöntem ile germe uygulanmıştır. Çalışma sonucunda 30 saniye, 3 tekrar uygulanan statik germenin, denge üzerinde negatif etki oluşturduğu sonucuna ulaşıldı. İki farklı istatistiksel yöntem ile değerlendirdiğimiz verilerin ışığında, denge parametrelerinde anlamlı değişim olduğu görüldü.

Germe, postural stabilitede kararlılığın azalmasına neden olmaktadır. Buna bağlı olarak germe uygulanan kişiler dengelerini koruyabilmek için daha fazla enerji sarf etmek zorunda kalmaktadır. Dengenin korunup, stabilitenin sağlanabilmesi için geçen süre zarfında kişinin ağırlık merkezi daha fazla salınım yapmaktadır. Bu salınım hareketi germe öncesine göre daha hızlı gerçekleşmekte ve daha kaotik bir yol izlemektedir.

Bu çalışmada her bireyin kas-tendon bileşkesinin fiziksel özelliklerinin farklı olduğu göz önünde bulundurularak, kişilere ağrı sınırında germe uygulandı. Bu durum her katılımcıya aynı nicelikte kuvvet uygulanmasının önüne geçti. Bu nedenle germe kuvvetinde objektif bir standardizasyon sağlanamadı. Ancak ağrı eşiği kişilere özel değişim gösterdiğinden, ileride yapılacak çalışmalarda germe standardizasyonu konusunda farklı bir yaklaşım düşünülebilir.

Çalışmaya 18-35 yaş arasında sedanter olmayan bireyler dahil edildi. Benzer şekilde elit sporcular da çalışmaya dahil edilmedi. Hipermobile sendromu gibi eklem hareket açıklığı üzerinde doğrudan etkiye sahip olan hastalıkları taşıyan bireyleri çalışmaya alınmadı. Farklı popülasyonlarda germe uygulamasına alınan yanıt farklı olabilir. İlerleyen dönemde yapılacak çalışmalarda farklı gruplarda germenin denge üzerine etkinliği araştırılabilir.

Bu yüksek lisans çalışması ile, kliniklerde yaygın olarak kullanılmaya devam eden germe uygulamasının eklem hareket açıklığını artırırken, denge üzerinde negatif etkiler yaratabileceği gösterilmiştir. Özellikle sporcuların ısınma programlarında yaygınca kullanılan germe uygulamasının yeniden gözden geçirilmesi gerekmekte olabilir.

7. KAYNAKLAR

1. Heybeli N, Kömür B, Yılmaz B. Temel Bilimler ve Araştırma Kitabı. 2016.
2. O'Brien M. The anatomy of the Achilles tendon. Foot and ankle clinics. 2005;10(2):225-38.
3. Benjamin M, Qin S, Ralphs JR. Fibrocartilage associated with human tendons and their pulleys. J Anat. 1995;187 (Pt 3)(Pt 3):625-33.
4. Vesentini S, Redaelli A, Gautieri A. Nanomechanics of collagen microfibrils. Muscles Ligaments Tendons J. 2013;3(1):23-34.
5. Woo S, An K-N, Arnoczky SP, Wayne JS, Fithian DC, Myers BS. Anatomy, biology, and biomechanics of tendon, ligament, and meniscus 1994. 45-87 p.
6. Birch HL. Tendon matrix composition and turnover in relation to functional requirements. International journal of experimental pathology. 2007;88(4):241-8.
7. Thorpe CT, Udeze CP, Birch HL, Clegg PD, Screen HR. Specialization of tendon mechanical properties results from interfascicular differences. Journal of the Royal Society, Interface. 2012;9(76):3108-17.
8. Fyfe I, Stanish WD. The use of eccentric training and stretching in the treatment and prevention of tendon injuries. Clinics in sports medicine. 1992;11(3):601-24.
9. Snedeker JG, Gautieri A. The role of collagen crosslinks in ageing and diabetes - the good, the bad, and the ugly. Muscles Ligaments Tendons J. 2014;4(3):303-8.
10. Zhang P-X, Han N, Kou Y-H, Zhu Q-T, Liu X-L, Quan D-P, et al. Tissue engineering for the repair of peripheral nerve injury. Neural Regen Res. 2019;14(1):51-8.
11. Fratzl P WR. Nature's hierarchical materials. Progress in Material Science. 2007;52:1263-1334.
12. Chang S-W, Shefelbine SJ, Buehler MJ. Structural and mechanical differences between collagen homo- and heterotrimers: relevance for the molecular origin of brittle bone disease. Biophys J. 2012;102(3):640-8.

13. Ramachandran GN, Kartha G. Structure of collagen. *Nature*. 1955;176(4482):593-5.
14. Rich A, Crick FH. The structure of collagen. *Nature*. 1955;176(4489):915-6.
15. Borynsenko M BT. *Functional Histology*. 3rd ed. . 105–112: Boston: Little, Brown and Company; 1989.
16. O'Brien M. Structure and metabolism of tendons. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 1997;7(2):55-61.
17. Hess GP, Cappiello WL, Poole RM, Hunter SC. Prevention and treatment of overuse tendon injuries. *Sports Med*. 1989;8(6):371-84.
18. Tipton CM, Matthes RD, Maynard JA, Carey RA. The influence of physical activity on ligaments and tendons. *Medicine and science in sports*. 1975;7(3):165-75.
19. Vailas AC, Tipton CM, Laughlin HL, Tchong TK, Matthes RD. Physical activity and hypophysectomy on the aerobic capacity of ligaments and tendons. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*. 1978;44(4):542-6.
20. Williams JG. Achilles tendon lesions in sport. *Sports Med*. 1986;3(2):114-35.
21. Aicale R, Tarantino D, Maffulli N. *Basic Science of Tendons*. 2017. p. 249-73.
22. Lawler J. The structural and functional properties of thrombospondin. *Blood*. 1986;67(5):1197-209.
23. Mackie EJ, Ramsey S. Expression of tenascin in joint-associated tissues during development and postnatal growth. *J Anat*. 1996;188 (Pt 1)(Pt 1):157-65.
24. Kvist M, Jozsa L, Kannus P, Isola J, Vieno T, Jarvinen M, et al. Morphology and histochemistry of the myotendineal junction of the rat calf muscles. Histochemical, immunohistochemical and electron-microscopic study. *Acta anatomica*. 1991;141(3):199-205.
25. Benjamin M, Ralphs JR. Fibrocartilage in tendons and ligaments--an adaptation to compressive load. *J Anat*. 1998;193 (Pt 4)(Pt 4):481-94.
26. Best TM GW. *Basic science of soft tissue: muscle and tendon*. Orthopaedic sports medicine: principles and practice. 1994.

27. Shadwick RE. Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md : 1985). 1990;68(3):1033-40.
28. Sakarya Üniversitesi Tendonlar ve Bağlar. Bölüm 4.
29. Khan U, Kakar S, Akali A, Bentley G, McGrouther DA. Modulation of the formation of adhesions during the healing of injured tendons. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 2000;82(7):1054-8.
30. Boesen MI, Koenig MJ, Torp-Pedersen S, Bliddal H, Langberg H. Tendinopathy and Doppler activity: the vascular response of the Achilles tendon to exercise. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2006;16(6):463-9.
31. Kovanen V. Effects of ageing and physical training on rat skeletal muscle. An experimental study on the properties of collagen, laminin, and fibre types in muscles serving different functions. *Acta physiologica Scandinavica Supplementum*. 1989;577:1-56.
32. Hansson HA, Engstrom AM, Holm S, Rosenqvist AL. Somatomedin C immunoreactivity in the Achilles tendon varies in a dynamic manner with the mechanical load. *Acta physiologica Scandinavica*. 1988;134(2):199-208.
33. Mendias CL, Gumucio JP, Bakhurin KI, Lynch EB, Brooks SV. Physiological loading of tendons induces scleraxis expression in epitenon fibroblasts. *J Orthop Res*. 2012;30(4):606-12.
34. Miller BF, Hansen M, Olesen JL, Schwarz P, Babraj JA, Smith K, et al. Tendon collagen synthesis at rest and after exercise in women. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md : 1985). 2007;102(2):541-6.
35. Coupe C, Svensson RB, Grosset JF, Kovanen V, Nielsen RH, Olsen MR, et al. Life-long endurance running is associated with reduced glycation and mechanical stress in connective tissue. *Age* (Dordrecht, Netherlands). 2014;36(4):9665.
36. Hae Yoon J, Brooks R, Hwan Kim Y, Terada M, Halper J. Proteoglycans in chicken gastrocnemius tendons change with exercise. *Archives of biochemistry and biophysics*. 2003;412(2):279-86.

37. Astrom M, Westlin N. Blood flow in the human Achilles tendon assessed by laser Doppler flowmetry. *J Orthop Res.* 1994;12(2):246-52.
38. Kalliokoski KK, Langberg H, Ryberg AK, Scheede-Bergdahl C, Doessing S, Kjaer A, et al. The effect of dynamic knee-extension exercise on patellar tendon and quadriceps femoris muscle glucose uptake in humans studied by positron emission tomography. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md : 1985). 2005;99(3):1189-92.
39. Wilson GJ, Murphy AJ, Pryor JF. Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md : 1985). 1994;76(6):2714-9.
40. Guissard N, Duchateau J, Hainaut K. Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Experimental brain research.* 2001;137(2):163-9.
41. Fowles JR, Sale DG, MacDougall JD. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md : 1985). 2000;89(3):1179-88.
42. Kimura J. Principles and pitfalls of nerve conduction studies. *Annals of neurology.* 1984;16(4):415-29.
43. Taylor DC, Dalton JD, Jr., Seaber AV, Garrett WE, Jr. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *The American journal of sports medicine.* 1990;18(3):300-9.
44. LE H. *Scientific Stretching for Sport* Halifax. 1973.
45. James E. Zachazewski DJM, William S. Quillen. *Athletic Injuries and Rehabilitation* 1996.
46. Wilson GJ, Elliott BC, Wood GA. Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training. *Med Sci Sports Exerc.* 1992;24(1):116-23.
47. *The Biomechanics of Stretching.* Department of Kinesiology Duane Knudson California State University.

48. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sorensen H, Kjaer M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *The Journal of physiology*. 1996;497 (Pt 1):291-8.
49. Rosenbaum D, Hennig EM. The influence of stretching and warm-up exercises on Achilles tendon reflex activity. *Journal of sports sciences*. 1995;13(6):481-90.
50. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md : 1985). 2001;90(2):520-7.
51. Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, Kawakami Y, Fukashiro S. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md : 1985). 1997;82(1):354-8.
52. Cavagna GA. Elastic bounce of the body. *Journal of applied physiology*. 1970;29(3):279-82.
53. Maganaris CN, Paul JP. In vivo human tendon mechanical properties. *The Journal of physiology*. 1999;521 Pt 1(Pt 1):307-13.
54. Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, Jones DA. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The Journal of physiology*. 2008;586(1):97-106.
55. Avela J, Kyrolainen H, Komi PV. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md : 1985). 1999;86(4):1283-91.
56. Behm DG, Button DC, Butt JC. Factors affecting force loss with prolonged stretching. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee*. 2001;26(3):261-72.
57. Andrade RJ, Nordez A, Hug F, Ates F, Coppeters MW, Pezarat-Correia P, et al. Non-invasive assessment of sciatic nerve stiffness during human ankle motion using ultrasound shear wave elastography. *Journal of biomechanics*. 2016;49(3):326-31.

58. Freitas SR, Mil-Homens P. Effect of 8-week high-intensity stretching training on biceps femoris architecture. *J Strength Cond Res*. 2015;29(6):1737-40.
59. e Lima KM, Carneiro SP, Alves Dde S, Peixinho CC, de Oliveira LF. Assessment of muscle architecture of the biceps femoris and vastus lateralis by ultrasound after a chronic stretching program. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2015;25(1):55-60.
60. Marek SM, Cramer JT, Fincher AL, Massey LL, Dangelmaier SM, Purkayastha S, et al. Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output. *J Athl Train*. 2005;40(2):94-103.
61. Fletcher IM, Jones B. The effect of different warm-up stretch protocols on 20 meter sprint performance in trained rugby union players. *J Strength Cond Res*. 2004;18(4):885-8.
62. Costa PB, Graves BS, Whitehurst M, Jacobs PL. The acute effects of different durations of static stretching on dynamic balance performance. *J Strength Cond Res*. 2009;23(1):141-7.
63. Behm DG, Bambury A, Cahill F, Power K. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(8):1397-402.
64. Klinge K, Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Klausen K, Kjaer M. The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *The American journal of sports medicine*. 1997;25(5):710-6.
65. Wilson GJ, Wood GA, Elliott BC. The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *International journal of sports medicine*. 1991;12(4):403-7.
66. Walshe AD, Wilson GJ, Murphy AJ. The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1996;73(3-4):332-9.

67. Bohannon RW. Measurement of gait speed of older adults is feasible and informative in a home-care setting. *Journal of geriatric physical therapy* (2001). 2009;32(1):22-3.
68. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of gerontology*. 1990;45(6):M192-7.
69. Weiner DK, Bongiorno DR, Studenski SA, Duncan PW, Kochersberger GG. Does functional reach improve with rehabilitation? *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1993;74(8):796-800.
70. Duncan PW, Studenski S, Chandler J, Prescott B. Functional reach: predictive validity in a sample of elderly male veterans. *Journal of gerontology*. 1992;47(3):M93-8.
71. Weiner DK, Duncan PW, Chandler J, Studenski SA. Functional reach: a marker of physical frailty. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1992;40(3):203-7.
72. Galen SS, Pardo V, Wyatt D, Diamond A, Brodith V, Pavlov A. Validity of an Interactive Functional Reach Test. *Games for health journal*. 2015;4(4):278-84.
73. Lin MR, Wolf SL, Hwang HF, Gong SY, Chen CY. A randomized, controlled trial of fall prevention programs and quality of life in older fallers. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2007;55(4):499-506.
74. Katz-Leurer M, Fisher I, Neeb M, Schwartz I, Carmeli E. Reliability and validity of the modified functional reach test at the sub-acute stage post-stroke. *Disability and rehabilitation*. 2009;31(3):243-8.
75. Weber PC, Cass SP. Clinical assessment of postural stability. *The American journal of otology*. 1993;14(6):566-9.
76. Wade C, Redfern MS. Ground reaction forces during human locomotion on railroad ballast. *Journal of applied biomechanics*. 2007;23(4):322-9.
77. Hurkmans HL, Bussmann JB, Selles RW, Horemans HL, Benda E, Stam HJ, et al. Validity of the Pedar Mobile system for vertical force measurement during a seven-hour period. *Journal of biomechanics*. 2006;39(1):110-8.

78. Brenton-Rule A, Mattock J, Carroll M, Dalbeth N, Bassett S, Menz HB, et al. Reliability of the TekScan MatScan(R) system for the measurement of postural stability in older people with rheumatoid arthritis. *Journal of foot and ankle research*. 2012;5:21.
79. Giacomozzi C. Appropriateness of plantar pressure measurement devices: a comparative technical assessment. *Gait & posture*. 2010;32(1):141-4.
80. Zammit GV, Menz HB, Munteanu SE. Reliability of the TekScan MatScan(R) system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults. *Journal of foot and ankle research*. 2010;3:11.
81. Cramer JT, Housh TJ, Johnson GO, Miller JM, Coburn JW, Beck TW. Acute effects of static stretching on peak torque in women. *J Strength Cond Res*. 2004;18(2):236-41.
82. Bacurau RF, Monteiro GA, Ugrinowitsch C, Tricoli V, Cabral LF, Aoki MS. Acute effect of a ballistic and a static stretching exercise bout on flexibility and maximal strength. *J Strength Cond Res*. 2009;23(1):304-8.
83. Manoel ME, Harris-Love MO, Danoff JV, Miller TA. Acute effects of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle power in women. *J Strength Cond Res*. 2008;22(5):1528-34.
84. Power K, Behm D, Cahill F, Carroll M, Young W. An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(8):1389-96.
85. Cramer JT, Housh TJ, Weir JP, Johnson GO, Coburn JW, Beck TW. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *European journal of applied physiology*. 2005;93(5-6):530-9.
86. Nelson AG, Guillory IK, Cornwell C, Kokkonen J. Inhibition of maximal voluntary isokinetic torque production following stretching is velocity-specific. *J Strength Cond Res*. 2001;15(2):241-6.
87. Nelson AG, Kokkonen J, Arnall DA. Acute muscle stretching inhibits muscle strength endurance performance. *J Strength Cond Res*. 2005;19(2):338-43.

88. Wallmann HW, Mercer JA, McWhorter JW. Surface electromyographic assessment of the effect of static stretching of the gastrocnemius on vertical jump performance. *J Strength Cond Res.* 2005;19(3):684-8.
89. Yamaguchi T, Ishii K, Yamanaka M, Yasuda K. Acute effect of static stretching on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. *J Strength Cond Res.* 2006;20(4):804-10.
90. Unick J, Kieffer HS, Cheesman W, Feeney A. The acute effects of static and ballistic stretching on vertical jump performance in trained women. *J Strength Cond Res.* 2005;19(1):206-12.
91. Bradley PS, Olsen PD, Portas MD. The effect of static, ballistic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on vertical jump performance. *J Strength Cond Res.* 2007;21(1):223-6.
92. Jang HS, Kim D, Park J. Immediate effects of different types of stretching exercises on badminton jump smash. *J Sports Med Phys Fitness.* 2018;58(7-8):1014-20.
93. Wallmann HW, Christensen SD, Perry C, Hoover DL. The acute effects of various types of stretching static, dynamic, ballistic, and no stretch of the iliopsoas on 40-yard sprint times in recreational runners. *International journal of sports physical therapy.* 2012;7(5):540-7.
94. Kniffki KD, Mense S, Schmidt RF. Responses of group IV afferent units from skeletal muscle to stretch, contraction and chemical stimulation. *Experimental brain research.* 1978;31(4):511-22.
95. Rotto DM, Kaufman MP. Effect of metabolic products of muscular contraction on discharge of group III and IV afferents. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985).* 1988;64(6):2306-13.
96. Viidik A. Tensile strength properties of Achilles tendon systems in trained and untrained rabbits. *Acta orthopaedica Scandinavica.* 1969;40(2):261-72.
97. Toft E, Espersen GT, Kalund S, Sinkjaer T, Hornemann BC. Passive tension of the ankle before and after stretching. *The American journal of sports medicine.* 1989;17(4):489-94.

98. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Gleim GW, McHugh MP, Kjaer M. Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 1995;5(6):342-7.
99. Fukashiro S, Itoh M, Ichinose Y, Kawakami Y, Fukunaga T. Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1995;71(6):555-7.
100. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? *European journal of applied physiology*. 2001;85(3-4):226-32.
101. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md : 1985). 2002;92(2):595-601.
102. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures in vivo. *Acta physiologica Scandinavica*. 2002;175(2):157-64.
103. Barry L. Johnson JKN. Practical measurements for evaluation in physical education. 1935.
104. Han J, Waddington G, Adams R, Anson J, Liu Y. Assessing proprioception: A critical review of methods. *J Sport Health Sci*. 2016;5(1):80-90.
105. Proprioceptive Acuity Assessment Via Joint Position Matching: From Basic Science to General Practice1 August 2010.
106. Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American journal of sports medicine*. 1997;25(1):130-7.
107. Konrad A, Gad M, Tilp M. Effect of PNF stretching training on the properties of human muscle and tendon structures. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2015;25(3):346-55.

108. Ryan ED, Beck TW, Herda TJ, Hull HR, Hartman MJ, Costa PB, et al. The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2008;38(10):632-9.
109. Guissard N, Duchateau J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. *Muscle & nerve*. 2004;29(2):248-55.
110. Mahieu NN, McNair P, De Muynck M, Stevens V, Blanckaert I, Smits N, et al. Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon tissue properties. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(3):494-501.
111. Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, Ichihashi N. Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. *European journal of applied physiology*. 2012;112(7):2749-55.
112. Ben M, Harvey LA. Regular stretch does not increase muscle extensibility: a randomized controlled trial. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2010;20(1):136-44.
113. Folpp H, Deall S, Harvey LA, Gwinn T. Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch? *The Australian journal of physiotherapy*. 2006;52(1):45-50.
114. Gajdosik RL, Vander Linden DW, McNair PJ, Williams AK, Riggins TJ. Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2005;20(9):973-83.
115. Weppeler CH, Magnusson SP. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Physical therapy*. 2010;90(3):438-49.
116. Ogura Y, Miyahara Y, Naito H, Katamoto S, Aoki J. Duration of static stretching influences muscle force production in hamstring muscles. *J Strength Cond Res*. 2007;21(3):788-92.
117. Young WB, Behm DG. Effects of running, static stretching and practice jumps on explosive force production and jumping performance. *J Sports Med Phys Fitness*. 2003;43(1):21-7.

118. Alpkaya U, Kocejda D. The effects of acute static stretching on reaction time and force. *J Sports Med Phys Fitness*. 2007;47(2):147-50.
119. Murphy JR, Di Santo MC, Alkanani T, Behm DG. Aerobic activity before and following short-duration static stretching improves range of motion and performance vs. a traditional warm-up. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*. 2010;35(5):679-90.
120. Roberts JM, Wilson K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *British journal of sports medicine*. 1999;33(4):259-63.
121. Donti O, Tsolakis C, Bogdanis GC. Effects of baseline levels of flexibility and vertical jump ability on performance following different volumes of static stretching and potentiating exercises in elite gymnasts. *Journal of sports science & medicine*. 2014;13(1):105-13.
122. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2000;10(4):239-44.
123. Trojian TH, McKeag DB. Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *British journal of sports medicine*. 2006;40(7):610-3; discussion 3.
124. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sports Exerc*. 1984;16(1):64-6.
125. Wang WY, Chen SM. Balance and muscular strength in normal children aged 9-12 years. *The Kaohsiung journal of medical sciences*. 1999;15(4):226-33.
126. Tsolakis C, Bogdanis GC. Acute effects of two different warm-up protocols on flexibility and lower limb explosive performance in male and female high level athletes. *Journal of sports science & medicine*. 2012;11(4):669-75.
127. Hallaçeli H, Uruç V, Uysal H, Ozden R. Normal hip, knee and ankle range of motion in the Turkish population. *Acta Orthopaedica Et Traumatologica Turcica* 48(1):37-42 · March 2014

8. EKLER

8.1. Ek-1: Etik Kurul Onayı

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ				
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI				
Sayın Doç.Dr.İ.Engin ŞİMŞEK				
Araştırmaya ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.				
Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.				
ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ			
AÇIK ADRES	GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU			
TELEFON	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR			
FAKS	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58			
E-POSTA	0 232 412 22 43			
	etikkurul@deu.edu.tr			
BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	3991-GOA		
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ MÜNFERİT ARAŞTIRMA ☐ ÖÇM ☐ YÜKSEKLİSANS ☒ DOKTORA ☐		
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Germenin, Denge Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi (Evaluation For Effects Of Static Stretching)		
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU			
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Doç.Dr.İ.Engin ŞİMŞEK Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Y.O		
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-		
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-		
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐		
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

KARAR BİLGİLERİ

Karar No:2018/17-35

Tarih:05.07.2018

Doç.Dr.İ.Engin ŞİMŞEK'in sorumlusu olduğu "Germenin, Denge Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi (Evaluation For Effects Of Static Stretching)" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.

ETİK KURUL BİLGİLERİ

ÇALIŞMA ESASI

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi
İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Ali Rıza ŞİŞMAN (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	A.Şişman
Prof.Dr.Gül ERGÖR (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Gül Ergör
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Katılamadı
Prof.Dr. Mehmet Refik MAS	Geriatristi	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	M. Refik Mas
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Ayşe Aydan Özkütük
Prof.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Müge Kiray
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEU Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Katılamadı
Prof.Dr.Sülen SARIOĞLU	Patoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Sülen Sarioğlu
Prof.Dr.Bilge KARA	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	Bilge Kara
Prof.Dr.Ayhan ABACI	Pediyatrik Endokrinoloji ve Metabolizma Hastalıkları	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Ayhan Abacı
Doç.Dr.M.Aylin ARICI	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	M. Aylin Arıcı
Doç.Dr.Murat BEKTAŞ	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	DEU Hemşirelik Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	Erkek	E ☐	H ☒	M. Bektaş
Doç.Dr.Yasemin SOYSAL	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Moleküler Tıp Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılamadı
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D.	Erkek	E ☐	H ☒	Katılamadı
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	M. Erhan Özkul

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

8.2. EK-2 Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırmayı yapan kişi:

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri
Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon
Yüksekokulu Protez-Ortez Yüksek Lisans
Öğrencisi Kezban Ümran Kömür

Araştırmayı yapan kurum:

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri
Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon
Yüksekokulu

Araştırmanın amacı :

Statik germenin denge üzerine etkilerinin
değerlendirilmesi

Araştırmanın kapsamı, kimlerin gönüllü olacağı :

Araştırma Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp
Fakültesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon
Yüksekokulu, Hemşirelik Fakültesi
öğrencilerinden dışlama kriterlerine sahip
olmayan ve araştırmaya katılmayı kabul
eden bireyler dahil edilecektir. İlgili fakülte
ve yüksekokullardan gerekli izin ve onaylar
alınmıştır.

Gönüllü sayısı :

Çalışmaya 57 gönüllü katılacaktır.

Araştırmanın nerede yapılacağı :

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri
Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon
Yüksekokulu Hareket Analiz
laboratuvarında yapılacaktır.

Araştırma süresi:

Çalışmanın etik kurul onayı alınmasını
takiben bir yılda tamamlanması
amaçlanmaktadır.

Gönüllülere uygulanacak tüm işlemler/girişimler ve özellikleri :

Gönüllülerin 3 farklı kas grubuna 30 saniye
3 setten oluşan statik germeler
uygulanacaktır.

Bu işlemler/girişimlerin ne kadar sürede tamamlanacağı :

Farklı günlerde farklı kas gruplarına
uygulanan germeler ve FUT
değerlendirmesi her bir gün için 10 dakika
sürecektir. Her bir katılımcı dört farklı
günde çalışmaya katılacaktır. Dört ölçümü
tamamlanan katılımcıların,
değerlendirmesi tamamlanacaktır.

Gönüllüden elde edilecek biyolojik materyallerin hangi amaçla kullanılacağı :

Gönüllüden biyolojik materyal
alınmayacaktır.

Beklenen yararlar :

Bu çalışmada statik germenin denge
üzerine etkisi olup olmadığı
araştırılacaktır. Değerlendirilen kas
gruplarından hangisinin denge üzerinde
daha etkili olduğunu bulmanın faydası
olacağına inanılmaktadır.

Gönüllü ve diğer insanlar için araştırmanın beklenen yararı/yararları :

Hangi kas grubuna uygulanan germenin denge üzerinde daha etkili olduğunu bulmak, stabilite limitlerini optimal değerlere ulaştırmak ve yaralanmaları azaltmak için yol gösterici olacaktır. Rehabilitasyon sürecinden ve maliyetinden tasarruf sağlanacağını düşünülmektedir.

Öngörülen riskler :

Öngörülen risk bulunmamaktadır.

Araştırma masrafları :

Araştırma masrafları çalışmacı tarafından karşılanacaktır.

Araştıracının destekleyici kuruluşla çıkar çatışması varsa belirtilmesi :

Çıkar çatışması bulunmamaktadır.

Katılımcı araştırmaya katılıp katılmamakta tamamen serbesttir. İsteddiği anda araştırmadan çekilme hakkına sahiptir. Katılımcı araştırmadan çekilse bile, tıbbi takibi ve tedavisi ya da uygulamaları hiçbir şekilde etkilenmeyecektir. Gönüllü kendi sağlığı ve araştırmanın gidişatı hakkında araştırmanın her aşamasında bilgi alabilecektir. Katılımcının çalışma sırasında dışlama kriterlerinden herhangi birini sağladığının öğrenilmesi durumunda, katılımcı çalışma dışı bırakılacaktır. Katılımcının tüm bilgileri gizli tutulacaktır. Araştırma sonucunda elde edilecek

bilgilerin yayınlanması durumunda gönüllünün kimlik bilgileri açıklanmayacaktır. Araştırma bilgileri etik kurula açık olacaktır.

İLETİŞİM KURULACAK KİŞİLER

Çalışma ile ilgili Ek Bilgi İçin :

Sorumlu Araştırmacı :

Doç. Dr. İ.Engin ŞİMŞEK

Tel: 02324124935

Tarih:

Telefon :

E-Mail :

Çalışma ile ilgili tüm bilgiler tarafımda okunmuştur. Çalışma ile alakalı sorularım araştırmacı tarafından cevaplanmıştır. Çalışmaya gönüllü olarak katılacağım.

Gönüllü Adı-Soyadı/İmza

Araştırmacı Adı-Soyadı/İmza

8.3. ÖZGEÇMİŞ

KEZBAN ÜMRAN KÖMÜR

Kimlik Numarası 27148352518

Doğum Tarihi 30/08/1994

İletişim Adresi Adatepe Mah. 3/5 Sk. No:37/3 Buca/izmir

Telefon (554) 349 84 09

E-posta k.umrankaya@hotmail.com

Eğitim Bilgileri 01 Temmuz 2017 - Şu Anda (1 Yıl 11 Ay) Yüksek Lisans, Tezli Program, Dokuz Eylül Üniversitesi, Türkiye Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizik Tedavi Ve Rehabilitasyon (Yl) Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.6 / 4.0

01 Eylül 2012 - 01 Haziran 2016 (3 Yıl 10 Ay) Lisans, Anadal/Normal Öğretim, İzmir Üniversitesi, Türkiye Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi Ve Rehabilitasyon Bölümü Diploma Numarası: 152002b1107 Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.2 / 4.0

Deneyim / İşyeri Bilgileri 01 Eylül 2018 - 01 Mayıs 2019 (9 Ay) (Yarı Zamanlı) İdari Personel, Özel Medi İleri Yaş Bakım Ve Yaşam Merkezi

01 Ağustos 2016 - 01 Eylül 2017 (1 Yıl 2 Ay) (Tam Zamanlı) Yönetici, Sağlık Bakanlığı Türkiye Kamu Hastaneleri Kurumu Başkanlığı Antalya İli Türkiye Kamu Hastane Birliği Genel Sekreterliği Antalya Kaş Devlet Hastanesi

Bildiriler

- K. Ü. Kömür, B. Akçay Bayraktar & M. A. Çakıroğlu, Adölesan Idiopatik Skolyozda Ergonomik Yaklaşımların Etkisi, Poster Sunumu, First Congress Of Scoliosis Management, 12 Nisan 2019, 14 Nisan 2019.
- K. Ü. Kömür, M. A. Çakıroğlu, A. Elvan, S. Angın & İ. E. Şimşek, Immediate Effects Of Static Plantar Flexor Muscle Stretching On Plantar Center Of Pressure Sway During Functional Reach Test: A Pilot Study, Sözlü Sunum, 9. Biomechanics Congress International, 19 Eylül 2018, 22 Eylül 2018.
- M. A. Çakıroğlu, A. Elvan, A. G. Parğan, K. Ü. Kömür, A. M. Birlik, İ. E. Şimşek & S. Angın, Investigating Plantar Pressure Values Before And After Fatigue During Depth Jump In Individuals With Hypermobility Syndrome, Sözlü Sunum, 9. Biomechanics Congress International, 19 Eylül 2018, 22 Eylül 2018.
- B. Akçay Bayraktar, M. A. Çakıroğlu, K. Ü. Kömür & İ. E. Şimşek, Adölesan İdiopatik Skolyozu Olan Hastalarda Ergonomik Yaklaşımlar: Ön Çalışma, Poster Sunumu, Beyin Biyofiziği Iii. Çalıştayı, 26 Nisan 2018, 27 Nisan 2018

Yönetilen Tezler

- K. Ü. Kömür (Tez Yazarı) , İ. E. Şimşek (Tez Danışmanı) , Germenin Denge Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi, Fizik Tedavi Ve Rehabilitasyon (Y1) (Tezli), Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Dokuz Eylül Üniversitesi, Türkiye, 04 Nisan 2019.