

T.C. İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**HAMSTRİNG GERME UYGULAMASININ SAGİTAL DÜZLEM PELVİS
POSTÜRÜ VE YÜRÜMEDEKİ PELVİS MEKANİĞİ ÜZERİNDEKİ
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mine GÜRER

2200002328

Anabilim Dalı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Programı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Adnan APTİ

OCAK 2025

T.C. İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**HAMSTRİNG GERME UYGULAMASININ SAGİTAL DÜZLEM PELVİS
POSTÜRÜ VE YÜRÜMEDEKİ PELVİS MEKANİĞİ ÜZERİNDEKİ
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mine GÜRER
2200002328

Anabilim Dalı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Programı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Adnan APTİ
Jüri Üyeleri: Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN
Dr. Öğr. Üyesi Yunus ÖZDEMİR

OCAK 2025

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar tüm aşamalarda etik dışı davranışta bulunmadığımı, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde edip bu tez çalışması ile elde edilmeyen bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı. Tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Mine GÜNER

TEŞEKKÜR

Tez sürecimde bilgi ve deneyimiyle bana rehberlik eden, desteğini esirgemeyen değerli danışmanım Doç. Dr. Adnan APTİ'ye,

Yüksek lisans eğitimimde büyük emekleri olan kıymetli hocalarım Prof. Dr. N. Ekin AKALAN ve Prof. Dr. Burcu Semin AKEL'e,

Yürüyüş analiz sistemini öğrenmemi sağlayan ve bana rehberlik eden Yük. Müh. Shavkat KUCHIMOV'a,

Destekleriyle yanımda olan değerli hocalarım Öğr. Gör. İmge NAS, Arş. Gör. Halenur EVRENDİLEK ve Arş. Gör. Kübra ÖNERGE'ye,

Bu süreç boyunca her zaman desteğini hissettiğim ve her konuda fikirlerine danışmaktan büyük fayda gördüğüm kıymetli hocam Dr. Öğr. Üyesi Tansel KOYUNOĞLU'na,

Tez sürecim boyunca yanımda olan, motivasyonumu her daim yüksek tutmamı sağlayan değerli hocam Fzt. Özge KAYALAR DÜLGER ve kıymetli dönem arkadaşlarım Fzt. Buse AYAN, Fzt. Eyyub GECE, İrem OPAN'a ve Arş. Gör. Kevser BURMA'ya,

Destekleriyle yanımda olduklarını hissettiren değerli arkadaşlarım Habib Bartu GÖKALP, Sanal VAROL, Melisa SOYLU'ya ve meslektaşlarım Uzm. Fzt. Hasan ÇİÇEK, Fzt. İrem TÜRKER'e,

Çalışmama zaman ayırarak katkıda bulunan arkadaşlarıma ve değerli tüm katılımcılara,

Hayatım boyunca yanımda olan, verdiğim her kararda bana sonsuz destek veren ve sevgilerini daima hissettiren sevgili aileme sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TABLO LİSTESİ.....	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
KISALTMALAR.....	vii
ÖZET	viii
ABSTRACT.....	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Pelvis Anatomisi	3
2.1.1. Pelvis ve Kalça Biyomekaniği	4
2.2. Hamstring Kas Anatomisi	5
2.2.1. Hamstring Kas Biyomekaniği	7
2.3. GERME ÇEŞİTLERİ.....	8
2.3.1. Statik Germe	8
2.3.2. Dinamik Germe.....	9
2.3.3. Balistik Germe	9
2.3.4. Proprioseptif Nöromusküler Fasilitasyon (PNF) Germe:	10
2.4. Germe Egzersizlerinin Kas Tendon Uzunluğuna Etkileri	10
2.5. NORMAL YÜRÜME	11
2.5.1. Yürümenin Fazları	11
2.6. Yürümenin Zaman-Mesafe Parametreleri ve Genel Terminolojisi	14
2.7. Yürüme Analizi	15
2.7.1. Yürümenin değerlendirilmesi	16
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	18
3.1. Katılımcılar.....	18
3.2. Fiziksel değerlendirme.....	19
3.2.1. Antropometrik Ölçümler:.....	19
3.2.2. Hamstring Kısalık – Uzunluk Ölçümü	19
3.2.3. Hipermobilitenin Değerlendirilmesi	24
3.2.4. Pelvik inklinasyon açısı	25
3.3. Yürüme Analizi	27
3.4. GERME PROTOKOLÜ	28
3.5. Germe Sonrası Yürüme Kaydı Alınması	29
3.6. İstatistiksel Analiz	30
4. BULGULAR.....	31
4.1. Demografik ve Fiziksel Değerlendirme Bulguları.....	31
4.2. Yürümenin Uzaysal ve Zamansal Parametrelerin Bulguları	32

4.3. Kinematik Parametrelere Ait Bulguları	33
4.3.1. Pelvis Parametreleri	34
4.3.2. Kalça Parametreleri.....	37
4.3.3. Diz Parametreleri	41
4.3.4. Ayak Bileği ve Ayak Progresyonu	45
4.4. KORELASYON ANALİZLERİ.....	47
5. TARTIŞMA	49
6. SONUÇ.....	59
KAYNAKÇA	60
EKLER.....	81



TABLO LİSTESİ

Tablo 4.1: Katılımcının demografik bilgileri.....	31
Tablo 4.2: Katılımcıların fiziksel değerlendirme sonuçları.....	31
Tablo 4.3: Yürümenin uzaysal ve zamansal parametreleri	33
Tablo 4.4: Pelvise ait yürüme siklusu kinematik parametreleri	34
Tablo 4.5: Pelvise ait basma fazı kinematik parametreler.....	35
Tablo 4.6: Kalçaya ait yürüme siklusu kinematik parametreleri	38
Tablo 4.7: Kalçaya ait basma fazı kinematik parametreler.....	38
Tablo 4.8: Dize ait yürüme siklusu kinematik parametreleri.....	42
Tablo 4.9: Dize ait basma fazı kinematik parametreler.....	42
Tablo 4.10: Ayak bileği ve ayak progresyonu yürüme siklusuna ait kinematik parametreler.....	45
Tablo 4.11: Basma fazı ve yürümeye ait pelvik inklinasyon dereceleri, popliteal açısı ve adım uzunluğu parametreleri arasındaki korelasyon ilişkisi.....	47

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1: Pelvis anatomisi.....	4
Şekil 2.2: Biceps femoris Kası.....	6
Şekil 2.3: Semitendinosus - Semimembranosus Kasları.....	6
Şekil 2.4: Yürüme döngüsü.....	12
Şekil 2.5: Adım uzunlukları.....	15
Şekil 3.1: Manşon Yerleşimi.....	21
Şekil 3.2: Popliteal Açık Ölçümü.....	22
Şekil 3.3: Popliteal Açık Ölçümü.....	22
Şekil 3.4: Pasif Düz Bacak Kaldırma Testi.....	23
Şekil 3.5: Beighton Horan ve Eklem Mobilite İndeksi.....	25
Şekil 3.6: Fiziksel Pelvik İnklınasyon Ölçümü.....	26
Şekil 3.7: Alt Ekstremité Plug-in Gait Model'e Göre Marker Yerleşimi.....	27
Şekil 3.8: Germe Yöntemi.....	28
Şekil 3.9: Yürüme Sırasında Katılımcının Görüntüsü.....	30
Şekil 4.1: Pelvik Tilt Grafiğı.....	36
Şekil 4.2: Pelvik Oblik Grafiğı.....	36
Şekil 4.3: Pelvik Rotasyon Grafiğı.....	37
Şekil 4.4 Kalça Fleksiyon- Ekstansiyon Grafiğı.....	39
Şekil 4.5: Kalça Adduksiyon – Abduksiyon Grafiğı.....	40
Şekil 4.6: Kalça Rotasyon Grafiğı.....	41
Şekil 4.7: Diz Fleksiyon-Ekstansiyon Grafiğı.....	43
Şekil 4.8: Diz Varus-Valgus Grafiğı.....	44
Şekil 4.9: Diz Rotasyon Grafiğı.....	44
Şekil 4.10: Ayak Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon Grafiğı.....	46
Şekil 4.11: Ayak Progresyon Grafiğı.....	46

KISALTMALAR

ADD : Adduksiyon

ABD : Abduksiyon

DF : Dorsifleksiyon

Dk : Dakika

EKST : Ekstansiyon

FLEKS : Fleksiyon

PF : Plantar Fleksiyon

MAKS : Maksimum

MİN : Minimum

ÖLÇ : Ölçüm

SLR : Düz Bacak Kaldırma

YS : Yürüme Siklusu

3B : Üç Boyutlu

Enstitüsü : Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Dalı : Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
Programı : Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Adnan APTİ
Tez Türü ve Tarihi : Yüksek Lisans – Ocak 2025

ÖZET

HAMSTRING GERME UYGULAMASININ SAGİTAL DÜZLEM PELVİS POSTÜRÜ VE YÜRÜMEDEKİ PELVİS MEKANİĞİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ Mine GÜRER

Pelvis ve omurganın ideal postürünün korunması mekanik yapı ve fonksiyon için önemli bir gerekliliktir. İdeal postürde pelvis sagittal düzlemde 15 derecelik inklınasyon açısına sahip olup, bu durum pelvis üzerinde yer alan lomber omurgada 30-50 derece lordotik postür kazanmaktadır. Pelvis ve omurganın bu postürel dizilimi çeşitli sebeplere bağlı olarak bozulmakta ve postürel problemlere yol açabilmektedir. Hamstring kasları pelvise posterior yönde kuvvet uygulayarak pelvik inklınasyon açısının azalmasına yol açabildiği gibi, artmış hamstring uzunluğu da pelvik inklınasyonun artmasına yol açarak pelvis postürünü belirleyen önemli anatomik yapılardan biridir. Azalmış anterior tilt veya posterior pelvik tilt artışı tespit edilen durumlarda, germe uygulaması ile hamstring uzunluğu artırılarak pelvis anterior tilti artırılmaya çalışılmaktadır. Hamstring kaslarının uzunluğunu arttırmanın pelvisin anterior tilt açısını arttırdığı görüşü yaygın olmakla birlikte kanıtlar sınırlıdır. Bu çalışmanın amacı, hamstring kas uzunluğunu arttırmanın sagittal düzlem pelvis postürü ve yürümede pelvis mekaniğine etkisini incelemektir.

Yaş ortalaması $23,9 \pm 1,83$ olan 21 katılımcı dahil edilen çalışmamızda, tek taraflı pasif germe protokolü (30 saniye germe, 15 saniye dinlenme, 6 tekrar) uygulanarak hamstring kas uzunluğu popliteal açı kullanılarak değerlendirildi ve %20,31 oranında artırıldı. Statik postürde inklınometre ölçüm sonuçlarına göre germe sonrası anterior pelvik tilt ortalama $3,71^\circ$ arttığı belirlendi ($p<0,05$). Germe sonrası 3B analiz sonuçlarına göre anterior pelvik tilt açısında ortalama $2,58^\circ$ artış belirlendi ($p<0,05$). Ayrıca, 3B hareket analizi kullanılarak hamstring kas uzunluğundaki değişimin yürüme mekaniği üzerindeki etkileri incelendi. Kinematik analizde, yürümede tepe anterior pelvik tilt açısı germe sonrasında $2,71^\circ$ arttığı belirlendi ($p<0,001$). Basma fazında germe sonrasında tepe pelvik anterior tilt açısının ortalama $2,69^\circ$ arttığı bulundu ($p<0,001$). Germe öncesi ve sonrası basma fazında ölçülen kalça ekstansör momentleri arasında anlamlı farklılık bulunmadı ($p=0,32$). Katılımcıların popliteal açı ve statik postürde alınan anterior pelvik tilt dereceleri arasında negatif korelasyon bulundu ($r=-,328^*$). Rehabilitasyon uygulamalarında pelvis anterior tilt artışı ve lomber lordoz artışı gereken durumlarda statik hamstring germe yöntemi uygulanabilecek yöntemlerden birisidir. Bilateral hamstring germe uygulamaları ve germenin uzun dönem sonuçları ile hamstring uzunluğu ile pelvis postürü adaptasyonu için ileri çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Hamstring, postür, pelvis, yürüme

University: Istanbul Kultur University

Institute: Institute of Graduate Studies

Department: Physical Therapy and Rehabilitation

Programme: Physical Therapy and Rehabilitation

Supervisor: Doç. Dr. Adnan Apti

Degree Awarded and Date: Master of Science - January 2025

ABSTRACT

EXAMINATION OF THE EFFECTS OF HAMSTRING STRETCHING ON SAGITTAL PLANE PELVIC POSTURE AND PELVIC MECHANICS IN WALKING

Maintaining the ideal posture of the pelvis and spine is an important requirement for mechanical structure and function. In the ideal posture, the pelvis has an inclination angle of 15 degrees in the sagittal plane, which results in a lordotic posture of 30-50 degrees in the lumbar spine located above the pelvis. This postural alignment of the pelvis and spine can be disrupted due to various reasons and can lead to postural problems. The hamstring muscles can cause a decrease in the pelvic inclination angle by applying force to the pelvis in the posterior direction, and increased hamstring length is one of the important anatomical structures that determine pelvic posture by increasing pelvic inclination. In cases where decreased anterior tilt or increased posterior pelvic tilt is detected, the anterior pelvic tilt is tried to be increased by increasing the hamstring length with stretching. Although it is widely believed that increasing the length of the hamstring muscles increases the anterior pelvic tilt angle, the evidence is limited. The aim of this study is to investigate the effect of increasing hamstring muscle length on sagittal plane pelvic posture and pelvic mechanics in walking.

In our study, which included 21 participants with a mean age of 23.9 ± 1.83 years, hamstring muscle length was evaluated using the popliteal angle and increased by 20.31% by applying a unilateral passive stretching protocol (30 seconds stretching, 15 seconds rest, 6 repetitions). According to the results of inclinometer measurements in static posture, anterior pelvic tilt increased by an average of 3.71° after stretching ($p < 0.05$). According to the results of 3D analysis after stretching, an average increase of 2.58° in the anterior pelvic tilt angle was determined ($p < 0.05$). In addition, the effects of the change in hamstring muscle length on gait mechanics were examined using 3D motion analysis. In kinematic analysis, the peak anterior pelvic tilt angle in walking increased by 2.71° after stretching ($p < 0.001$). The peak pelvic anterior tilt angle increased by 2.69° on average after stretching in the stance phase ($p < 0.001$). There was no significant difference between the hip extensor moments measured in the stance phase before and after stretching ($p = 0.32$). There was a negative correlation between the popliteal angle and the degree of anterior pelvic tilt in static posture ($r = -.328^*$). Static hamstring stretching method is one of the methods that can be applied in cases where pelvic anterior tilt increase and lumbar lordosis increase are required in rehabilitation applications. Further studies are needed for bilateral hamstring stretching applications and long-term results of stretching and the adaptation of hamstring length and pelvic posture.

Keywords: Hamstring, posture, pelvis, walking

1. GİRİŞ

İdeal postürün korunması, özellikle pelvis ve omurganın optimal dizilimi, ideal mekanik yapı ve fonksiyon için gereklidir. İdeal postürde pelvis horizontal düzlemde yaklaşık 15° inklinasyon açısı ile anterior tilt pozisyonunda, lomber omurga 30-50 derece eğim ile konumlanır. Pelvisin üzerinde yer alan lomber omurga pelvik inklinasyon açısına bağlı lordotik bir postür kazanır. Pelvis ve lomber omurga çeşitli nedenlere bağlı olarak bozulabilir ve ideal postür haricinde normal olmayan veya patolojik postür tipleri gelişebilmektedir.

Pelvisin ve omurganın sagittal düzlemde aksiyel dizilimini etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Çeşitli alt ekstremité ve gövde kasları, pelvis ve omurga yapılarının aksiyel diziliminde belirleyici olmaktadır. Hamstring kasları, pelvisi posterior yönde kuvvet uygulayarak hareket ettirebildiği gibi, hamstring kas uzunluğunun pelvisin sagittal düzlemde anterior ve posterior tilt postürünü belirlemede önemli anatomik yapılardan biri olduğu kabul edilmektedir. Bu bağlamda, azalmış anterior tilt veya artmış posterior pelvik tilt tespit edilen durumlarda hamstring kaslarını uzatmayı hedefleyen germe yöntemleriyle pelvisin anterior tilt postürünü arttırması beklenmektedir. Tekrarlı uygulanan germe egzersizleri kas-tendon boyunu ve eklem hareket açıklığını arttırabilmektedir. Hamstring kaslarına yapılan germe uygulaması ile kas tendon boyu uzatılabilir ve buna bağlı pelviste anterior tilt yönünde postüral değişiklik oluşabileceği kabul edilmektedir.

Hamstring kas uzunluğunun pelvis hareketleri üzerinde etkili olduğu bilimsel araştırmalarda vurgulanmıştır. Hamstring germe egzersizlerinin pelvis postürü üzerindeki etkileri incelenmiş, ancak elde edilen sonuçlar net bir çıkarım yapmaya yeterli olmamıştır. Hamstring germe uygulamasının pelvis postürü ve yürümedeki pelvis mekaniğini inceleyen çalışmaların eksikliği dikkat çekicidir.

Bu çalışmanın amacı, hamstring kas uzunluğunu arttırmanın sagittal düzlem pelvis postürü ve yürümede pelvis mekaniğine etkisini incelemektir.

Hipotez 0: Unilateral hamstring uzunluğunu arttırmak, anterior pelvik tilt derecesini artırır.

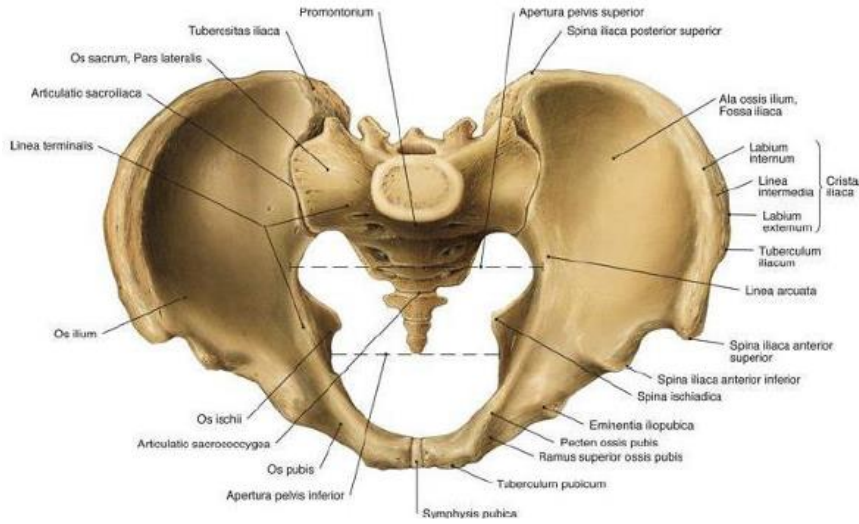
Hipotez 1: Unilateral hamstring uzunluğunu arttırmak, anterior pelvik tilt derecesini artırmaz.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Pelvis Anatomisi

Pelvis, hareket sırasında vücut ağırlığını alt uzuvlara iletme ve organları koruma gibi birçok işlevi görevi vardır. İki kalça kemiği, sakrum ve koksiks'ten oluşan halka şeklinde bir yapıdır (DeSilve ve ark 2017). Her bir kalça kemiği, ilium, ishium ve pubis olmak üzere üç kemiğin birleşmesiyle oluşur. İskium, koksia kemiğinin alt ve arka kısmını oluşturan bölgedir ve ramus ile corpus olmak üzere iki ana parçadan meydana gelir. Alt arka taraftaki belirgin çıkıntıya tuber ischiadicum denir (Pückler ve ark 2016). İskium'un ilium kemiği ile birleştiği en üst kısım, siyatik çentiğin alt kısmını oluşturur. Hamstring kaslarının origosu, tuber ischiadicumun alt kısmından başlar (Balius ve ark 2019). Pelvis, üstte vertebra ile, altta ise femur ile komşuluk yaparak, cavitas pelvis boşluğunu oluşturur. İliak krista, kalça kemiğinin üst kenarını oluşturur ve anterior superior iliak ile posterior superior iliak, iliak kristin her iki ucunda bulunur (Calais 1993). Asetabulumun altında, sinir ve kan damarının geçtiği obturator foramen bulunur. İliak kemikler, sakrospinöz ve sakrotuberöz bağlar gibi güçlü bir bağ ağı ile desteklenen sakroiliak eklemlerde sakrum ile eklem yapar. Posterior sakroiliak bağlar, ilium ile lateral sakral krestleri birbirine bağlar (Goff ve ark 2011). Sakroiliak eklemlerinin ana amacı, sakrumun taşıdığı yükleri stabilize etmektir, ancak sakrum ile kalça kemiği arasında bir miktar hareket de sağlar. Pelvisin adduksiyonu, sakral tabanın anteroinferior yönde ve sakral apeksin posteriosuperior yönde eğilmesine neden olurken, iliak krestler medial yönde çekilir ve ischial tüberositler lateral yönde hareket eder (Fisher ve ark. 2019).



Şekil 2.1. Pelvis Anatomisi - (SOBOTTA, 2000)

2.1.1. Pelvis ve Kalça Biyomekaniği

Kalça eklemi hem femur hem de pelvis arasında dinamik bir etkileşim ile hareket etmektedir. Bu eklem, vücut ağırlığını taşıırken denge sağlamak, yürümek, koşmak ve diğer birçok fiziksel aktivitede rol oynamaktadır. Sagittal düzlemde 120° fleksiyon ve 20° ekstansiyon hareketleri gerçekleşir (Contreras ve ark 2021). Frontal düzlemde abduksiyon ve adduksiyon hareketleri meydana gelir. Horizontal düzlemde ise iç rotasyon ve dış rotasyon hareketleri meydana gelmektedir (Neumann, 2010). Bu hareketler sırasında pelvis sabitken femur rotasyon yapmaktadır. Femur sabit iken pelvisin rotasyon hareketi olduğu durumda ise sagittal düzlemde, pelvisin anteriora ve posteriora hareketleri gerçekleşir (Neumann, 2002).

Kalça eklemi ve pelvisin sagittal düzlemdeki hareketleri pelvisin anterior veya posterior tilt yapması, lomber omurganın eğrilik derecesini etkiler. Anterior pelvik tilt sırasında, pelvis öne doğru eğildiğinde lumbal lordoz artar (Zawadka ve ark 2018). Posterior pelvik tilt ise, pelvisin arkaya doğru eğilmesi ile lomber lordozun azalmasına neden olur. Lomber omurlarındaki eğrilik azalır ve sırt daha düz bir görünüm alır. Posterior tilt genellikle hamstring kaslarının gerginliği ve abdominal kasların aktivitesiyle ilişkilidir. Pelvisin posterior tilt artışı, lumbal omurganın hareket alanını kısıtlayabilir ve diskler üzerinde baskıya neden olabilir (Pries ve ark 2015).

Frontal düzlemde pelvisin abduksiyonu ve adduksiyon hareketleri meydana gelir. Horizontal düzlemde ise iç rotasyon ve dış rotasyon hareketleri yapmaktadır

(Neumann 2002, Pries ve ark 2015). Lomber omurga ve pelvis arasındaki hareket ve etkileşim lumbopelvik ritim olarak adlandırılır. İdeal pelvis hizalaması ile lumbal omurganın da 30-50 derece de hareket alanında sağlıklı bir lumbopelvik ritim oluşur (Narimani ve ark 2018). Ancak pelvis hizalaması bozulduğunda, lumbal omurga üzerindeki yük dağılımı bozulabilir. Biyomekanik uyum sağlama mekanizmaları sonucu postürel bozulma paternleri lomber omurga ve daha üst segmentlerde görülebilir (Pries ve ark 2015).

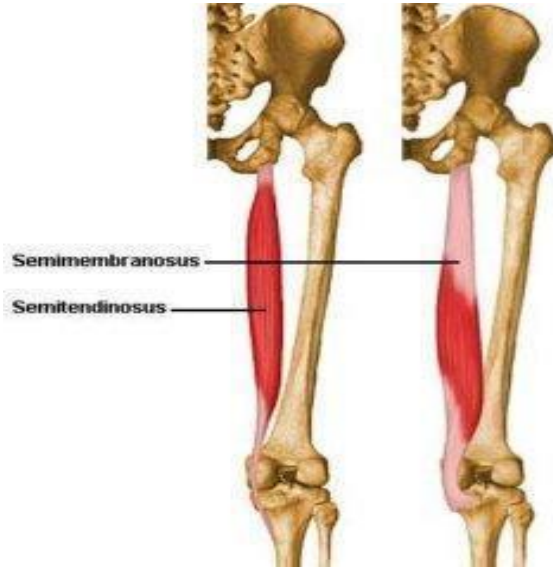
2.2. Hamstring Kas Anatomisi

Hamstring kas grubu, uyluğun arka kısmında yer alan ve hem diz hem de kalça ekleminde önemli işlevleri olan biceps femoris, semitendinosus ve semimembranosus kaslarından oluşur (Arifoğlu, 2016). Bu kaslar, pelvisin ischial tuberosity kısmından başlayarak, tibia ve fibula kemiklerine yapışır. Bu kas grubunun iki temel görevi bulunmaktadır. Kalça bölgesinin ekstansiyonu ve diz fleksiyonu dur. Biceps femoris, iki başlı bir kaktır. Uzun baş, pelvisin tuber ischiadicum kısmından başlar ve kısa baş femurun arka yüzeyinden başlar (Şekil 2.2). İki baş, daha sonra birleşerek caput fibula da sonlanır (Standring, 2016). Biceps femoris kasının iki kısmı da iki farklı sinir tarafından innerve edilir. Uzun baş N.Tibialis, kısa baş N. Peroneus communis siniri tarafından innerve edilir. Biceps femorisin her iki başı da diz fleksiyonu yaptırır. Uzun baş kalça ekstansiyonunda rol oynar. Diz yarı fleksiyonda iken bacağına lateral rotasyon yaptırır (Rodgers ve ark 2019, Cael 2015).



Şekil 2.2: Biceps Femoris Kası - <https://www.rehabmypatient.com/hip/biceps-femoris>

Semitendinosus kası, ischial tuberosity den başlar ve tibianın medial kısmına yapışır. Tibial siniri tarafından innerve edilir. Bu kas uzun bir tendonla sonlanır (Platzer 2004). Kalça ekleminde ekstansiyon hareketi yaptırır. Diz ekleminde fleksiyon ve iç rotasyon hareketlerini yaptırır. Semimembranosus kası, ischial tuberosity den başlar ve tibianın medial kısmında geniş bir tendonla sonlanır (Moore ve ark 2013). N. Tibialis siniri innerve eder. Semitendinosus kası ile aynı göreve sahiptir (Cael ve ark 2015) (Şekil 2.3).



Şekil 2.3: Semitendinosus, Semimembranosus Kasları - Drake, Vogl ve Mitchell, 2007.

2.2.1. Hamstring Kas Biyomekaniği

Hamstring kasları, hem kalça hem de diz eklemi üzerinde etkili oldukları için çift eklemlili kaslar olarak kabul edilir (Fujiwara ve ark 1975). Bu çift eklemlili yapı hamstringlerin postüral dengeyi sağlama ve hareket sırasında aktif rol almaktadır. Özellikle kalça ekstansiyonu, diz fleksiyonunda yürüyüş, koşu ve zıplama gibi dinamik hareketlerde kritik bir öneme sahiptir (Neumann, 2010, Cael ve ark 2015). Hamstring kasları, pelvise posterior yönde kuvvet uygular. Hamstring kaslarının yeterli esneklik düzeyi pelvis ve lomber omurganın sağlıklı hizalamasını korumada rol alır. Kısa veya gergin hamstring kasları, posterior pelvik tilt ve azalmış lomber lordoz postüral problemlerine yol açabilir (Gajdosik, 1991).

Gövde fleksiyonu, günlük yaşantımızda sıklıkla gerçekleştirdiğimiz bir harekettir ve bu esnada hamstring kasları önemli bir işlev üstlenir (Nikzad ve ark 2020). Bu kas grubu, yer değiştiren ağırlık merkezinin oluşturduğu kuvvetleri dengelemek için rol oynar. Hamstring kasları, pelvis ve gövdenin femur üzerindeki hareketlerini kontrol ederek stabilite sağlar (Neumann, 2010).

Gövde fleksiyonu sırasında, gluteus maximus ve hamstring kasları hareketin başlangıç aşamalarında birlikte çalışır. Ağırlık merkezi kalça eklemi merkezini geçtiğinde, gluteus maximus kasının etkinliği azalır çünkü çekiş açısını kaybeder (Medeiros ve ark 2016). Bu noktada, hamstring kaslarının başlangıç noktası olan tuber ischiadicum superior ve posterior aynı yönde yer değiştirir ve bu durum hamstringlerin kuvvet kolunu uzatarak güç üretmelerini sağlar (Muraoka ve ark 2021). Ayrıca, hamstring kaslarının non-kontraktıl yapılarında oluşan gerginlik, gövdenin stabil tutulmasına yardımcı olur (Kendall ve ark 2005). Yürüyüş sırasında ilk temas anında hamstringler gevşektir. Topuk yere vurduğunda dizin stabilize edilmesine yardımcı olmak için kasılmaya başlarlar (Sasaki ve ark 2006). Yüklenme aşamasında, aşırı öne kaymayı önlemek için eksantrik olarak kasılır. Basma sonunda Ayak yerden kalkmadan önce, topuğu yukarı çekmek ve bacağın öne doğru salınımını başlatmak için konsantrik olarak kasılırlar (Zajac ve ark 2002).

Hamstring kasları diz eklemine geçerek dizde fleksiyon ve rotasyon hareketlerini gerçekleştiren, fleksör-rotator grup kasları olarak bilinirler. Diz rotasyon

hareketi, diz yaklaşık 70-90 derece fleksiyonda iken maksimum seviyededir (Hall, 2015). Diz eklemının eksternal rotasyon hareketini biceps femoris'in uzun başı, internal rotasyon hareketini ise semimembranosus ve semitendinosus kasları sağlar. Diz fleksiyondan ekstansiyona geçerken, rotasyon hareketinin pivot noktası diz ekleminde kalça eklemine doğru kayar (Miura ve ark 2020). Diz tam ekstansiyondayken mekanik olarak kilitlenir ve bu durumda ligamentler gergin hale gelir. Hamstring kasları diz ekstansiyona geldiğinde, dizde rotasyonun oluşması için gerekli olan çekiş açısını kaybeder (Sasaki ve ark 2006). Bu nedenle diz ekstansiyonda iken rotasyon hareketi büyük ölçüde azalır. Alt ekstremitenin yük taşıdığı esnada diz fleksiyonu ile birlikte gerçekleşen rotasyon hareketleri, spor oyunları sırasında sporcuların hızlı manevralarında ve ani yön değiştirilmesini sağlar (Magee, 2014).

Hamstring kası, pelvisin dinamik dengesini sağlarken, hamstring kaslarının elastik özelliklerinin etkisi, normal hareket kalıplarının oluşmasında rol alır (Stewart ve ark 2008). Pelvisin anterior veya posterior tilt hareketleri, aynı zamanda vücut ağırlığının dağılımını ve lomber omurganın yüklenme dinamiklerini de etkileyerek, kas ve iskelet sistemini korumada rol oynar (Fisher ve ark 2019, Braman 2016).

2.3. GERME ÇEŞİTLERİ

2.3.1. Statik Germe

Statik germe, eklemi maksimum hareket açıklığına getirilen ve bu pozisyonda belirli bir süre boyunca yapılan bir germe türüdür. Bu germe türü kasları gevşetip uzatarak hareket aralığını genişletir (Takeuchi ve ark 2023). Statik germe, kasın gerilme reseptörlerinin gerginliğe adapte olmasına yardımcı olur. Kasın zamanla uzamasını sağlar ve rahatsızlık hissinin azalmasını sağlar (Ylinen ve ark 2008). Kas ve tendon sertliğini azaltır ve ani kas zorlanması yaralanma riskini düşürür (Kay ve ark 2012). Statik germe, aktif ve pasif olarak ikiye ayrılır.

Pasif statik germe, kasların dışarıdan bir kuvvet yardımıyla belli noktaya getirilerek yapılan germe türüdür. Getirilen noktada belli bir süre tutulur. Bu yöntemde, kas pasif şekilde gerildiğinde uygulanan kuvvet, konnektif dokular üzerinden kas fibrillerine iletilir (Robinson ve ark 2007). Germe işlemi, kas membranı aracılığıyla ekstrasellüler matrikse ulaşır. Sarkomeri geçerek intrasellüler molekülere

aktarılır ve son olarak miyofibrilin kontraktıl yapı elemanlarına ulaşır. Bu süreçte, agonist ve antagonist kas gevşemesi süreci devreye girer (Hoffman ve ark 2009). Pasif germe sırasında uygulanan kuvvet moleküller arası etkileşimler ile kontraktıl elemanlara iletilir. Bu etkileşimler arasında kolajen, integral membran proteinleri ve sitoskeletal yapı elemanları bulunur. Kuvvetin aktarımı, protein zincirlerinin etkileşimleri sonucunda gerçekleşir. Germe ile birlikte iyon kanallarının aktivasyonu, iyon akışında değişikliklere yol açar (Sakamoto ve ark 2003). Bu değişiklikler, büyüme hormonlarının salınımına katkı sağlayarak miyofibril oluşumunu teşvik edebilir. Pasif germe, kasın ve tendonun esnekliğini artırmak için etkili bir yol olarak kabul edilir (Kubo ve ark 2002, Sharman ve ark 2006).

Statik aktif germe bireylerin kendi kas güçlerini kullanarak pozisyonu korudukları germe yöntemidir. Bireyin herhangi bir dış yardıma ihtiyaç duymadan, belirli bir pozisyona ulaşmasını ve o pozisyonda sabit kalması ile yapılmaktadır (Maddigan ve ark 2012). Bu yöntem, agonist kasların gerginliğinin artması ve antagonist kasların gevşemesi ile gerçekleşir (Smedes ve ark 2016, Bandy ve ark 1997).

2.3.2. Dinamik Germe

Dinamik germe, kontrollü hareketler ile eklem hareket açıklığının normal sınırlarına ulaşmayı amaçlayan aktif hareketlerden oluşan germe türüdür. Kasların hareket aralığı boyunca aktif bir şekilde uzatılması sağlanır (Iwata ve ark 2019). Genellikle spor veya fiziksel aktivite öncesinde vücudu ısıtmak ve hareketliliği artırmak amacıyla uygulanır. Dinamik germe, kasları aktif hale getirerek kan akışını artırır, sinir sistemi ile kaslar arasındaki iletimi güçlendirir (Baechle ve ark 2008, McHugh ve ark 2010).

2.3.3. Balistik Germe

Balistik germe, vücudun kendi ağırlığı kullanılarak yapılır. Eklem hareket açıklığını normal sınırların ötesine zorlayarak gerçekleşir. Bu tür germe, kas liflerinin maksimum uzama durumunda iken yapılan dinamik kontraksiyonlara dayanır. Balistik germe, yüksek hızda ve yoğunlukta yapıldığı için dokulara zarar verme potansiyeline sahiptir (McHugh ve ark 2010, Muyor ve ark 2012).

2.3.4. Proprioseptif Nöromusküler Fasilitasyon (PNF) Germe:

Kas gruplarının nöromusküler verimliliğini artırmak amacıyla geliştirilmiş özel hareket kombinasyonlarıyla yapılır. PNF, hem pasif hem de aktif hareketleri bir araya getirerek uygulanır (Hindle ve ark 2012). Bu teknik, kasların gerilmesini sağlamak için öncelikle kasın kontrakte edilmesi ve ardından gerilmesine izin verilmesi prensibine dayanır. Uygulanan direnç, başka bir kişi tarafından veya kayış ile sağlanabilir (Taylor ve ark 1990).

2.4. Germe Egzersizlerinin Kas Tendon Uzunluğuna Etkileri

Germe, kas esnekliğini ya da eklem hareket açıklığını artırmak amacıyla uygulanan dış ve iç kas aktivasyonu yoluyla kas ve tendon yapılarının uzatılmasıdır. Germe, kas esnekliğini ve eklem hareket açıklığını artırmak amacıyla yapılır (Zvetkova ve ark 2023). Germe esnasında kas ve tendonlar, biyomekanik bir hareket sonucu viskoelastik özelliklerinden dolayı direnç gösterirler. Dokuları aşırı streten korunurken kontrollü uzunluk artışlara izin verdiği için germe egzersizleri sırasında kas ve tendonun viskoelastik yanıtıdır (Magnusson ve ark 2006, Witvrouw ve ark 2004).

Germe egzersizlerinin hem akut hem de kronik etkileri bulunmaktadır (Kallerud, ve ark 2013). Bu egzersizlerin kas ve eklem esnekliğini artırma yeteneği, hem kısa süreli hem de uzun vadeli faydalar sağlamaktadır. Statik germe egzersizlerinin kasın viskoelastik yanıtı ile ilişkili olarak, kısa süreli etkilere neden olduğunu göstermektedir (Shah ve ark 2023). Bu etkiler genellikle birkaç saat boyunca sürmektedir. Akut germe uygulamaları, eklem hareket açıklığını artırma ve kasların pasif dirençli torkunu azaltmaktadır. Ayrıca, bu egzersizlerin kas sertliğini azaltarak, kas ve tendonun daha esnek hale gelmesine katkı sağlamaktadır (Shah ve ark 2023, Gleim 1997, Jagers ve ark 2008, Nordez ve ark 2008). Bu artan esneklik daha fazla hareket kabiliyeti dinamik ve komplike hareketlerini gerçekleştirmeye katkı sağlar. Ancak bu fayda hipermobilite bozukluğuna sahip kişilerde artan eklem hareketliliği, yaralanma riskine neden olabilir (Nathan ve ark 2018, Clapp ve ark 2021, Duthon ve ark 2013).

Bir kasın aniden uzamasına yanıt olarak gelişen istemsiz bir kasılma gerilme refleksidir. Bir kas gerildiğinde, kas içerisindeki kas içcikleri duyuşal reseptörler ile

uzunluk değişimini algılar ve omuriliğe bir uyarı gönderir (Ortiz ve ark 2022). Bu uyarı, omurilikte bir refleks oluşturur ve omurilik aynı kasın kasılmasını sağlayacak bir motor nöron uyarısı gönderir. Bu refleksif kasılma, kası aşırı gerilmeden ve olası yaralanmalardan korumak için gerçekleşir (Tortora ve ark 2012). Statik germe egzersizlerinde kaslar yavaş ve kontrollü bir şekilde uzatıldığından, gerilme refleksi daha az aktive olur. Bu durum, kasların daha fazla rahatlayıp uzamasını sağlar (Behm ve ark 2016). Dinamik germe, kontrollü ve akıcı hareketler ile hareket açıklığını kademeli olarak artırır. Hareketler kontrollü bir şekilde ve normal hareket açıklığı içinde gerçekleştirildiği için kasın uzunluğunu artırır iken germe refleksi daha az aktive olur. Kasın istemsiz kasılması engellenir (Opplert ve ark 2018, Yamaguchi ve ark 2005).

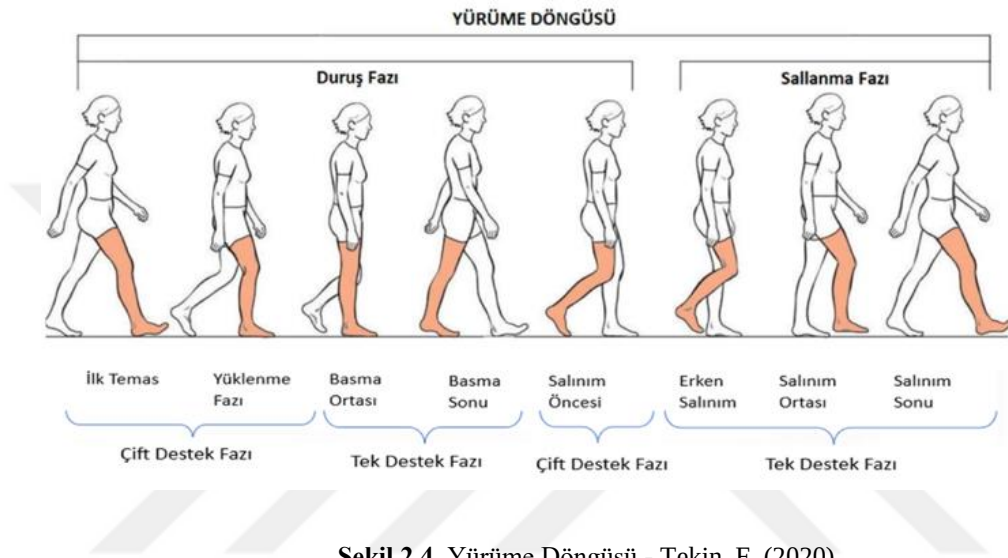
2.5. NORMAL YÜRÜME

Normal yürüyüş, belirli bir düzen içinde ve minimum enerji ile gerçekleşmelidir. Vücut ağırlığının bir bacak ile desteklenir iken diğer bacak ile ileriye doğru hareket edilmesiyle gerçekleşir (Mirelman ve ark 2018, Perry ve ark 2010). Bu süreç, ayakların belirli bir sırayla yerle teması ve yerden kaldırılmasıyla gerçekleşen hareketler bütünüdür. Bir ayağın topuk vuruşu ile başlayıp aynı ayağın topuk vuruşu ile bir yürüme siklusu tamamlanır. Normal yürüyüşte vücut segmentlerinin uygun pozisyonlanması ve ekstremit hareketleri sırasında stabilite sağlanır (Beurskens ve ark 2014). Normal yürüyüş kas, iskelet ve sinir sistemlerinin koordineli bir şekilde çalışması vücudun dengeli ve etkin bir şekilde hareket etmesini sağlar (Perry ve ark 2010, Mirelman ve ark 2018). Normal yürüyüşün temel gerekliliklerinin sağlanamaması, vücut segmentlerinde ortaya çıkan kompensatuar hareketler enerji tüketimini arttırır ve patolojik yürüyüş gerçekleşir (Sutherland 1997).

2.5.1. Yürümenin Fazları

Yürüyüş, karmaşık bir motor beceri olup, düzenli bir şekilde iki temel fazdan oluşur: Basma fazı ve salınım fazı. Yürüyüş döngüsü, bir ayağın yere temas ettiği ve vücudu desteklediği duruş fazı ile diğer ayağın havada olduğu uçuş fazının birbirini takip ettiği sürekli bir döngüden meydana gelir (Perry ve ark 2010). Basma fazı, ayak yere ilk temas ettiği andan itibaren vücudun ağırlığının ayakta kalmasını sağlayacak

şekilde destek aldığı süreci kapsar. Bu aşamada, vücut ağırlığı yavaşça ayak üzerinde dağılır ve denge sağlanır (Caderby ve ark 2017). Salınım fazı ise, ayak yerden kalkarken diğer ayağın yere temas etmediği dönemi ifade eder. Bu aşamada bacaklar havada hareket ederken, vücut ileriye doğru ilerler (Barrett ve ark 2007). Yürüyüş döngüsü, bu iki fazın ardışık bir şekilde tekrarıyla, sürekli bir hareket sağlar ve bu süreç, düzgün bir yürüme paterninin oluşumunu sağlar (Pirker ve ark 2017, Lonescu ve ark 2011).



Şekil 2.4. Yürüme Döngüsü - Tekin, F. (2020).

2.5.1.1. Basma Fazı

Yürüme döngüsünde ayağın yere temas ettiği dönemi ifade eder. Yürüme döngüsünün yaklaşık %60'ını kapsayan bu aşama, yürüyüşün stabilitesi ve etkinliği açısından kritik bir rol oynar (Whittle M. 2007, Vaughan ve ark 1999). Destek fazında, ayağın yere düzgün bir şekilde temas etmesi, alt ekstremitelerin hareketlerinin normal olması ve gövde dengesinin sağlanması önemlidir (Aqueveque ve ark 2020). Bu aşama, beş alt faza ayrılır: ilk temas, yükleme fazı, basma ortası, basma sonu ve salınım öncesi. Her bir alt faz, yürüyüş sırasında dengede kalmayı, darbe etkilerini azaltmayı ve hareketin düzgünlüğünü sağlamayı amaçlar. Destek fazı, yürüyüşün verimli ve güvenli bir şekilde gerçekleştirilmesini destekleyen önemli bir bileşendir (Whittle M. 2007, Perry J 2010).

İlk Temas: Yürüme döngüsünün %0-2'lik kısmını oluşturur. Ayağın yere ilk temas ettiği andır. Bu aşamada genellikle topuk yere değmektedir ve ayak bileği

dorsifleksiyon pozisyonundadır. Bu an, yürüyüş döngüsünün başlangıç noktasını oluşturur ve vücut ağırlığının yere transferinin başladığı andır. (Perry ve Brunfield 2010, Whittle M. 2007).

Yüklenme Fazı: Yürüme döngüsünün %2-10'luk kısmını kapsar. Vücut ağırlığının yavaşça yere temas eden ayağa aktarıldığı dönemdir. Bu aşama, topuk vuruşunun ardından ayak tabanının yere tamamen temas ettiği ve darbenin amortisye edildiği süreci kapsar. Ayak bileği ve diz eklemlerindeki hareketler, bu aşamanın düzgün bir şekilde gerçekleşmesini sağlar (Perry ve Brunfield 2010, Whittle M. 2007)

Basma Ortası: Yürüme döngüsünün %10-31'lik kısmını kapsar. Bu aşamada, vücut ağırlığı tamamen destekleyen ayak üzerinde yer alır. Diğer ayak havadadır ve vücut ağırlığı ayak tabanının ortasında dağılır. Bu sırada gövdenin ilerletilmesi gövde ve diğer vücut segmentlerinin stabilitesini sağlar. Destek fazının en stabil aşamasıdır ve vücudun dengenin sağlanmasına yardımcı olur (Perry ve Brunfield 2010).

Basma Sonu: Yürüme döngüsünün %31-50'lik kısmıdır. Destekleyen ayak parmaklarının yerden kalktığı ve vücut ağırlığının diğer ayağa transfer edilmeye başlandığı aşamadır. Bu aşamada, destekleyen ayak bileği hafifçe plantar fleksiyon pozisyonundadır ve diğer ayağın yere temas etmesi için hazırlanılır (Whittle M. 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Salınım Öncesi: Yürüme döngüsünün %50-62'lik kısmıdır. Destek fazının son aşamasıdır ve ayak, yere temasını sonlandırarak hareket ederken diğer ayağın yere temas etmek üzere hazırlandığı aşamadır. Bu aşamada, destekleyen ayak hızla yukarı kaldırılır ve vücut ağırlığı diğer ayağa aktarılır (Whittle M. 2007, Perry ve Brunfield 2010).

2.5.1.2. Salınım Fazı

Yürüyüş döngüsünün, ayağın yerden kalktığı ve bir sonraki adım için yere temas etmeye hazırlandığı bölümüdür. Yürüme döngüsünün yaklaşık %40'ını kapsayan bu faz, ayağın ileriye doğru hareket etmesini ve yürüyüşün devamlılığını sağlar. Salınım fazı 3'e ayrılır. Erken salınım, salınım ortası ve salınım sonu (Whittle M. 2007, Perry ve Brunfield 2010).

Erken salınım: Yürüme döngüsünün %62-75'lik kısmıdır. Parmak kalkışı ile başlar. Ekstremiteler, karşı tarafta basma ortası fazda olan ekstremiteler ile yan yana geldiği zaman sonlanır. Bu fazda ayağın ve ekstremitenin uygun bir şekilde öne ilerletilmesi hedeflenir. Bu aşamada, kasların güçlü bir şekilde kasılması, ayağı yerden kaldırır ve ileri doğru savurur (Özaras ve Yalçın 2001).

Salınım Ortası: Yürüme döngüsünün %75-87'lik kısmıdır. Diz fleksiyonunun maksimum olduğu andan başlar ve tibianın vertikal pozisyona ulaştığı ana kadar devam eder. Ayak, yerden yukarıda hareket ederken, diz yavaşça ekstansiyona geçer ve ayak bileği nötral pozisyona gelir. Bu aşamada, ayak yerden yeterli mesafede olmalı ve bacak, ileri doğru hareket ederken gövdeyle uyumlu bir şekilde dengelenmelidir (Whittle M. 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Salınım Sonu: Yürüme siklusunun %87-%100'lük kısmını oluşturur. Salınımdaki ekstremitelerde Tibianın dik pozisyonda olduğu andan itibaren başlar, aynı ekstremitenin topuk vuruşuyla sonlanır. Bu fazda hedeflenen, ayağın öne ilerletilmesinin doğru bir şekilde sonlanması ve ekstremitenin basma fazına hazırlanmasıdır (Özaras ve Yalçın 2001, Jacquelin ve ark 2010).

2.6. Yürümenin Zaman-Mesafe Parametreleri ve Genel Terminolojisi

Kinematik: Bir nesnenin hareketini, bu hareketi oluşturan nedensel ilişkileri incelemekten sadece geometrik ve zamanla ilgili özellikleri üzerinden inceleyen bilim dalıdır (Akalan ve Temelli 2017).

Kinetik: Hareketin nedenlerini inceler. Harekete neden olan yerçekimi, yer reaksiyon kuvveti, eylemsizlik, kas ve bağ kuvvetleri, eklem gücü ve momenti gibi iç ve dış kaynaklı kuvvetlerden oluşan parametreleri içerir. Hareketin nedenlerini anlamamızı sağlar.

Kadans: Bir dakikada atılan adım sayısıdır.

Adım Uzunluğu: Bir ayağın yere basmasından, diğer ayağın yere basmasına kadar geçen mesafedir.

Adım açıklığı (genişliği): Yürüme sırasında iki ayağın yere bastığı noktalar arasındaki yatay mesafe.

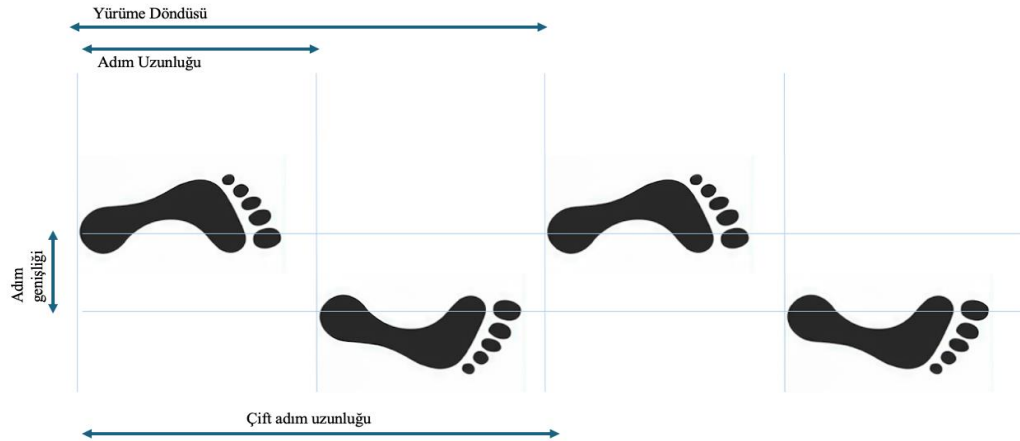
Çift Adım Uzunluğu: Bir ayağın yere basmasından, aynı ayağın tekrar yere basmasına kadar geçen toplam mesafeyi ifade eder.

Adım Süresi: Bir ayağın yere temas ettiği andan, diğer ayağın yere temas ettiği ana kadar geçen süredir.

Çift destek süresi: Yürüme döngüsünün her iki ayağın da yere temas halinde olduğu süredir.

Tek Destek Süresi: Bir ayağın yere temas ettiği, diğer ayağın havada olduğu süredir.

Yürüme Hızı: Belirli bir süre içinde kat edilen mesafedir. Birimi metre/saniye (m/s) veya kilometre/saat (km/saat) birimlerinde ifade edilir.



Şekil 2.5. Adım Uzunlukları – Pirker ve ark (2017).

2.7. Yürüme Analizi

Yürüme analizi, uzaydaki hareketlerin mekanik temellerine dayalı olarak nicel inceleme, değerlendirme ve yorumlamasını sağlar. Yürüme analiz sistemleri, hız profilleri, ivme, kütle merkezi ve basınç merkezi değişimleri, momentler, yer reaksiyon kuvvetleri, enerji ve güç dağılımı gibi tüm hareket parametrelerini kapsamlı bir şekilde elde etmemize imkân tanır (Perry ve ark 2010). Kas-iskelet sistemi rahatsızlıkları ve nörolojik bozuklukların değerlendirilmesi ve tedavi edilmesinde

büyük bir öneme sahiptir. Özellikle, gelişmiş yürüme analiz teknikleri ve teknolojilerinin kullanımı, bu alanlarda bugüne kadar ki en etkili örneklerin sergilenmesini sağlar (Russell ve ark 2006).

2.7.1. Yürümenin değerlendirilmesi

Yürümenin değerlendirilmesi yürüyüş paternlerini, yürüme sırasında ortaya çıkan biomekanik ve nöromüsküler bozukluklarının tanımlanmasını, bireylerin ihtiyaçlarına uygun tedavi yöntemlerinin belirlenmesine katkı sağlar. Doğru ve etkili bir tedavi geliştirebilmek için normal yürüme parametrelerinin tam olarak anlaşılması ve anormal paternlerin belirlenmesi gerekmektedir. Bu farklılıkları net bir şekilde ortaya koymak için yürümenin tüm bileşenlerini sayısal verilere dönüştüren ve kaydeden kantitatif yürüme analiz sistemleri kullanılmalıdır. Bu sistemler, klinik muayenelerle karşılaştırma yapmayı ve tedavi sonrası veya süreç içindeki değişiklikleri objektif olarak değerlendirmeye olanak tanır (Akalan ve Temelli 2016, Yavuzer, G. 2009, Dingwell ve ark 2000).

Kantitatif yürüyüş analizi, daha detaylı ve objektif veriler elde edilmesini sağlar. Zaman ve mesafe ölçümleri, kinematik analiz, kinetik analiz ve taban basıncı ile elektromiyografik ölçümleri içerir (Baker ve ark 2006). Gözleme dayalı yürüyüş analizi, klinik pratikte yaygın olarak kullanılan bir yöntem ancak, bu yöntem karmaşık yürüme parametrelerini ve küçük değişiklikleri belirlemede yetersiz kalabilir. Kantitatif yürüme analizi sistemleri, ileri teknoloji, geniş bir alan, kapsamlı eğitim ve deneyim gerektirir. Kullanımı sınırlı ve yaygın olarak tercih edilmemektedir (Akalan ve Temelli 2016).

2.7.1.1. Kinematik Analiz

Hareketi oluşturan kuvvetleri dikkate almadan sadece hareketin incelendiği bir analiz türüdür. Yürümenin kinematik analizi sırasında, gövde, pelvis, kalça, diz ve ayak bileğinin belirli anatomik noktalara yansıtıcı işaretleyiciler kullanılarak, üç düzlemde ekstremité pozisyonları, eklem açıları, doğrusal ve açısal hızlar ve ivmeler ölçülür (Whittle M. 2007, Yavuzer, G. 2009).

2.7.1.2. Kinetik Analiz:

Kinetik analiz kuvvet platformları kullanılarak gerçekleştirilir ve bu platformlar vektörel, antero-posterior ve medio-lateral yönlerdeki ağırlık merkezi ve yer değiştirme kuvvetlerini belirler. Bu veriler, ekstremitenin agonist ve antagonist kaslarının net içsel ve dışsal momentleri ile güçlerini hesaplamak için kullanılır. Değerlendirmenin doğruluğunu sağlamak için, hastanın kuvvet platformlarına adımını bilinçli olarak ayarlamadan, doğal yürüyüşünü bozmadan devam etmesi büyük önem taşır (Sutherland ve ark 2005, Akalan ve Temelli 2016).

2.7.1.3. Gözlemsel analiz

Gözlemsel yürüme analizi, yürüme paternlerini görsel olarak değerlendiren ve genellikle klinik ortamlarda kullanılan en temel yürüme analiz yöntemlerinden biridir. Bu yöntem, bireylerin yürüyüş sırasında sergilediği hareket ve kompensatuar gelişmiş hareketleri gözlemlemeye dayanır (Toro ve ark 2002). Genellikle yürüme bozukluklarının tanısında hızlı bir ilk değerlendirme aracı olarak kullanılır. Klinik deneyime ve gözlem becerisine sahip bir uzman, bireyin yürüme düzenindeki anormallikleri belirleyebilir ve bu bilgiler doğrultusunda daha ileri analiz veya tedavi önerilerinde bulunabilir. Gözlemsel analiz genellikle kinematik veriler sağlamaz. Yürüyüşün detaylı biyomekanik parametreleri (açılar, hızlar, momentler vb.) bu yöntemle doğrudan ölçülemez. Yürüme bozukluğuna neden olan etmenleri belirleyebilmek için gelişmiş teknolojilere başvurmak gerekebilir (Özaras ve Yalçın 2001, Wallmann H. 2009).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın gerçekleştirilebilmesi için, İstanbul Kültür Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu'ndan çalışmanın etik yöntemi uygunluğunu belirten 29.03.2024 tarihli ve 2024/03 sayılı kurul onayı alınmıştır.

3.1. Katılımcılar

Bu çalışma, İstanbul Kültür Üniversitesi Hareket Analizi Uygulama ve Değerlendirme, Uygulama ve Araştırma Merkezi (İKÜ-HAM)'nde 18-30 yaş arası sağlıklı 21 sağlıklı gönüllü katılımcı (11 Kadın, 10 Erkek) üzerinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya dahil edilen olgu sayısının belirlenmesinde %90 güven seviyesi ve %20 güven aralığında minimum olgu sayısı 17 olarak belirlenmiştir (Faul ve ark 2009). Araştırmamıza katılan katılımcı sayısı çalışmanın anlamlılığı için gereken minimum katılımcı sayısından fazladır.

Tüm katılımcılar aydınlatılmış onam formu ile bilgilendirilerek yazılı onayları alınmıştır.

Dahil Edilme Kriterleri:

- 18-30 yaş aralığında olmak
- Nörolojik ve ortopedik herhangi bir tanı almamış olmak
- Diz, kalça, ayak bileği patolojisine sahip olmamak
- Alt ekstremitede 1 yıl içerisinde cerrahi geçirmemiş olmak.
- Alt ekstremita ile ilgili herhangi bir kas iskelet sistemi şikayeti olmamak.

Dahil edilmeme kriteri:

- Mevcut kas iskelet sistemi ağrısı
- Diz, kalça, ayak bileği patolojisi
- Nörolojik ve romatizmal hastalıklar

- Son 1 yıl içinde ortopedik cerrahi öyküsü olan kişiler

Katılımcılara çalışma öncesi bilgilendirmek amacıyla değerlendirme sürecine dair detaylı bir şekilde bilgilendirildi. Daha sonra, laboratuvar koşulları göz önünde bulundurularak, gönüllülerin uygun oldukları zamanlarda randevu sistemi ile değerlendirmeleri gerçekleştirildi. Veri toplama işlemleri Ocak - Ekim 2024 tarihleri arasında yapıldı ve tüm katılımcılar aynı araştırmacı tarafından değerlendirildi.

3.2. Fiziksel değerlendirme

Katılımcıların çalışmaya uygunluğunu belirlemek amacıyla öncelikle gerekli fiziksel değerlendirmeler gerçekleştirildi.

3.2.1. Antropometrik Ölçümler:

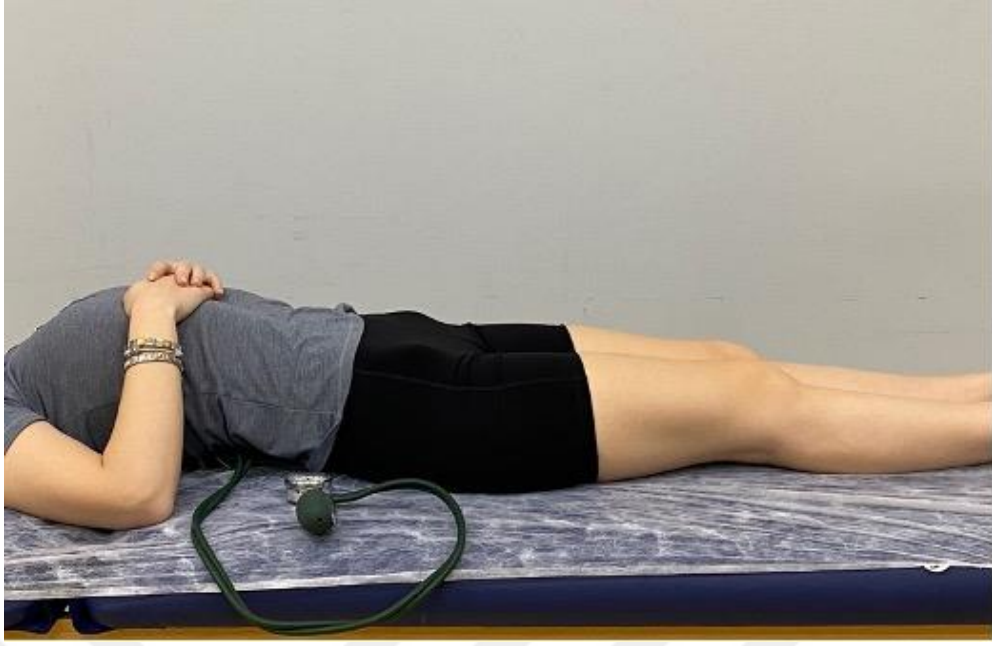
Katılımcıların vücut ağırlıkları (kg), boyları (cm) ölçülüp kaydedildi. Üç boyutlu yürüme analiz sistemi için gerekli kişinin gerçek vücut ölçüleri ile uyumlu bilgisayar ortamındaki vücut modelini oluşturmak için bacak boyu, pelvis genişliği, diz ve ayak bileği eklem çapı ölçülerek milimetre (mm) cinsinden kaydedildi. Kişi muayene masası üzerinde sırtüstü yatarken bacak boy uzunlukları spina iliaka anterior superior (SIAS) ile medial malleol arası bir mezura yardımı ile; diğer ölçümler supin pozisyonda kaliper yardımıyla bilateral olarak ölçüldü.

3.2.2. Hamstring Kısalık – Uzunluk Ölçümü

Hamstring uzunluğunu değerlendirmek için pasif diz ekstansiyon açısı ölçümü yapıldı (Davis ve ark 2008). Katılımcı supin pozisyonda supin iken, alt ekstremitede ölçüm yapılacak taraf 90° fleksiyon pozisyonuna getirilerek diz pasif olarak ekstansiyona getirilerek popliteal açı ölçümü kaydedildi. Popliteal açı (180°- diz ekstansiyon açısı), tibianın ön hattının yer ile olan vertikal açısı çift kollu, şeffaf plastik, gonyometre ile ölçülmüştür (Kendall ve ark. 1993, Atamaz ve ark 2011, Fredriksen ve ark 1997). Aynı ölçüm birde manşon kullanılarak yapıldı. Katılımcının bel lordozun manşonla desteklenerek supin pozisyonda yapıldı. Ölçüm yapılacak tarafta diz başlangıçta 90 derece fleksiyonda iken, manşon 100 değerini gösterecek

şekilde ayarlandı. Ardından, hafif bir dirençle manşonun değeri 120'ye gelene kadar diz pasif olarak ekstansiyona getirildi.

Pasif Düz Bacak Kaldırma testi sırasında katılımcı sırt üstü pozisyonda iken kalça nötr rotasyonda tutuldu; karşı taraf kalça ve diz nötr rotasyonla ekstansiyonda stabilize edilerek yapıldı (Youdas ve ark 2005, Allam ve ark 2023). Araştırmacı test edilen kalçayı pasif olarak, katılımcının omurga ve pelvisini nötr pozisyonda tutamadığı veya rahatsızlık hissettiği noktaya kadar, bir eliyle katılımcının topuğunu alttan, diğer eliyle uyluğun önünden tutarak dizin tam ekstansiyonu korunarak pasif olarak kalça fleksiyona getirildi. Bacak ile yatay düzlem arasındaki açı tibia crista üzerine yerleştirilen inklinometre yardımıyla ölçülerek hamstring kaslarının esnekliği değerlendirildi (Kendall F ve ark 2005, Boyd ve ark 2012, Hinman ve ark 2013, Karamanidis ve ark 2003). Aynı ölçüm birde manşon kullanılarak yapıldı. Deney yapılan kişinin bel lordozu manşon ile desteklendi. Katılımcı sırt üstü yatarken bacakları düz pozisyonda uzandı. Bel boşluğundaki manşon 100 mmHg'ye ayarlandı. Ölçüm yapılacak dizin tam ekstansiyonu korunarak pasif kalça fleksiyonu gerçekleştirildi. Manşon değeri 120 mmHg olduğunda, inklinometre de gösterilen değer kaydedildi.



Şekil 3.1: Manşon Yerleşim

Lomber lordoz manşon ile desteklendi. Not: Burada manşonun tam olarak masa ile lomber omurganın orta noktasına yerleştirilerek popliteal açı ölçümünde fizyolojik lordoz açısı takip edildi. Popliteal açı ölçümünde pasif yapılan diz ekstansiyonunda hamstring gerilimi artmakta ve pelviste posterior tilt hareketine yol açabilmektedir. Popliteal açı ölçümünde izole hamstring uzunluğunu belirlemek için pelvis hareketlerini sınırlandırarak gereklidir. Pelvis hareketleri ile lumbo-pelvik hareket birlikteliği göz önünde bulundurularak lomber lordoz hareketi sınırlandırıldığında pelvis hareketlerinin de sınırlandırılacağı kabul edilerek popliteal açı ölçümünde fizyolojik lordoz manşon basıncı ile kontrol edilmiştir.



Şekil 3.2: Lordoz Kontrollü Popliteal Açı Ölçümü

Lordoz kontrollü popliteal açı ölçümü için başlangıç pozisyonunda kalça ve diz 90° fleksiyon konumunda iken manşonun basıncı 100 mmHg olarak ayarlandı.



Şekil 3.3: Lordoz Kontrollü Popliteal Açı ölçümü

Manşon basıncı 120 mmHg seviyesini aşmayacak seviyeye kadar diz eklemi pasif olarak ekstansiyona alınarak popliteal açı ölçümü yapıldı. Pasif diz ekstansiyon açısı arttılmaya devam edildiğinde manşon basıncındaki artış lomber omurganın fizyolojik lordozunun azaldığını temsil etmektedir. Azalan lordoz açısına pelvik posterior tilt hareketi eşlik edeceği ve gerçek hamstring uzunluğunu temsil etmede popliteal açı değerinde meydana gelebilecek varyasyonları sınırlamak amacı ile fizyolojik lordoz manşon basıncı ile takip edilmiştir.



Şekil 3.4: Lordoz Kontrollü Pasif Düz Bacak Kaldırma Testi

Sırt üstü her iki bacak düz pozisyonda iken manşon basıncı 100 mmHg'ye ayarlandı. Düz bacak kaldırma ile birlikte manşon basıncı takip edildi. Manşon basıncı 120 mmHg aşmayacak düzeyde hamstring kaslarının gergin olduğu pozisyonda kalça fleksiyon açısı inklinometre ile ölçülerek kaydedildi.

3.2.3. Hipermobilitenin Değerlendirilmesi

Katılımcının eklemlerin normalden daha fazla hareket edip etmediğini belirlemek için Beighton Horan ve Eklem Mobilite İndeksi kullanıldı. Alt ekstremiteler için ise Alt Ekstremiteler Hipermobiliteler Testi uygulandı.

Alt Ekstremiteler Hipermobiliteler Testi: Kalça, diz, ayak bileği ve ayakların üç hareket düzleminde 12 bilateral değerlendirme parametresini içeren alt ekstremiteler değerlendirme skoru uygulanmıştır. Her iki ekstremitelerden alınan puanların toplamı 12 puanın üzerinde olan katılımcıların alt ekstremitelerinin hipermobil olduğu belirtir (Ferrari ve ark 2005).

İkinci test olarak ise Beighton Testi, Şekil 3.5'de belirtilen değerlendirme parametreleri kullanılarak uygulandı. Katılımcıların Beighton Test skoru, katılımcılarda gözlenen her parametreye 1, gözlenmeyen her parametreye ise 0 değeri

verilerek hesaplandı. İlk 4 madde her iki ekstremité için ayrı değérlendirilip test sonuçları hesaplandı (Beighton ve ark 1973; Smits ve ark 2011). Beighton Testi sonucu 9 úzerinden 5 ve úzeri puan alan katılımcıların hipermobilite özellikleri gösterdiği belirlendi. Bu iki test kullanılarak, katılımcıların hipermobilite profillerini kapsamlı bir şekilde analiz etmeye olanak sağlamıştır.

- i. Başparmağın ön kola pasif olarak dokunabilmesi (1'er puan)
- ii. Beşinci metakarpofalangeal ekleminin pasif 90° ekstansiyona gelebilmesi (1'er puan)
- iii. Dirsek ekleminin pasif olarak 10° ve úzeri hiper-ekstansiyona gelebilmesi (1'er puan)
- iv. Diz ekleminin pasif olarak 10° ve úzeri hiper-ekstansiyona gelebilmesi (1'er puan)
- v. Katılımcı ayaktaýken dizleri tam ekstansiyonda öne eğildiğinde avuç içlerinin yere değebilmesi (1 puan)

BEIGHTON HORAN VE EKLEM MOBİLİTE İNDEKSİ			
Mobilite Testi	sağ	sol	
Gövde ve kalça fleksiyonu ile yere dokunma			0 Puan (Yapamıyor Hareket Yok)
Başparmağın ön kola dokundurma			
Beşinci parmak hiper-ekstansiyonu			1 Puan (Yapıyor, Hareket Var)
Dirsek hiper-ekstansiyonu			
Diz hiper-ekstansiyonu			
Total Skor	/9	/9	
0-2 Puan Hipomobil			
3-4 Puan Normal			
5-9 Puan Hipermobil			



Şekil 3.5. Beighton Horan ve Eklem Mobilite İndeksi

3.2.4. Pelvik inklınasyon açısı

Pelvik eğim ölçerler, özellikle pelvik eğimi değérlendirmek için geliştirilmiş kaliper tabanlı cihazlardır. Crowell ve meslektaşları, bir pelvik eğim ölçer ile bir röntgenografik ölçüme kıyasla mükemmel güvenilirlik (ICC: 0,95-0,99) ve geçerlilik

(ICC: 0,93) göstermiştir. Bu cihaz, SIAS ve SIPS gibi kemikli referans noktalarına doğrudan teması sağlamak için ayarlanabilir kollara sahiptir.

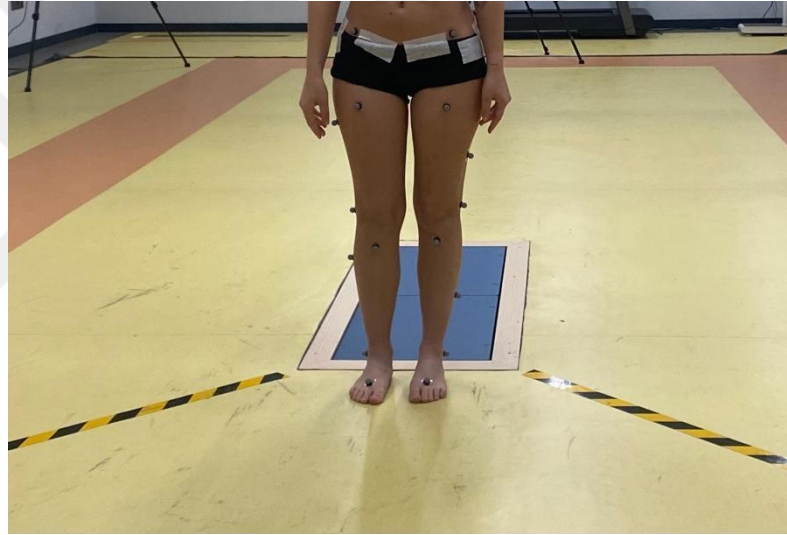
Fiziksel yöntemle ölçtüğümüz pelvik inklinasyon açısı, SIAS ve SIPS palpe edilerek ve ardından alerji yapmayan bir kalem işaretlenerek başlandı. Ayarlanabilir kollar işaretli noktalar üzerine hizalanıp sabitlemek için hafif sıkıştırıldı. Kollar ortasında sabitli inklinometre değeri okunup pelvik tilt değeri olarak kaydedildi (Kırboğa ve ark 2022, Brekke ve ark 2020). Aynı anda birde telefonun su terazisi uygulaması kullanıldı (App Store, 2018). Ölçüm yönteminden kaynaklanabilecek hatayı en aza indirmek için iki farklı yöntemle pelvik postür tilt derecesi belirlendi. Bu değerlendirme sırasında denek, ayakkabısız, kollarını göğsü üzerinde çaprazlayarak düz bir zeminde en rahat olduğu pozisyonda statik postürde ölçüldü. Ölçülen açı, pelvik inklinasyon açısı olarak yorumlandı. Pozitif yöndeki değer anterior pelvik tilte karşılık gelir ve bunun tersi de posterior pelvik tilti ifade etmektedir.



Şekil 3.6: Fiziksel Pelvik İnklinasyon Ölçümü

3.3. Yürüme Analizi

Yürüme analizi, İKÜ-HAM’da 6 kamera (VICON Vantage 5) ve 2 kuvvet platformu (AMTI, Boston, ABD) içeren 3 boyutlu bilgisayarlı analiz sistemi ile gerçekleştirildi. Hamstring uzunluğu arttırmanın yürüme sırasında pelvis postürü ve pelvis mekaniğine etkisini nicel olarak değerlendirilmesi ve karşılaştırılabilmesi adına tüm katılımcılara 3 boyutlu yürüme analizi yapıldı. Yürüme analizi sisteminde kullanılan kamera sistemi ile uyumlu 20 adet özel ışık yansıtıcı belirteç Vicon tüm vücut plug in gait model’e (Plug-in Gait, 2021) göre katılımcıların vücudunun belirli anatomik noktalarına yerleştirildi.



Şekil 3.7: Alt Ekstremité Plug-in Gait Model’e göre marker yerleşimi

Yansıtıcı belirteçlerin yerleştirildiği bu noktalar, spina iliaca anterior superior (SIAS), spina iliaca posterior superior (SIPS), lateral tibial kondil, trokanter majör-lateral tibial kondil arası, fibula başı, lateral malleol, fibula başı - lateral malleol arası, 5. metatars başı ile kalkaneus anatomik noktalarına sağ ve sol tarafa yerleştirildi.

Yansıtıcı markerlerin vücuda yerleştirilmesinin ardından, eklem merkezlerini ve segment koordinat sistemlerini belirlemek amacıyla katılımcılar çıplak ayakla ayakta dururken statik bir kalibrasyon kaydı alındı. Katılımcılardan, 8 metrelik yürüme parkurunda kendi belirledikleri normal hızda yürümeleri istendi ve her iki ayak için 10

sikl s kaydedildi. Germe  ncesi ve germe sonrası yürüyüş hızların uyumluluğu için, germe öncesinde katılımcılardan normal hızda, bu hızın %5 üzerinde ve %5 altında yürümeleri istendi. Değerlendirme için en iyi be  yürüme döngüsü seçildi. Tüm katılımcılara aynı protokol uygulandı.

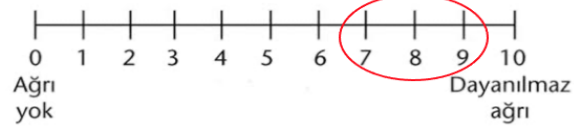
3.4. GERME PROTOKOLÜ

Hamstring kas boyunu uzatmak için sık kullanılan pasif düz bacak statik germe egzersizi, genellikle çeşitli rehabilitasyon ve esneklik geliştirme programlarında tercih edilmektedir. Statik pasif germe, hamstring kaslarının esnekliğini ve uzunluğunu arttırmayı amaçlamaktadır (Pope ve ark 2000, Ebben ve ark 2004).

Germe yapılacak tarafın belirlenmesi için, yürüme analizi öncesinde yapılan fiziksel değerlendirmelerde her iki bacağın popliteal a ı ölçümü gerçekleştirilmiştir. Analiz öncesinde yapılan bu ölçümler sonucunda, popliteal açı değeri yüksek olan tarafa germe uygulanmıştır.

Germe protokolü Fasen ve ark. tarafından yapılan çalışmada 4 farklı hamstring germe yönteminin karşılaştırılması sonucu en fazla hareket aralığı artı ı sağlanan statik pasif germe yöntemi uygulanılmı tır (Fasen ve ark 2009). Yapmış olduğumuz germe yönteminin detayları  u şekildedir: Tedavi yatağına sırt üstü uzanan katılımcının bacakları yatak üzerinde düz bir şekilde yerleştirilmiş ve belde oluşan lordoz, havlu ile desteklenmiştir. Hamstring kaslarını izole olarak germek ve pelvisin germe sırasında hareket etmemesi için pelvis sert esnemeyen boyu ayarlanabilir bir kemer ile yatağa sabitlenmiştir. Araştırmacı, deney yapılacak tarafa, bir elini topuğa diğer elini dize konumlandırarak bacağı düz bir şekilde yukarı kaldırılmıştır. Germe  iddeti, Visual Analog Skala (VAS) ile belirlenmiştir (Kılınçer ve ark 2006). Katılımcının hamstring kaslarında hissettiği gerginlik için 1-10 arasında puan vermesi istenmiştir. Germe  iddeti 7 ile 9 arasında hissettiğinde kronometre ba latılmı tır. Germe süreci boyunca, katılımcılara 7-9 arası germe şiddetinin devamlılığı sorulmuştur. Germe, 30 saniye boyunca 7-9 şiddetinde uygulanmış ve ardından 15 saniye dinlendirilmi tir. Bu germe işlemi 6 tekrar yapılmıştır. Germe uygulanan süre toplam 180 saniye, germe protokolünün süresi toplam 4 buçuk dakikadır. Germe uygulaması bittiğinde, katılımcı yataktan kalkmadan popliteal a ı ve düz bacak kaldırma dereceleri ölçülerek not

edilmiştir. Ayağa kalkınca fiziksel yöntem ile pelvik tilt açısı tekrar ölçülmüştür. Germe sonrası en kısa sürede katılımcıların yürüme kaydı alınması için hazır hale getirilmiştir.

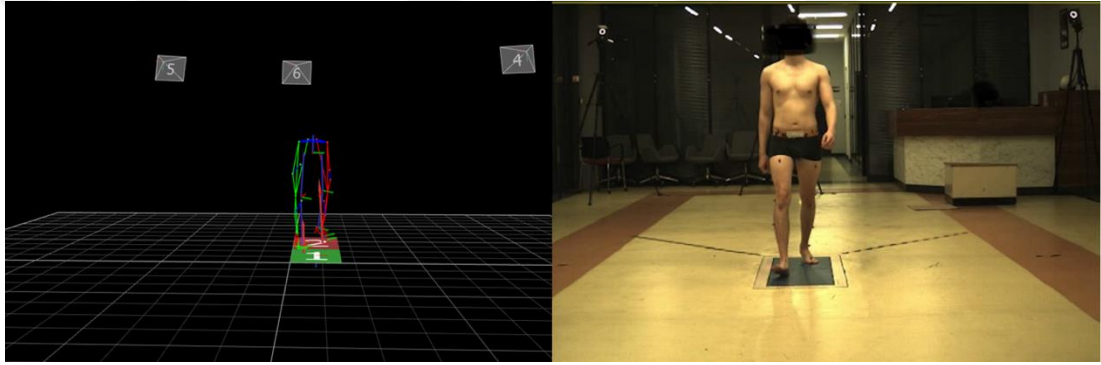


Şekil 3.8: Germe Yöntemi

3.5. Germe Sonrası Yürüme Kaydı Alınması

Germe egzersizleri tamamlandıktan sonra, popliteal açı, düz bacak kaldırma ve pelvik tilt ölçümleri hızla alındı ve birkaç dakika içinde alınmıştır. Germe uygulaması bittiğinde, katılımcı yataktan kalkmadan popliteal açı ve düz bacak kaldırma dereceleri ölçülerek not edilmiştir. Ayağa kalkınca fiziksel yöntem ile pelvic tilt açısı tekrar ölçülmüştür.

Germe uygulaması sırt üstü gerçekleştirildiği için, Spina iliaca anterior superiorlar, spina iliaca posterior superior ve kalkaneus üzerine yerleştirilen işaretleyiciler germe sırasında geçici olarak çıkarılmış ve daha sonra yeniden yerleştirilmiştir. Katılımcılar, germe yapılan yataktan çekim yapılacak alanın başlangıcına kadar yaklaşık bir buçuk metre yürümüşlerdir. Germenin etkisini korunması amacıyla, germe sonrasındaki ilk alınacak yürüme kaydına mümkün olduğunca hızlı başlanmasına özen gösterilmiştir. Germeden sonra geçen süre ve katılımcının attığı her adım, germe ile elde edilen kas boyunu etkileyebileceği için ilk yürüme kaydı 5 dakika içinde alınmıştır. Germe sonrasında her katılımcının gerilen ayağının kuvvet platformu üzerine tam bastığı 10 kayıt alınmıştır. Değerlendirmede germe sonrası alınan ilk yürüme kayıtları değerlendirilmiştir.



Şekil 3.9: Yürüyüş sırasında katılımcının görüntüsü

3.6. İstatistiksel Analiz

Çalışmanın istatistiksel analizlerinde "IBM SPSS Statistics Version 26" programı kullanılmıştır (Caplova ve ark 2020). En iyi yürüme kayıtlarından elde edilen yürüme analizi verileri ve fiziksel değerlendirme parametrelerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov normallik testleri ile değerlendirilmiştir. Gruplar arasındaki farkların parametrik koşullarda Bağımsız Örneklem T-Testi, non-parametrik koşullarda ise Mann Whitney U Testi ile istatistiksel olarak karşılaştırması yapılmıştır. Tüm analizlerde, istatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir. Yürüme analizinden elde edilen pelvik tilt açısı ile fiziksel değerlendirme değerlerinden popliteal açısı ve kalça fleksör momentleri açılarının aralarındaki ilişki Pearson korelasyon testi kullanılarak değerlendirilmiştir (Schober ve ark 2018).

4. BULGULAR

4.1. Demografik ve Fiziksel Değerlendirme Bulguları

Çalışmaya, dahil edilme kriterlerini karşılayan 11'i kadın 10'u erkek olmak üzere toplam 21 yetişkin katılmıştır. Tüm katılımcılar tek seferde değerlendirilmiş ve araştırmacının taleplerine uygun şekilde hareket etmiştir. Katılımcıların demografik bilgileri Tablo 4-1'de, fiziksel değerlendirme sonuçları Tablo 4-2'de sunuldu. Yapılan çalışmada katılımcıların yaş ortalamaları $23,90 \pm 1,92$ yıl, kilo ortalamaları $66,52 \pm 16,41$ kg, boy ortalamaları $168,33 \pm 10,97$ cm, vücut kitle indeksi $23,19 \pm 3,41$ kg/cm² olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4-1: Katılımcıların demografik bilgileri

Demografik Bilgiler	Ort $\pm$ Ss
Yaş (yıl)	$23,9 \pm 1,83$
Kilo (kg)	$66,52 \pm 16,41$
Boy (cm)	$168,33 \pm 10,97$
Vücut Kitle İndeksi (kg/cm ²)	$23,19 \pm 3,41$

Germe uygulamasının etkilerini değerlendirmek amacıyla tüm katılımcıların germe sonrası lordoz kontrollü popliteal açısı, lordoz kontrollü tek bacak pasif düz kaldırma (SLR) ve pelvik inklinasyon açısı değerleri tekrardan ölçülerek kaydedildi.

Tablo 4-2: Katılımcıların fiziksel değerlendirme sonuçları

PARAMETRELER		Kişi sayısı	Germe Öncesi	Germe Sonrası	Değişim %'lik	Fark
		n	Ort $\pm$ Ss	Ort $\pm$ Ss	Δ	p
Eklem Hareket Açıklıkları	Popliteal açısı lordoz kontrollü (°)	21	$60,76 \pm 7,5$	$48,42 \pm 8,45$	%20,31	<0,001
	Fiziksel ölç. pelvik inklinasyon (°)	21	$9,95 \pm 4,54$	$13,66 \pm 5,18$	%37,29	<0,001

	3B statik pelvik inklinasyon (°)	21	9,41±3,81	11,99 ± 4,01	%27,37	0,01
	3B basma fazı maksimum pelvik tilt (°)	21	12,03±5,03	14,72 ± 4,85	%22,36	<0,001
	3B yürüme döngüsü boyunca maksimum pelvik tilt (°)	21	12,27±5,03	14,98±4,89	%22,08	<0,001
	Tek bacak düz kaldırma testi (°)	21	64,90 ± 8,16	79,66±14,17	%22,75	<0,001
	Tek bacak düz kaldırma testi lordoz kontrollü (°)	21	51,47 ±9,93	66,42 ± 9,11	%29,04	<0,001
Hipermobilite	Beighton testi	21	2 ± 2,35			
	Alt ekstremit hipermobilite skoru	21	8,6 ± 2,68			

Ort: Ortalama, Ss: Standart Sapma, (°): Derece

Normal dağılıma uygunluğa göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır *p≤0.05.

4.2. Yürümenin Uzaysal ve Zamansal Parametrelerin Bulguları

Üç boyutlu yürüme analizinden elde edilen uzaysal ve zamansal parametrelerin (TS) ortalama ve standart sapma değerleri, germe öncesi ve germe sonrası gruplar arasındaki farklar Tablo 4-3 'de gösterilmiştir. Germe öncesinde elde edilen TS verilerinden çift adım uzunluğu germe öncesi ve sonrası anlamlı fark bulunmadı (p=0,077). Kadans değerleri germe sonrasına anlamlı farklılık bulunmadı (p>0,05). Adım uzunluğu, adım zamanı, çift destek fazı, adım genişliği ve yürüme hızında germe öncesi ve germe sonrası arasında anlamlı fark bulunmadı (p>0,05).

Tablo 4-3: Yürümenin uzaysal ve zamansal parametreleri

Yürüme Siklusu %100	Kişi sayısı	Germe Öncesi	Germe Sonrası	p
	n	Ort. $\pm$ Ss	Ort. $\pm$ Ss	
Kadans (adım sayısı/dk)	21	118,36 $\pm$ 8,40	118,85 $\pm$ 8,47	0,102
Çift destek fazı süresi (s)	21	0,18 $\pm$ 0,03	0,18 $\pm$ 0,08	0,422
Tek destek fazı süresi (s)	21	0,41 $\pm$ 0,03	0,41 $\pm$ 0,07	0,193
Adım uzunluğu (m)	21	0,69 $\pm$ 0,05	0,70 $\pm$ 0,05	0,077
Adım zamanı (s)	21	0,51 $\pm$ 0,03	0,50 $\pm$ 0,04	0,175
Adım genişliği (m)	21	0,13 $\pm$ 0,03	0,13 $\pm$ 0,03	0,435
Çift adım uzunluğu (m)	21	1,39 $\pm$ 0,09	1,41 $\pm$ 0,10	0,293
Siklus süresi (s)	21	1,01 $\pm$ 0,07	1,01 $\pm$ 0,07	0,256
Yürüme hızı (m/s)	21	1,37 $\pm$ 0,10	1,39 $\pm$ 0,12	0,256

Ort: Ortalama, Ss: Standart Sapma, s: Saniye, m: Metre, dk: Dakika *p<0,05

4.3. Kinematik Parametrelere Ait Bulguları

Yürüme analizi sisteminde pelvis postür ve hareketinin açıları hem laboratuvar koordinat sistemine göre hem de ayakta dik duruşta pelvik inklinometre ile ölçüldü ve pelvik postür açıları olarak tanımlandı. Germe öncesi ve germe sonrası yürüme analizi sistemi ile elde edilen kinematik parametrelerdeki değişimler Tablo 4-4, Tablo 4-5 ve Tablo 4-6'da gösterilmiştir. Pelvise ait kinematik bulgular Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3'te, kalça ait kinematik bulgular Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6'da verilmiştir. Dize ait kinematik bulgular Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9 ve ayak bileğine ait kinematik grafikler Şekil 4.10 ve Şekil 4.11'de gösterilmiştir.

4.3.1. Pelvis Parametreleri

Germe öncesi ve sonrası pelvik tilt ölçümlerinin anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir. Frontal planda incelenen total pelvik obliklik eklem hareket açıklığında ise anlamlı oranda artmış olarak bulundu ($p=0,007$). Tepe pelvik elevasyon ve tepe pelvik depresyon anlamlı artışlar bulundu ($p<0,001$). Pelvik elevasyon değerlerinde germe sonrası anlamlı artış bulundu ($p<0,001$).

Sagittal Planda incelenen minimum anterior pelvik tilt değerinde germe sonrası belirgin artış kaydedildi ($p<0,001$). Pelvik tilt hareket açıklığında anlamlı değişim bulunmadı ($p=0,669$). Maksimum anterior pelvik tilt değerlerinde germe sonrası belirgin artış bulundu ($p<0,001$).

Transvers planda pelvik rotasyon hareket açıklığında da anlamlı bir artış bulundu. Ancak tepe internal ve eksternal rotasyon değerlerinde anlamlı değişim bulunmadı ($p>0,05$).

Tablo 4-4: Pelvise ait kinematik parametreler

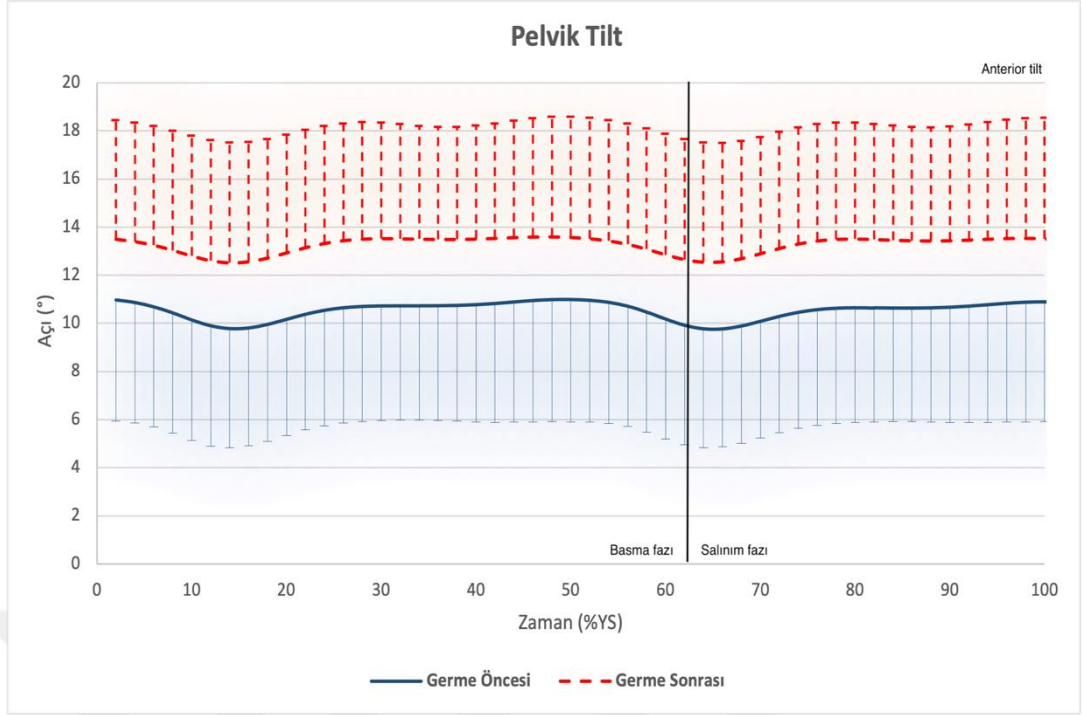
Yürüme Siklusu %100		Kişi Sayısı n	Germe Öncesi Ort. $\pm$ Ss.	Germe Sonrası Ort. $\pm$ Ss.	p
Pelvik tilt (°)	Maks. anterior tilt	21	12,27 $\pm$ 5,03	14,98 $\pm$ 4,89	p<0,001*
	Min. anterior tilt	21	8,80 $\pm$ 4,90	11,54 $\pm$ 4,90	p<0,001*
	Eklem hareket açıklığı	21	3,47 $\pm$ 1,16	3,44 $\pm$ 1,14	0,669
Pelvik obliklik (°)	Maks. pelvik elevasyon	21	6,05 $\pm$ 2,39	6,56 $\pm$ 2,47	p<0,001*
	Maks. pelvik depresyon	21	-6,08 $\pm$ 2,36	-6,56 $\pm$ 2,54	p<0,001*
	Eklem hareket açıklığı	21	12,14 $\pm$ 4,06	13,13 $\pm$ 4,25	0,007*
Pelvik rotasyon (°)	Maks. internal rotasyon	21	7,00 $\pm$ 3,30	6,76 $\pm$ 3,22	0,170
	Maks. eksternal rotasyon	21	-5,90 $\pm$ 3,54	-5,54 $\pm$ 3,31	0,162
	Eklem hareket açıklığı	21	12,90 $\pm$ 4,61	12,30 $\pm$ 4,49	0,012*

Ort: Ortalama, Ss. Standart Sapma, Maks: Maksimum Min: Minimum, (°): Derece * $p<0,05$

Tablo 4-5: Pelvise ait basma fazı kinematik parametreleri

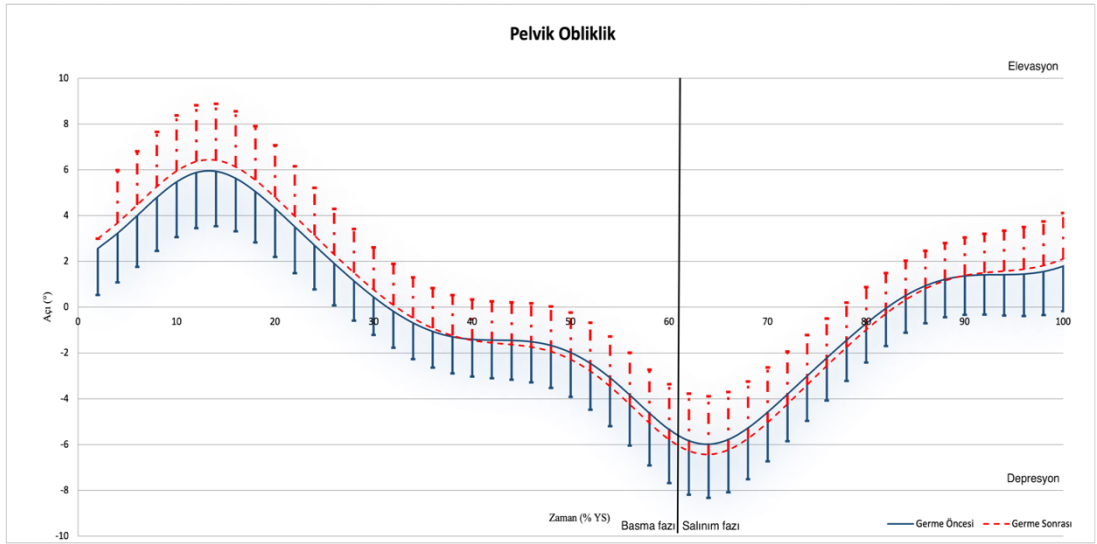
Basma Fazı		Kişi sayısı n	Germe Öncesi Ort. ± Ss.	Germe Sonrası Ort. ± Ss.	p
Pelvik tilt (°)	Maks. anterior tilt	21	12,03 ± 5,03	14,72 ± 4,85	p<0,001*
	Min. anterior tilt	21	9,01 ± 4,90	11,87 ± 4,87	p<0,001*
	Eklem hareket açıklığı	21	3,01 ± 1,07	2,85 ± 1,00	0,016
Pelvik obliklik (°)	Maks. pelvik elevasyon	21	6,04 ± 2,40	6,56 ± 2,47	p<0,001*
	Maks. pelvik depresyon	21	-5,84 ± 2,35	-6,29 ± 2,51	p<0,001*
	Eklem hareket açıklığı	21	11,89 ± 4,06	12,86 ± 4,23	p<0,001*
Pelvik rotasyon (°)	Maks. internal rotasyon	21	6,38 ± 3,18	6,21 ± 3,33	0,343
	Maks. eksternal rotasyon	21	-5,96 ± 2,99	-5,57 ± 3,15	0,026
	Eklem hareket açıklığı	21	12,35 ± 4,60	11,78 ± 4,69	0,011

Ort: Ortalama, Ss: Standart Sapma, Maks: Maksimum, Min: Minimum Maks: Maksimum, Min: Minimum, (°): Derece *p<0,05



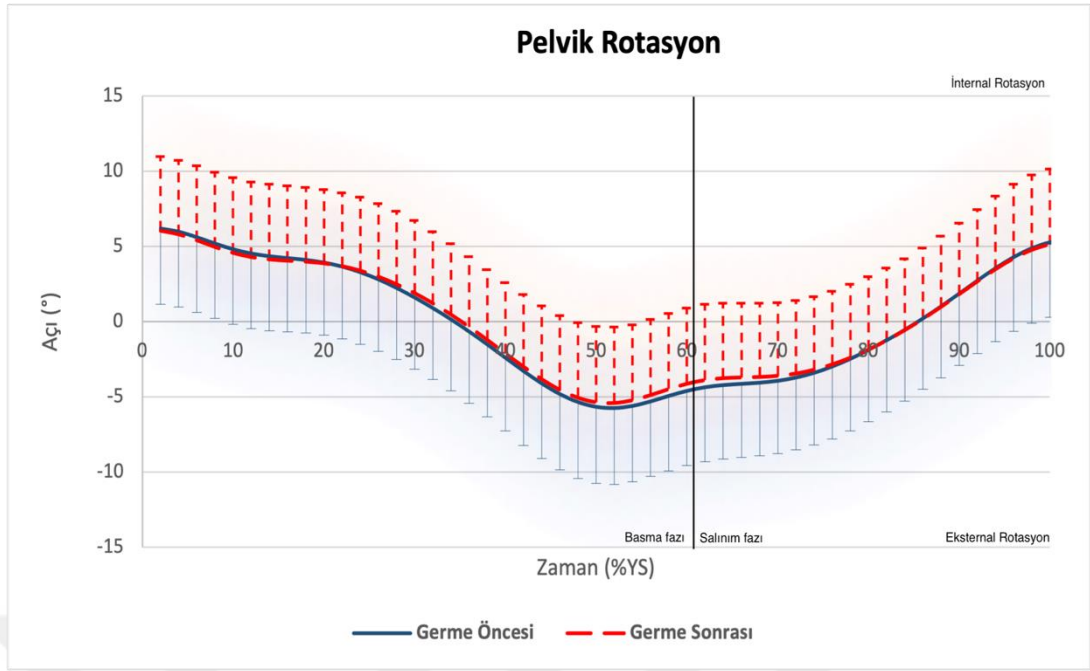
Şekil 4.1: Pelvik Tilt Grafiği

Tepe anterior tilt değerleri germe sonrası anlamlı daha yüksek bulundu. Toplam hareket açıklığı değerlerinde anlamlı değişim bulunmadı.



Şekil 4.2: Pelvik Oblik Grafiği

Tepe pelvik elevasyon, tepe pelvik depresyon ve total hareket açıklığındaki değişimler anlamlı bulundu.



Şekil 4.3: Pelvik Rotasyon Grafiği

Tepe internal rotasyon, tepe eksternal rotasyon ve total hareket açıklığı germe öncesi daha yüksek ve anlamlı bulundu.

4.3.2. Kalça Parametreleri

Kalça hareketleri açısından germe uygulaması sonrası bazı parametrelerde anlamlı değişimler bulundu.

Frontal planda incelenen kalça tepe abduksiyon açısında, germe sonrası anlamlı olarak arttığı bulundu ($p<0,001$). Kalça adduksiyon derecesinde anlamlı değişim bulunmadı ($p>0,05$). Kalça eklem hareket açıklığı ve Tepe kalça abduksiyon açısında germe sonrasında anlamlı artış bulundu ($p<0,001$).

Kalçanın sagittal düzlemdeki fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinde, tepe fleksiyon açısı germe sonrasında artmış ve bu artış anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Tepe ekstansiyon açısında ise germe sonrası anlamlı azalma bulundu ($p<0,001$). Ayrıca, kalça eklem hareket açıklığındaki germe sonrası artış da anlamlı bulundu ($p<0,001$).

Kalçanın transvers düzlemdeki rotasyon hareketlerinde, kalça rotasyon hareket açıklığı açısından anlamlı bir değişim bulunmadı ($p>0,05$). Tepe internal rotasyon açısı germe sonrası artmış olup, bu fark anlamlı bulundu ($p<0,001$). Tepe external rotasyon açısındaki azalma anlamlı bulundu ($p<0,001$).

Tablo 4-6: Kalçaya ait yürüme siklusu kinematik parametreleri

Yürüme Siklusu %100		Kişi sayısı n	Germe Öncesi Ort. $\pm$ Ss.	Germe Sonrası Ort. $\pm$ Ss.	p
Kalça add-abd (°)	Maks. add.	21	6,22 $\pm$ 3,09	6,31 $\pm$ 3,28	0,463
	Maks. abd.	21	-9,60 $\pm$ 3,21	-10,03 $\pm$ 3,70	p<0,001*
	Eklem hareket açıklığı	21	15,82 $\pm$ 3,98	16,35 $\pm$ 4,28	p<0,001*
Kalça fleks-ekst (°)	Maks. fleks.	21	34,04 $\pm$ 5,46	37,60 $\pm$ 4,89	p<0,001*
	Maks. ekst.	21	-11,55 $\pm$ 5,61	-9,10 $\pm$ 5,77	p<0,001*
	Eklem hareket açıklığı	21	45,59 $\pm$ 4,98	46,71 $\pm$ 3,62	p<0,001*
Kalça rotasyonu (°)	Maks. internal rotasyon	21	14,87 $\pm$ 11,41	15,75 $\pm$ 10,68	p<0,001*
	Maks. eksternal rotasyon	21	-10,15 $\pm$ 11,40	-8,76 $\pm$ 10,85	p<0,001*
	Eklem hareket açıklığı	21	25,03 $\pm$ 8,19	24,52 $\pm$ 7,84	0,063

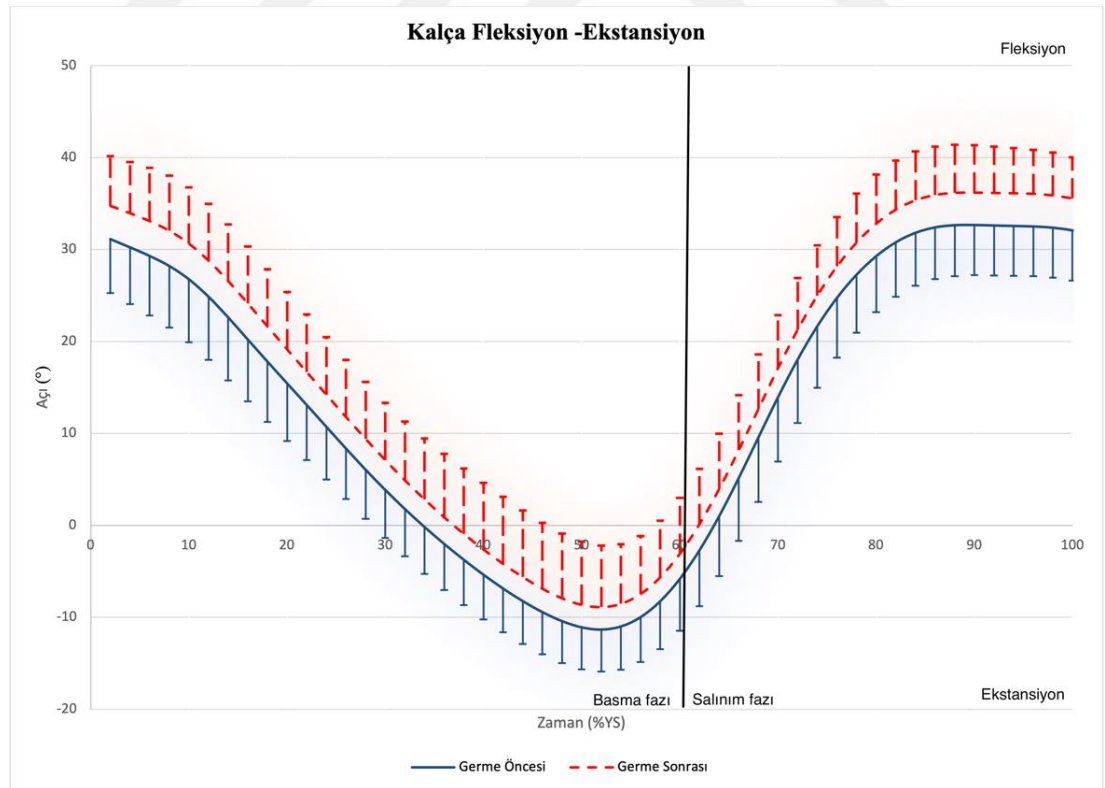
Ort: Ortalama, Ss: Standart Sapma, Maks: Maksimum, Min: Minimum, Add: Adduksiyon, Abd: Abduksiyon, Fleks: Fleksiyon, Ekst: Ekstansiyon, (°): Derece * $p<0,05$

Tablo 4-7: Kalçaya ait basma fazı kinematik parametreler

Basma Fazı		Kişi sayısı n	Germe Öncesi Ort. $\pm$ Ss.	Germe Sonrası Ort. $\pm$ Ss.	p
Kalça add-abd (°)	Maks. add.	21	6,22 $\pm$ 3,09	6,31 $\pm$ 3,28	0,331
	Maks. abd.	21	-8,75 $\pm$ 3,27	-9,18 $\pm$ 3,66	0,004

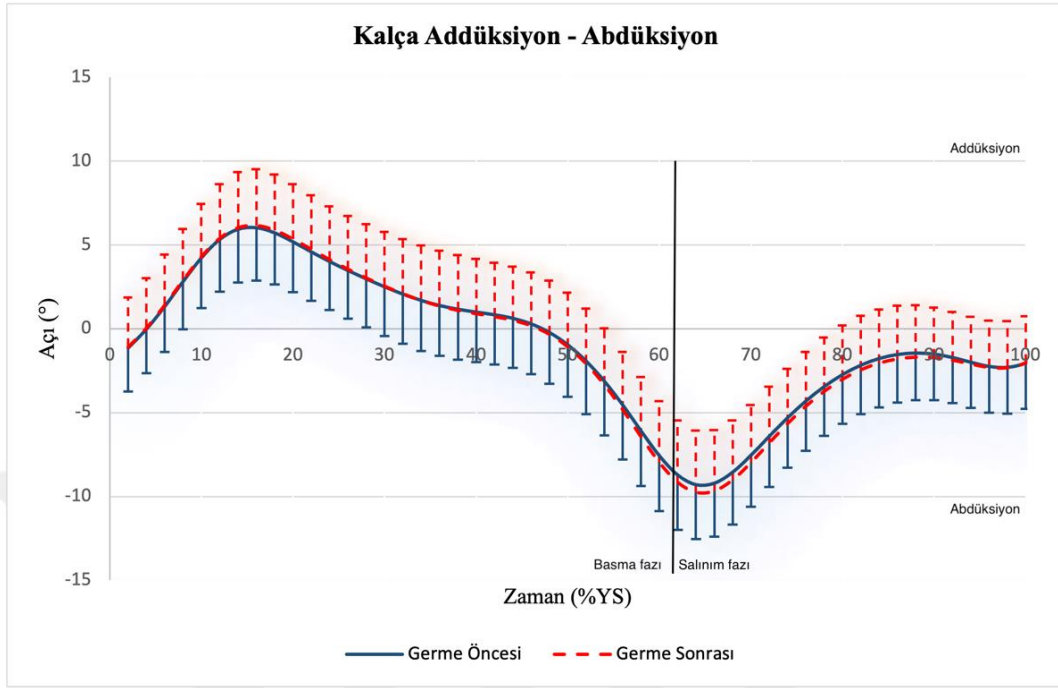
	Ekleme hareket açıklığı	21	14,97 ± 4,04	15,50 ± 4,22	p<0,001*
Kalça fleks-ekst (°)	Maks. fleks.	21	31,17 ± 6,47	34,81 ± 5,91	p<0,001*
	Maks. ekst.	21	-11,55 ± 5,61	-9,10 ± 5,77	p<0,001*
	Ekleme hareket açıklığı	21	42,72 ± 5,29	43,92 ± 4,25	p<0,001*
Kalça rotasyonu (°)	Maks. internal rotasyon	21	10,69 ± 11,02	12,24 ± 10,66	p<0,001*
	Maks. eksternal rotasyon	21	-4,30 ± 10,41	-3,40 ± 10,04	p<0,001*
	Ekleme hareket açıklığı	21	15,00 ± 6,28	15,65 ± 6,67	0,010

Maks: Maksimum, Min: Minimum Abd: Abduksiyon, Add: Adduksiyon Ekst: Ekstansiyon, (°): Derece
 *p<0,05



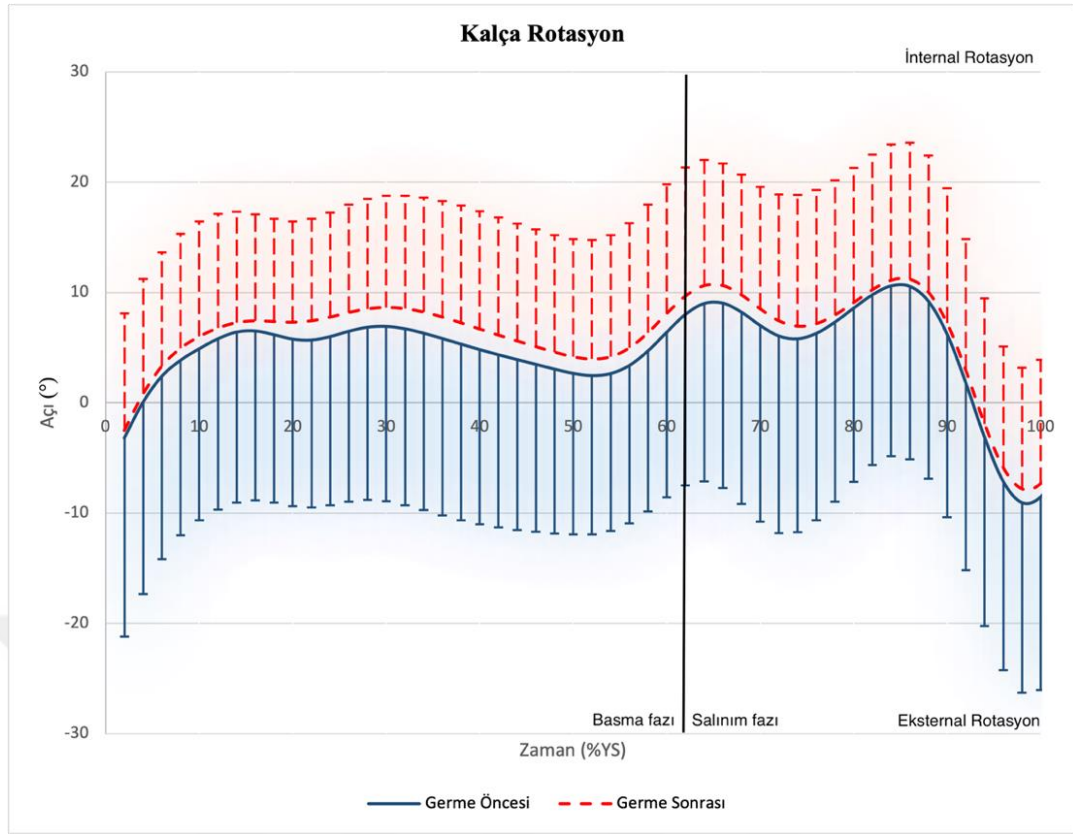
Şekil 4.4 Kalça Fleksiyon- Ekstansiyon Grafiği

Maksimum kalça ekstansiyon derecesi germe öncesi, maksimum kalça fleksiyon ve total hareket açıklığı germe sonrası anlamlı daha yüksek bulundu.



Şekil 4.5: Kalça Adduksiyon – Abdüksiyon Grafiği

Tepe kalça abduksiyon ve frontal planda total kalça hareket açıklığı dereceleri germe uygulaması sonrasında anlamlı artış bulundu.



Şekil 4.6: Kalça Rotasyon Grafiği

Germe sonrası maksimum internal rotasyon değerinde anlamlı artış bulundu. Tepe eksternal rotasyonu anlamlı daha düşük bulundu. Hareket açıklığı ve ortalama kalça rotasyonunda anlamlı fark bulunmadı.

4.3.3. Diz Parametreleri

Frontal planda incelenen diz varus-valgus hareketlerine bakıldığında maksimum varus açısında yürüme döngüsü boyunca herhangi bir anlamlı değişim bulunmadı ($p>0,05$). Maksimum valgus açı değişimi anlamlı fark bulundu ($p<0,001$). Diz eklem hareket açıklığına bakıldığında, germe sonrası azalma anlamlı bulundu ($p=0,023$).

Dizin sagittal düzlem hareketlerinde yürüme döngüsü boyunca anlamlı değişim bulunmadı ($p>0,05$).

Dizin transvers plandaki hareketlerinde, maksimum internal rotasyon germe sonrası anlamlı azaldığı bulundu ($p=0,012$). Maksimum internal rotasyon açısında ve diz rotasyonun hareket açıklığı değerinde anlamlı değişim bulunmadı ($p>0,05$).

Tablo 4-8: Dize ait yürüme siklusu kinematik parametreleri

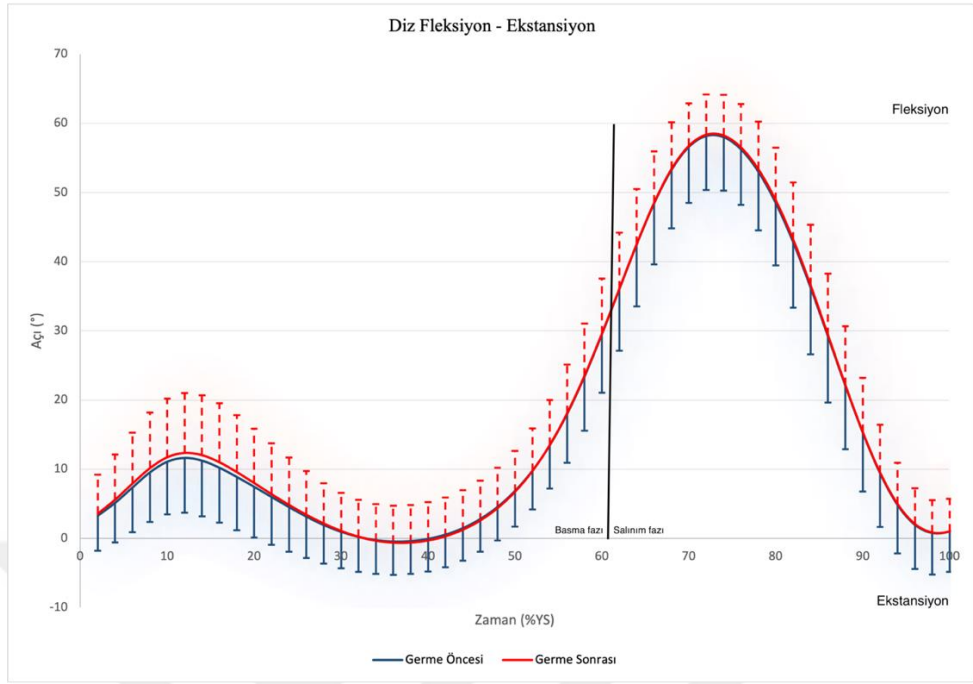
Yürüme Siklusu %100		Kişi sayısı n	Germe Öncesi Ort. $\pm$ Ss.	Germe Sonrası Ort. $\pm$ Ss.	p
Diz varus-valgus (°)	Maks. varus	21	15,37 $\pm$ 10,14	15,68 $\pm$ 9,63	0,247
	Maks. valgus	21	-1,65 $\pm$ 5,15	-0,68 $\pm$ 4,48	p<0,001
	Eklem hareket açıklığı	21	17,03 $\pm$ 8,35	16,37 $\pm$ 7,88	0,023
Diz fleks-ekst (°)	Maks. fleks.	21	58,94 $\pm$ 5,82	59,030 $\pm$ 5,79	0,439
	Maks. ekst.	21	-2,38 $\pm$ 4,96	-2,36 $\pm$ 4,96	0,483
	Eklem hareket açıklığı	21	61,32 $\pm$ 5,28	61,39 $\pm$ 5,16	0,448
Diz rotasyonu (°)	Maks. Internal rotasyon	21	8,55 $\pm$ 8,10	7,96 $\pm$ 8,51	0,012*
	Maks. Ekst. rotasyon	21	-14,73 $\pm$ 8,40	-15,41 $\pm$ 8,22	0,202
	Eklem hareket açıklığı	21	23,29 $\pm$ 6,80	23,37 $\pm$ 6,91	0,725

Ort: Ortalama, Ss: Standart Sapma, Maks: Maksimum, Fleks: Fleksiyon, Ekst: Ekstansiyon, (°): Derece * $p<0,05$

Tablo 4-9: Dize ait basma fazı kinematik parametreler

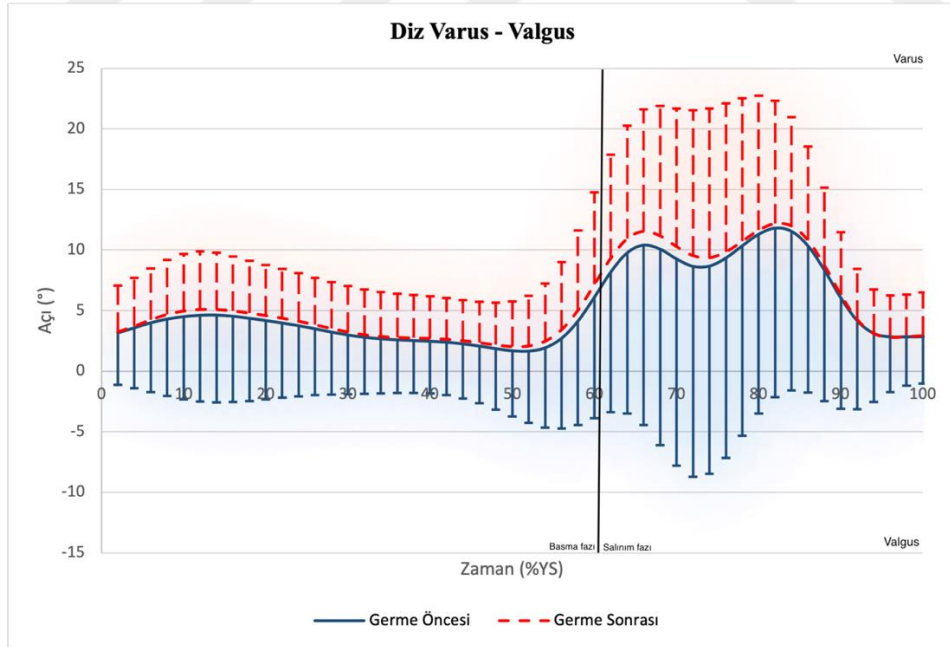
Basma Fazı		Kişi sayısı n	Germe Öncesi Ort. $\pm$ Ss.	Germe Sonrası Ort. $\pm$ Ss.	P
Diz varus-valgus (°)	Maks. varus	21	9,41 $\pm$ 7,40	10,01 $\pm$ 6,80	p<0,001
	Maks. valgus	21	0,49 $\pm$ 4,56	1,07 $\pm$ 4,28	0,026
	Eklem hareket açıklığı	21	8,91 $\pm$ 5,62	8,94 $\pm$ 7,88	0,193
Diz fleks-ekst (°)	Maks. fleks.	21	36,63 $\pm$ 8,01	37,16 $\pm$ 8,17	0,280
	Maks. ekst.	21	-0,29 $\pm$ 4,88	-0,45 $\pm$ 5,02	0,753
	Eklem hareket açıklığı	21	36,92 $\pm$ 6,68	37,62 $\pm$ 6,63	0,152
Diz rotasyonu (°)	Maks. internal rotasyon	21	1,78 $\pm$ 7,69	1,18 $\pm$ 8,29	0,068
	Maks eksternal rotasyon	21	-11,87 $\pm$ 6,11	-12,45 $\pm$ 6,68	0,122
	Eklem hareket açıklığı	21	13,65 $\pm$ 4,29	13,64 $\pm$ 3,71	0,978

Ort: Ortalama, Ss: Standart Sapma, Maks: Maksimum, Fleks: Fleksiyon, Ekst: Ekstansiyon, (°): Derece *p<0,05



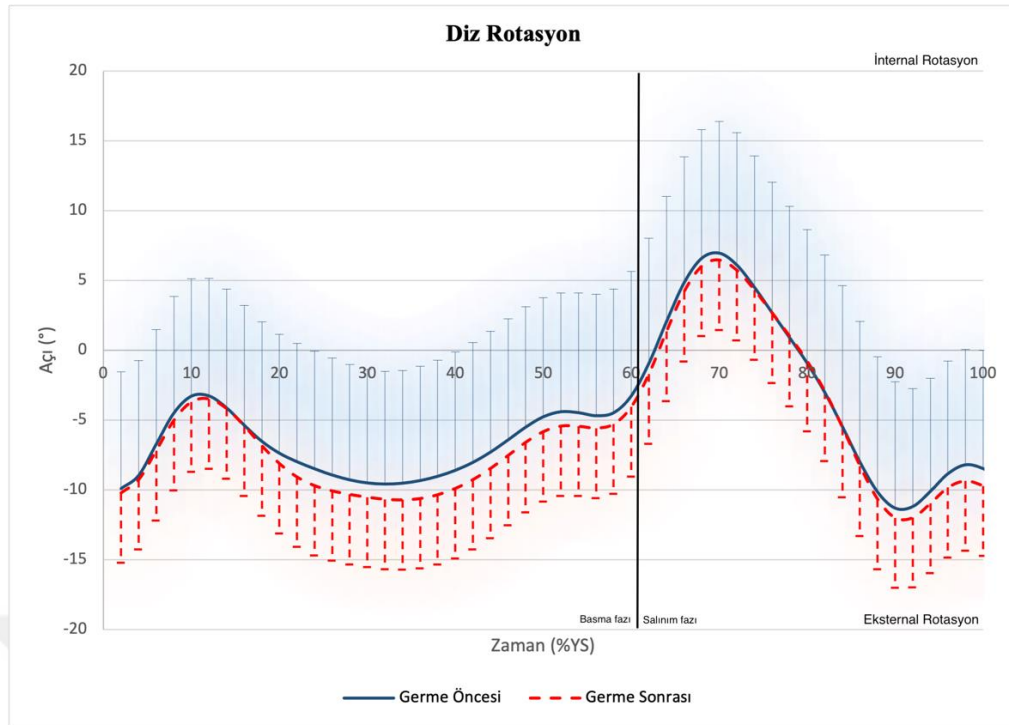
Şekil 4.7: Diz Fleksiyon-Ekstansiyon Grafiği

Germe öncesi ve germe sonrası anlamlı fark bulunmadı.



Şekil 4.8: Diz Varus-Valgus Grafiği

Germe sonrası tepe valgus açısındaki azalma anlamlı bulundu.



Şekil 4.9: Diz Rotasyon Grafiği

Tepe internal rotasyon değerinde germe öncesi daha yüksek ve anlamlı bulunmuştur.

4.3.4. Ayak Bileği ve Ayak Progresyonu

Ayak bileği dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareket açıklığında, germe öncesi ve sonrası sagittal planda yürüme döngüsü boyunca anlamlı değişim bulunmamıştır ($p > 0,05$).

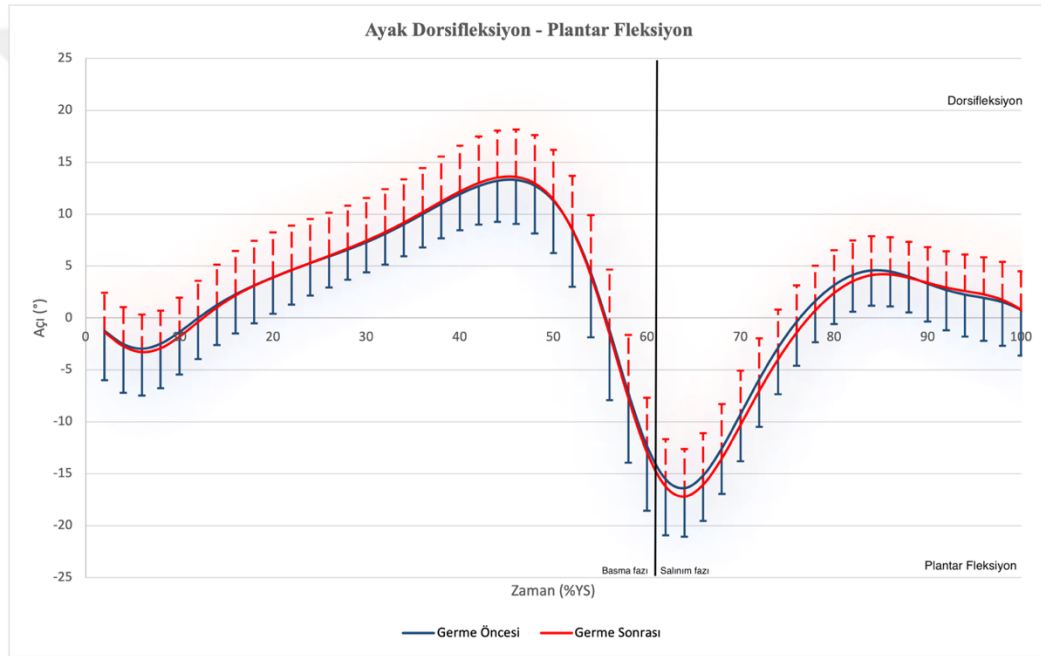
Transvers planda yürüme döngüsü boyunca ayak progresyon açısı değerlendirildiğinde, germe sonrası ortalama ayak progresyonunda ki değişim anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Tablo 4-10: Ayak bileği ve ayak progresyonuna yürüme siklusu kinematik parametreler

	Germe Öncesi	Germe Sonrası	p
Yürüme Siklusu %100	Ort. ± Ss.	Ort. ± Ss.	

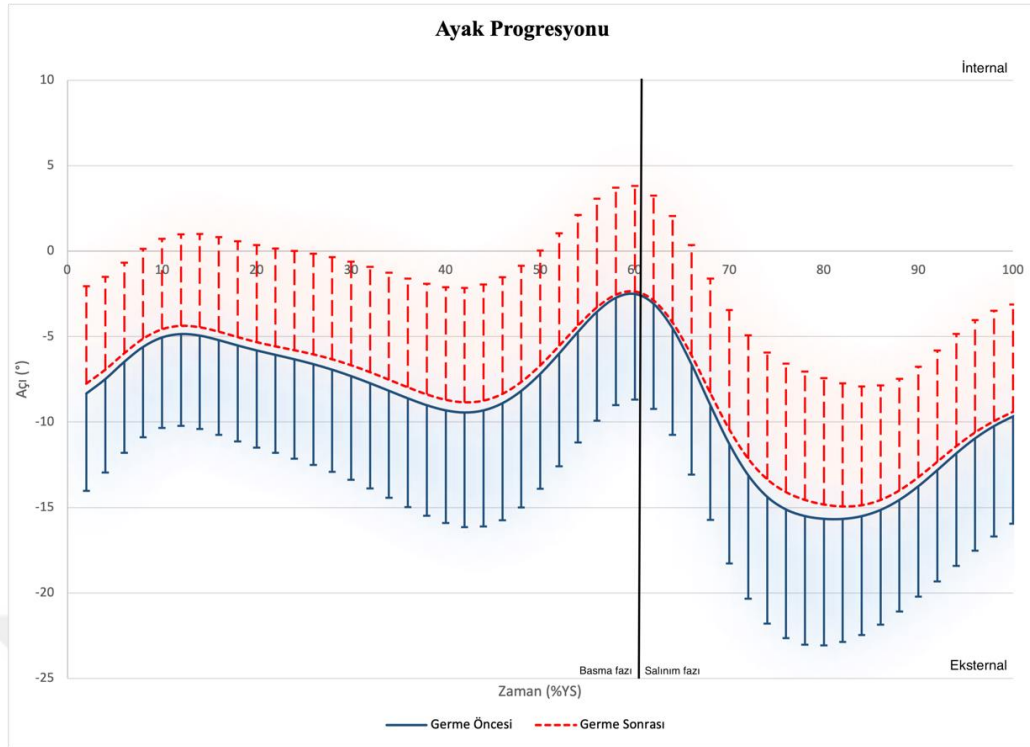
Ayak bileği DF/PF (°)	Ortalama	1,78 ± 3,60	1,57 ± 3,14	0,261
	Maks. DF	13,93 ± 4,74	13,97 ± 4,55	0,869
	Maks. PF	-17,49 ± 5,59	-17,82 ± 4,53	0,351
	Eklem hareket açıklığı	31,42 ± 6,19	31,80 ± 5,37	0,221
Ayak Progresyonu (°)	Ortalama	-8,73 ± 5,32	-8,19 ± 5,34	0,153

Ort: Ortalama, Ss: Standart Sapma, Maks: Maksimum, Fleks: Fleksiyon, Ekst: Ekstansiyon, DF: Dorsi fleksiyon, PF: Plantar fleksiyon (°): Derece *p<0,05



Şekil 4.10: Ayak Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon Grafiği

Germe öncesi ve germe sonrası anlamlı farklılık bulunmadı.



Şekil 4.11: Ayak Progresyon Grafiği

Germe öncesi ve germe sonrası anlamlı farklılık bulunmadı.

4.4. KORELASYON ANALİZLERİ

Lordoz kontrollü popliteal açı ile pelvik tilt değişimlerini ve pelvik tilt ile yürüme ve ayakta dik olarak yapılan ölçümler arasında ilişkiyi anlamak amacıyla Pearson Korelasyon analizi yapıldı.

Katılımcının ayakta statik postürde yapılan, 3B hareket analizin ölçtüğü pelvik inklınasyon derecesi ile araştırmacının aynı pozisyonda inklınometre ile ölçtüğü (Fiziksel ölçüm) pelvik inklınasyon dereceleri arasında pozitif yönlü güçlü bir ilişki bulundu ($r= 0,820^{**}$, $p< 0,001$). Lordoz kontrollü popliteal açı ile fiziksel ölçülen pelvik inklınasyon açısı arasında negatif yönlü orta derece ilişki bulunmuştur ($r= -0,415^{**}$, $p= 0,006$). Lordoz kontrollü popliteal açı ile basma fazında kalça ekstansör momenti arasında korelasyon anlamlı bulunmadı ($r= 0,234$, $p= 0,136$).

Fiziksel ölçüm pelvik inklınasyon derecesi ile pelvisin basma fazında yaptığı pelvik tilt derecesi arasında pozitif yönlü güçlü korelasyon bulunmuştur ($r= 0,840^{**}$,

$p < 0,001$). Pelvisin basma fazında yaptığı pelvik inklinasyon derecesi ile basma fazı ekstansiyon momenti arasındaki ilişki anlamlı bulunmamıştır ($r = 0,037$, $p = 0,818$). Statik postürde pelvik inklinasyon 3B hareket analiz sistemi sonucu ile pelvisin basma fazında yaptığı pelvik inklinasyon derecesi arasında anlamlı pozitif yönlü korelasyon bulunmuştur ($r = 0,733^{**}$, $p < 0,001$).

Katılımcıların adım uzunlukları ortalaması ile basma fazında kalça ekstansiyon momenti arasında korelasyon bulunmamıştır ($r = -0,003$, $p = 0,987$). Adım uzunluğu ortalaması ile diğer değişkenler arasında anlamlı korelasyon bulunmamıştır.

Tablo 4-11: Basma fazı ve yürümeye ait pelvik inklinasyon dereceleri, popliteal açısı ve adım uzunluğu parametreleri arasındaki korelasyon ilişkisi

		3B Pelvik İnklinasyon (°)	Fiziksel ölçüm Pelvik İnklinasyon (°)	Popliteal Açı Lordoz Kontrollü (°)	Basma Fazı Pelvik İnklinasyon 3B (°)	Basma fazı kalça ekstansör momenti	Adım uzunluğu
3B Pelvik İnklinasyon (°)	Pearson Correlation	1	,820**	-,328*	,733**	,057	-,177
	Sig. (2-tailed)		<,001	,034	<,001	,720	,261
Fiziksel ölçüm Pelvik İnklinasyon (°)	Pearson Correlation	,820**	1	-,415**	,840**	,095	-,185
	Sig. (2-tailed)	<,001		,006	<,001	,549	,240
Popliteal Açı Lordoz Kontrollü (°)	Pearson Correlation	-,328*	-,415**	1	-,220	,234	,137
	Sig. (2-tailed)	0,34	,006		,161	,136	,386
Basma Fazı Pelvik İnklinasyon 3B (°)	Pearson Correlation	,733**	,840**	-,220	1	,037	-,201
	Sig. (2-tailed)	<,001	<,001	,161		,818	,202
Basma fazı kalça ekstansör momenti	Pearson Correlation	,057	,095	,234	0,37	1	-,003
	Sig. (2-tailed)	,720	,549	,136	,818		,987
Adım uzunluğu	Pearson Correlation	-,177	-,185	,137	-,201	-,003	1
	Sig. (2-tailed)	,261	,240	,386	,202	,987	

Pearson korelasyon testi kullanılmıştır. ** $p \leq 0.001$, * $p \leq 0.05$

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı sağlıklı erişkin kişilerde tek taraflı kısa süreli statik düz bacak germe uygulaması ile hamstring kas uzunluğunun artırılmasının, sagittal düzlem pelvis postürü ve yürümede pelvis mekaniğine etkisini incelemektir. Uygulanan germe ile hamstring kas uzunluğunda artış elde edilmiştir. Statik postürde, anterior pelvik tilt açısı, yürümenin basma fazı ve yürüme döngüsü süresince anterior pelvik tilt açılarının arttığı belirlenmiştir.

Yapılan fiziksel değerlendirme bulgularına göre germe uygulamasının hamstring esnekliği, fiziksel ölçülen pelvik inklinasyon açısı ve lordoz kontrollü pasif düz bacak kaldırma sonuçlarında anlamlı değişiklikler bulunmuştur. Hamstring esnekliğini değerlendirmek için sıklıkla pasif diz ekstansiyon ve pasif tek bacak düz kaldırma testi kullanılmaktadır. Bu yöntemler objektif ve güvenilir yöntem olarak kabul edilmektedir (Mehta ve ark 2017, Hansberger ve ark 2019). Bu yöntemler kullanılarak hamstring kas uzunluğu dolaylı olarak ölçülebilmektedir. Pasif diz ekstansiyon testi (popliteal açı), kalça fleksiyon pozisyonunda hamstring kas uzunluğunu ve pasif diz ekstansiyon aralığını değerlendirmek için kullanılmaktadır (Van ve ark 2010, De Oliveira ve ark 2012). Araştırmamızın sonuçlarına göre, katılımcıların germe öncesi 60,76° olan ortalama popliteal açı (diz ekstansiyon aralığı) dereceleri, germe sonrası ortalama 48,42° bulunmuştur. Popliteal açı germe uygulaması sonrasında %20,31 azalarak, hamstring kas uzunluğunun artmış olduğunu göstermektedir. Popliteal açıdaki germe sonrası azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Popliteal açı dolaylı olarak hamstring kas uzunluğunu ifade ettiği için germe sonrası popliteal açıdaki azalma, hamstring kas uzunluğundaki artıştan olduğu düşünülmektedir.

Statik postürde ölçülen pelvik inklinasyon derecesi 3 boyutlu analiz sistemi sonuçlarına göre katılımcıların ortalama anterior pelvic tilt dereceleri %27,37 artmıştır ($p=0,01$). Fiziksel ölçüm ile belirlenen pelvik inklinasyon açısında %37,29'luk artış bulunmuştur. Pelvik inklinasyon derecesini belirlemede kullanılan, 3 boyutlu analiz sonuçları ile fiziksel ölçülen pelvik inklinasyon ölçüm sonuçları arasında pozitif güçlü korelasyon bulunmuştur ($r=,820^{**}$). Basma fazında ölçülen anterior pelvik tilt dereceleri, 3 boyutlu hareket analiz sonuçlarına göre katılımcıların ortalama anterior

pelvik tilt dereceleri %22,36 oranında arttığı bulunmuştur. Yürüme boyunca anterior pelvik tilt dereceleri germe öncesi ortalama 12,27°, germe sonrası 14,98° bulunmuştur. Basma fazında tepe anterior pelvik tilt derecesinde germe sonrası anlamlı artış bulunmuştur ($p<0,001$). Hamstring kasları basma fazında kalça ekstansörü olarak görev almaktadır. Basma fazında ölçülen kalça ekstansör tepe moment değerleri germe öncesi ile germe sonrası arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,32$). Germe uygulamasının kalça ekstansör moment üzerinde anlamlı etkisi görülmemiştir. Bu durum hamstring kaslarında germe sonrası belirgin bir kas zayıflığına yol açmamış olabileceği düşünülmektedir.

Hamstring kas boyunda ve esnekliğindeki azalma, pelvisin posterior tilt hareketine ve buna bağlı olarak lomber lordozda azalmaya yol açtığı kabul edilmektedir. Hamstring kaslarının pasif olarak gerilmesinin pelvisin inklinasyon açısında değişikliklere yol açabileceği belirtilmektedir (Gajdosik, 2001, Kendall ve ark. 2005). Hamstring kas esnekliğinin artmasının ise pelvik postürde anterior yönde hareket sağladığı belirtilmektedir (Reis ve ark 2015, Fasuyi ve ark 2017, Radwan ve ark 2015). Çalışmamızda pelvis inklinasyon açısı ile hamstring kas uzunluğu arasında korelasyon bulunmuştur. Pelvis inklinasyon açısı ile hamstring kas uzunluğu arasındaki ilişki literatür verilerini desteklemektedir (Norrie 2016, Bandy ve ark 1997). Bu çalışmada hamstring kas uzunluğu ile anterior pelvik tilt değerleri arasında negatif ilişkili olduğunu bulunmuştur ($r= -0,415$). Hamstring kas boyu arttıkça, pelvisin anterior tilt derecesinde artış bulunmuştur. Statik postürde fiziksel yöntemle ölçülen pelvik inklinasyon germe öncesi 9,95° iken germe sonrası 13,66°'ye ulaşarak %37,29'luk artış elde edilmiştir. Statik postürde 3 boyutlu analiz sonucuna göre germe öncesi pelvik inklinasyon 9,41° iken germe sonrası 11,99° belirlenerek %27,37 artış elde edildi ($p=0,01$). Bulgularımız, literatürde vurgulanan hamstring kaslarının statik koşullarda pelvis postürünü ve yürümedeki pelvis hareketlerini etkileyebileceği görüşünü desteklemektedir. Hamstring kas boyundaki artış anterior pelvik tilt derecesinde artışa neden olabileceği düşünülmektedir.

Sırt üstü pozisyonda yapılan statik hamstring germe uygulamasının ardından akut olarak kas esnekliği ve diz ekstansiyon hareket aralığını artırdığı belirtilmiştir (Paradisis ve ark 2014, Power ve ark 2004 Funk ve ark 2003, Železnik 2024, Ford P 2007). Bazı araştırmalar kas esnekliği üzerinde statik pasif germe yönteminin, aktif

germe yöntemlerine göre daha fazla etkisi olduğunu belirtmektedir (Bandy ve ark 1994, Davis ve ark 2005, Kay ve ark 2012). Statik hamstring germe uygulamasının, hamstring esnekliğini artırmak için 30 saniye boyunca uygulanması etkili germe süresi olduğu belirlenmiştir. Germe egzersizlerinin 30 saniyeden uzun yapısı ek bir fayda sağlamadığı, 60 saniyelik germenin 30 saniyeye kıyasla ilave bir etkisinin olmadığı tespit edilmiştir (Bandy ve ark 1994). Hamstring esnekliğini pasif diz ekstansiyon yöntemi kullanılarak gonyometre ile ölçülebilmektedir. Fredriksen ve ark. hamstring esnekliğini değerlendirmek için popliteal açığı gonyometrik ölçüm ile belirlenmesi basit ve güvenilir olduğunu belirtmişlerdir (Fredriksen ve ark 1997).

Kasların esnekliği belirli açılarda harekete izin verdiği gibi, belirli açıdandan itibaren direnç oluşturarak hareketi sonlandırmaktadır. Bu hareket açıklığı büyük ölçüde kasların esneklik seviyeleri ile belirlenmektedir. Kas dokusuna yapılacak germe egzersizleri sonrasında kas esnekliği artışı ile birlikte eklem hareketlerinin artışı beklenen bir sonuçtur. Esnekliğin artması, amaçlanan harekete karşı direncin azalmasından olabileceği öne sürülmektedir (Young 2007, Behm ve ark 2011, Denere ve ark 2019). Hamstring esnekliğindeki artışın pelvise uygulanan ekstansör momenti azalttığı ve daha fazla anterior pelvik tilt hareketine yol açabileceği düşünülmektedir (McHugh ve Nesse 2008, Balle ve ark 2015). Hamstring kasları, anterior pelvik tilt hareketine karşı ekstansör momenti uygulayarak pelvisi sabitlemede rol oynar. Hamstring esnekliği arttığında, bu geriye doğru çekme azalabilir ve pelvisin daha fazla anterior tilt hareketine izin vererek anterior pelvik eğimde artışa katkıda bulunabilir. Araştırmamız sonucunda yürümenin basma fazında anterior pelvik tilt derecesinin artmasına karşılık basma fazı ekstansör momentinde germe öncesi ve sonrası anlamlı farklılık bulunmamıştır. Basma fazında tepe anterior pelvik tilt deresi ile basma fazı kalça tepe ekstansör momenti arasında pearson korelasyon testi sonucuna göre anlamlı ilişki olmadığı belirlenmiştir ($r: 0,037$ $p: 0,818$). Çalışmamızda esnekliği artırılmış hamstring kasları tarafından kalça ekleminden anlamlı derecede moment değişikliği elde edilememiş olması, kas kuvveti üzerinde belirgin farklılık oluşturulmadığı düşünülmektedir. Bu sonuç pelvisin artan anterior pelvik tilt hareketinin kalça ekstansör moment değişiminden kaynaklanmadığını, yapılan germe sonrası hamstring kas esnekliği artışından olduğu düşünülmüştür.

Germe uygulamalarının kas esnekliğinde spesifik etkileri olduğu belirtilmiştir. Pasif germe uygulamalarının, hareket açıklığını ve kasın esneklik kapasitesini geliştirdiğini belirtmektedir (Anderson ve ark 1991). Daha önce hamstring esnekliğini ölçmek ve karşılaştırmak için düz bacak kaldırma testinin çeşitli modifikasyonları kullanılmış ve güvenilirliği de test edilmiştir. Literatürdeki çalışmalarda hamstring germe egzersizleri sonrasında düz bacak kaldırma testi kullanılarak hamstring esnekliği sonucunda %18.20'lik ve %15.25'lik esneklik artışları elde edilmiştir (Silveira ve ark 2021, Li ve ark 1996). Yapmış olduğumuz çalışmada hamstring germe uygulaması sonrasında düz bacak kaldırma derecesinde de anlamlı değişimler bulunmuştur. Uyguladığımız statik hamstring germe sonrasında pasif düz bacak kaldırmada testinde germe sonrası ortalama 14,76 derece daha fazla olduğu belirlenmiştir. Germe sonrası kas esnekliğinde %22,75'lik artış elde edilmiştir.

Germe uygulaması sonrası popliteal açı ve pelvik tilt açılarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik bulunmuş olsa da, bu artışların bireyler arasında farklılık gösterdiği de dikkat çekici bulunmaktadır. Bu farklılıklar, anatomik ve hareket paterni farklılıkları ile ilişkilendirilmiştir (Halbertsma ve ark. 2001, López ve ark. 2012). Akut artışlar, bireylerin esneklik düzeyleri, nöromüsküler koordinasyon ve kas kuvveti gibi faktörlerin pelvik postür ve hareketlerini etkileyebileceği belirtilmektedir (Morse ve ark 2008, Magnusson ve ark 1996).

Basma fazı bir ayağın yere temas ettiği andan itibaren, aynı ayak tamamen yerden kalkmasına kadar olan süreyi kapsamaktadır. Yaklaşık %60'lık bir oranla yürümenin en uzun bölümüdür (Jacquelin P. ve ark 2010). Çift destek fazında her iki ayağın da vücut ağırlığını desteklediği yürümenin bu aşaması, oluşabilecek dengesizlik ve bozulmalara karşı daha dayanıklıdır. Vücut ağırlığının ileri ve yanlara sabit bir şekilde aktarılmasına izin vererek bir sonraki adımı başlatmaya yardımcı olduğunu ve bu sırada mediolateral denge sağlamak için gerekli olduğunu belirtmişlerdir (Cui ve ark 2020, Caderby ve ark 2014). Yürüyüş sırasında denge ve stabilite sağlamak, adım atma sırasında enerji tasarrufu sağlamak ve hareketin sürekliliğini sağlandığı aşamadır. Çift destek fazının uzamasıyla birlikte enerji harcanımı arttığı belirtilmiştir (Caderby ve ark 2014, Donelan ve ark 1985, Donelan ve ark 2002). Uzayan çift destek fazı, kişinin yürüyüş sırasında daha fazla enerji harcamasına neden olabilir, bu da hareketin sürekliliğini ve enerji tasarrufunu olumsuz

yönde etkiler (Kuo ve ark 2010, Cui ve ark 2020). Bu nedenle, optimum denge sağlamak ve enerji verimliliğini artırmak amacıyla çift destek fazının süresinin dikkatle değerlendirilmesi önemlidir (Sousa ve ark 2013, Kowalsky ve ark 2021, Bishop ve ark 2004). Çalışmamızda basma fazında yürümenin uzaysal ve zamansal parametreleri değerlendirildiğinde çift destek fazı süresinin ve adım genişliğinin değişmediği bulunmuştur. Bu sonuç, germe uygulamasının çift destek süresini etkilemediğini, bu durumun yürüme sırasında denge ve stabilitenin korunduğunu göstermektedir. Yürüyüş hızındaki farklılıkların kinetik ve kinematik parametreler üzerinde önemli bir etkiye sahip olabileceğini göstermektedir (Murray ve ark. 1966, Winter 1991, Schwartz ve ark 2008, Perry ve ark 2010). Bunun yanı sıra, daha yavaş bir yürüyüşün dinamik stabiliteyi olumsuz etkileyerek çift destek fazının süresini artırmaya eğilimi belirtilmiştir (Mcdermott ve ark 2018, Riva ve ark 2013). Çalışmamızda katılımcılar, tercih ettikleri serbest yürüme hızlarında yürümüş ve germe öncesi ve sonrası sonuçlar arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,256$). Bu sonuç germe uygulama sonrasında bireyin aynı koşullar altında değerlendirildiğini, elde edilen bulguların tutarlılığını vurgulamaktadır.

Literatürdeki yüksek yürüme hızlarının pelvis mekaniğini etkilediği ve bu durumun yürüyüş sırasında postüral kontrol ve dengeyle ilişkili olduğu belirtilmiştir. Artan yürüme hızının özellikle anterior pelvik tilt eğilimini artırdığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır. (Liu ve ark 2013, Kibler 2006). Kadans (dakikada atılan adım sayısı) ve adım uzunluğu, yürüme hızının iki ana belirleyicisidir. Yürüme hızı arttıkça adım uzunluğu ve kadansı değiştiği için, pelviste anterior tilt hareketi daha fazla görülmektedir. Bu artan hareket pelvisin yürürken stabiliteyi sağlamak için gerekli uyum mekanizması olarak gerçekleştiği belirtilmektedir (Murray 1964, Fasuyi, 2017). Pelvis, alt ve üst ekstremiteler arasındaki bağlantıyı sağladığı için, yürüyüş sırasında pelvisin postürü ve hareketleri vücudun öne doğru hareket ederken dinamik stabiliteye katkıda bulunarak dengesizlikleri önleyebilir (Pizones ve ark 2020, Roussouly 2011). Çalışmamız sonucunda germe öncesi ve germe sonrası katılımcıların yürüme hızları ve kadans sonuçlarında anlamlı fark bulunmamıştır. Bu da artan anterior pelvik tilt açılarının yürüme hızından bağımsız olarak arttığını göstermektedir. Bu çalışmada gerçekleştirilen tek taraflı statik hamstring germe

egzersizi sonucunda kas uzunluğu ve esnekliğinin artarak pelvik postür üzerinde etkili olduğu düşünölmektedir.

Yüröme sırasında lateral stabilite, kas-iskelet sisteminin doğal mekaniği ve sinir sisteminin uyumlu kontrolöyle sağlandığı sağlanmaktadır (Donelan ve ark 2002, Bruijn ve ark 2018). Daha uzun adımlar, dengeyi sağlamak için daha fazla vöcut kontrolö gerektirebilir, bu da denge kaybı riskini artırabilir (Patla 2003, Bauby ve ark 2000). Adım uzunluğundaki kısalık, yüröme sırasında dengeyi yeniden sağlamak için stratejik bir şekilde gerçekleşmektedir (Schrager ve ark 2008). Literatürdeki araştırmalar, özellikle yaşlı yetişkinlerin dengeyi korumak için adım uzunluklarını sıklıkla kısalttıkları belirtmektedir (Xu ve ark 2021, Callisaya 2010, Patla 2003). Yapmış olduğumuz çalışma sonucunda germe öncesi ve germe sonrası adım uzunluğunda anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Bu sonuçlarımız germe sonrası yürömede katılımcıların denge ve stabilite kontrolö ile ilgili herhangi bir sorun yaşamadıklarını düşünörmektedir.

Omurga ve pelvisin koordine hareketleri ile ortaya çıkan hareket paterni lumbopelvik ritim olarak tanımlanmaktadır (Hasebe ve ark 2014). Bu ritim lomber bölge fleksiyonu, anterior pelvik tilt ve kalça fleksiyonu hareketlerinin bir araya gelmesiyle sağlanmaktadır. Bu koordine hareketler, omurga stabilitesini korurken kalça fleksiyonuna izin vererek gövde fleksiyonu için gerekli bileşen olduğu kabul edilmektedir (Zhou J ve ark 2016). Hamstringlerin gergin olduğu durumda, bu ritmi günlük görev ve spor aktiviteleri gerçekleştirmek için lomber omurganın kompensatuar hareketlerine neden olabilmektedir (Laird ve ark 2014). Literatürde hamstring kas esnekliğinin dinamik denge ile ilişkili olduğunu gösteren araştırmalar bulunmaktadır. Kronik bel ağrısı olan kişilerde hamstring esnekliğini arttıran egzersizlerin etkileri incelenmiş ve yoga grubunda denge ile esneklikte iyileşme kaydedilmiştir (Shah ve ark 2013, Gatantino ve ark 2004). Benzer şekilde literatürdeki bir diğer çalışmada kronik bel ağrısı olan kişiler üzerinde yapılan bir çalışmada ise, 6 haftalık su egzersizinden sonra kişilerin denge ve hamstring esnekliklerinin önemli ölçüde iyileştiği belirtilmektedir (Yalfani ve ark 2017, Ulusoy ve ark 2015). Yürömede akut bel ağrılı kişilerde yapılan başka bir çalışmada bel ağrısından kurtulan kişilerin pelvisin frontal plan hareketlerinde artış bulunmuştur (Seay ve ark 2011, Taylor ve ark 2003). Hamstringlerin yeterli esnekliğe sahip olması, frontal plan pelvisin hareketleri

üzerinde etkilidir (Reis ve ark 2015, Behm ve ark 2016). Yapmış olduğumuz çalışmada yürümenin kinematik verilerine ve basma fazında tepe pelvik elevasyon ($p<0,001$), depresyon ($p<0,001$) ve pelvik oblik hareket açıklığında germe sonrası anlamlı artışlar bulunmuştur. Yürüme boyunca ve basma fazında tepe kalça adduksiyon derecesinde artış, tepe abduksiyon ve hareket açıklığında anlamlı artışlar bulunmuştur. Bu bulgular, hamstring germe sonrası artan hamstring esnekliğinin dinamik denge üzerinde olumsuz bir etki yaratmadığını düşündürmektedir.

Hamstring kaslarına uygulanan statik germe sonucunda kas liflerinin geçici olarak uzamasına ve sertliğinin azalmasını sağlamaktadır. Artan hamstring uzunluğu, kalçanın yürüme sırasında hamstring kaslarının kısalığından kaynaklanan dirençte azalma sağlayarak, pelvisin anterior tilt hareketinin artmasına neden olmaktadır (Szlezak ve ark 2011). Bununla uyumlu kalça fleksiyon hareket artışına neden olmaktadır. Kısa hamstring kası yürüme sırasında bacak öne doğru salınırken pelvisin doğal hareketine direnerek yürüme sırasında pelvisin tilt hareketine neden olabilmektedir (Buchtelová ve ark 2013, Norris ve ark 2006). Yetersiz esneklik pelvik elevasyon hareketinin azalmasına neden olan faktörler arasında yer almaktadır. Hamstring kasının yeterli esnekliğe sahip olması yürümede pelvisin sagittal planda anterior tilt hareketinde artış görülebilmektedir (Reis ve ark 2015, Behm ve ark 2016). Araştırmamızın kinematik sonuçlarına göre; basma fazında tepe anterior tilt hareketinde $2,69^\circ$ 'lik artış anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Basma fazında minimum anterior tilt hareketinde $2,53^\circ$ 'lik artış ($p<0,001$) ve pelvik tilt hareket açıklığında $0,16^\circ$ azalma belirlenmiştir ($p=0,016$). Germe uygulaması sonrası yürüme döngüsü boyunca tepe anterior pelvik tilt hareketinde $2,71^\circ$ 'lik artış anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Bu çalışmada uyguladığımız hamstring germe uygulaması sonucunda katılımcıların yürüme döngüsü ve basma fazı boyunca daha yüksek anterior pelvik tilt hareketi ile yürüdükleri belirlenmiştir. Yürüme boyunca tepe kalça fleksiyon derecesi, germe sonrası $3,56^\circ$ artmış olup, kalça fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığında germe sonrası anlamlı bir artış bulunmuştur ($p<0,001$). Kalçanın maksimum ekstansiyonu germe egzersizi sonrası $2,45^\circ$ 'lik azalma anlamlı bulunmuştur. Yürümenin basma fazı sonuçlarına göre; germe sonrası tepe kalça fleksiyon $3,64^\circ$ artış ($p<0,001$), kalça fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığında $1,20^\circ$ 'lik artış ($p<0,001$) belirlenmiş olup bu değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Tepe

ekstansiyonunda $2,45^{\circ}$ azalma anlamlı bulunmuş ve bu azalmanın pelvisin anterior tilt hareketindeki artışa bağlı olduğu belirlenmiştir.

Germe uygulaması sonrasında, kas esnekliğindeki artışa yanıt olarak motor kontrol düzeyini artıran nöromüsküler adaptasyonlar meydana gelmektedir (Kay ve ark 2012, Shrier 2004, Chaabene ve ark 2019). Azalan hamstring kas tendon uzunluğu pelvisin yürüyüş sırasında sagittal planda daha kısıtlı hareketlerine neden olarak pelviste artan rotasyonel harekete neden olabilmektedir (Decoster ve ark 2005, Bremmer ve ark 2015). Yürüyüş sırasında kontrolsüz pelvik rotasyon hareketleri hem gövde hem de alt ekstremité kasları üzerindeki yükü artırarak erken yorgunluğa ve enerji veriminde azalmaya yol açmaktadır (Bandy ve ark 1997, Saha ve ark 2008). Bel ağrısı sebebi belli olmayan hastalarda kontrol grubuna pelvis transvers düzlemde göre daha fazla rotasyon hareketleri yaptığı belirtilmektedir (Seay ve ark 2011, Huang ve ark 2011, Wu ve ark 2002). Araştırmamızın yürüme döngüsü boyunca alınan kinematik sonuçlarına göre pelvisin tepe internal rotasyonunda azalma anlamlı bulunmamıştır ($p=0,170$). Pelvisin tepe eksternal rotasyonu $0,36^{\circ}$ azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=162$). Pelvik internal-eksternal hareket açıklığındaki azalma anlamlı bulunmuştur ($p=0,012$). Yürümenin basma fazında; pelvisin tepe internal rotasyon açısında anlamlı değişiklik bulunmamıştır ($p=0,343$). Basma fazındaki pelvis tepe eksternal rotasyon açısı $0,39^{\circ}$ azaldığı ve bunun istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur ($p=0,026$). Pelvik internal-eksternal rotasyon hareket açıklığındaki $0,57^{\circ}$ azalma anlamlı bulunmuştur ($p=0,011$). Bu çalışmanın sonuçlarına göre kas tendon uzunluğunun artışı ile basma fazındaki pelvisin internal rotasyon ve eksternal rotasyon hareketleri azaltmıştır. Bu sonuçlar literatür verilerini desteklemektedir.

Alt ekstremitenin hareket sırasında o kasların karmaşık etkileşimi ile sağlanmaktadır. Diz ekleminin arka medialinde konumlanmış semitendinosus ve semimembranosus kasları, dizde valgusa karşı dinamik stabiliteye yardımcı olmaktadır (Yang ve ark 2010, Markström ve ark 2019). Hamstring kaslarının optimal uzunlukta ve esneklikte olması yürüme, koşma ve zıplama aktivitelerinde dizde aşırı valgusun önlenmesine yardımcı olmaktadır. Fonksiyonel aktivitelerde, hamstring kasın artmış kas-tendon uzunluğu diz valgus hareketini sınırlandırmaktadır. Kısa hamstring kasları alt ekstremitenin yük dağılımını etkileyebilmektedir (Toor ve ark

2019, Zhang ve ark 1997). Bu anormal yük dağılımı eklem çevresi kalça, diz ve ayak bileğinin diziliminde patolojik değişiklikler ortaya çıkabilmektedir. Bozulan dizilim, stabilizasyonda azalmaya ve dizde valgus artışına neden olurken, kalça frontal plan hareketleri kısıtlanabilmektedir. Bu durum, kompensatuar kalça eksternal rotasyon hareketlerine neden olabilmektedir (Slater ve ark 2016, Imwalle ve ark 2009, Andrews ve ark 1996). Çalışmamızın yürüme siklusu kinematik sonuçlarına göre; germe sonrası kalça tepe internal rotasyon hareketinde artış anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Germe sonrası kalça tepe eksternal rotasyon $1,39^\circ$ ($p<0,001$) azalmış ve kalça rotasyon hareket aralığındaki azalma anlamlı bulunmamıştır ($p=0,063$). Germe sonrası yürüme siklusunda ve basma fazında kalça tepe adduksiyon açısında anlamlı değişim bulunmamıştır ($p=0,463$, $p=0,331$). Kalça abduksiyon açısında yürüme siklusunda ki artış anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Yürümede kalça abduksiyon-adduksiyon hareket aralığında anlamlı artış bulunmuştur. Germe sonrası basma fazında tepe kalça internal rotasyonunda $1,55^\circ$ ($p<0,001$) ve kalça rotasyon hareket aralığında ki artışlar anlamlı bulunmuştur ($p=0,010$). Basma fazında tepe kalça eksternal rotasyon açısında $0,90^\circ$ azalma anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Basma fazında kalça internal ve eksternal rotasyon açı değişimlerinin yüksek standart sapma göstermesi nedeniyle istatistiksel olarak anlamlı bulunduğu düşünülmektedir. Germe sonrası basma fazında germe uygulanan taraflardan alınan kinematik verilere göre; sagittal plan diz açılarında anlamlı değişim bulunmamıştır ($p>0,05$). Tepe diz varus açısında ($p<0,001$) ve tepe diz valgus açısında ki ($p=0,026$) artışlar anlamlı bulunmuştur. Diz varus-valgus hareket aralığında germe sonrası artış istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,193$). Diz internal ve eksternal rotasyon hareketlerinde germe sonrası değişiklikler anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Basma fazında alınan diz parametre sonuçlarının standart sapmalarının yüksek olduğu belirlenmiş ve istatistiksel anlamlılığın, bu yüksek standart sapmadan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Germe uygulaması için referans aldığımız düz bacak pasif germe yönteminde kalçanın pozisyonu kişiye göre ayarlandığını ve femurun mümkün olduğunca dik konuma getirmesi istenerek uygulandığı belirtilmiştir (Fasen ve ark 2009). Hamstring uzunluğu artırmanın pelvis üzerindeki etkilerini incelediğimiz bu çalışmada, hamstring kasını izole şekilde germek ve pelvis postürünü etkileyebilecek diğer faktörlerde değişikliğe sebep olmaması için sırt üstü yatış pozisyonunda rulo havlu ile

lomber lordoz desteklendi. Pelvis germe sırasında meydana gelebilecek hareketini engellemek için kemer yardımı ile germe yapılan yatağa sabitlendi. Germenin şiddetini standardize etmek için vizuel analog skalası kullanıldı. Tüm katılımcılara VAS'a göre 7-9 şiddetinde pasif düz bacak germe uygulandı (Kılınçer ve ark 2006).

3 boyutlu hareket analiz sistemi kullanılarak yürütülen çalışma sırasında bazı limitasyonlar ortaya çıkmıştır. Germe uygulaması sonrası germenin etkisinin devam ettiği birkaç dakika içerisinde ölçümlerin ve çekimin alınması gerekmektedir. Germe sonrası pelvik postür derecesi ilk 3 dakika içinde alınmıştır. Ancak, hareket analizinde deney yapılan kişinin bilgisaya tanımlanması, germe sonrası alt ekstremitedeki bazı markerların yeniden vaka üzerine yerleştirilmesi, oluşturulan modelin bilgisayara tanımlanması ve yürüme kayıtlarının alınmasına kadar yaklaşık 7-9 dakika zaman almıştır. Geçen bu zaman içerisinde germe ile oluşan kas-tendon uzunluğundaki değişimler belirlenememiştir.

Gelecekteki çalışmalarda, çift taraflı germe uygulamasının pelvis üzerinde daha etkili olabileceği ve bu yöntemin pelvik postür üzerindeki etkilerinin daha kapsamlı bir şekilde incelenmesinin, pelvisin postür ve mekanik üzerindeki etkilerini anlamak için daha ayrıntılı bilgi sağlayacağı düşünülmektedir. Bu çalışmada hamstring germe uygulaması tek taraflı gerçekleştirilmiştir. Her iki alt ekstremitenin sırayla gerilmesi durumunda, bir tarafta uygulanan germenin etkisi, diğer tarafa uygulanan germe sırasında azalma veya ortadan kalkma durumunu önlemek için yapılmıştır. Germe uygulaması sonrasında katılımcıların yürüyüşlerinde ilerleyen dakikalardaki değişimler ve normal değerlere dönüş süreleri dikkate alınmıştır. Bu nedenle germe sonrası en kısa sürede yürüme çekimi alınmıştır. Gelecek çalışmalarda, germe sonrası etkilerin ilerleyen saatler ve günlerde devam eden etkilerinin incelenmesine yönelik çalışmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca, düzenli egzersiz program ile elde edilecek kas tendon uzunluğunun pelvis hareketleri üzerindeki etkilerini incelemek için ileri çalışmalara gereksinim duyulmaktadır.

6. SONUÇ

Bu çalışmamızda, tek taraflı pasif hamstring germe uygulamasının hamstring kası uzunluğunu artırdığı ve pelvis anterior tilt postüründe, yürümenin basma ve salınım fazlarında pelvisin anterior tilt hareketinde artışa neden olduğu belirlenmiştir. Pelvis postüründeki bu değişiklikler fiziksel olarak ölçülen pelvik inklinasyon açısı ölçümü ve 3 boyutlu hareket analizi sistemi ile gerçekleştirilen statik pelvik postür analizi verileriyle belirlenebilmektedir. 3 boyutlu yürüme analiziyle belirlenen anterior pelvik tilt artışı ve tepe kalça ekstansiyon açısındaki azalma, pelvisin anterior tilt açısındaki artışla ilişkili olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda gerçekleştirdiğimiz hamstring germe uygulaması sonucunda yürümenin uzaysal ve zamansal parametrelerinde anlamlı bir değişiklik olmadığı belirlenmiştir. Ayrıca, kalça ekstansiyon moment değerlerinde germe öncesi ve sonrası anlamlı fark bulunmamıştır. Basma fazında kalça ekstansörü olarak görev yapan hamstring kaslarının, germe sonrası güç üretim kapasitelerinde bir değişiklik olmadığı tespit edilmiştir.

Bu çalışmada, uygulanan statik hamstring germe uygulamasının hamstring kas uzunluğunu artırabildiği ve pelvisin anterior tilt açısında artışa neden olduğu belirlenmiştir. Kısa süreli statik hamstring germe protokolünün yürümede uzaysal ve zamansal parametrelerde anlamlı bir değişime yol açmadığı belirlenmiştir. Bu sonuçlar, hamstring germe egzersizlerinin anterior pelvik postürünü artırmayı hedefleyen rehabilitasyon programlarına dahil edilebileceğini göstermektedir. Bilateral hamstring germe uygulamalarının hamstring uzunluğu, pelvis postürü ve yürüme sırasında pelvis hareketleri üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca, belirli bir frekansta uygulanacak hamstring germe programının hamstring uzunluğu, pelvis postür ve pelvis hareketleri üzerindeki uzun dönem sonuçlarını belirlemek için ileri çalışmalar gereklidir.

KAYNAKÇA

Effects of Stretching: A Comprehensive Review. *Applied Sciences*. Afonso, J., Ramirez-Campillo, R., Moscão, J., Rocha, T., Zacca, R., Martins, A., ... & Clemente, F. M. (2021). Strength training is as effective as stretching for improving range of motion: A systematic review and meta-analysis.

Akalan N.E. ve Temelli Y. (2017). Temel Kinezyo-mekanik, İstanbul: İstanbul Tıp Kitabevi; 33

Akalan, N. E., Temelli, Y., & Kuchimov, S. (2013). Discrimination of abnormal gait parameters due to increased femoral anteversion from other effects in cerebral palsy. *Hip international: the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*, 23(5), 492–499.

Allam, N. M., Ebrahim, H. A., Megahed Ibrahim, A., Elneblawi, N. H., El-Sherbiny, M., & Fouda, K. Z. (2023). The association of hamstring tightness with lumbar lordosis and trunk flexibility in healthy individuals: gender analysis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 11, 1225973.

Anderson, B., & Burke, E. R. (1991). Scientific, medical, and practical aspects of stretching. *Clinics in sports medicine*, 10(1), 63-86.

Andrews, M., Noyes, F. R., Hewett, T. E., & Andriacchi, T. P. (1996). Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data. *Journal of orthopaedic research*, 14(2), 289-295.

Anoop, S., Fayaz, R., & Vijesh, P. (2012). Effectiveness of Stretching Protocol in Improving Hamstring Flexibility in Football Players. *International Journal of Research and Review*, 4, 42-48.

App Store. (2018, July 27). Measure. <https://apps.apple.com/us/app/measure/id1383426740>

Aqueveque, P., Germany, E., Osorio, R., & Pastene, F. (2020). Gait Segmentation Method Using a Plantar Pressure Measurement System with Custom-Made Capacitive Sensors. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20.

Arifoğlu, Y. (2016). Her yönüyle anatomi. İstanbul: İstanbul Tıp Kitabevleri.

Atamaz, F., Ozcaldiran, B., Ozdedeli, S., Capaci, K., & Durmaz, B. (2011). Interobserver and intraobserver reliability in lower-limb flexibility measurements. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 51(4), 689.

Baechle, T. R., & Earle, R. W. (Eds.). (2008). *Essentials of strength training and conditioning*. Human kinetics.

Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 3, 1-10.

Balius, R., Pedret, C., Iriarte, I., Saiz, R., & Cerezal, L. (2019). Sonographic landmarks in hamstring muscles. *Skeletal Radiology*, 48, 1675- 1683.

Balle, S.S., Magnusson, S.P., and McHugh, M.P. 2015. Effects of contract-relax versus static stretching on stretch-induced strength loss and length-tension relationship. *Scand. J. Med. Sci. Sports*. 2015 Jan 26.

Balzini, L., Vannucchi, L., Benvenuti, F., Benucci, M., Monni, M., Cappozzo A, (2003). Clinical characteristics of flexed posture in elderly women. *J Am Geriatr Soc*. 51, 1419-1426

Bandy, W. D., & Irion, J. M. (1994). The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Physical therapy*, 74(9), 845-850.

Barrett, R., Besier, T., & Lloyd, D. (2007). Individual muscle contributions to the swing phase of gait: An EMG-based forward dynamics modelling approach. *Simul. Model. Pract. Theory*, 15, 1146-1155.

Behm, D. G., & Chaouachi, A. (2011). A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European journal of applied physiology*, 111, 2633-2651.

Behm, D. G., Blazevich, A. J., Kay, A. D., & McHugh, M. (2016). Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. *Applied physiology, nutrition, and metabolism*, 41(1), 1-11.

Beighton, P., Solomon, L., Soskolne, C.L. (1973). Articular mobility in an African population. *Ann Rheum Dis*. 32, 413-418.

Beurskens, R., Wilken, J., & Dingwell, J. (2014). Dynamic stability of superior vs. inferior body segments in individuals with transtibial amputation walking in destabilizing environments. *Journal of biomechanics*, 47 12, 3072-9.

Bishop M., Brunt, D., Pathare, N., Patel, B. (2004). The effect of velocity on the strategies used during gait termination. *Gait Posture*, 20:2, 134-139.

Boone, D.C., Azen, S.P., Chun-Mei, L., Spence, C., Baron, C., Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Phys Ther*. 58, 1355–1360.

Borges, M. O., Medeiros, D. M., Minotto, B. B., & Lima, C. S. (2018). Comparison between static stretching and proprioceptive neuromuscular facilitation on hamstring flexibility: systematic review and meta-analysis. *European Journal of Physiotherapy*, 20(1), 12-19.

Boyd B. S. (2012). Measurement properties of a hand-held inclinometer during straight leg raise neurodynamic testing. *Physiotherapy*, 98(2), 174–179.

Bramah, C., Mendiguchia, J., Dos' Santos, T., & Morin, J. B. (2024). Exploring the role of sprint biomechanics in hamstring strain injuries: a current opinion on existing concepts and evidence. *Sports Medicine*, 54(4), 783-793.

Braman, M. S. (2016). The effect of hamstring lengthening on pelvic tilt and lumbar lordosis. The University of Tennessee Health Science Center.

Brekke, A. F., Overgaard, S., Hróbjartsson, A., & Holsgaard-Larsen, A. (2020). Non-surgical interventions for excessive anterior pelvic tilt in symptomatic and non-symptomatic adults: a systematic review. *EFORT open reviews*, 5(1), 37-45.

Buchtelová, E., Tichy, M., & Vaníková, K. (2013). Influence of muscular imbalances on pelvic position and lumbar lordosis: a theoretical basis. *Journal of Nursing, Social Studies, Public Health and Rehabilitation*, 1(2), 25-36.

Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Viviés, X., Bonazzi, B., & Dalleau, G. (2017). Effects of Changing Body Weight Distribution on Mediolateral Stability Control during Gait Initiation. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11.

Cael, C. (2015). Fonksiyonel anatomi manuel terapistler için kas iskelet anatomisi, kinesiyojji ve palpasyon (N. Ergun, Çev.), Ğstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri.

Calais-Germain, B., *Anatomy of Movement*. 1993, Seattle, WA: Eastland Press, Inc.

Callisaya, M. L., Blizzard, L., Schmidt, M. D., McGinley, J. L., & Srikanth, V. K. (2010). Ageing and gait variability—a population-based study of older people. *Age and ageing*, 39(2), 191-197.

Caplova, Z., & Švábová, P. (2020). IBM SPSS statistics. *Statistics and Probability in Forensic Anthropology*.

Chaabene, H., Behm, D. G., Negra, Y., & Granacher, U. (2019). Acute effects of static stretching on muscle strength and power: an attempt to clarify previous caveats. *Frontiers in physiology*, 10, 489981.

Cibulka, M.T. (2004). Determination and significance of femoral neck anteversion. *Phys Ther.* 6, 550-8.

Clapp, I. M., Paul, K. M., Beck, E. C., & Nho, S. J. (2021). Hypermobility disorders and their effects on the hip joint. *Frontiers in surgery*, 8, 596971.

Contreras-Díaz, G., Chiroso-Ríos, L., Chiroso-Ríos, I., Intelangelo, L., Jérez-Mayorga, D., & Martínez-García, D. (2021). Reliability of Isokinetic Hip Flexor and Extensor Strength Measurements in Healthy Subjects and Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18. 2

Crowell RD, Cummings GS, Walker JR, Tillman LJ. Intratester and intertester reliability and validity of measures of innominate bone inclination. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;20(2):88-97.

Cui, C., Kulkarni, A., Rietdyk, S., Barbieri, F. A., & Ambike, S. (2020). Synergies in the ground reaction forces and moments during double support in curb negotiation in young and older adults. *Gait & Posture.* Advance online publication.

Czaprowski, D., Leszczewska, J., Kolwicz, A., Pawłowska, P., Kędra, A., Janusz, P., & Kotwicki, T. (2013). The comparison of the effects of three physiotherapy techniques on hamstring flexibility in children: a prospective, randomized, single-blind study. *PLOS one*, 8(8), e72026.

Davids, J.R., Benfanti, P., Blackhurst, D.W., Allen, B.L. (2002). Assessment of femoral anteversion in children with cerebral palsy: accuracy of the trochanteric prominence angle test. *J Pediatr Orthop.* 22, 173–178

Davis, D. S., Ashby, P. E., Mccale, K. L., Mcquain, J. A., & Wine, J. M. (2005). The effectiveness of 3stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. *The journal of strength & conditioning research*, 19(1), 27-32.

Davis, D. S., Quinn, R. O., Whiteman, C. T., Williams, J. D., & Young, C. R. (2008). Concurrent validity of four clinical tests used to measure hamstring flexibility. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(2), 583-588.

de Oliveira, T. S., Candotti, C. T., La Torre, M., Pelinson, P. P. T., Furlanetto, T. S., Kutchak, F. M., & Loss, J. F. (2012). Validity and reproducibility of the measurements obtained using the flexicurve instrument to evaluate the angles of thoracic and lumbar curvatures of the spine in the sagittal plane. *Rehabilitation research and practice*, 2012(1), 186156.

Debelle, H., Maganaris, C. N., & O'Brien, T. D. (2021). Biomechanical mechanisms of improved balance recovery to repeated backward slips simulated by treadmill belt accelerations in young and older adults. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3, 708929.

Decoster, L. C., Cleland, J., Altieri, C., & Russell, P. (2005). The effects of hamstring stretching on range of motion: a systematic literature review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(6), 377-387.

Denerel, N., Ergün, M., Yüksel, O., Özgürbüz, C., & Karamızrak, O. (2019). The acute effects of static and dynamic stretching exercises on dynamic balance performance. *Spor Hekimliği Dergisi*, 54(3), 148-157.

DeSilva, J., & Rosenberg, K. (2017). Anatomy, Development, and Function of the Human Pelvis. *The Anatomical Record*, 300.

Dingwell, J., & Cusumano, J. (2000). Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos*, 10 4, 848-863.

Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A. D. (2002). Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of biomechanics*, 35(1), 117–124.

Donelan, M. J., Kram, R., & Arthur, D. (1985). K., 2001. Mechanical and metabolic determinants of the 563 preferred step width in human walking. *Proc. Roy. Soc. B*, 268, 564.

Duthon, V. B., Charbonnier, C., Kolo, F. C., Magnenat-Thalmann, N., Becker, C. D., Bouvet, C., ... & Menetrey, J. (2013). Correlation of clinical and magnetic resonance imaging findings in hips of elite female ballet dancers. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 29(3), 411-419.

Ebben, W. P., Carroll, R. M., & Simenz, C. J. (2004). Strength and conditioning practices of National Hockey League strength and conditioning coaches. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(4), 889-897.

Ersin, A., & Kaya, M. (2023). Effect of thoracic mobilization exercises on hamstring flexibility: a randomized controlled trial. *Turkish Journal of Medical Sciences*, 53(5), 1293-1300.

Fasen, J. M., O'Connor, A. M., Schwartz, S. L., Watson, J. O., Plastaras, C. T., Garvan, C. W., ... & Akuthota, V. (2009). A randomized controlled trial of

hamstring stretching: comparison of four techniques. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(2), 660-667.

Fasuyi, F. O., Fabunmi, A. A., & Adegoke, B. O. (2017). Hamstring muscle length and pelvic tilt range among individuals with and without low back pain. *Journal of bodywork and movement therapies*, 21(2), 246-250.

Faul, F., Erdfelder, E., Buchner, A., & Lang, A. G. (2009). Statistical power analyses using G* Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behavior research methods*, 41(4), 1149-1160.

Fisher, M., & Bordoni, B. (2019). *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Pelvic Joints*.

Flexibility, M. (2021). Effect of dynamic versus static stretching in the warm-up on hamstring flexibility. *The Sport Journal*, 24.

Ford P, McChesney J (2007) Duration of maintained hamstring ROM following termination of three stretching protocols. *J Sport Rehabil* 16:18–27.

Fowles, J. R., Sale, D. G., & MacDougall, J. D. (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of applied physiology*, 89(3), 1179-1188.

Fredriksen, H., Dagfinrud, H., Jacobsen, V., & Maehlum, S. (1997). Passive knee extension test to measure hamstring muscle tightness. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 7(5), 279-282.

Fujiwara, M., & Basmajian, J. (1975). Electromyographic study of two-joint muscles. *American journal of physical medicine*, 54 5, 234-42.

Funk DC, Swank AM, Mikla BM et al (2003) Impact of prior exercise on hamstring flexibility: a comparison of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretching. *J Strength Cond Res* 17:489–492.

Gajdosik, R. L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clinical biomechanics*, 16(2), 87-101.

Gajdosik, R. L., & Bandy, W. D. (2000). "Influence of hamstring muscle tightness on knee flexion and extension." *Clinical Biomechanics*, 15(4), 257-262

Gatantino ML, Bzdewka TM, Eissler-Rnsso JL, Holbrook ML, Mogck EP, Geigle P, et al. The impact of modified hatha yoga on chronic low back pain: a pilot study. *Altern Ther Health Med*. 2004;10(2):56–9.

Gill, N., O'Leary, T., Roberts, A., Liu, A., Roerdink, M., Greeves, J., & Jones, R. (2023). Enforcing walking speed and step-length affects joint kinematics and kinetics in male and female healthy adults. *Gait & posture*, 103, 223-228.

Gleim, G. W., & McHugh, M. P. (1997). Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports medicine*, 24, 289-299.

Goff, L., Berthelot, J., & Maugars, Y. (2011). Ultrasound assessment of the posterior sacroiliac ligaments. *Clinical and experimental rheumatology*, 29 6, 1014-7.

Halbertsma, J. P., Göeken, L. N., Hof, A. L., Groothoff, J. W., & Eisma, W. H. (2001). Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(2), 232-238

Han, H. I., Choi, H. S., & Shin, W. S. (2016). Effects of hamstring stretch with pelvic control on pain and work ability in standing workers. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 29(4), 865-871.

Hansberger, B. L., Loutsch, R., Hancock, C., Bonser, R., Zeigel, A., & Baker, R. T. (2019). Evaluating the relationship between clinical assessments of apparent hamstring tightness: a correlational analysis. *International journal of sports physical therapy*, 14(2), 253.

Hasebe, K., Sairyō, K., Hada, Y., Dezawa, A., Okubo, Y., Kaneoka, K., & Nakamura, Y. (2014). Spino-pelvic-rhythm with forward trunk bending in normal subjects without low back pain. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 24, 193-199.

Hindle, K., Whitcomb, T., Briggs, W., & Hong, J. (2012). Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF): Its Mechanisms and Effects on Range of Motion and Muscular Function. *Journal of Human Kinetics*, 31, 105- 113.

Hinman, M. R., Lundy, R., Perry, E., Robbins, K., & Viertel, L. (2013). Comparative effect of ultrasound and deep oscillation on the extensibility of hamstring muscles. *Journal of Athletics Medicine*, 1(1), 45-55.

Huang, Y. P., Bruijn, S. M., Lin, J. H., Meijer, O. G., Wu, W. H., Abbasi-Bafghi, H., ... & van Dieën, J. H. (2011). Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. *European Spine Journal*, 20, 491-499.

Imwalle, L. E., Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2009). Relationship between hip and knee kinematics in athletic women during cutting maneuvers: a possible link to noncontact anterior cruciate ligament injury and prevention. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(8), 2223-2230.

Iwata, M., Yamamoto, A., Matsuo, S., Hatano, G., Miyazaki, M., Fukaya, T., Fujiwara, M., Asai, Y., & Suzuki, S. (2019). Dynamic Stretching Has Sustained Effects on Range of Motion and Passive Stiffness of the Hamstring Muscles. *Journal of sports science & medicine*, 18 1, 13-20.

Jacquelin Perry, M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. New Jersey: SLACK.

Jaggers, J. R., Swank, A. M., Frost, K. L., & Lee, C. D. (2008). The acute effects of dynamic and ballistic stretching on vertical jump height, force, and power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(6), 1844-1849.

Johnson, E. N., & Thomas, J. S. (2010). Effect of hamstring flexibility on hip and lumbar spine joint excursions during forward-reaching tasks in participants with and without low back pain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(7), 1140-1142.

Jordan, K., Challis, J.H., Newell K.M. (2007). Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture*, 26, 128-134.

Kallerud, H., & Gleeson, N. (2013). Effects of Stretching on Performances Involving Stretch-Shortening Cycles. *Sports Medicine*, 43, 733-750.

Karamanidis, K., Arampatzis, A., & Brüggemann, G. P. (2003). Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Medicine and science in sports and exercise*, 35(6), 1009–1016.

Kay, A. D., & Blazeovich, A. J. (2012). Effect of acute static stretch on maximal muscle performance: a systematic review. *Medicine & Science in Sports & Exercise®*, 44(1), 154-164.

Kay, A. D., Husbands-Beasley, J., & Blazeovich, A. J. (2015). Effects of contract-relax, static stretching, and isometric contractions on muscle-tendon mechanics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(10), 2181-2190.

Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA (2005) *Muscles Testing and Function With Posture and Pain* (5th ed). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.

Kendall, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (1993). *Muscles testing and function* (4th ed.). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.

Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, M. M., & Romani, W. A. (2005). *Muscles: testing and function with posture and pain* (Vol. 5, pp. 1-100). Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.

Kılınçer, C., & Zileli, M. (2006). Visual Analog Patient Satisfaction Scale. *Balkan Medical Journal*, 2006.

Kırboğa, F., Arslanparçası, H., Akalan, N. E., Kuchimov, S., Önerge, K., Sert, R., & Evrendilek, H. (2022). Acute effect of increased pelvic anterior tilt on lower extremity kinematics during walking in healthy individuals: Pilot study. *Gait & Posture*, 97, S303-S304.

Kibler, W. (2006). "The pelvis and its role in gait." *International Journal of Sports Physical Therapy*, 1(3), 136-146.

Klinge, K., Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Klausen, K., & Kjaer, M. (1997). The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *The American journal of sports medicine*, 25(5), 710-716.

Kowalsky, D. B., Rebula, J. R., Ojeda, L. V., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2021). Human walking in the real world: Interactions between terrain type, gait parameters, and energy expenditure. *PLoS one*, 16(1), e0228682.

Kubo, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of applied physiology*, 92(2), 595-601.

Kuo, A. D., & Donelan, J. M. (2010). Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Physical therapy*, 90(2), 157-174.

Li, Y., McClure, P. W., & Pratt, N. (1996). The effect of hamstring muscle stretching on standing posture and on lumbar and hip motions during forward bending. *Physical therapy*, 76(8), 836–849.

Liu, M., et al. (2013). "Effects of walking speed on pelvic and lumbar motion during walking." *Journal of Biomechanics*, 46(3), 456-461.

López-Miñarro, P. A., Muyor, J. M., Belmonte, F., & Alacid, F. (2012). Acute effects of hamstring stretching on sagittal spinal curvatures and pelvic tilt. *Journal of human kinetics*, 31, 69–78.

Ludwig, O., Dindorf, C., Kelm, S., Kelm, J., & Fröhlich, M. (2024). Muscular Strategies for Correcting the Pelvic Position to Improve Posture—An Exploratory Study. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 9(1), 25.

Maddigan, M., Peach, A., & Behm, D. (2012). A Comparison of Assisted and Unassisted Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Techniques and Static Stretching. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26, 1238–1244.

Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., & Kjaer, M. (1996). Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *The American journal of sports medicine*, 24(5), 622-628.

Mann, R. A., & Hagy, J. (1980). Biomechanics of walking, running, and sprinting. *The American journal of sports medicine*, 8(5), 345–350.

Markström, J. L., Grip, H., Schelin, L., & Häger, C. K. (2019). Dynamic knee control and movement strategies in athletes and non-athletes in side hops: implications for knee injury. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 29(8), 1181-1189.

McHugh, M. P., & Cosgrave, C. H. (2010). To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 20(2), 169-181.

McHugh, M. P., & Nesse, M. (2008). Effect of stretching on strength loss and pain after eccentric exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 40(3), 566.

Medeiros, D. M., Cini, A., Sbruzzi, G., & Lima, C. S. (2016). Influence of static stretching on hamstring flexibility in healthy young adults: Systematic review and meta-analysis. *Physiotherapy theory and practice*, 32(6), 438-445.

Mehta, S. P., Barker, K., Bowman, B., Galloway, H., Oliashirazi, N., & Oliashirazi, A. (2017). Reliability, concurrent validity, and minimal detectable change for iPhone goniometer app in assessing knee range of motion. *The journal of knee surgery*, 30(06), 577-584.

Miura, K., Ohkoshi, Y., Ino, T., Ukishiro, K., Kawakami, K., Suzuki, S., Suzuki, K., & Maeda, T. (2020). Kinematics and center of axial rotation during walking after medial pivot type total knee arthroplasty. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 7.

Moore, K. L., & Dalley, A. F. (2018). *Clinically Oriented Anatomy*. 7th Edition. Wolters Kluwer.

Morse, C. I., Degens, H., Seynnes, O. R., Maganaris, C. N., & Jones, D. A. (2008). The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The Journal of physiology*, 586(1), 97-106.

Muller R, Ertelt T, Blickhan R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. *J Biomech*. 2015;48(6):1009–14.

Muniz, A., & Nadal, J. (2009). Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait.. *Gait & posture*, 29 1, 31-5 .

Muraoka, H., & Suzuki, T. (2021). Effects of trunk anterior tilt and knee joint flexion angle changes on muscle activity in the lower limb muscles. *Journal of Physical Therapy Science*, 33, 472- 479.

Murray, M. P., et al. (1964). "Walking: A physiological, kinesiological and clinical approach." *Physical Therapy*, 44(3), 228-239.

Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A., & Casimiro, A. J. (2012). Effect of stretching program in an industrial workplace on hamstring flexibility and sagittal spinal posture of adult women workers: a randomized controlled trial. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 25(3), 161-169.

Myer, G. D., Ford, K. R., Foss, K. D. B., Liu, C., Nick, T. G., & Hewett, T. E. (2009). The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clinical journal of sport medicine*, 19(1), 3-8.

Narimani, M., & Arjmand, N. (2018). Three-dimensional primary and coupled range of motions and movement coordination of the pelvis, lumbar and thoracic spine in standing posture using inertial tracking device. *Journal of biomechanics*, 69, 169-174.

Nathan, J., Davies, K., & Swaine, I. (2018). Hypermobility and sports injury. *BMJ Open Sport — Exercise Medicine*, 4.

Neumann, D. A. (2002). *Kinesiology of the musculoskeletal system*. St. Louis: Mosby, 25-40.

Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 82-94.

Nikzad, S., Pirouzi, S., Taghizadeh, S., & Hemmati, L. (2020). Relationship Between Hamstring Flexibility and Extensor Muscle Activity During a Trunk Flexion Task. *Journal of chiropractic medicine*, 19 1, 21-27.

Nordez, A., Gennisson, J. L., Casari, P., Catheline, S., & Cornu, C. (2008). Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *Journal of biomechanics*, 41(10), 2305-2311.

Norkin, C. C., & White, D. J. (2016). *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*. FA Davis.

Norrie, S., et al. (2016). "The effects of hamstring stretching on pelvic posture and lumbar lordosis in a young adult population." *International Journal of Sports Physical Therapy*.

Norris, C. M., & Matthews, M. (2006). Correlation between hamstring muscle length and pelvic tilt range during forward bending in healthy individuals: An initial evaluation. *Journal of bodywork and movement therapies*, 10(2), 122-126.

Opplert, J., & Babault, N. (2018). Acute Effects of Dynamic Stretching on Muscle Flexibility and Performance: An Analysis of the Current Literature. *Sports Medicine*, 48, 299-325.

Opplert, J., & Babault, N. (2018). Acute effects of dynamic stretching on muscle flexibility and performance: an analysis of the current literature. *Sports medicine*, 48, 299-325.

Otman AS, Demirel H, Sade A. *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. Ankara: Sinem Ofset; 1998.

Özaras, N., & Yalçın, S. (2001). *Yürüme Analizi*.

Paradisis, G. P., Pappas, P. T., Theodorou, A. S., Zacharogiannis, E. G., Skordilis, E. K., & Smirniotou, A. S. (2014). Effects of static and dynamic

stretching on sprint and jump performance in boys and girls. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(1), 154-160.

Patla, A. E. (2003). Strategies for dynamic stability during adaptive human locomotion. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(2), 48-52.

Perry, J., & Burnfield, J. (2010). "Gait Analysis: Normal and Pathological Function." Slack Incorporated.

Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3), 81-95.

Pizones, J., & García-Rey, E. (2020). Pelvic motion the key to understanding spine–hip interaction. *EFORT Open Reviews*, 5(9), 522-533.

Pope, R. P., Herbert, R. D., Kirwan, J. D., & Graham, B. J. (2000). A randomized trial of preexercise stretching for prevention of lower-limb injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(2), 271.

Power, K., Behm, D., Cahill, F. A. R. R. E. L. L., Carroll, M., & Young, W. A. R. R. E. N. (2004). An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(8), 1389-1396.

Pries, E., Dreischarf, M., Bashkuev, M., Putzier, M., & Schmidt, H. (2015). The effects of age and gender on the lumbopelvic rhythm in the sagittal plane in 309 subjects. *Journal of biomechanics*, 48(12), 3080-3087.

Prushansky T, Ezra N, Kurse N, Man L, Schneiderman Y. Reproducibility of sagittal pelvic tilt measurements in normal subjects using digital inclinometry. *Gait Posture*. 2008;28(3):513-516.

Pückler, K., Tellhelm, B., & Kirberger, R. (2016). The hip joint and pelvis. 212-232.

Radwan, A., Bigney, K. A., Buonomo, H. N., Jarmak, M. W., Moats, S. M., Ross, J. K., & Tomko, M. A. (2015). Evaluation of intra-subject difference in

hamstring flexibility in patients with low back pain: An exploratory study. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 28(1), 61-66.

Reis, F. J. J., & Macedo, A. R. (2015). Influence of hamstring tightness in pelvic, lumbar and trunk range of motion in low back pain and asymptomatic volunteers during forward bending. *Asian spine journal*, 9(4), 535.

Remvig, L., Jensen, D. V., & Ward, R. C. (2007). Epidemiology of general joint hypermobility and basis for the proposed criteria for benign joint hypermobility syndrome: review of the literature. *The Journal of rheumatology*, 34(4), 804-809.

Riva, A., et al. (2013). "Effects of walking speed on gait dynamics in older adults." *Journal of Biomechanics*, 46(1), 183-188.

Robinson, R., Riccardo, J., & Bradshaw, L. (2007). Passive Static Stretching of the Lower Extremity and the Impact on Running Economy. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 78.

Rodgers, C. D., & Raja, A. (2019). Anatomy, bony pelvis and lower limb, hamstring muscle.

Roussouly, P., & Pinheiro-Franco, J. L. (2011). Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *European Spine Journal*, 20, 609-618.

Ruwe, P. A., Gage, J. R., Ozonoff, M. B., & DeLuca, P. A. (1992). Clinical determination of femoral anteversion. A comparison with established techniques. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 74(6), 820-830.

Saha, D., Gard, S., & Fatone, S. (2008). The effect of trunk flexion on able-bodied gait. *Gait & posture*, 27(4), 653-660.

Sakamoto, K., Aschenbach, W., Hirshman, M., & Goodyear, L. (2003). Akt signaling in skeletal muscle: regulation by exercise and passive stretch. *American journal of physiology. Endocrinology and metabolism*, 285 5, E1081-8.

Sasaki, K., & Neptune, R. R. (2006). Differences in muscle function during walking and running at the same speed. *Journal of biomechanics*, 39(11), 2005-2013.

Schober, P., Boer, C., & Schwarte, L. (2018). Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation. *Anesthesia & Analgesia*, 126, 1763–1768.

Schrager, M. A., Kelly, V. E., Price, R., Ferrucci, L., & Shumway-Cook, A. (2008). The effects of age on medio-lateral stability during normal and narrow base walking. *Gait & Posture*, 28, 466–471.

Seay, J. F., Van Emmerik, R. E., & Hamill, J. (2011). Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical biomechanics*, 26(6), 572-578.

Shah C. The effect of hamstring and calf tightness on static, dynamic balance and mobility-a correlation study. *Indian J Physiother Occup Ther*. 2013;7(4):17.

Shah, R., Samuel, M. W., & Son, J. (2023). Acute and chronic effects of static stretching on neuromuscular properties: a meta-analytical review. *Applied Sciences*, 13(21), 11979.

Shrier, I. (2004). Does stretching improve performance: a systematic and critical review of the literature. *Clinical Journal of sport medicine*, 14(5), 267-273.

Silveira, G., Sayers, M.G., & Waddington, G. (2011). Effect of dynamic versus static stretching in the warm-up on hamstring flexibility. *The sport journal*, 14.

Simmonds, J. V., & Keer, R. J. (2007). Hypermobility and the hypermobility syndrome. *Manual therapy*, 12(4), 298-309.

Slater, L. V., & Hart, J. M. (2016). The influence of knee alignment on lower extremity kinetics during squats. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 31, 96-103.

Smedes, F., Heidmann, M., Schäfer, C., Fischer, N., & Stępień, A. (2016). The proprioceptive neuromuscular facilitation-concept; the state of the evidence, a narrative review. *Physical Therapy Reviews*, 21(1), 17-31.

Smits-Engelsman, B., Mariette, K., Kirby, A. (2011). Beighton Score: A Valid Measure for Generalized Hypermobility in Children. *J Pediatr*. 158:1, 119-123.

Sousa, A. S., Silva, A., & Tavares, J. M. R. (2013). Interlimb relation during the double support phase of gait: an electromyographic, mechanical and energy-based analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 227(3), 327-333.

Stewart, C., Postans, N., Schwartz, M., Rozumalski, A., & Roberts, A. (2008). An investigation of the action of the hamstring muscles during standing in crouch using functional electrical stimulation (FES). *Gait & posture*, 28 3, 372-7.

Suits, W. H. (2021). Clinical measures of pelvic tilt in physical therapy. *International journal of sports physical therapy*, 16(5), 1366.

Szlezak, A. M., Georgilopoulos, P., Bullock-Saxton, J. E., & Steele, M. C. (2011). The immediate effect of unilateral lumbar Z-joint mobilisation on posterior chain neurodynamics: a randomised controlled study. *Manual therapy*, 16(6), 609-613.

Takeuchi, K., Nakamura, M., Fukaya, T., Konrad, A., & Mizuno, T. (2023). Acute and Long-Term Effects of Static Stretching on Muscle-Tendon Unit Stiffness: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of sports science & medicine*, 22 3, 465-475.

Taylor, D. C., Dalton JR, J. D., Seaber, A. V., & Garrett JR, W. E. (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units: the biomechanical effects of stretching. *The American journal of sports medicine*, 18(3), 300-309.

Taylor, N. F., Evans, O. M., & Goldie, P. A. (2003). The effect of walking faster on people with acute low back pain. *European Spine Journal*, 12, 166-172.

Tekin, F. (2020). Hemiparetik serebral palsili çocuklarda tüm vücut vibrasyonunun spastisite ve motor performans üzerine kısa ve uzun dönem etkisi.

Toor, A. S., Limpisvasti, O., Ihn, H. E., McGarry, M. H., Banffy, M., & Lee, T. Q. (2019). The significant effect of the medial hamstrings on dynamic knee stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27, 2608-2616.

Toro, B., Farren, P., & Nester, C. (2002). Review of Observational Gait Assessment in Clinical Practice. *Physiotherapy*, 88, 701.

Tortora, G. J., & Derrickson, B. H. (2012). *Principles of Anatomy and Physiology*, 2012. Hoboken: John Wiley & Sons.

Ulusoy B, Harput G, Ergun N. Correlation between knee strength and dynamic balance in early period after Acl reconstruction with hamstring autograft. *Med Sci Sports Exerc*. 2015;47(5S):258.

Uzunhisarcıklı, E., Çetinkaya, M. B., Fidan, U., & Çalikuşu, İ. (2019). Investigation of EMG signals in lower extremity muscle groups during robotic gait exercises. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 109-118.

Van Trijffel, E., van de Pol, R. J., Oostendorp, R. A., & Lucas, C. (2010). Inter-rater reliability for measurement of passive physiological movements in lower extremity joints is generally low: a systematic review. *Journal of physiotherapy*, 56(4), 223-235.

Vaughan, C.L.; Davis, B.L.; O'Connor, J.C. *Dynamics of Human Gait*, 2nd ed.; Kiboho Publishers: Cape Town, South Africa, 1999.

Wallmann, H. (2009). *Introduction to Observational Gait Analysis*. Home Health Care Management & Practice, 22, 66 - 68.

Warneke, K., Lohmann, L. H., & Wilke, J. (2024). Effects of Stretching or Strengthening Exercise on Spinal and Lumbopelvic Posture: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports Medicine-Open*, 10(1), 65.

Whittle, M. (2007). *Gait Analysis: an Introduction* (4. bs.). Edinburgh: Butterworth-Heinemann.

Winter, D.A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. (2d ed.). Waterloo: University of Waterloo Press.

Witvrouw, E., Mahieu, N., Danneels, L., & McNair, P. (2004). Stretching and injury prevention: an obscure relationship. *Sports medicine*, 34, 443-449.

Wu, W., Meijer, O. G., Jutte, P. C., Uegaki, K., Lamoth, C. J., de Wolf, G. S., ... & Beek, P. J. (2002). Gait in patients with pregnancy-related pain in the pelvis: an emphasis on the coordination of transverse pelvic and thoracic rotations. *Clinical biomechanics*, 17(9-10), 678-686.

Xu, J. C., Silvano, A. P., Keller, A., Krašna, S., Thomson, R., Klug, C., & Linder, A. (2021). Identifying and Characterizing Types of Balance Recovery Strategies Among Females and Males to Prevent Injuries in Free-Standing Public Transport Passengers. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 9, 670498.

Yalfani A, Gholami Borujeni B, Ahmadnezhad L, Esmi S. The effect of aquatic therapy on the balance and hamstring flexibility in females with chronic low back pain. *Iranian J Rehabil Res*. 2017;3(3):39–47.

Yang, F., & Pai, Y. C. (2010). Role of individual lower limb joints in reactive stability control following a novel slip in gait. *Journal of Biomechanics*, 43(3), 397-404.

Yavuzer, G. (2009). Three-dimensional quantitative gait analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 43(2), 94-101.

Ylinen, J. (2008). *Stretching Therapy: For Sport and Manual Therapies*. Churchill Livingstone.

Yoo, W. G. (2013). Effect of individual strengthening exercises for anterior pelvic tilt muscles on back pain, pelvic angle, and lumbar ROMs of a LBP patient with flat back. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(10), 1357-1358.

Youdas, J. W., Krause, D. A., Hollman, J. H., Harmsen, W. S., & Laskowski, E. (2005). The influence of gender and age on hamstring muscle length in healthy adults. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(4), 246-252.

Young, W. B. (2007). The use of static stretching in warm-up for training and competition. *International journal of sports physiology and performance*, 2(2), 212-216.

Zajac, F. E. (2002). Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of biomechanics*, 35(8), 1011-1018.

Zawadka, M., Skublewska-Paszkowska, M., Gawda, P., Lukasik, E., Smółka, J., & Jabłoński, M. (2018). What factors can affect lumbopelvic flexion-extension motion in the sagittal plane: A literature review. *Human movement science*, 58, 205-218.

Železnik, P., Jelen, A., Kalc, K., Behm, D. G., & Kozinc, Ž. (2024). Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on hamstrings muscle stiffness and range of motion: a randomized cross-over study. *European Journal of Applied Physiology*, 124(3), 1005-1014.

Zhang, L. Q., Nuber, G., Butler, J., Bowen, M., & Rymer, W. Z. (1997). In vivo human knee joint dynamic properties as functions of muscle contraction and joint position. *Journal of biomechanics*, 31(1), 71-76.

Zhou, J., Ning, X., & Fathallah, F. (2016). Differences in lumbopelvic rhythm between trunk flexion and extension. *Clinical Biomechanics*, 32, 274-279.

Zvetkova, E., Koytchev, E., Ivanov, I., Ranchev, S., & Antonov, A. (2023). *Biomechanical, Healing and Therapeutic*

EKLER

Ek 1: Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 05.04.2024-121554

T.C.
İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ
ETİK KURUL KARAR ÖRNEĞİ

TOPLANTI TARİHİ
29.03.2024

TOPLANTI NO
2024-03

KARAR SAYISI
14

Madde 14- Lisansüstü Eğitim Enstitüsü / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Tezli Yüksek Lisans Programı Dr. Öğr.Üyesi Adnan APTI'nin yürütücülüğünü yaptığı "Hamstring Germe Uygulamasının Sagittal Düzlem Pelvis Postürü ve Yürümedeki Pelvis Mekanik Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi" isimli Yüksek Lisans Tez Projesi'nin görüşülmesi, **Karar:** Lisansüstü Eğitim Enstitüsü / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Tezli Yüksek Lisans Programı Dr.Öğr.Üyesi Adnan APTI'nin yürütücülüğünü yaptığı "Hamstring Germe Uygulamasının Sagittal Düzlem Pelvis Postürü ve Yürümedeki Pelvis Mekanik Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi" isimli Yüksek Lisans Tez Projesi ile ilgili olarak İstanbul Kültür Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu tarafından yapılan inceleme sonucunda çalışmanın gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel açıdan sakınca bulunmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.

Ashı Gibidir

e-imzalıdır
Prof. Dr. Seyhan ALTUN
Etik Kurul Başkanı

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Ek 2: Hasta Takip Formu



T.C.
İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

HASTA TAKİP FORMU

1. Demografik Bilgiler Değerlendirme Formu

Değ. Tarihi:

Katılımcının Adı Soyadı:
Cinsiyet: K/E
Yaş/ Doğum Tarihi:
Boy:
Kilo:
Dominant Taraf: Sağ /Sol
Tel. No:
Eğitim Durumu/ Sınıf:
Herhangi bir sistemik hastalığı var mı? :
Düzenli ilaç kullanımı:

Antropometrik Ölçümler	Sağ	Sol
Bacak boyu		
Diz çapı		
Ayak bileği çapı		

Beighton Testi	Sağ	Sol
Pasif 5. MKP $\geq 90^\circ$ ekstansiyonu		
Pasif olarak baş parmağın ön kola değiştirilmesi		
Pasif olarak dirseğin $\geq 10^\circ$ ekstansiyona getirilmesi		
Pasif olarak dizin $\geq 10^\circ$ ekstansiyona getirilmesi		
Aktif olarak ayaktaiken avuç içlerinin yere değiştirilmesi		
TOPLAM		

Sol	Alt Ekstremité Hipermobilité Değerlendirme Formu	Sağ
	Kalça fleksiyonu: Hasta sırtüstü yatar; muayene eden kişi bir kalçasını tamamen uzatır; diğer bacak kanepede tamamen uzatılmış halde kalmalıdır. Uyğun orta-ön bölgesi, minimum ile orta düzeyde kuvvet uygulayarak, hareketi gevşek bir şekilde hissederek kolayca mide/göğüs üzerine düşüyor mu?	
	Kalça Abduksiyonu: Hasta sırtüstü yatar, kalça ve dizler fleksiyondadır; dizler dışarı ve kanepeye indirilir, ayak tabanları bitişiktir. Muayene eden kişinin eli lateral femoral kondil üzerindeyken, dizler muayene edenin elinin arkasının kanepeye temas etmesine izin verecek kadar kanepeye kadar inebilir mi? Minimum güç uygulaması gerekli.	
	Diz hiper ekstansiyonu: Hasta sırtüstü yatar; dizler rahat ve düz; Minimum kuvvetle, femoral kondilleri koltukta tutarak, topuk koltuktan en az 3 cm (2 parmak genişliğinden daha fazla) kaldırılabiliyor mu?	
	Diz ön çekme testi : Hasta yatar; kalçalar ve dizler (90°) fleksiyonda; muayene eden kişi, ayağı stabilize etmek için nazikçe ayağa oturur; tibia öne çekilirken femoral kondillere orta derecede basınç uygulanır. Tibianın femura karşı belirgin bir ileri hareketi var mı? Birbirine karşı hareket eden eklem yüzeylerinin elle tutulur "yıtılması", pozitif bir beraberlik işaretinin göstergesidir.	
	Diz Rotasyon: Hasta sırtüstü yatar; muayene eden kişi kalça ve dizini 90° fleksiyona getirir ve tibial tüberküle palpe eder; malleol ve ayak bileği sıkıca tutularak, tibia femur üzerinde medial ve lateral olarak döndürülür. Normal hareket medial ve lateral olarak 1 cm'dir. Tüberkül herhangi bir yönde 1 cm'den daha fazla veya toplamda 2 cm'den daha fazla kolayca hareket ediyor mu? Artan iç hareketle birlikte tibianın fibula/lateral kondil başının da hareket ettiği görülebilir.	
	Ayak bileği dorsifleksiyonu: Hasta sırtüstü yatar; diz 45° fleksiyona getirilir; orta ila güçlü kuvvetle ayak bileği dorsifleksiyona getirilir. Ayak bileği 15 dereceden fazla esniyor mu? Artan hareketle birlikte ayak bileğinin önünde cilt ve deri altı yağında şişkinlik olabilir.	
	Ayak ön çekme testi: Hasta sırtüstü yatar; diz 45° fleksiyona getirilir; muayene eden kişi bir eliyle plantar ve posterior yüzeyler boyunca topuğu kavrar ve diğer eliyle tibianın anterioruna karşı stabilize edici bir kuvvet uygular. Güçlü bir anterior kuvvet kullanarak kalkaneum ve talus tibia üzerinde öne doğru getirilebilir mi? Hissedilen herhangi bir ileri hareket olumlu bir sonuçtur.	
	Subtalar inversiyon: Hasta, ayakları kanepenin ucunda olacak şekilde sırtüstü yatar; muayene eden kişi topuğun arka yüzeyini tutar ve bacağın hareket ettirmeden topuğu ters çevirmeye hareket ettirir. Minimal kuvvet kullanılarak subtalar eklem aşırı inversiyonu görülüyor mu? Ayak tabanı veya talusun boynunun görselleştirilmesi, içe doğru 45° hareket göstermelidir, talusun lateral başı çok belirgin olacaktır.	
	Midtarsal inversiyon: Hasta, ayakları kanepenin ucunda olacak şekilde sırtüstü yatar; midtarsal eklem, subtalar ekleminden izole edilir; ön ayak, metatarslar boyunca lateralden mediale doğru kavranır; midtarsal eklemi ters çevirmek için sadece minimal- orta düzeyde kuvvet uygulanır. Midtarsal eklem, metatars başlarının plantar yüzeyinin 45 derece içeriye getirilebilmesi için 45°'den fazla ters mi dönüyor?	
	Midtarsal abduksiyon/ adduksiyon: Hasta, ayakları kanepenin ucunda olacak şekilde sırtüstü yatar; muayene eden kişi arka ayağı kavrar ve sabitler; ön ayak ab/addüksiyon ve dorsi/plantar fleksiyon yönünde hareket ettirilir. Normal hareket her yönde 1 cm olmalıdır. Minimum kuvvetle, ön ayak kolayca hareket ediyor mu, artan miktarda neredeyse "sallanıyor mu? İki düzlemde herhangi birinde aşırı hareket olumlu bir sonuçtur.	
	1. Metatarsofalangeal dorsifleksiyon: Hasta, ayakları kanepenin ucunda olacak şekilde sırtüstü yatar; halluks, minimum – orta düzeyde kuvvet kullanılarak dorsifleksiyona getirilir. Halluks dorsiflex, metatarsa göre kolayca 90°'nin ötesine geçiyor mu?	
	Subtalar Pronasyon (Basma): Hasta olay yerinde yürümeli ve komutla durmalıdır; hastadan ayağını ters çevirmesi ve subtalar eklem yakın pozisyonu nötr tutması istenir; daha sonra hastadan ayağını gevşetmesi istenir, hareket gözlemlenir. Talus mediale doğru çıkıntı yaparken ark tamamen, aşırı ve kolay bir şekilde alçalıyor ve düzleşiyor mu? Not edilen pronasyon, subtalar eklem hareket aralığının sonunda olmalıdır, böylece daha fazla pronasyon mümkün olmaz.	
TOPLAM		

Hareket

Kalça	sağ	sol
Craig's testi		
Pelvik inklinasyon açısı		
Pelvik inklinasyon açısı Germe sonrası		
Diz		
Popliteal aç		
Popliteal aç Germe sonrası		
Modifiye popliteal aç		
Single leg raise		
Single leg raise Germe sonrası		

Ek 3: Bilgilendirilmiş Onam Formu



T.C.
İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU

Sizi Mine GÜRER tarafından yürütülen “Hamstring germe uygulamasının sagittal düzlem pelvis postürü ve yürümedeki pelvis mekaniği üzerindeki etkilerinin incelenmesi” başlıklı araştırmaya davet ediyoruz. Bu çalışmada katılımınız tamamen gönüllülük esasına dayanır. Lütfen aşağıdaki bilgileri okuyunuz ve katılmaya karar vermeden önce anlamadığınız herhangi bir şey varsa çekinmeden sorunuz.

ÇALIŞMANIN AMACI:

Bu çalışmamızın amacı Hamstring kas uzunluğunu arttırmanın sagittal düzlem pelvis postürü ve yürümenin basma fazında pelvis mekaniğine etkisini incelemektir.

İŞLEM:

Araştırmada sizden tahminen 2-3 saat ayırmanız istenmektedir. Araştırmaya sizin dışınızda tahminen 29 kişi katılacaktır. Bu çalışmaya katılmak tamamen **gönüllülük** esasına dayanmaktadır. Bu çalışmaya gönüllü olarak katılmayı kabul ederseniz Ataköy/İstanbul adresindeki İstanbul Kültür Üniversitesi, Hareket Analizi Uygulama ve Değerlendirme, Uygulama ve Araştırma Merkezi'ne gelmeniz gerekecektir. Çalışmada alanında uzman deneyimli fizyoterapistler tarafından ayrıntılı bir fizik muayeneden geçirileceksiniz. Çalışmanın amacına ulaşması için araştırmaya gönüllü olarak katılmayı kabul ettiğinizi gösteren bu “**bilgilendirilmiş onam formunu**” onayladıktan sonra araştırmacılar tarafından Demografik Bilgiler (boy, kilo, yaş vb.) ve Fiziksel Değerlendirme (Eklem hareket açıklığı, eklem çap ölçümleri) Formu uygulanacaktır. Daha sonra yürüme analizi için üzerinize kolsuz, altınıza ise kısa bir kıyafet ile hazır olduktan sonra vücudunuzun farklı noktalarına ışığa duyarlı plastik işaretleyiciler yapışkanlı bant aracılığıyla yerleştirilecek. Bu hazırlık sonunda kendinizi rahat hissettiğiniz hızda yürümenizi gerçekleştirmeniz istenecektir. Yürüyüşünüz kayıt altına alınacak ve gerektiğinde yalnızca araştırmacı tarafından analiz edilmek üzere işlenecektir. Belirlenen pasif düz bacak germe uygulandıktan sonra tekrar 3 boyutlu analiz yapılacaktır. Ortalama 2 saat sürecek bu değerlendirmeye 1 defa katılım göstereceksiniz.

GİZLİLİK:

Bu çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz **gizli tutulacaktır**; Elde edilen veriler sadece araştırmacıların ulaşabileceği şifreli bir server da depolanacaktır. Ancak verileriniz yayın amacı ile kullanılabilir.

KATILIM AYRILMA:

Bu formu okuyup onaylamanız, araştırmaya katılmayı kabul ettiğiniz anlamına gelecektir. Ancak, çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmayı bırakma hakkına da sahipsiniz. Bu çalışmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Çalışmadan ayrılmak herhangi bir cezaya ya da sizin yararlarınıza engel bir duruma yol açmayacaktır. Araştırmacı size bilgi vererek veya sizin isteğiniz dışında, uygulanan çalışma şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız gibi nedenlerle sizi araştırmadan çıkarabilir. Çalışmadan çıkmanız veya araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizinle ilgili tıbbi veriler bilimsel amaçlı kullanılabilir.

SORUMLU ARAŞTIRMACILAR

ARAŞTIRMACI:

Fzt. Mine GÜNER

[Redacted]

[Redacted]

[Redacted]

TEZ DANIŞMANI:

Dr. Öğr. Üyesi Adnan APTİ

[Redacted]

[Redacted]

[Redacted]

Araştırmaya katılan gönüllü, kendi sağlığı ve araştırmanın gidişatı hakkında istediği zaman bilgi alabilmesi ve bu amaçla irtibat kurabilmesi amacıyla araştırmacı **Fzt. Mine GÜNER** ile istediği zaman iletişime geçebilir.

Yukarıda yer alan ve araştırmadan önce katılımcıya verilmesi gereken bilgileri okudum ve katılmam istenen çalışmanın kapsamını ve amacını, gönüllü olarak üzerime düşen sorumlulukları anladım. Çalışma hakkında yazılı ve sözlü açıklama yukarıda adı belirtilen araştırmacı/araştırmacılar tarafından yapıldı. Bana, çalışmanın muhtemel riskleri ve faydaları sözlü olarak da anlatıldı. Kişisel bilgilerimin özenle korunacağı konusunda yeterli güven verildi. Bu koşullarda söz konusu araştırmaya kendi isteğimle, hiçbir baskı ve telkin olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Katılımcı Adı-Soyadı

Katılımcı İmzası

Tarih:

Araştırmacının İmzası

Tarih: