

T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANA BİLİM DALI
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

HAMSTRİNG KISALIĞINA BAĞLI BEL AĞRISINDA ESWT VE
EGZERSİZİN AĞRI VE DENGE ÜZERİNDEKİ ETKİLERİN
KARŞILAŞTIRMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MITRA VALAEI BAKHSHAYESH

İSTANBUL 2025

T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANA BİLİM DALI
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

HAMSTRİNG KISALIĞINA BAĞLI BEL AĞRISINDA ESWT VE
EGZERSİZİN AĞRI VE DENGİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİN
KARŞILAŞTIRMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MITRA VALAEI BAKHSHAYESH

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. HASAN KEREM ALPTEKİN

İSTANBUL 2025



BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

06/05/2025

YÜKSEK LİSANS TEZ ONAY FORMU

Program Adı:	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Programı
Öğrencinin Adı Soyadı:	MITRA VALAEI BAKHSHAYESH
Tezin Adı:	Hamstring kısılgına bağlı bel ağrısında ESWT ve egzersizin ağrı ve denge üzerinde etkilerin karşılaştırması.
Tez Savunma Tarihi:	06.05.2025

Bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak gerekli şartları yerine getirmiş olduğu Lisansüstü Eğitim Enstitüsü tarafından onaylanmıştır.

Doç. Dr. Yücel Batu SALMAN
Enstitü Müdürü

Bu Tez tarafımızca okunmuş, nitelik ve içerik açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak yeterli görülmüş ve kabul edilmiştir.

	Ünvanı, Adı Soyadı	Kurumu	İmza
Tez Danışmanı:	Prof. Dr. Hasan Kerem ALPTEKİN	Bahçeşehir Üniversitesi	
2. Üye (Kurum İçi):	Dr. Öğr. Üyesi Berkay Eren PEHLİVANOĞLU	Bahçeşehir Üniversitesi	
3. Üye (Kurum Dışı):	Doç. Dr. Tuğba ŞAHBAZ	Beykent Üniversitesi	

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.

Ad, Soyad : Mitra Valaei Bakhshayesh

İmza :

ÖZET

HAMSTRİNG KISALIĞINA BAĞLI BEL AĞRISINDA ESWT VE EGZERSİZİN AĞRI VE DENGİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİN KARŞILAŞTIRMASI

Valaei Bakhshayesh, Mitra

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Programı

Tez Danışmanı: Prof.Dr. Hasan Kerem Alptekin

Mayıs 2025, 80 sayfa

Çalışmanın amacı; Bu çalışma, hamstring kas kısılığına bağlı bel ağrısı yaşayan bireylerde, egzersiz ve ekstrakorporeal şok dalga tedavisinin (ESWT) ağrı, denge ve esneklik üzerindeki kısa ve uzun dönem etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmeyi amaçlamaktadır.

Bu randomize kontrollü çalışmada, bel ağrısı şikâyetiyle başvuran ve hamstring kısılığı saptanan 30 birey, egzersiz (n=15) ve ESWT (n=15) olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Her iki gruba da dört hafta süresince haftada iki gün uygulama yapılmıştır. Tedavi öncesinde, hemen sonrasında ve dört hafta sonraki takip döneminde; ağrı düzeyi Görsel Analog Skala (VAS), esneklik Popliteal Açığı (PA) ve Parmak-Uzunluk (FTF) testleri, denge ise Y-Denge Testi (YBT) ile değerlendirilmiştir. Veriler SPSS 26.0 yazılımı kullanılarak analiz edilmiş ve istatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak kabul edilmiştir.

Her iki tedavi yönteminin de istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ağrıyı azalttığı ve esnekliği artırdığı gözlenmiştir ($p<0.05$). ESWT grubunda kısa vadede ağrı kontrolü ve denge artışı daha belirgin şekilde gözlenirken, egzersiz grubunda uzun vadede esneklik kazancının daha sürdürülebilir olduğu saptanmıştır. Denge ölçümlerinde, YBT sonuçları her iki grupta da iyileşme göstermiş, ancak ESWT grubunda bu iyileşme daha erken dönemde ortaya çıkmıştır.

Hem egzersiz hem de ESWT, hamstring kısılığına bağlı bel ağrısı tedavisinde etkili yöntemlerdir. ESWT, kısa vadede hızlı ağrı azalması ve denge gelişimi açısından avantaj

sağlarken; egzersiz uygulamaları uzun dönemde esnekliğin korunmasında daha etkilidir. Bu sonuçlar, bel ağrısına yönelik bireyselleştirilmiş fizyoterapi yaklaşımlarının geliştirilmesi açısından klinik uygulamalara katkı sunabilir.

Anahtar Kelimeler: Bel ağrısı, Hamstring Kısalığı, Esneklik, Egzersiz, Şok Dalga Tedavisi



ABSTRACT

COMPARISON OF THE EFFECTS OF ESWT AND EXERCISE ON PAIN AND BALANCE IN LOW BACK PAIN DUE TO HAMSTRING SHORTNESS

Valaei Bakhshayesh, Mitra

Physiotherapy and Rehabilitation Master's Program

Thesis Advisor: Prof. Dr. Hasan Kerem Alptekin

May 2025, 80 pages

Objective: This study aimed to compare the short- and long-term effects of exercise and extracorporeal shock wave therapy (ESWT) on pain, flexibility, and balance in individuals with low back pain associated with hamstring tightness. In this randomized controlled trial, 30 participants diagnosed with low back pain and hamstring tightness were allocated into two groups: exercise (n=15) and ESWT (n=15). Both groups received interventions twice a week for four weeks. Pain intensity was assessed using the Visual Analog Scale (VAS), flexibility was measured using the Popliteal Angle (PA) and Fingertip-to-Floor (FTF) tests, and balance was evaluated using the Y-Balance Test (YBT). Assessments were conducted at baseline, immediately after the intervention, and at a four-week follow-up. Data were analyzed using SPSS 26.0, and statistical significance was set at $p < 0.05$. Both treatment approaches resulted in significant improvements in pain reduction and flexibility enhancement ($p < 0.05$). The ESWT group demonstrated more rapid pain relief and earlier improvements in balance during the short term, whereas the exercise group exhibited more sustained gains in flexibility over the long term. Balance performance, as measured by the YBT, improved in both groups, with earlier enhancement observed in the ESWT group. Both exercise and ESWT are effective interventions for managing low back pain associated with hamstring tightness. While ESWT offers quicker pain alleviation and early balance improvements, exercise therapy appears to provide more durable

enhancements in flexibility. These findings support the use of individualized physiotherapy strategies for optimizing treatment outcomes in this patient population.

Keywords: Low Back Pain, Hamstring Tightness, Flexibility, Exercise, Shock Wave Therapy.



TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın her aşamasında bilgi, tecrübe ve akademik rehberliğiyle bana yol gösteren, sabırla katkı sunan ve her zaman yapıcı yaklaşımıyla gelişimime değerli katkılarda bulunan danışman hocam Sayın Doç. Dr. Kerem Alptekin'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bilimsel titizliği, yönlendirmeleri ve ilham verici akademik duruşu, bu çalışmanın şekillenmesinde ve tamamlanmasında büyük rol oynamıştır.

Kendisine duyduğum saygı ve minneti kelimelere dökmek güç; bu süreçteki tüm destekleri için şükranlarımı sunarım.

Bu çalışmanın istatistiksel analizleri ve hasta düzenlemeleri konusunda sağladığı değerli katkılarıyla bu sürecin başarısında önemli bir rol oynayan Sayın Doç. Dr. Tuğba Şahbaz'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bilimsel bilgi birikimi, titiz yaklaşımı ve her aşamada gösterdiği yardımlar, bu çalışmanın kalitesini ve geçerliliğini artırmıştır.

Kendisine, bu sürecin her adımında gösterdiği sabır, destek ve rehberlik için minnettarım.

Bu çalışmayı, hayatımın en kıymetli iki insanına canım anneme ve babama sonsuz bir minnet, sevgi ve şükranla ithaf ediyorum.

Varlığınızla bana güveni, sevgilerinizle huzuru, emeklerinizle ise azmi öğrettiniz. Her düşüşümde beni kaldıran, her başarımda gözleri ilk dolan oldunuz.

Kendi hayallerinizden vazgeçip benimkileri büyütmeyi seçtiniz...

Bu yolculuk boyunca attığım her adımda sessizce yanımda yürüdünüz, yüreğinizdeki o kocaman sevgiyle beni sarıp sarmaladınız.

Bu başarı, sadece bana değil, hayatım boyunca hiç eksilmeyen desteğinize ve sonsuz emeğinize aittir.

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
TABLolar LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL/RESİM/ŞEMA LİSTESİ.....	xiv
SEMBOLLER/ KISALTMALAR LİSTESİ.....	xv
Bölüm 1: Giriş	1
1.1 Hamstring Kaslarının Anatomik ve Fonksiyonel Önemi	1
1.2 Esneklik ve Klinik Önemi	1
1.3 Problem Durumu	2
1.4 Çalışmanın Amacı	3
1.5 Hipotezler	3
1.6 Çalışmanın Önemi	3
Bölüm 2: Genel Bilgiler	5
2.1 Hamstring Kaslarının Anatomisi	5
2.1.1 M. Biceps Femoris	6
2.1.2 M. Semitendinosus	7
2.1.3 M. Semimembranosus	7
2.2 Hamstring Kasının Biyomekaniği	7
2.3 Hamstring Kasının Esnekliği	9
2.4 Hamstring Kasının Kanlanması	10
2.5 Esneklik	10
2.5.1 Esneklik Çeşitleri	11
2.5.2 Esneklik Değerlendirmesi	12
2.5.3 Esnekliği Etkileyen Faktörler	12
2.5.3.1 Esneklik ve Cinsiyet	13

2.5.3.2 Esneklik ve Yaş	13
2.5.3.3 Kasal Esneklik	14
2.6 Lumbal Bölgenin Fonksiyonel Anatomik Özellikleri	14
2.6.1 Lumbal Vertebra ların Anatomisi ve Genel Özellikleri	15
2.6.2 İntervertebral Diskler	16
2.6.3 Faset Eklemler	17
2.6.4 Lumbal Bölge Ligamanları	17
2.6.4.1 Anterior Longitudinal Ligament	17
2.6.4.2 Posterior Longitudinal Ligament	18
2.6.4.3 Ligamentum Flavum	18
2.6.4.4 Intertransvers Ligament	19
2.6.4.5 Interspinöz Ligament	19
2.6.4.6 Supraspinöz Ligament	19
2.6.4.7 Kapsüler Ligament	19
2.6.4.8 İliolumbar Ligament	19
2.6.5 Lumbal Bölge Kinematikleri	19
2.6.6 Lumbal Bölge Kasları	20
2.6.7 Lumbal Bölgenin Kanlanması	21
2.6.8 Lumbal Bölge Sinirleri ve İnervasyonu	21
2.6.9 Lumbal Omurganın Biyomekanik Özellikleri	21
2.7 Bel Ağrısının Tanımı	24
2.7.1 Bel Ağrısının Nedenleri	24
2.7.2 Bel Ağrısının Sınıflandırması	26
2.7.2.1 Spesifik Bel Ağrısı	26
2.7.2.2 Non-Spesifik Bel Ağrısı	26
2.7.3 Non-Spesifik Bel Ağrısının Nedenleri	27
2.7.4 Bel Ağrısının Klinik Değerlendirmesi	28
2.8 Hamstring Kısısalığının Tedavi Yöntemleri	28
2.8.1 Germe Egzersizleri	28
2.8.1.1 Germenin Biyomekanik Etkisi	29
2.8.2 Germe Egzersizlerinin Tipleri	30

2.8.3 Hamstring Germe Egzersizleri	32
2.8.3.1 Yatarak Hamstring Germe Egzersizleri	32
2.8.3.2 Otururken Hamstring Germe Egzersizleri	33
2.8.4 Ekstrakorporeal Şok Dalga Tedavisi (ESWT).....	33
2.8.4.1 ESWT'nin Özellikleri	33
2.8.4.2 ESWT'nin Uygulanması	34
2.8.4.3 ESWT'nin Etki Mekanizması	36
2.8.4.4 ESWT'nin Biyolojik Etkileri	37
2.8.4.5 ESWT'nin Kontrendikasyonları	38
2.8.4.6 ESWT'nin Komplikasyonları	39
Bölüm 3: Yöntem	40
3.1 Araştırma Tasarımı	40
3.2 Katılımcılar	43
3.3 Tedavi Protokolleri	43
3.3.1 Egzersiz Grubu	43
3.3.2 ESWT Grubu	47
3.4 Değerlendirme Zamanları	48
3.5 Ölçüm ve Değerlendirme Araçları	48
3.5.1 Esneklik Değerlendirmesi	48
3.5.2 Ağrı Değerlendirmesi	49
3.5.3 Denge Değerlendirmesi	49
Bölüm 4: Bulgular	50
4.1 Katılımcıların Demografik Özellikleri	50
4.2 Ağrı Değerlendirme Sonuçları	50
4.3 Esneklik Değerlendirme Sonuçları	52
4.4 Denge Değerlendirme Sonuçları	52
Bölüm 5: Tartışma	70
Bölüm 6: Çalışmanın Sınırlılıkları	77
Bölüm 7: Sonuç ve Öneriler	78

KAYNAKÇA	81
EKLER	92



TABLULAR LİSTESİ

TABLULAR

Tablo 1 Kronik bel ağrısı sınıflandırması.....	25
Tablo 2 Nonspesifik bel ağrısı nedenleri.....	27
Tablo 3 ESWT'nin Endikasyonları.....	38
Tablo 4 Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri.....	40
Tablo 5 Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri.....	41
Tablo 6 Çalışma Akış Şeması.....	42
Tablo 7 Tedavi öncesi ve sonrası VAS skorlarındaki değişim.....	51
Tablo 8 Tedavi öncesi ve sonrası el-yer mesafesi değişimi.....	53
Tablo 9 Tedavi öncesi ve sonrası popliteal açıdaki değişim.....	55
Tablo 10 Y-Balance Testi anterior (Sağ taraf) değişim.....	57
Tablo 11 Y-Balance Testi anterior (Sol taraf) değişim.....	59
Tablo 12 Y-Balance Testi posteromedial (Sağ taraf) değişim.....	61
Tablo 13 Y-Balance Testi posteromedial (Sol taraf) değişim.....	63
Tablo 14 Y-Balance Testi posterolateral (Sağ taraf) değişim.....	65
Tablo 15 Y-Balance Testi posterolateral (Sol taraf) değişim.....	68

ŞEKİLLER LİSTESİ

ŞEKİLLER

Şekil 1 Hamstring Kasları.....	6
Şekil 2 Ayakta Hamstring Germe.....	43
Şekil 3 Otururken Öne Esneme.....	44
Şekil 4 Yatarak Bant ile Hamstring Germe.....	44
Şekil 5 Aşağı Bakan Köpek Pozu.....	45
Şekil 6 Koşucu Hamstring Germe Pozu.....	46
Şekil 7 ESWT Grubu.....	47
Şekil 8 Popliteal Açık Testi.....	48
Şekil 9 VAS Skorlarındaki Değişim.....	52
Şekil 10 El Yer Mesafesindeki Değişim.....	54
Şekil 11 Popliteal Açık Değişimi.....	56
Şekil 12 Y-Balance Testi Anterior (Sağ taraf) Değişimi.....	58
Şekil 13 Y-Balance Testi Anterior (Sol taraf) Değişimi.....	60
Şekil 14 Y-Balance Testi Posteromedial (Sağ taraf) Değişimi.....	62
Şekil 15 Y-Balance Testi Posteromedial (Sol taraf) Değişimi.....	64
Şekil 16 Y-Balance Testi Posterolateral (Sağ taraf) Değişimi.....	67
Şekil 17 Y-Balance Testi Posterolateral (Sol taraf) Değişimi.....	69

KISALTMALAR LİSTESİ

BHÖ	Beden Huzursuzluğu Ölçeği
PA	Popliteal Açı
FTF	Parmak-Uzunluk Testi (Fingertip-to-Floor Testi)
YBT	Y-Denge Testi (Y-Balance Testi)
ESWT	Ekstrakorporeal Şok Dalga Terapisi (Extracorporeal Shock Wave Therapy)
BMI	Vücut Kitle İndeksi (Body Mass Index)
SPSS	Statistical Package for the Social Science

Bölüm 1

Giriş

1.1 Hamstring Kaslarının Anatomik ve Fonksiyonel Önemi

Hamstring kas grubu, uyluğun posterior bölgesinde konumlanmış olup, üç ayrı başı sayesinde tuber ischiadicum'dan başlayarak, proksimalde fibula başı ve tibianın tuberositas tibiae bölgesine kadar uzanır. Bu biyomekanik yapı, hamstring kaslarını hem kalça ekstensiyonu hem de diz fleksiyonu gibi iki kritik eklem hareketine katılım sağlayan, fonksiyonel olarak çift eklemlili (biartiküler) bir kas grubu haline getirir. Söz konusu kas grubu, yalnızca temel lokomotor hareketlerde değil, aynı zamanda alt ekstremité stabilitesinin sağlanması ve postüral kontrolün korunmasında da belirleyici bir rol üstlenmektedir (Süzen, 2013). Bu nedenle, hamstring kaslarının yapısal ve fonksiyonel özellikleri, hem kinetik zincirin bütünlüğü hem de hareket verimliliği açısından klinik olarak önem arz etmektedir.

1.2 Esneklik ve Klinik Önemi

Kas-iskelet sisteminin işlevselliğinde merkezi bir yere sahip olan esneklik, fiziksel uygunluğun temel bileşenlerinden biri olarak tanımlanır. Esneklik, bir eklem ya da eklem serisinin çevresindeki kas, tendon, bağ dokusu gibi yumuşak dokuların izin verdiği ölçüde hareket açıklığını sağlayabilme kapasitesidir. Bu kapasite, hem kasların uzayabilme özelliklerini hem de çevre dokuların viskoelastik yapısını yansıtır (Heyward, 1998). Yeterli esneklik düzeyi, postüral denge, hareket ekonomisi ve yaralanma riskinin azaltılması açısından klinik öneme sahiptir (Brigstocke et al., 2013; Muratlı et al., 2007). Özellikle çift eklemlili kaslar olan hamstring kasları, hem kalça hem de diz eklemine etkileyerek daha geniş bir hareket penceresi sağlar. Bu kasların yeterli esnekliğe sahip olması, hem sportif performansın hem de günlük hareketlerin konforlu, güvenli ve verimli şekilde gerçekleştirilmesini mümkün kılar (Ergun & Baltacı, 1997; Bandy & Irion, 1994). Kas-tendon biriminin uzama kapasitesi, viskoelastik özellikler, bağ dokusu yoğunluğu, yaş, cinsiyet, genetik yapı ve fiziksel aktivite düzeyi gibi birçok faktörden etkilenmektedir

(Alter, 2004; Yaman et al., 2004). Kas esnekliği, hem kas fibrillerinin hem de bağ dokusunun uzayabilirlik düzeyine bağlı olarak değişkenlik gösterir (Şener & Erbahçeci, 2016). Özellikle hamstring kaslarının esnekliğinin azalması, yalnızca ilgili segmentlerde hareket kısıtlılığına yol açmakla kalmaz, aynı zamanda tüm kinetik zinciri etkileyerek ciddi postüral bozukluklara zemin hazırlar. Konnektif dokuların mikroyapısal özellikleri, kasların esneklik düzeyini belirleyen temel etmenlerden biridir (Alter, 2004).

Literatürde, hamstring kaslarının esneklik yetersizliğinin toplum genelinde yaygın olduğu, sedanter yaşam tarzı ve uzun süreli oturma gibi postüral bozuklukları tetikleyen faktörlerin bu durumu daha da artırdığı belirtilmektedir (Valenza et al., 2015). Biartiküler bir kas grubu olan hamstringlerin sürekli kısalma eğiliminde olmaları, pelvisin duruşunu doğrudan etkileyerek spinal dizilimde bozulmalara neden olabilmektedir (Medeiros et al., 2016). Hamstring kaslarının kısalığı, pelvisin posterior tilt yapmasına, bunun sonucunda lumbal lordozun azalmasına ve torakal kifozun artmasına sebep olabilir. Bu postüral değişiklikler, zaman içinde lumbal bölgede mekanik stresin artmasıyla birlikte fonksiyonel bel ağrısı gelişimine zemin hazırlayabilir (Neumann, 2010; Muyor, 2017).

1.3 Problem Durumu

Bel ağrısı, global ölçekte iş gücü kaybına ve yaşam kalitesinde azalmaya neden olan yaygın bir sağlık problemidir. Bel ağrısının etiyolojisi multifaktöriyel olmakla birlikte, hamstring kas grubunun esnekliğindeki azalma bu duruma katkı sağlayan önemli bir risk faktörüdür. Kısalmış hamstring kasları, pelvisin posterior tiltine ve buna bağlı olarak lumbal omurgada postüral değişikliklere yol açarak mekanik stresin artmasına neden olabilir. Bu durum yalnızca ağrıya değil, aynı zamanda hareket kabiliyetinde ve denge mekanizmalarında bozulmalara da sebebiyet verebilir (Halbertsma et al., 2001; Nourbakhsh & Arab, 2002). Esneklik kaybı ile ilişkili postüral değişiklikler, bireyin fonksiyonel bağımsızlığını sınırlandırmakta ve düşme gibi ikincil komplikasyonlara zemin hazırlamaktadır.

Geleneksel tedavi yaklaşımlarında egzersizler ve germe programları ön planda yer almakla birlikte, son dönemde daha hızlı ve etkili sonuçlar sağlayabilecek alternatif yöntemlere olan ilgi artmıştır. Bu bağlamda, ESWT (Ekstrakorporeal Şok Dalga Tedavisi), non-invaziv bir yaklaşım olarak çeşitli kas-iskelet sistemi problemlerinde

kullanılmakta ve hamstring kısalığına bağlı bel ağrısında da potansiyel faydaları araştırılmaktadır.

1.4 Çalışmanın Amacı

Bu çalışmanın temel amacı, hamstring kısalığına bağlı bel ağrısı yaşayan bireylerde ESWT ve germe egzersizlerinin ağrı, esneklik ve denge üzerine olan etkilerini karşılaştırmaktır. Araştırma, bu iki müdahalenin kısa ve uzun vadeli sonuçlarını değerlendirerek hangi yaklaşımın daha etkili olduğunu bilimsel olarak ortaya koymayı hedeflemektedir. Bu kapsamda, ağrının değerlendirilmesinde Görsel Analog Skala (VAS), esnekliğin değerlendirilmesinde Popliteal Açığı ve Parmaktan Yere Testi (FTF), dengenin değerlendirilmesinde ise Y-Balance Testi (YBT) kullanılmıştır. Çalışma, randomize kontrollü bir tasarım çerçevesinde gerçekleştirilmiş olup, elde edilen veriler karşılaştırmalı olarak analiz edilmiştir. Bu araştırma ayrıca, bel ağrısını tedavi etmek için çeşitli yaklaşımların geliştirilmesine yardımcı olacak önemli veriler sağlayacaktır.

1.5 Hipotezler

Çalışmamızın hipotezleri aşağıdaki gibidir:

- H1: Egzersiz tedavisine kıyasla Ekstrakorporeal Şok Dalga Terapisi (ESWT), hamstring kısalığına bağlı bel ağrısını hafifletmede daha etkili olacaktır.
- H2: Ekstrakorporeal Şok Dalga Terapisine (ESWT) kıyasla egzersiz tedavisi, hamstring kısalığına bağlı bel ağrısını hafifletmede daha etkili olacaktır.

1.6 Çalışmanın Önemi

Bu araştırma, ESWT'nin geleneksel egzersiz yaklaşımlarıyla karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesini sağlayarak, klinik karar verme süreçlerine katkı sunmayı amaçlamaktadır. Literatürde ESWT'nin hamstring esnekliği ve bel ağrısı üzerine etkisini inceleyen çalışmalar sınırlı sayıda olup, mevcut bulgular genellikle vaka

raporları veya küçük örneklemlerle çalışmalardan oluşmaktadır (Sadler et al., 2017). Bu nedenle, bu çalışmanın bulguları; daha etkili, güvenli ve bireyselleştirilmiş tedavi protokollerinin geliştirilmesine olanak sağlayacak önemli klinik içgörüler sunabilir. Ayrıca, ağrı yönetimi, hareket açıklığı ve dengeyi kapsayan bütüncül bir değerlendirme ile bu alandaki bilgi eksikliğini doldurmayı hedeflemektedir.



Bölüm 2

Genel Bilgiler

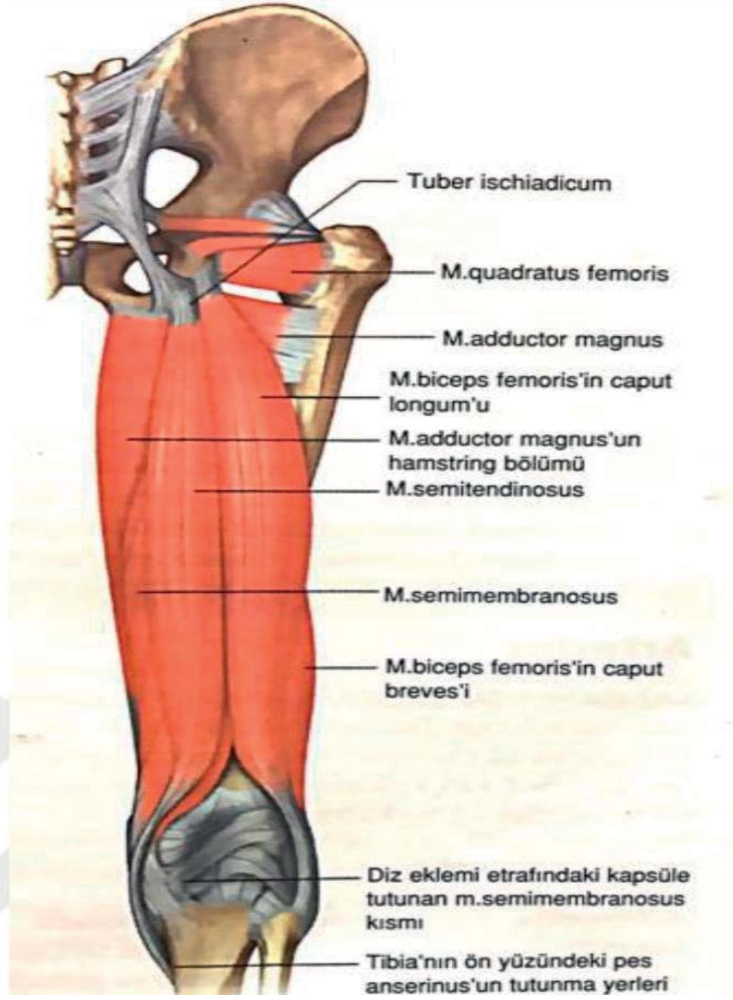
2.1 Hamstring Kasların Anatomisi

M. biceps femoris, M. semitendinosus ve M. semimembranosus, uyluğun arka bölmesinin üç uzun kasına sahiptir ve bu kaslar hamstring olarak bilinir (Drake, Vogl, & Mitchell, 2007). Hamstring kasları, postural kontrol, pelvisin sabitlenmesi ve hareketin dengeli yapılması için çok önemlidir (Arifoğlu, 2016).

Dizde fleksiyon ve kalçada ekstansiyon hareketlerini aynı anda gerçekleştirebilen hamstring kas grubu vardır. Tüm hamstring kasları, M. biceps femoris'in caput breve'si hariç, hem kalça hem de diz eklemine çaprazlar. Hamstring kasları, diz eklemine bacağın fleksiyonunu ve kalça eklemine uyluğun ekstansiyonunu sağlayan bir grup kıştır. Her iki eklem de rotasyon hareketi gerçekleştirebilir.

M. biceps femoris, uyluğun arkasında, yan tarafta iki başlı bir kıştır. M. semitendinosus ve caput longum, tuber ischiadicum'un üst tarafının alt-iç bölümünden başlar.

- Corpus femoris üzerindeki linea aspera'nın labium laterale, caput breve'in başlangıcıdır. Caput longum, uyluğun arka kısmını içten dışa doğru oval bir şekilde çaprazlar ve caput breve ile distal tarafta birleşir. Her iki başın lifleri bir araya geldiğinde, uyluğun distalinin arka tarafında net bir tendon oluşur. Caput fibulae'nin lateral yüzünde bu tendonun ana bölümü sonlanır. Ek olarak, tendondan çıkan uzantılar diz eklemine lateral bölgesine ve lig. collaterale tibulare yapışır (Schache, Dorn, Blanch, Brown, & Pandy, 2012).



Şekil 1. Hamstring kasları (Drake, Vogl, & Mitchell, 2007).

2.1.1 M. biceps femoris. M. biceps femoris, diz ekleminde fleksiyon hareketi yapar. Kaput longum, kalça ekleminde ekstansiyon ve lateral rotasyon hareketlerini de gerçekleştirir. M. biceps femoris bacakta diz ekleminde lateral rotasyon hareketi yapabilirken, diz eklemi kısmen fleksiyondadır (Drake, Vogl, & Mitchell, 2007).

N. ischiadicus'un n. tibialis dalı caput longum'u innerve ederken, n. ischiadicus'un n. fibularis communis dalı caput breve'i innerve eder.

2.1.2 M. semitendinosus. M. semitendinosus, m. biceps femoris'in medialinde, uyluğun

arka bölmesinde bulunur. Tuber ischiadicum'un alt-iç kısmından başlar ve m. biceps femoris'in caput longum'u ile bağlanır. İğ şeklindeki karın kasının karın bölgesi uyluğun alt yarısında kordon benzeri bir tendon oluşturur. Bu yapı, m. semimembranosus üzerinde yükselir ve diz eklemine doğru uzanır. Tibia'nın condylus medialis'ini çevreleyen tendon, m. gracilis ve m. sartorius tendonlarının hemen arkasında tibia'nın iç yüzüne tutunur. Bu noktada pes anserinus'un bir parçası olarak sona eriyor (Drake, Vogl, & Mitchell, 2007).

M. semitendinosus, kalça eklemine ekstansiyon ve diz eklemine fleksiyon hareketlerini gerçekleştirir. M. semimembranosus ile birlikte çalıştığında, diz eklemine bacağı iç rotasyon ve kalça eklemine uyluğa iç rotasyon sağlar. M. semitendinosus, n. ischiadicus'un tibialis dalında inerve olur.

2.1.3 M. semimembranosus. M. Semimembranosus: M. semimembranosus, m. semitendinosus'un derininde compartimentum femoris posterius'ta bulunur. Üstte tuber ischiadicum'un üst-dış kısmındaki çöküntü bölgesine, altta tibia condylus medialis'inin iç ve arka yüzündeki oluğa ve çevresindeki komşu yapılara tutunur. Diz eklemi çevresindeki fasya ve ligamentlere yapışarak kas tendonu bu yapıların oluşumuna katkıda bulunur. Diz eklemine bacağın fleksiyonunu ve kalça eklemine uyluğun ekstansiyonunu M. semimembranosus yapar. M. semitendinosus ile birlikte çalıştığında, diz eklemine bacağı iç rotasyon ve kalça eklemine uyluğa rotasyon yapar.

N. ischiadicus ve N. tibialis dalı bu kası innerve eder (Drake, Vogl, & Mitchell, 2007).

2.2 Hamstring Kasının Biyomekaniği

Gövde fleksiyonu, günlük yaşamda sıkça kullanılan ve özellikle hamstring kaslarının aktif rol oynadığı fonksiyonel bir harekettir. Bu hareket sırasında primer kuvvet

karşılıklı kas grubu olarak hamstringler görev alır. Pelvisin ve gövdenin femur üzerindeki hareketlerini kontrol eden hamstringler, aynı zamanda vücut ağırlık merkezinin yer değiştirmesine de katkı sağlar. Hareketin başlangıç evresinde gluteus maximus ve hamstring kasları sinerjistik olarak çalışarak gövde fleksiyonunu desteklerken, ağırlık merkezi kalça eklemine geçtiğinde gluteus maximus'un aktivitesi azalır ve hareketin yükü büyük oranda hamstringlere geçer. Bu aşamada, hamstring kaslarının başlangıç noktası olan tuber ischiadicum'un yukarı-aşağı yönlü hareketi, kasın moment kolunun uzamasına ve biomekanik avantajın artmasına neden olur. Ayrıca, hamstring kaslarının bağ dokusu niteliğindeki non-kontraktıl bileşenlerinde oluşan pasif gerilim, gövdenin stabilitesini sağlayarak hareketin kontrollü ve dengeli bir şekilde gerçekleşmesine katkıda bulunur (Schache, Dorn, Blanch, Brown, & Pandy, 2012).

Hamstring kaslarının pelvis üzerindeki etkisi de postüral düzen açısından büyük önem taşımaktadır. Tuber ischiadicum'dan başlayan bu kaslar, kısaldığında pelvisin posterior pelvik tilt yapmasına, aksine uzadığında ise anterior pelvik tilt'e neden olabilmektedir. Gövde maksimum fleksiyona ulaştığında, hamstring kaslarında meydana gelen gerilim artışı ile birlikte tuber ischiadicum'un posteriora yer değiştirdiği rapor edilmiştir. Braman (2016) tarafından yürütülen çalışmada, hamstring germesi uygulanan bireylerde, ayakta duruş pozisyonunda anterior pelvik tilt açısından artış gözlenmiş, ayrıca gövde fleksiyonu esnasında pelvisin öne doğru yer değiştirdiği saptanmıştır. Bu bulgular, hamstring kaslarının yalnızca alt ekstremitte hareketleriyle sınırlı kalmayıp, aynı zamanda pelvis ve omurga hizalanması üzerinde de önemli bir stabilizatör etki gösterdiğini ortaya koymaktadır.

Bununla birlikte, hamstring kasları diz eklemine yalnızca fleksiyon değil, aynı zamanda rotasyon hareketlerinde de etkindir. Diz fleksiyonunun 70° ila 90° arasında olduğu pozisyonlarda, bu kaslar aktif rotasyon kabiliyeti kazanmaktadır. Biceps femoris'in uzun başı dış rotasyonu gerçekleştirirken, semitendinosus ve semimembranosus kasları iç rotasyonu sağlar. Rotasyon hareketlerinin pivot noktası, diz fleksiyondan ekstansiyona geçtikçe distalde dizden proksimale kalça eklemine doğru kayar. Eklem tamamen ekstansiyona ulaştığında ise ligamentöz yapıların

gerginleşmesiyle diz mekanik olarak kilitlenir ve hamstring kaslarının rotasyonel hareket üretme kapasitesi belirgin şekilde azalır (Neumann, 2010; Cael, 2015). Bu nedenle, diz ekstansiyon pozisyonunda rotasyon hareketleri minimal seviyeye iner.

Alt ekstremitte yük altındayken, özellikle aniden yön değiştirme gibi çeviklik gerektiren durumlarda dizin iç ve dış rotasyonu önemli rol oynar. Bu rotasyonel hareketler sayesinde bireyler hızla yön değiştirebilir; böylece çeviklik, koordinasyon ve alt ekstremitte kas gücü artırılmış olur (Cael, 2015). Hamstring kaslarının diz ve pelvis üzerindeki bu çok yönlü etkisi, yalnızca hareketin gerçekleştirilmesi açısından değil, aynı zamanda vücut mekaniğinin korunması, denge kontrolü ve yaralanmaların önlenmesi açısından da klinik olarak büyük önem taşımaktadır.

2.3 Hamstring Kasının Esnekliği

Günlük yaşamda gerçekleştirdiğimiz çok sayıda temel faaliyetin yapılabilmesi için gerekli olan önemli bir sağlık parametresi, kas esnekliğidir. Örneğin, merdiven çıkmak, kıyafet giymek ve yıkanmak gibi basit şeyler yapmak için yeterli kas esnekliği gerekir. Esnekliğin, kasların ve eklemlerin daha geniş bir hareket aralığına sahip olmasına yardımcı olması, bu tür hareketleri kolaylaştırır ve aynı zamanda kas zorlamasını ve eklem hasarlarını önler (American College of Sports Medicine, 2013; Wiener, Hanley, Clark, & Van-Nostrand, 1990; Holt, Pelham, & Holt, 2008). Dünya Sağlık Örgütü, kas esnekliğini "tam bir iyilik hali" olarak tanımlar. Yeterli kas esnekliği, kas ve eklem sağlığını destekleyerek genel sağlığı iyileştirir ve fiziksel aktiviteleri daha verimli ve güvenli hale getirir. Her gün daha bağımsız ve aktif bir şekilde hareket etmeye olanak tanır ve yaralanma riskini azaltır (World Health Organization, 2015). Hamstring kasları, alt ekstremitte kısıalma eğilimi gösteren önemli kas gruplarından biri olduğu için hareket sisteminin sağlığı için çok önemlidir. Bu kas grubunun esnekliği, postüral dengeyi, hareket kabiliyetini ve yaralanma riskini azaltır (Gajdosik, 1991; Hellsing, 1988).

Temel hareketleri doğru ve verimli bir şekilde yapmak da önemlidir. Bireylerden profesyonel sporculara kadar birçok insan hamstring kaslarının kısılalığını

yaşar (Arab & Nourbakhsh, 2014; Witvrouw, Danneels, Asselman, D'Have, & Cambier, 2003). Hamstring kaslarının birden fazla eklemi kapsayan yapısı, tonik postürel özellikleri ve sürekli çekme kuvvetinin yoğunluğu bu kısalmaların nedenidir (Medeiros, Cini, Sbruzzi, & Lima, 2016).

Alt ekstremite yaralanmalarının yaklaşık üçte biri hamstring kaslarının kısalığından kaynaklanmaktadır (Hinman, Lundy, Perry, Robbins, & Viertel, 2013). Hamstring kas kısalığı, bozulmuş lumbo-pelvik ritim, bel ağrısı, kas yırtıkları, tendinopatiler, plantar fasiit, patellofemoral ağrı sendromu ve kassal dengesizlik gibi kas-iskelet sistemi sorunlarına neden olmakla kalmaz, aynı zamanda fiziksel performansı da azaltır (Medeiros, Cini, Sbruzzi, & Lima, 2016; Houston, Hodson, Adams, & Hoch, 2015; Ayala, Sainz de Baranda, De Ste Croix, & Santonja, 2013). Tüm bu etkiler göz önüne alındığında, hamstring kas kısalığı fizyoterapide çok önemlidir (Medeiros, Cini, Sbruzzi, & Lima, 2016).

2.4 Hamstring Kasının Kanlanması

M. biceps femoris, A. profundus femoris'in perforans dalları, A. glutea inferior ve A. circumflexus femoris medialis arterlerinden kanlanır. A. glutea inferior ve a. circumflexa femoris medialis, kasın derin bölgelerine kan gönderirken, A. profunda femoris'in perforans dalları da kasın belirli bölgelerine kan gönderir. M. biceps femoris'in işlevlerini sürdürebilmesi için gerekli kan dolaşımı bu arterlerden sağlanır. M. semimembranosus ve M. semitendinosus'un kanlanması, a. profunda femoris'in rami perforantes ve a. circumflexa femoris medialis dalları tarafından sağlanır. A. profunda femoris, kasların derin bölgelerine kan akışı sağlayarak beslenir. A. circumflexa femoris medialis, özellikle uyluk bölgesindeki kasların işlevlerini desteklemek için kan sağlar. Kasların hareketlerini sürdürebilmesi için gerekli olan oksijen ve besin maddelerini bu arterler taşır (Arifoglu, 2016).

2.5 Esneklik

Latince "flectere" kelimesinden türetilen esneklik, canlı veya cansız her şey için bükülebilme yeteneğidir (Alter, 2004). Sağlık bilimlerinde ise esneklik, bir veya daha

fazla eklemin tipik eklem hareket açıklığını ve bu eklemleri geçen kasların uzunluğunu ifade eder. Bu özellik, tüm yapıyı kapsayan genel bir kavram olarak değil, her bir eklem için ayrı ayrı incelenir (Otman, 2016; Alter, 2004). Bir eklemin esnekliği, hem kontraktıl hem de non-kontraktıl bileşenlere bağlıdır (Otman, 2016).

2.5.1 Esneklik çeşitleri. Yapılan hareketin genişliğine, hızına ve yapısına göre esneklik çeşitleri vardır. Başlıca esneklik çeşitleri şunlardır:

-Statik esneklik: normal eklem hareket açısının sürekli olarak korunduğu, hızdan bağımsız olan esneklik (Alter, 2004; Bratteby, Sandhagen, Fan, & Samuelson, 1997). Buna bir örnek, balerinlerin yerde otururken bacaklarını iki yana açtıkları şpagat hareketidir (Alter, 2004).

-Dinamik esneklik, hızlı veya normal fiziksel aktivite sırasında oluşan sürekli ve ritmik hareketliliği ifade eder (Alter, 2004; Bratteby et al., 1997). Dinamik esneklik, futbol topuna vururken kalçada meydana gelen harekete örnektir (Alter, 2004). Dinamik esneklik, antagonist kasın kuvvetine bağlıdır, ancak statik esneklik, eklemin pasif olarak hareket edebilmesini ifade eder. Bu nedenle, statik esnekliği iyi olan bir balerin yerde şpagat hareketi yapabilirken, kalça fleksör kaslarının zayıflığı nedeniyle ayakta bacağını 90 dereceye kadar kaldıramayabilir. Bu, balerinin çok değişken olmadığına işaret ediyor (Krivickas, 2006).

-Balistik esneklik: Zıplama, yaylanma ve sekme gibi hareketler sırasında meydana gelen esneklik türü (Alter, 2004).

- Pasif esneklik: istemli kas hareketi olmaksızın dışarıdan uygulanan bir kuvvetle sağlanan esneklik olarak tanımlanır (Alter, 2004; Bratteby et al., 1997). Eklemdeki bu açı, başka bir kişi veya ekipman tarafından korunabileceği gibi, kişinin kendi vücut ağırlığıyla da korunabilir (Alter, 2004). Örneğin, dizler düz bir şekilde yerde otururken ayak parmaklarına uzanmak, üst kasların ağırlığının alt kasları germesini sağlar (Alter, 2004; Bratteby et al., 1997; Norkin & White, 2003). "Hareketlilik rezervi" olarak adlandırılan

eklem hareket genişliği, aktif esneklikten daha küçüktür (Alpkaya, 1994).
- Fonksiyonel Esneklik: Yavaş dinamik esneklik. Balerinlerin zıplayarak bacaklarını iki yana ayırması dinamik esnekliğe örnektir, ancak bir bacağını yavaşça belirli bir açığa kaldırmaları fonksiyonel esnekliğe örnektir (Alter, 2004).

2.5.2 Esneklik değerlendirmesi. Yetersiz esneklik, kas-iskelet sistemi sorunlarına neden olabilir (Davis, Ashby, McCale, McQuain, & Wine, 2005; Medeiros, Cini, Sbruzzi, & Lima, 2016). Aşırı esneklik de sakatlanmalara neden olabilir. Bu nedenle, rehabilitasyon sürecini planlamak için değerlendirme yapmak çok önemlidir (Otman, 2016).

Esnekliği değerlendirmek için statik pozisyonlar genellikle tercih edilir. çünkü dinamik esneklik gerektiren hızlı ve yüksek frekanslı hareketleri ölçmek zordur (Otman, 2016). Tek bir eklemden meydana gelen hareketi ölçmek için direkt yaklaşım kullanılır; diğeri, birden fazla eklemden meydana gelen birleşik hareketi ölçmek için indirekt yaklaşım kullanılır (Otman, 2016; Çömük, 2009). Her iki yöntemde de ölçüm yapılacak olan eklem veya eklemler yavaşça hareket ettirilmeli ve hareketin sonunda 5 sn. boyunca pozisyonunu korumalıdır. Gözlemsel değerlendirmenin yanı sıra, ölçümler radyografi, trigonometri, mezura, cetvel, fleksiometre, gonyometre veya fotoğraf kullanılarak da değerlendirilebilir (Otman, 2016).

2.5.3 Esnekliği etkileyen faktörler. Esneklik birçok faktörden etkilenir. Eklem yapısı esnekliği önemli ölçüde etkiler (Sevim, 2002). Derinin ve kas liflerinin nasıl gerilebileceği de esneklik düzeyini belirler.

Herhangi bir hareket için gerekli olan agonist kasın kasılması, antagonist kasların gevşemesi veya gerilmesi ile birlikte gerçekleşir. Bu nedenle, agonist-antagonist kas uyumu çok önemlidir çünkü antagonist kaslar daha az direnç gösterdiğinde agonist kaslar daha az enerji harcarlar. Bir kas fibrilinin gerilmesi esnekliğe bağlıdır (Bompa, 2003). Cinsiyet ve yaş esnekliğinde etkili bir bileşendir. Bayanlar genç erkeklere kıyasla belirli bir yaştan sonra daha esnektir. Yaklaşık on altı ila on altı yaşlarında maksimum esneklik elde edilir (Zorba, 2001). Yine de kasların ve vücutlarının ısısı hareket açısını

etkiler(Sevim, 2002; Zorba, 2001). Kasın bölgesel olarak ısıtılması esnekliğini artırır, ancak ısı azaldığında esneklik de azalır. Aşamalı artan fiziksel aktivite, kasta kan akımını hızlandırır ve kas fibrillerinin daha esnek hale gelmesini sağlar. Bu, eklem hareket açısının genişlemesine izin verir. Bu nedenle ısınmadan önce germe yapılmamalıdır. Esneklik antrenmanları ısınmadan sonra yapılmalı (Bompa, 2003). Çalışmalar, esnekliğin günün farklı saatlerinde değiştiğini göstermiştir, bu nedenle ölçüm yapılacak saatlerin diğer ölçümlerle aynı olması gerekir (Guariglia et al., 2011).

2.5.3.1 Esneklik ve cinsiyet. Cinsiyet, esnekliği etkileyen faktörlerden biridir (Kendall & Kendall, 1948,). Kadınlarda, erkeklere göre pasif harekete karşı direnç oluşturan konnektif doku miktarı daha düşüktür. Bu, kadınların erkeklere göre daha esnek oldukları anlamına gelir (Otman, 2016). Ek olarak, cinsiyetler arasındaki anatomik ve hormonal farklılıklar, esnekliğin neden erkek ve kadınlarda farklı olduğunu açıklar (Alter, 2004). Buna rağmen, cinsiyetin esnekliğe etkisi harekete, ekleme ve hatta kasa özgüdür (Alter, 2004; Krivickas, 2006). Çoğu araştırma, kadınların erkeklere oranla daha esnek olduğunu gösterse de, torakolumbal hareketlilik açısından erkeklerin kadınlara göre daha açık olduğunu göstermiştir (Alter, 2004).

2.5.3.2 Esneklik ve yaş. Yaş da esnekliği etkiler (Otman, 2016). Örneğin, dizleri kırmadan uzun süre oturma pozisyonunda ayak parmaklarına dokunmak bazı dekatlarda normaldir, ancak bazı dekatlarda anormaldir (Kendall & Kendall, 1948,). Yeni doğanlarda esneklik yüksektir, ancak 6 ila 13 yaşları arasında azalmaya başlar. Araştırmacılar, ergenlik çağına doğru kemik büyüme hızının kas büyüme hızını geçmesinin bir sonucu olarak eklem çevresindeki kas-tendon gerginliğinin arttığını keşfettiler. Bu da esnekliği azaltır (Alter, 2004). Daha fazla kas gücü de esnekliği azaltır (Otman, 2016). Bu dönemde çocukların okulda gün boyu kalması da esnekliğin azalmasının bir başka nedenidir. Oturma pozisyonunda uzun süre kalmak, özellikle hamstring kaslarını kısaltır ve esnekliğini azaltır (Alter, 2004). İlerleyen yaşla birlikte elastik liflerin kalsifiye olması, konnektif dokuların su içeriğinin azalmasıyla birlikte elastikiyetinin tekrar azalmasına neden olur. Bununla birlikte, moleküler boyutta kovalent bağ oranının artması ve kollojen kıvrımlarının düzleşmesi esnekliği azaltır (Alter, 2004; Gajdosik, 2001; Gosselin et al.,

1998). Yaşlandıkça esneklik azalır, ancak fiziksel olarak aktif olanlar bu azalmayı azaltabilir (Alter, 2004).

2.5.3.3 Kassal esneklik. Esneklik, dikkate alınması ve değerlendirilmesi gereken en önemli kriterlerden biridir (Alter, 2004). çünkü kaslar yumuşak dokuların esnekliğini %41 oranında etkiler (Yaman, Kürkçü, Yeniçeri, & Can, 2004). Kasların beş ortak özelliği vardır: iletebilme, viskosite, elastisite, kontraktibilite (kasılabilme) ve extabilite (uyarılabilme). Kasın esneyebilirliği elastisite olarak bilinir. Germe kuvveti uygulandığında kas uzayabilir ve kuvvet kalktığında kas istirahat boyuna geri dönebilir. Bu, kasların üç lifinden biri olan elastik liflerde bulunan elastin maddesinin bir sonucudur. Kasın boyu ve uygulanan yük, kasın kesit alanıyla ters orantılıdır. Hook Kanunu, kasların belirli bir noktaya kadar esnediğini söylüyor. Normal koşullar altında, bir kas uzunluğunun 1,6'sı kadar esneyebilir. Bu sınıra kadar esnetilen kas, uygulanan gerilim kaldırıldıktan sonra eski uzunluğuna geri dönebilir. Sınır aşıldığında kasta kopmalar meydana gelir (Şener & Erbahçeci, 2016).

2.6 Lumbal Bölgenin Fonksiyonel Anatomik Özellikleri

İnsan omurgası, yaklaşık 33 vertebradan oluşan dinamik ve karmaşık bir mekanik yapıdır. Bu vertebra servikal, torakal, lomber, sakrum ve koksiks olmak üzere beş ana bölgeye ayrılır (Drake, Vogl, & Mitchell, 2007; Karataş, 2016). 24 hareketli omurgadan 7'si servikal, 12'si torakal ve 5'i lomber bölgededir. Yine de sakrum ve koksiks bölgelerinde dokuz hareketsiz vertebra bulunur (van Tulder, Malmivaara, Esmail, & Koes, 2000). Omurganın üç temel biyomekanik işlevi vardır: medulla spinalis ve sinir köklerini korumak, gövdeyi stabilize etmek ve baş ve gövdenin fizyolojik hareketlerine izin vermek. Erişkinlerde kolon vertebralis 72-75 santimetre uzunluğundadır. Omurgayı oluşturan anatomik yapılar fonksiyonel üniteler veya hareket segmentleridir. İki komşu vertebra ve bunları birbirine bağlayan yumuşak dokular spinal üniteyi oluşturur. Biyomekanik özellikler açısından en küçük segment olan omurganın fonksiyonel birimi, iki faset eklem ve bir intervertebral diskten oluşan üçlü eklem kompleksinden oluşur (Karataş, 2016). Ön (statik) ve arka (dinamik) fonksiyonel hareket ünitesi parçalarıdır. Vertebra cisimleri, intervertebral disk ve anterior ile posterior longitudinal ligamanlardan

oluşur. Öte yandan, ön kısım yük taşıma ve şok emme işlevlerine odaklanır. Vertebral arklar, intervertebral eklemler, transvers ve spinöz çıkıntılar, supraspinöz ligaman ve ligamentum flavum, arka tarafta bulunan unsurlardır. Nöral yapıları korumak ve lomber bölgedeki hareketleri kontrol etmek bu yapıların temel görevidir. Arka segment, ekstansiyon ve fleksiyon hareketlerini kontrol eder (Baygutalp & Şenel, 2013). Omurganın dört ana eğriliği vardır. Servikal ve lomber bölgelerdeki eğrilikler lordoz olarak bilinir. Torakal ve sakral bölgelerdeki eğrilikler ise kifoz olarak bilinir. Fetal dönemde ortaya çıkan ilk eğrilikler torakal kifoz ve sakral kifozdur. Sekonder eğrilikler olarak bilinen servikal ve lomber lordoz, çocukluk döneminde baş kontrolü ve dik postürün gelişmesiyle ortaya çıkar (Moore & Dalley, 1999).

2.6.1 Lumbal vertebraların anatomisi ve genel özellikleri. Beş lumbal vertebra, diğer bölgelere ait vertebralardan büyük boyutlarıyla ayırt edilir ve costalar ile eklem yapacak yüzeylere sahip değildir. L5 vertebraasının processus transversus'ları, os coxae'ya bağlanan ligamentum iliolumbale'yi tutmak için oldukça büyük ve koniye benzer bir şekildedir. Normalde lumbal omurga silindriktir ve foramen vertebrale üçgendir ve torakal omurganinkinden daha geniştir (Drake, Vogl, & Mitchell, 2007). Omurganın toplam uzunluğunun yaklaşık %25'ini lomber vertebral kolon oluşturur. Her vertebra, önde korpus veya vertebra cismi ve arkada vertebra arkusu olarak bilinen iki parçadan oluşur. Silindirik trabeküler kemik yapısı ve ince kortikal kemik çatısı, vertebral kemikleri kompresyon kuvvetlerine karşı dayanıklı hale getirir. Kartilajinöz yeni plaklar, üst ve alt korpus yüzeylerini kapladı (Berry, Moran, Berg, & Steffee, 1987).

Süperior son plak, kompresif kuvveti diske aktarır ve ardından inferior son plak aracılığıyla vertebra gövdesine aktarır. Trabeküler kemik bu kuvvetleri bir sonraki son plağa taşır. Artan kompresif yük, kaudala doğru ilerledikçe vertebra cisimlerinin boyutlarını artırır (Hao et al., 2017). L5 vertebra cisimleri horizontal düzlemde ovaldir, ancak diğer lumbal vertebralar böbrek şeklindedir. Anterior yükseklik posterior yüksekliklerden daha yüksektir ve bu fark yaklaşık 20-30 mm'dir ve lomber lordoz açısını oluşturur. Sagittal düzlemde bu fark yaklaşık 20-30 mm'dir. 40 yaşından sonra osseöz doku kaybı, vertebral cisimlerin dayanıklılığını azaltır (Karataş, 2016).

2.6.2 İntervertebral diskler. Servikal bölgede 6, torakal bölgede 12 ve lomber bölgede 5 olmak üzere toplam 23 intervertebral disk vardır. Bu diskler, vertebra cisimleri arasındaki basıncı eşit şekilde dağıtır. Bu diskler, kaudale doğru ilerledikçe kalınlaşır ve omurganın toplam uzunluğunun yaklaşık %33'ünü oluşturur. İçinde nukleus pulpozus ve dışında annulus fibrozus bulunan yapısı, şok emici bir sıvı sistemidir. Kartilajinöz vertebral son plaklar disklerin üst ve alt yüzeylerinde bulunur (Markolf & Morris, 1974). Kolumna vertebralisin hareketlerini desteklemek için intervertebral diskler vertebraların son plak kısmına yapışır. Ayrıca, vertebral kolona aktarılan yüklerin taşınması ve vertebral son plağa iletilmesinden sorumludur.

İnce kan damarları, insanın ilk üç on yılında intervertebral diske besin sağlar. Üçüncü on yılda beslenme diffüzyon yoluyla sağlanır. Servikal bölgede diskin kalınlığı 3 mm, torakal bölgede 5 mm ve lomber bölgede 9 ila 10 mm'dir (Oğuz, 2004). İnsanların %60'ı tip 2 ve %40'ı tip 1 kollajenden oluşur. Tip 2 kollajenler, kompresyon kuvvetlerini daha iyi emer. Annulus fibrozus, disk yüzeyinin üçte birini kaplar ve yapısının %65'ini su oluşturur. Disk üzerindeki kuvvetlerin yüzde 75'ini taşır. Annulus lamelleri, önde ve lateralde sayıca daha fazladır ve nukleus materyaliyle iç içe geçmiştir. Dış katmanlara doğru yoğunlaşma, kollajen liflerinin düzenlenmesini sağlar. Her laminadaki kollajen lifler, son plak düzlemi ile 30°'lik bir açı yapacak şekilde dizilmiştir ve komşu laminalardaki liflerle 120°'lik bir açı yapacak şekilde dizilmiştir. Bu kollajen düzeni, torsiyon veya eğilme gibi büyük kuvvetlere karşı dayanıklılığı artırır ve bir omurganın diğerinin üzerinde rahatça hareket etmesini sağlar. Annulusun elastikiyeti, diskin elastikiyeti ile ilişkilidir. Annulus fibrozustaki tip 1 kollajen oranı yaşla birlikte artar. Elastik kollajen lifleri daha geniş fibrotik bantları oluşturur (Markolf & Morris, 1974; Panjabi & White, 1980). Nukleus pulpozus, glikozaminglikanlar açısından zengin bir yapıdır ve %88 su içeren annulus fibrozus onu çevreler. Hidrostatik özellikleri nedeniyle birim alana uygulanan basıncı eşit şekilde dağıtır (Panagiotacopoulos, Pope, Bloch, & Krag, 1987). Disk, yüzeyin üçte ikisini kaplar. İçindeki su miktarı yaşla birlikte azalır. Aksiyel yüklemelere karşı şok emer. Vertebral kolonun yarı akışkan yapısı nedeniyle fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon ve lateral fleksiyon hareketleri kolaydır. Beslenmesini vasküler olduğu için vertebra korpusundan ve annulus fibrozusundan diffüzyon yoluyla alır (Moore & Dalley, 1999).

2.6.3 Faset eklemler. Bir üst vertebranın üst artiküler çıkıntısı ile bir üst vertebranın alt artiküler çıkıntısı arasında bulunan sinovyal eklem, faset eklem olarak bilinir. Bu eklem sinovyal dokudan oluşur ve kapsülünde sinovyal sıvı bulunur. Yapısı menteşe tipi diartrozdur. Omurganın stabilitesini korur (Sharma, Langrana, & Rodriguez, 1995). Torsiyon, kompresyon, parçalama ve gerilim gibi kuvvetler, faset eklemleri tarafından laminalara aktarılır. Eklemler lomber bölgede fibrokartilajdan oluşur, bu da kompresyon ve gerilim kuvvetlerine karşı direnç gösterir (Levangie & Norkin, 2011). Omurganın temel hareketleri, translasyon ve distraksiyondur. Fleksiyonda her iki tarafa, lateral fleksiyonda tek tarafa translasyon olur. Rotasyon, bir yönde distraksiyon ve diğer yönde kompresyon olarak bilinir. Fizyolojik sınırlar içinde fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri, faset eklemleri tarafından kısıtlanmıştır. Aynı zamanda rotasyon ve lateral fleksiyonu da kısıtlanmıştır. Faset eklemleri ekstansiyon sırasında en yüksek yüke sahiptir ve aksiyel yükün yaklaşık %16'sını taşırlar (Cailliet, 1994; Tuna, 2000; Kuo et al., 2010).

2.6.4 Lumbal bölge ligamanları. Vertebral kolonun içsel stabilitesini artıran ve dayanıklılığını artıran viskoelastik dokulardır (Chazal et al., 1985; Sharma et al., 1995). Çoğunlukla ligamanlar yüksek kollajen lifleri içerir. Diğer ligamanlara göre ligamentum flavum daha elastik bir lif içerir. Bu yapılar, postür ve hareketle ilgili proprioseptif duyu reseptörlere sahiptir. Ayrıca, vertebralar arası gerilim yüklerini iletmek ve fizyolojik sınırlar içinde minimum dirençle hareketin akıcılığını sağlamak gibi görevleri yerine getirirler. Omurgada uzunlamasına uzanarak makaslanmayı önler. Ek olarak, diski ve annulus fibrozusunu sararak medulla spinalisini korur ve bunların fizyolojik sınırlardan dışına çıkmalarını engeller (Hukins et al., 1990; Pintar et al., 1992).

2.6.4.1 Anterior longitudinal ligament. Anterior longitudinal ligaman (ALL), oksiputtan başlayarak her vertebranın vücudun ön yüzüne tutunur ve sakrumun ön kısmında sonlanır. vertebra cisimleri ve intervertebral disklerin ön kısmında geniş bir bant şeklinde uzanır. Bu, omurganın yukarı ve aşağı hareketini sağlar. ALL'in ana görevi, gövdenin hiperekstansiyonunu sınırlamaktır. Bu, posterior longitudinal ligamandan yaklaşık iki kat daha güçlüdür. Bununla birlikte, hiperekstansiyona karşı direnç gösterir (Hukins et al., 1990; Neumann et al., 1992; Adams et al., 1994).

2.6.4.2 Posterior longitudinal ligament. Her vertebra, oksiputtan sakruma kadar uzanan posterior longitudinal ligaman (PLL) tarafından desteklenir. Omurgada aşırı fleksiyonu önler ve stabiliteyi artırır. Ek olarak, omurganın yapısal bütünlüğünü ve fonksiyonel stabilitesini destekler, bu da vertebra arasındaki posterior ayrılmayı sınırlar (Bogduk, 2005; Atıcı & Polat, 2017).

2.6.4.3 Ligamentum flavum. Vertebral kanalın arka duvarı, ligamentum flavum'un bir vertebra laminasının alt kısmından bir sonraki vertebra laminasının üst kısmına doğru uzanmasından oluşur. Her iki tarafta da simetrik olarak yer alır ve servikal bölgeden kaudal bölgeye doğru genişler. Vücutta bulunan en elastik liflerden biridir. Dik duruş sırasında vertebraların posterior elemanlarını korur ve omurga stabilitesine katkıda bulunur (Torun, Tuna, Buyukmumcu, Caglar, & Baysefer, 2008; Skipor, Miller, Spencer, & Schultz, 1985). lomber bölgenin en güçlü bağlarından biri olan ligamentum flavum, omurganın stabilitesini sağlamada önemli bir rol oynar. Aynı zamanda spinal foramenin arkasındaki nöral yapıların korunmasına yardımcı olur ve bu da lomber fleksiyonu önler. Bu ligament, hareket sırasında gevşer ve gerilir. Ekstansiyonda kısalır ve fleksiyonda uzar. Interdiskal basınç, aktif rotasyon sırasında gerilerek intervertebral disklere uygulanan kompresyon kuvvetiyle düzenlenir. Bu özellikleri, ligamentum flavumun hem omurga biyomekaniği hem de nöral yapıların korunmasında önemli bir rol oynadığını göstermektedir (Hukins et al., 1990; Adams & Dolan, 2005).

2.6.4.4 İntertransvers ligament. Bu yapı, komşu çıkıntılar arasında uzanarak, art arda bulunan vertebraların processus transversusları arasında yer aldığından, fazla lateral fleksiyonu önler. Multifidus kaslarının origo noktası da membranöz bir yapıdan gelir (Chazal et al., 1985; Friedrich & Harrast, 2010).

2.6.4.5 İnterspinöz ligament. Bu membranöz bağ, gövde fleksiyonunun son aşamasında öne kaymayı önler. Bu, komşu iki spinöz çıkıntı arasında bulunur (Myklebust et al., 1988).

2.6.4.6 Supraspinöz ligament. Spinöz çıkıntılara yapışarak C7'den sakruma kadar uzanır ve bu da gövdenin hiperfleksiyonunu önler. Özellikle alt lomber vertebralara destek sağlar ve makaslama kuvvetlerine karşı direnç gösterir sağlar (Skipor et al., 1985; Hindle, Pearcy, & Cross, 1990).

2.6.4.7 Kapsüller ligament. Faset eklem çıkıntılarının kenarlarında dik bir şekilde dizilmiş liflerden oluşan yapılar vardır. Bu lifler, torakal ve lomber bölgelerde daha sıkı ve kısa olduğu için daha stabildir. Faset eklemleri arasında kayma hareketine izin vererek omurganın esnekliğini ve hareketini destekler. Bu yapılar, omurganın doğru hizalanmasını sağlar ve hareket sırasında aşırı stresi azaltır (Neumann et al., 1992).

2.6.4.8 İliolumbar ligament. Bu yapı, lumbosakral bölgedeki öne kaymayı sınırlar ve pelvisin stabilitesini destekler. Bu, L4 ve L5 vertebraların transvers çıkıntılarında başlayarak iliak kemiğin posteromedial yüzeyine tutunur. Quadratus lumborum kasına doğumda dahil olsa da, ikinci yaşından sonra ligamentöz hale gelir (Chow, Luk, Leong, & Woo, 1989; Grobler, Novotny, Wilder, Frymoyer, & Pope, 1994).

2.6.5 Lumbal bölge kinematikleri. Ayakta durma pozisyonundaki sağlıklı yetişkinlerde lomber lordoz genellikle 40 ila 50 derece arasında ölçülmektedir. Bu ölçüm değeri, kullanılan ölçüm yöntemi ve popülasyona göre değişebilir (Bogduk, 2005). Anatomik nötral pozisyonu korumak, sırt bölgesinde üç farklı yönde hareket gerçekleşebilir: fleksiyon, ekstansiyon ve aksiyal rotasyon (Neumann, 2010).

2.6.6 Lumbal bölge kasları. Göğüs kafesi ve kaslar, omurganın dinamik stabilitesini ve hareketini korumak için en önemli bileşenlerdir. Göğüs kafesi ve kasları olmayan bir omurga 20 Newton yük taşıyabilir. Fonksiyonel birimin hareketini kısıtlayan kaslar vardır kısıtlar (Wilke, Wolf, Claes, Arand, & Wiesend, 1995; Cholewicki, Panjabi,

& Khachatryan, 1997). Intersegmental kaslar, multisegmental kaslara kıyasla lateral stabiliteyi sağlamada daha etkili olduklarını gösteren model araştırmalar vardır (Crisco & Panjabi, 1991).

a) Erektör spinae grubu olarak bilinen yüzey posterior kaslar. Bu kasların üç ana parçası vardır: m. iliokostalis (lateralde), m. longissimus ve m. spinalis (medialde). Ekstansiyon, lateral fleksiyon ve aksiyal rotasyon hareketleri omurgaya uygulanır (Macintosh & Bogduk, 1987).

b) Omurganın ekstansiyon ve aksiyal rotasyon hareketlerinden sorumlu olan üç ana derin posterior kas vardır: semispinalis, multifidus ve rotatorlar (Karataş, 2016). Omurganın en içteki ve en geniş kas grubunu oluşturan lomber multifidus, lumbosakral eklemeye kadar uzanır. Bu kas, lomber spinöz çıkıntılardan başlar ve faset eklemleri boyunca uzanır. Multifidus kasa, omurgayı stabilize etmek için bir rotatör görevi görür (Lonnemann, Paris, & Gorniak, 2008).

c) Quadratus lumborum ve iç ve dış abdominal oblik kaslar, lateral fleksiyon kaslarını oluşturur. Quadratus lumborum, krista iliakadan alt kaburgaya kadar uzanan ilk dört lomber omurun lateral çıkıntılarına bağlanır. Pelvis ve lomber kaslar omurgayı stabilize eder. Tek taraflı kasıldığında lomber omurgayı o tarafa doğru eğilir (Karataş, 2016).

d) Ön abdominal kaslar, rektus abdominalis, transversus abdominalis, iç ve dış abdominal oblik kaslardan oluşur. Alt kaburgadan krista iliakaya doğru V şeklinde uzanan eksternal oblik kas vardır. İki taraflı kasıldığında lomber omurga ve toraks fleksiyona uğrar. Alternatif olarak, tek taraflı kasılması lateral fleksiyona neden olur. Diğer rotator kaslarla birlikte hareket ederler. Internal oblik kası, rotasyonun en aktif kasıdır ve krista iliakadan başlar ve çapraz bir şekilde öne ve yukarıya doğru uzanır. Gövdede antefleksiyon, lateral fleksiyon ve rotasyon eylemleri gerçekleşir. Gövdenin fleksiyon hareketi ise rektus abdominis tarafından kontrol edilir. İnguinal ligament, krista iliaka ve alt kaburga kırkırdaklarından köken alır ve linea alba'ya yapışır (Karataş, 2016). Bu kasın kasılması, karın içindeki basıncı artırır. Omurgayı stabilize eder ve üst ve alt ekstremitelerin hareket ettiği aksiyel bir platform oluşturur (Ebenbichler, Oddsson, Kollmitzer, & Erim, 2001).

e) Torakolomber fasya, transversus abdominis kaslarının arka aponevrozunu oluşturur ve derin kaslarla spinae erector arasında bir bağlantı işlevi görür. Erektör lomber omurganın yan kenarını sararak transvers çıkıntılara yapışır. Bu yapı, bacaklar ve omurga ile pelvis arasındaki yük transferini destekler (Vleeming, Pool Goudzwaard, Stoeckart, van Wingerden, & Snijders, 1995).

2.6.7 Lumbal bölgenin kanlanması. Segmental arterlerin dalları lomber vertebral kolonu kanlar. Spinal dallar, vertebraları, spinal kordu ve kauda equinayı besleyen bu arterlerden oluşur. Spinal arterler, intervertebral foramen yoluyla spinal dallara bağlanır. L1'den L4'e kadar olan vertebralar, aorttan çıkan sekiz lomber arter tarafından beslenmektedir. Diğer yandan, L5 vertebra ve sakrum, lomber arter, iliolumbar arter ve sakral arterlerden kan alır. Sakrumun arka yüzeyinden çıkan arterler, sakrum ve lomber kasların distal kısımlarını besler. Anterior spinal arter, posterior spinal arter ve medüller arterler, spinal kordun kanlanmasını sağlar. Anterior spinal arterin yeterli kanlanmasında, özellikle medüller arterler çok önemlidir. Difüzyon mekanizması, yetişkinlerde intervertebral disklerin beslenmesinde kullanılır (Ebraheim, Hassan, Lee, & Xu, 2004; Barrey, Ene, Louis-Tisserand, Montagna, Perrin, & Simon, 2013).

2.6.8 Lumbal bölge sinirleri ve inervasyonu. Dorsal ve ventral kökler, spinal sinirleri oluşturur. Her lomber vertebrada iki nöral foramen vardır. Lomber kökler, ilgili vertebralar ve bir alt vertebra arasından lomber bölgede çıkar. Örneğin, L3 kökü L3 ve L4 vertebraları arasında bulunur. Intervertebral foramenlerden ayrıldıktan sonra, spinal sinirler dorsal ve ventral dallara ayrılır. Dorsal dal posteriora yönelir ve derin kaslar, deri ve spinal ligamanlara innervasyon sağlar. Daha uzun olan ventral dal, lomber ve sakral pleksusları oluşturur. L1, L2, L3 ve L4 köklerinin ventral dalları lomber pleksusu oluşturur (Ebraheim, Hassan, Lee, & Xu, 2004).

2.6.9 Lumbal omurganın biyomekanik özellikleri. Bir lomber omurganın yapısı, statik ve dinamik bileşenlerden oluşur. Omur cismi, pedikül, eklem yüzleri, lamina, spinöz çıkıntılar ve transvers çıkıntılar, statik unsurlar arasında yer alır. Anterior longitudinal ligaman (ALL), posterior longitudinal ligaman (PLL), supraspinöz ligaman

(SSL), interspinöz ligaman (ISL), ligamentum flavum (LF), kapsüler ligaman (KL) ve paravertebral kaslar dinamik unsurlar olarak hizmet eder. Bu yapılar omurganın hem yapısal bütünlüğünü korur hem de hareket etmesini kolaylaştırır (Öktenoğlu, 2011). Paravertebral ve abdominal kaslar omurganın mekanik stabilitesini sağlar (Karataş, 2016). Sagittal planda lomber omurların oluşturduğu eğrilik lordoz olarak bilinir. Eski insanlarda bu eğriliğin açısı yaklaşık 30°'dir. Günlük aktivitelerde ayakta dururken bu açı on ila on beş derece artar. Dik bir pozisyonda otururken ise bu açı 20 ila 35 derece azalır (Dolan, Adams, & Hutton, 1988). Intervertebral diskin sıvı içeriği, longitudinal ligamanlar, kas esnekliği ve eklem kapsülünün elastikiyeti eklem hareket açıklığını belirler. Eklemdeki aşırı hareketi fasya ve longitudinal ligamanlar engeller. Lomber omurganın hareket açıklığı, L5-S1 seviyesinde 45 derece fleksiyon, L4-L5 ve L5-S1 seviyelerinde 30 derece ekstansiyon, L3-L4 seviyesinde 20–30 derece yan fleksiyon ve 10 derece rotasyon ile sınırlıdır (Karataş, 2016). L1 seviyesinde lomber bölgede fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri yaklaşık 12-14 derecedir. L5 seviyesinde bu hareket açısı 18 dereceye kadar yükselir. Her segmentte lateral fleksiyon yaklaşık 7-9 derece olurken, aksiyel rotasyon sadece 3 derecedir. Kompresif ve distraktif kuvvetlere karşı omurganın dayanıklılığı çok önemlidir. Dördüncü lomber vertebra cisimleri, statik yüklemelere karşı en büyük direnci gösterir. Kortikal yapılar, lomber vertebra cisimlerinin kompresif kuvvetlere 5500 ila 8000 Newton'a kadar dayanmasını sağlar. Bununla birlikte, spongiöz kemik daha az dirençle kompresif yükleri kaldırır. Distraktif kuvvetler omurga-son plak birleşimini etkiler (Kazarian, 1975; Panjabi et al., 1992). Fleksiyon ve ekstansiyon lomber omurganın işlevsel hareketleridir. Kalça ve omurga fleksiyonunun bir kombinasyonu, gövde öne eğilir. Omurga fleksiyonunun ilk 50-60 derecelik kısmı, özellikle lomber bölgenin alt segmentlerinde gerçekleşir. Göğüs kafesi ve faset eklemlerin yerleşim özellikleri nedeniyle, torakal bölge gövdenin fleksiyonuna sınırlı bir katkıda bulunur. Lomber lordoz, lomber bölgenin fleksiyonu sırasında tersine döner. Lumbosakral bileşke, en büyük açısal hareketi gösterir. Ancak lomber omurga fleksiyonu ile, dizler tam ekstansiyondayken gövdeyi öne eğip parmakların yere değdirilmesi mümkün değildir. Pelvisin sagittal düzlemde öne doğru dönmesi, aynı zamanda gövdeye yaklaşık 25° daha fleksiyon sağlar. Lumbo-pelvik ritim, gövde fleksiyonu sırasında lomber lordozun tersine dönmesi ve bel rotasyonu arasındaki bu uyumdur (Cailliet, 1994).

Abdominal kaslar ve psoas, gövde fleksiyon hareketini başlatır. Pelvisi stabilize etmek için kalçanın posteriör kasları hareket eder. Gövdenin öne eğilmesiyle lomber lordoz düzleşmeye başlar ve erektör spina kasları eksentrik olarak çalışır. Tam fleksiyon aşamasına gelindiğinde, posterior ligamanlar ve erektör kaslar hareketin ilerlemesini sınırlar. Fleksiyondan ekstansiyona geçişte bu işlem tersine işler ve bel posteriore doğru döner. Ardından hamstring, gluteal ve paraspinal kaslar harekete girer. Ekstansiyon arttıkça karın kasları eksentrik kasılmalar yapar (Oğuz, 2004). Lateral fleksiyon açısı lomber bölgede altı iken, lumbosakral bölgede üçtür. Abdominal kaslar, spinotransversal kaslar ve transversospinal kaslar bu hareketi kontrol eder. Bununla birlikte, rotasyon hareketi kaudal yönde azalır ve alt lomber bölgede iki, lumbosakral bölgede ise beş derece azalır. Faset eklemler, lomber bölgede yatay düzleme 80-90° açı yaptığı için fleksiyon ve ekstansiyona izin verir, ancak lateral fleksiyon ve rotasyon hareketlerini kısıtlar. Faset eklemlerin lomber segmentte 3000 Newton yük taşıyabileceğini biyomekanik çalışmalar göstermiştir (Lamy, Bazergui, Kraus, & Farfan, 1975). Bilateral faset eklemler, hiperekstansiyon durumunda omurganın torsiyonel yükünün yaklaşık %45'ini taşır. Faset eklemler, disk dokusundaki dejenerasyon nedeniyle bu yükün %70'ini kaldırabilir (Adams & Hutton, 1980; Dunlop, Adams & Hutton, 1984). Bir lomber spinal ligamanın dayanıklılığı, ALL, PLL, LF, KL ve ISL olarak sıralanır. Bu ligamanlar lomber segmentlerin fleksiyon hareketi sırasında %70 direnç sağlarken, intervertebral diskler %30 direnç sağlar (Adams & Hutton, 1980; Dunlop, Adams, & Hutton, 1984). Sakral açı, omurgaya uygulanan kuvvetlerin dağılmasında önemli bir rol oynar. Sakral açı 30° olduğunda, aksiyel yükün %80'i intervertebral diskler tarafından ve %20'si en alt iki lomber vertebranın faset eklemleriyle taşınır. Makaslama kuvveti, lumbosakral açı 30°'de %40 civarındayken, bu açı 50°'ye çıktığında %75'e kadar artar. Makaslama kuvveti, lomber lordozun artmasıyla artar (Cailliet, 1994).

2.7 Bel Ağrısının Tanımı

Bel ağrısı, kas-iskelet sistemi hastalıkları arasında en yaygın görülen sağlık problemlerinden biridir ve bireylerin yaşam kalitesini düşürmekte, sağlık hizmetleri

üzerinde ise ciddi bir yük oluşturmaktadır. Bel ağrısı; bel bölgesinde ağrı, kaslarda gerginlik ve sertlik gibi belirtilerle ortaya çıkmakta ve bazı durumlarda alt ekstremiteye yayılan ağrı ile birlikte seyredilmekte, böylece bireylerin günlük yaşam aktivitelerini önemli ölçüde kısıtlamaktadır (Krismer & van Tulder, 2007; Russo et al., 2018). Bel ağrısı süresine göre akut, subakut ve kronik olmak üzere üç gruba ayrılır. Bir aydan kısa süren ağrılar akut, bir ila üç ay arasında sürenler subakut, üç aydan uzun süren ağrılar ise kronik bel ağrısı olarak tanımlanır (Özcan, 2002; Sinaki & Mokri, 2000). Kronik bel ağrısı, genellikle tedaviye direnç gösteren, karmaşık etiyojolojiye sahip, uzun süreli fonksiyonel kısıtlılıklara yol açabilen ve tekrarlayıcı özellik gösterebilen bir durumdur (Coşkun & Can, 2012).

2.7.1 Bel ağrısının nedenleri. Bel bölgesinde çeşitli yapısal ve işlevsel bozukluklar vardır. Disk sorunları olmasa bile, vücuda uygulanan mekanik yüklemeler ağrıya neden olabilir. Zamanla bu ağrı kronikleşebilir. Zorlu yaşam koşulları, vücut mekaniklerinin yanlış kullanımı, kötü postür ve karın ve sırt kaslarında dayanıklılık, güç, esneklik ve kardiyovasküler dayanıklılıkta azalma, yalnızca bele lokalize ağrı ve ağrının sırta, tek ya da her iki bacağına yayılması, uyuşma ve kuvvet kaybı gibi ek semptomlara neden olabilir. Omurganın dengesini sağlamak için kas gücü ve esneklik gereklidir. Hareketin gerçekleştiği fonksiyonel birimin parçaları olan diskler, kaslar, sinirler ve kan damarları birbirleriyle çok bağlantılıdır. Bu birimlerden herhangi birinde bir sorun meydana gelirse, bozukluk tüm birimleri etkileyebilmektedir (Leboeuf-Yde & Lauritsen, 1997).

Tablo 1

Kronik Bel Ağrısı Sınıflandırılması (Tüzün, 2004; Ölçen, Köybaşı, Tunçbilek, Ayhan, & Yorgancıoğlu, 2010)

Dejeneratif	Diffüz idiopatik iskeletsel hiperostoz, dejeneratif eklem hastalığı, osteoartrit, lomber spondiloz, faset eklem hastalığı, dejeneratif spondilolistezis, dejeneratif disk hastalığı, disk hernisi, spinal stenoz
Enflamatuvar	Seronegatif spondiloartropatiler, (RA)
Metabolik	Osteoporoz, osteomalazi, osteitis fibrosa kistika, okronotik spondiloz, paget hastalığı ve juvenil osteokondrit
Neoplastik	-Benign: Nörinom, meningiom, osteoid osteom, hamangiom, copeman nodülleri - Malign: Multipl myelom, primer kemik tümörleri - Metastatik: Prostat, meme, akciğer, böbrek vb.
Enfeksiyöz	- Pyojenik vertebral spondilit ve intervertebral disk enfeksiyonu - Epidural abseler - Bruselloz, tüberküloz ve diğer özel enfeksiyonlar
Travmatik	Kırıklar, dislokasyonlar, spondilolizis, spondiloliztezis, fasit sendromları, koksikodini, lumbosakral eklem spraini ve sakroiliak eklem spraini
Kongenital	Skolyoz , Spondilolizis, spondilolistezis , İnterspinöz psödoartroz , Transizyonel omuz (sakralizasyon, lumbalizasyon)
Kas bozuklukları	Akut ve kronik ağrı , Miyofasyal ağrı , Fibromyalji , Postüral anormallikler - Hamilelik
Viserojenik	Genitoüriner, gastrointestinal ve retroperitoneal sorunlar
Vasküler	Gebelik aort anevrizması ve diseksiyonu , Renal arter trombozu

Tablo 1 (Devam)

Psikojenik	Gerilim miyozit sendromu, kombinasyon nörozu ve konvansiyonel bozukluklar
Postoperatif bel ağrısı ve başarısız bel cerrahisi sendromu	

2.7.2 Bel ağrısının sınıflandırması. Bel ağrısı, mekanik, mekanik olmayan, idiopatik veya visseral olabilir. Hastaların yaklaşık %90'ında, belirli bir etiyolojik veya patofizyolojik faktör ağrının nedenini açıklayamaz. Bu durum idiopatik bel ağrısı, belirsiz kaynaklı bel ağrısı veya non-spesifik bel ağrısı olarak bilinir (Koes, van Tulder, & Thomas, 2006).

Bel ağrısı sık sık meydana gelen nedenlere göre ikiye ayrılır.

2.7.2.1 Spesifik bel ağrısı. 1- Spesifik bel ağrısı: Tüm bel ağrılarının %3 ila 10%'u mekanik olmayan bel ağrısıdır. Bu tür ağrılarının nedenleri genellikle vasküler, gastrointestinal, renal, enfeksiyöz ve onkolojik hastalıklardır (Chien & Bajwa, 2008; Leonardi & Boos, 2008; Aydın, 2011). Bu ağrının özellikleri, istirahatle ve sıcakla artması, sabahları 30 dakikadan uzun süren uykusuzluk ve fiziksel aktivite ile azalmasıdır.

2.7.2.2 Non-spesifik bel ağrısı. 2- Nonspesifik (mekanik) bel ağrısı: Bu patolojilerin dışlandığı hastalarda omurga, sakroiliak eklemler, ligamanlar ve paraspinal kaslarla dura, omurilik ve sinir kökleriyle ilgili patolojilerden kaynaklanan ağrılar mekanik bel ağrısı olarak bilinir (Chien & Bajwa, 2008; Leonardi & Boos, 2008; Aydın, 2011). Bel ağrısının önemi son yıllarda artmasına rağmen, hastaların çoğunun nedenleri bilinmemektedir. Bu nedenle, %80'i idiopatik bel ağrısı olarak kabul edilir. Literatürde, dünya nüfusunun %70-80'inin hayatlarının bir noktasında bel ağrısı yaşadığı ve bu ağrılarının %95'inin mekanik olduğu belirtilmektedir (Loney & Stratford, 1999; Borenstein, Wiesel, & Boden, 1995). Mekanik bel ağrısı, en az %70 lomber sprain ve strain, %10 disk ya da faset eklemdaki dejenerasyon, %4 herniye disk, %4 kompresyon fraktürü, %3 spinal stenoz ve %2 spondilolistezden kaynaklanabilir (Altinel, Köse, Ergan, et al., 2008).

2.7.3 Non-spesifik bel ağrısının nedenleri. Mekanik (nonspesifik) Bel Ağrısı:

Mekanik kaynaklı bel ağrıları, fiziksel aktivite ile artan, istirahatle azalan, sıklıkla normal anatomik yapının aşırı kullanımına, yaralanmalara veya deformitelere bağlı olarak ortaya çıkan durumları tanımlar (Borenstein et al., 1995). Bel kaslarının, tendonlarının ve ligamanlarının strese veya zorlanmaya maruz kalması bu tür ağrıya neden olur. Mekanik bel ağrıları, omurganın alt kısmını etkileyen ve gluteal bölgeye yayılan kronik, yoğunluk düzeyi değişen ağrılardır. Günlük etkinlikler (öne eğilme, dönme, ağırlık kaldırma, uzun süre ayakta durma, oturma vb.) ağrıyı artırır, bu da ağrının şiddetini artırır (Müslümanoğlu, 2002; Oğuz, 2011). Bel ağrısını mekanik olarak tanımlamak için inflamatuvar, infeksiyöz, tümöral, metabolik veya iç organlardan gelen ağrıların dışlanması gerekir (Müslümanoğlu, 2002). Ağrı lumbosakral bölgede yaygındır. Bu, kalçaya ve arka uyluk bölgesine yayılabilmektedir. Ek olarak, paraspinal kaslarda spazm sıklıkla görülür. Sonuç olarak, omurganın hareketliliği sınırlıdır. Mekanik bel ağrısı değerlendirmesi sırasında, omurganın önemli bir bozukluğu veya anormalliği bulunmamalıdır. Duyusal bozukluk, kas gücü kaybı ve refleks azalması gibi önemli nörolojik bulgular görülmemelidir. Ağrı nedeniyle sadece omurga hareketlerinin kısıtlanması ve fonksiyonel yetersizlik görülebilir (Van Tulder et al., 2002; Croft et al., 1994). Ağrılı bir dönemde kas spazmı, kuvvet ve esneklik kaybına neden olur. Bu durum, hem bel hem de alt ekstremitte kaslarının küçülmesine ve kuvvet kaybına neden olabilir. Bu azalma, ağrı geçse bile tekrarlayan atakların şiddetini ve sıklığını artırır (Andersson, 1999; Borenstein et al., 1995; Ketenci & Özcan, 2000; Waddell & Frymoyer, 1991).

Tablo 2

Nonspesifik bel ağrısı nedenleri (Ketenci, 1998)

Mekanik nedenler	Mekanik olmayan nedenler

Tablo 2 (Devam)

Osteoartrit	İnfeksiyon
Spinal stenoz	Endokrin
Spondilolizis	Romatolojik, Neoplazma
Spondilolistezis	Jinekolojik, Vasküler

2.7.4 Bel ağrısının klinik değerlendirmesi . Bel ve bacak ağrısının ortaya çıkmasında birçok farklı neden rol oynayabilir. Bu ağrılar mekanik faktörlere ya da travmalara bağlı olarak gelişebileceği gibi, enfeksiyon veya neoplazm gibi ciddi sağlık sorunlarından da kaynaklanabilir. Doğru tanı ve etkili bir tedavi planı oluşturabilmek için hastanın detaylı öyküsünün alınması ve kapsamlı bir fizik muayene yapılması oldukça önemlidir (Oğuz, 1992).

2.8 Hamstring Kısalığının Tedavi Yöntemleri

2.8.1 Germe egzersizleri. Germe konnektif dokuyu hareket ettiren ve kas fibrillerini uzatan egzersizdir. Ek olarak, kas esnekliğini ve eklem hareket açıklığını artırmak için iç ve dış güç kullanılarak uygulanan hareket olarak da bilinir. Vücudun pozisyonlanması veya kas gruplarının yapışma noktalarının gerilmesi gerekir. Vücut yapısına uygun olarak yapılacak germelerle kaslar boyunda uzayacak, spazm azalacak ve eklem hareket açıklığı artacaktır (Kalyon, 1995; Çelebi & Zergeroğlu, 2017). Germe egzersizlerinin kronik ve akut etkileri vardır (Norris, 1995; Andrews, Harrelson, & Wilk, 1998; Gleim & McHugh, 1997). Germe egzersizleri, kısa sürede kas ve eklem esnekliğini artırır ve uzun süre etkisini korur. Kasın viskoelastik cevabı, kısa süren etkiyi açıklayabilir ve bunun birkaç saat sürdüğü düşünülüyor (Gleim & McHugh, 1997). Dört veya beş kez 30 saniye (sn) boyunca tekrarlanan germe, kas viskoelastikiyetinin azaldığını, kas-tendon ünitesinin boyunun uzadığını, gerilim toleransını azalttığını ve

eklem hareket açıklığını artırdığını göstermiştir (Andrews, Harrelson, & Wilk, 1998; Renström, 1993; Taylor, Dalton, Seaber, & Garrett, 1990). Değişik gerilme süreleri ile yapılan çalışmalar, otuz saniyelik gerilmenin en iyi uygulama olduğunu ve otuz saniyeden daha fazla gerilmenin en iyi uygulama olmadığını göstermiştir (Decoster, Cleland, Altieri, & Russell, 2005). Çok tekrarlanan daha kısa gerilmeler, benzer hareket kazanım aralığıyla sonuçlanabilir. Kas tendon ünitesinin visköz özellikleri nedeniyle hızlı bir şekilde geri dönmez. Bu durumda viskoelastik stres rahatlamasından bahsedilir ve akut etki olarak bilinen temel sertliğin birkaç saat içinde geri dönmesi beklenir (Taylor, Dalton, Seaber, & Garrett, 1990). Germenin kronik etkisine baktığımızda, dört veya beş tekrarlı otuz saniye süren germe egzersizlerinde, visko elastikiyetteki kalıcı bir değişiklik ve eklem hareket açıklığında bir artış görülebilir. Bu değişiklikler, altı ila sekiz hafta boyunca devam edecektir (Gleim & McHugh, 1997; Magnusson, 1998).

2.8.1.1 Germenin biyomekanik etkisi. Kas germe ile ilgili araştırmaların çoğu, kas-tendon ünitesinin ayrı parçalarının biyomekanik özelliklerini belirlemeye ve çeşitli germe tekniklerini karşılaştırmaya odaklanmıştır. Kas-tendon birimlerinin gerilme yüklerine viskoelastik olarak yanıt verdiği ve refleks aktivitesi, kas-tendon birimlerinin biyomekanik özelliklerini etkilemediği gösterilmiştir (Taylor, Dalton, Seaber, & Garrett, 1990).

Doku mekaniğinde stres, bir kasın uygulanan yüke karşı gösterdiği iç direncidir. Şekil değiştirme, yüklenen yükün uzunluktaki değişikliğini gösterir. Bir kasın yüklenmeye karşı mekanik tepkisi, kasın gerilmeye yaralanmaya karşı duyarlılığını belirler. Eğrinin eğimi, dokunun sertliğini veya uzunluğunu değiştirme eğilimini göstermektedir. Doku tarafından depolanan gerilme enerjisi, yaralanmanın ana belirleyicisidir (Muscolino, 2014). Eğri altındaki alan bu gerilme enerjisini temsil eder. Elastik bölgede yükten kurtulduktan sonra kas eski uzunluğuna döner. Kas, devam eden yükleme nedeniyle plastik bölgeye girer. Yükleme sona erdiğinde bile kas eski halini alamaz ve kalıcı deformasyon oluşur. Yükleme devam ederse kopma olabilir (Muscolino, 2014).

Ayrıca, tendon veya ligament üzerindeki yükün etkisini incelemek için, bir eklem uzun süre sabit düşük şiddetli yüke maruz kaldığında yumuşak dokularda yavaş bir deformasyon meydana geldiği bir fenomen olan çırpma fenomeni hakkında bilgi

edinilebilir. Yüklemenin ilk altı ila sekiz saati arasında çizgi fenomeni görülebilir, ancak sıklıkla aylarca devam edebilir (Pearson, Burgess, & Onambele, 2007). Tekrarlı statik germenin uygulandığı deneysel yöntemler, klinik koşullarda kalıcı kas-tendon birimi uzamalarına yol açmadan daha fazla esneklik sağlamıştır (Taylor, Dalton, Seaber, & Garrett, 1990). Dört kez tekrarlanan germe, kas-tendon ünitesinde küçük bir değişiklik meydana getirir. Tekrarlanan germeler, kasın uzamasına neden olur. Yüksek germe oranları ve yüksek enerji emilimleri de daha hızlı gerilme oranlarında ortaya çıktı. Bu durum, germede yaralanma riskinin uygulanan teknikle değil, germe oranı ile ilgili olabileceğini göstermektedir. Bunlar tümünün klinik olarak kas-tendon ünitesinin viskoelastik özellikleriyle ilişkili olduğunu göstermektedir (Taylor, Dalton, Seaber, & Garrett, 1990).

Her germe egzersizi, düşüşü gerilmiş kas-tendon biriminin viskoelastik özelliği ile ilişkilidir. Stres gevşemesinin viskoelastik özelliği, yoğun gerilimdeki düşüşün bir sonucu olarak bir yapının iç yapısını değiştirir (Taylor, Dalton, Seaber, & Garrett, 1990).

2.8.2 Germe egzersizlerinin tipleri. Balistik germe egzersizleri: balistik germe egzersizleri, bireyin kendi ağırlığı ile yaylanma şeklinde yapılan ve eklem hareketlerinin normal sınırlarını zorlayan egzersizlerdir. Bu yöntem, kas liflerinin maksimum gerilme pozisyonunda yaylanma şeklinde hareket etmesini sağlar. Bu tür germe egzersizleri, yaralanmalara neden olabileceğinden yaygın olarak yapılmaz. Germe refleksini azalttığı için olumlu etkileri çok az (Taylor, Dalton, Seaber, & Garrett, 1990).

Dinamik germe egzersizleri: Dinamik germe bireyin kendi ağırlığı kullanılarak kontrollü bir şekilde NEH açıklığını artıran germe egzersizidir. Balistik germenin aksine, dinamik germe eklem hareket açıklığının tipik sınırlarını zorlamaz ve kontrollü germe hareketleri yaylanma hareketlerini yerine getirir (Çelebi & Zergeroğlu, 2017).

Statik germe egzersizleri: Statik germe, kasları belirli bir noktaya getirdikten sonra belirli bir süre tutmak için yapılan bir egzersiz türüdür (Kalyon, 1995). Uzun süre aynı pozisyonda tutulduğunda kas ve tendonlar arasındaki gerilim azalır. Bu durum gevşeme olarak bilinir.

Bu nedenle, viskoelastik gevşeme sağlamak için en etkili yöntem statik germe egzersizleridir.

Statik germe, izometrik germe, pasif germe ve aktif germe olarak kategorize edilir (Çelebi & Zergeroğlu, 2017).

Aktif Germe: Statik aktif germe de denir. Herhangi bir yardıma ihtiyaç duymadan, bir

kişi kendi agonist kaslarının kuvvetiyle öngörülen pozisyona ulaşır ve orada sabit kalır. Resiprokal inhibisyon ile gerilmiş antagonist kasın gevşemesi, aktif germedeki agonist kasların gerginliğini gösterir. Agonist kasların kuvveti ve esnekliği aktif germe ile birlikte artırılır.

Pasif germe egzersizleri: Pasif germe statik pasif germe de denir. Kas pasif olarak gerildiğinde, kuvvet epimisyum ve perimisyum aracılığıyla kas fibrillerine geçer. Kas membranı, germeyi ekstrasellüler matrikse taşır. Sarkomeri intrasellüler moleküle girer ve daha sonra myofibrilin kontraktıl yapı kısmına geçer. Moleküller arası etkileşim, kas fibrillerinin dışında meydana gelen pasif germe kuvvetini kontraktıl yapı elemanlarına aktarır. Bu moleküller, kollej, integral membran proteinleri, cytoskeletal kompleks, glikoproteinler ve kontraktıl ve nonkontraktıl kas yapıları olarak bilinen çeşitli bileşenlerden oluşur. Protein zincirlerinin kuvvet aktarımını sağladığı düşünülmektedir. İyon kanallarının germe ile aktive olmasının ardından, iyon akışındaki değişiklik, myofibrilogenesis ile birlikte büyüme hormonlarının salınımı ile sonuçlanır ve bu da NEH'nin artmasına neden olur (De Deyne, 2001).

İzometrik germe egzersizleri: İzometrik germe, esnekliği pasif statik olarak artırmak için en iyi yöntemlerden biridir. İzometrik germe, kas kuvvetini artırırken ağrıyı azaltır. Bu, kemik gelişimini henüz tamamlamamış çocuklar ve adölesanlar için uygun bir yaklaşım değildir (Çelebi & Zergeroğlu, 2017).

Proprioseptif nöromusküler fasilitasyon (PNF): Proprioseptif Nöromusküler

Fasilitasyon (PNF) Germe: Kas gruplarının nöromusküler verimliliğini artırmak için geliştirilmiş hareket kombinasyonları. PNF yöntemlerinden birini kullanarak belirli kasları germe, diğer kasları gevşeterek daha etkili bir germe sağlar (Taylor, Dalton, Seaber, & Garrett, 1990).

2.8.3 Hamstring germe egzersizleri. Hamstring kası üzerinde bir dizi germe egzersizi yapılabilir. Statik germe egzersizleri, ayakta ve sırt üstü yatışta en yaygın olanlarıdır. Hamstring esnekliğini artırmak için ayakta yapılan statik germe egzersizi kullanılabilir.

Hamstring germe egzersizi, ayağın hamstring kaslarını esneterek esnekliğini ve gerginliğini artırır. Özellikle bel ağrısı, hamstring gerginliği ve genel hareket açıklığı için bu egzersiz önerilir (Page, 2012). Bu egzersiz ayakta durarak yapılır. Bir bacak öne doğru uzatılır ve topuk yere konur. Üst beden dik bir şekilde tutulurken destekleyici bacak hafifçe bükülür. Ardından, kalça ekleminde öne doğru eğilerek ön bacağın arkasında gerginlik hissedilene kadar esneme yapılır. Bu pozisyonda on ila otuz saniye kaldıktan sonra başlangıç pozisyonuna dönülür. Diğer bacak için de aynı hareket yapılır. Bu egzersiz düzenli olarak yapılırsa, hamstring kaslarının esnekliğini artırır ve bel bölgesindeki yükü azaltır (Clark & Lucett, 2015). Ancak pelvik konumlandırma, bu gerilmenin etkinliğini önemli ölçüde etkiler. Sullivan ve ark. anterior pelvik tilt pozisyonunda gerilmenin hamstring esnekliğini önemli ölçüde artırdığını göstermiştir (Sullivan, DeJulia, & Worrell, 1992). PNF'in kas gevşetme tekniği de aynı pozisyonda kullanılabilir (Strength and Conditioning Journal, 23(4), 28-29).

2.8.3.1 Yatarak hamstring germe egzersizleri: Yatarak Hamstring Kası Statik Germe

Egzersiz: Birey therabant ile kalçayı tam fleksiyona çekerken, tüm kalça fleksiyonu aralığı boyunca hamstring kaslarını eksantrik olarak kasar ve eşzamanlı olarak direnç gösterir. Bu kalça pozisyonunda 5 saniye beklenir ve hamstring kaslarının eksantrik hareketlerini durdurmak için kollar ile yeterli direnç sağlanır. Daha sonra, ekstremiteler yumuşak bir şekilde yere indirilir ve ortalama altı kez yapılır (Nelson & Bandy, 2004).

2.8.3.2 Otururken hamstring germe egzersizleri. Otururken Hamstring Kası Statik Germe Egzersizi: Yere dik bir pozisyonda otururken iki bacak gerilir. Vücutun üst bölümü bacaklara doğru yaklaştırılır.

2.8.4 Ekstrakorporeal şok dalga tedavisi (ESWT). Şok dalgalarının tıbbi kullanımı, 1970'lerde ürolojide uygulanmaya başlanmasıyla dikkat çekmiştir. Üreter taşlarının kırılması sırasında iliumda gözlemlenen değişiklikler, kemik doku üzerindeki potansiyel etkilerinin araştırılmasına yol açmıştır (Ogden et al., 2001). Bu doğrultuda, 1987 yılında Karpman ve arkadaşları, köpek femur modeli üzerinde yaptıkları çalışmada şok dalgalarının kemik çimentosu ve çimento-kemik aralığında mikrokırıklara neden olduğunu keşfetmiştir (Karpman et al., 2001). Kemik dokuya yönelik ilk kapsamlı çalışma ise 1991 yılında gerçekleştirilmiştir (Wild et al., 2000).

Şok dalgaları, aslında yüksek enerjili ses dalgalarıdır. Klinik uygulamaları ilk olarak yaklaşık 20 yıl önce Almanya'da, renal taşların kırılması amacıyla farklı merkezlerde başlatılmıştır. 1980 yılında Münih Üniversitesi'nde Chaussy ve ekibi, bir hastaya böbrek taşlarını kırmak için ilk defa şok dalgası tedavisini (ESWT) uygulamıştır (Chaussy et al., 1982). Zamanla, şok dalgalarının kas-iskelet sistemi rahatsızlıklarında da etkili olduğu gösterilmiş ve ortopedik uygulamalarda kullanım alanı giderek yaygınlaşmıştır.

Yüksek amplitüdü ses dalgalarının mikrosaniye düzeyinde vücudun belirli bölgesine odaklanmasıyla yeni bir non-invazif tedavi yöntemidir (Sturtevant, 1996).

2.8.4.1 ESWT'nin özellikleri.

- Yüksek basınç dalgaları, aniden 500 ila 1000 bar'a yükselip sivrilir.
- Bütün olay 10 µsn'de tamamlanır ve basınç hızlıdır.
- Basınç çok hızlı bir şekilde artar. Frekans aralığı düşüktür (10 nsn).
- Sınırım yüzeyinde mekanik güç üretir.
- Sınır yüzeyinde, kavitasyon olarak bilinen kabarcıklar oluşur.
- Şok dalgası oluşturan cihazları ve çeşitli tedavileri karşılaştırırken, "enerji yoğunluğu" ve toplam enerji miktarı kritik öneme sahiptir.

- Tekli pulsatil akustik dalgalar, yüksek amplitüdü ve kısa dalgalıdır. Bu dalgalar, yumuşak dokudan kemiğe geçerken iki farklı akustik empedansı olan doku aralığında mekanik enerjilerini dağıtırlar.
- Elektrik jeneratörleri aracılığıyla üretilir.
- Şok dalgaları, 100 Megapascal'dan (atmosferik basıncın 100 katı) beş ila on megapascal'a kadar değişen yüksek pozitif basınç seviyeleri ile karakterize edilir.
- Pik yapma süresi 30 ila 100 nanosaniye arasında değişmektedir ve puls süresi 5 mikrosaniyedir (Sturtevant, 1996).
- ESWT, enerji yoğunluğunu ölçmek için milijoule/milimetre kare birimi kullanır. Millimetre kare başına düşen enerji miktarı, enerji yoğunluğu olarak bilinir. Kaynaklar düşük, orta ve yüksek enerji yoğunlukları hakkında konuşmaktadır. 0.08 milijoule/mm² enerji yoğunluğu düşüktür, 0.28 milijoule/mm² ortadır ve 0.60 milyonoule/mm² yüksektir. Total enerji, şok dalgalarının sayısı ile her bir dalgada kullanılan enerji miktarının çarpımını temsil eder.
- Saniyede geçen dalga sayısı, şok dalgalarının frekansıdır ve tedavi dozunun ayarlanmasını etkileyen diğer önemli bir faktördür (Harniman et al., 2004).

2.8.4.2 ESWT'nin uygulanması. Tıbbi uygulamalarda, şok dalgalarının terapötik etkilerini en üst düzeye çıkarmak ve diğer dokulardaki etkilerini en aza indirmek için 2-8 mm çapındaki küçük bir alana yerleştirilir. Dalgalar bir yansıtıcı sistem ve bir akustik lens kullanılarak odaklanabilir.

Maksimum pozitif akustik basınç piki uygulanan odak alanı olarak bilinir. Birim alana yoğunlaştırılan şok dalga enerjisi, oluşum yönüne dik olarak yansıtılan bir enerji değişim dansitesi olarak tanımlanır (Energy Flux Density, EFD). EFD ayrıca şok dalgalarının dozajı anlamına gelir (Sems et al., 2006).

ESWT'de uygulama bölgesi önemlidir. Uygulamanın üç farklı yolu vardır. Anatomik, görüntüleme ve klinik odaklanmalar bunlardır. Anatomik odaklanma, tedavi edilecek alanı palpe ederek yapılır. Görüntüleme yöntemlerinin yanı sıra odaklanmada ultrason, fluoroskopi veya bilgisayarlı tomografi kullanılarak sorunlu bölge belirlenir. Bununla birlikte, ağrı her zaman hastalığın bulunduğu bölgeden kaynaklanmayabilir.

Sonuç olarak, tedavi sürecinde ağırlı alanlar da dikkate alınmalıdır. Üçüncü yöntem klinik odaklanmadır. Bu yöntemde hastanın ağırlı bölgelerini belirlemesi gerekir. Güvenilir bir yöntemdir ve anestezi kullanılması önerilmez (Wang, 2012).

Akustik basınç dalgaları olarak da bilinen ESWT'ler vardır. Şok dalgalarında basınç on nanosn gibi kısa bir sürede hızla yükselir. Bu, hızlı bir negatif basınç ve düşüşle sonuçlanır. Mekanik güç, şok dalga enerjisi ile dokuda kavitasyon nedeniyle direkt veya indirekt olarak ortaya çıkar. Dokun akustik empedansı, şok dalgalarının etkisine göre değişmektedir. Şok dalgalarının enerjisinin bir kısmı dokuya girer, bir kısmı ise yansır. Dokunun fiziksel özelliklerine göre mikro düzeyde değişimler görülür. İletken jeller dokuya geçişi sağlar (Sems, Dimeff, & Iannotti, 2006).

Şok dalgası oluşturmak için birçok farklı yöntem ve araç kullanılabilir. Şok dalgalarının özellikleri, kullanılan aletin tipine göre de değişebilir. Dalgalar, elektroakustik transdüserler tarafından birbirinin ardısına değişken yüksek voltajla doldurulduktan sonra hızla boşaltılan bir elektrik yük kapasitöründen oluşur. Elektrohidrolik, elektromanyetik ve piezoelektrik mekanizmalar, jeneratörlerde kullanılabilir. Fokal yansıtıcılar, oluşum mekanizması ne olursa olsun, şok dalgalarını hedef alanda yoğunlaştırmak için kullanılmalıdır. Floroskopi veya ultrason gibi görüntüleme araçlarının kullanılması, şok dalgalarının yerini belirlemek için kullanılabilir. ESWT elde etmek için kullanılan üç farklı yöntem vardır. Bunlardan ilki piezoelektrik sistemdir. Bu yöntem, yüksek voltajlı elektrik ile stimüle edildiğinde daralıp genişleyebilen bir kristal materyali kullanır.

2. Elektromanyetik mekanizmada, bir makara sistemi, elektrik akımı uygulandığında karşıt manyetik alanlar oluşturmak için kullanılır. Bu nedenle, su içindeki membranlar basınç dalgasını oluşturur.

3. Yüksek voltajla oluşturulan bir kıvılcım, elektrohidrolik metotta kullanılır. Bir plazma kabarcığı kıvılcımdan oluşur. Basınç dalgası, bu kabarcık tarafından sıvıya uygulanan basıncın bir sonucudur. Her üç yöntem de karakteristik dalga formunu ve enerji yoğunluğunu sağlar (Harniman, Carette, Kennedy, & Beaton, 2004).

2.8.4.3 ESWT'nin etki mekanizması. ESWT'nin nasıl çalıştığı tam olarak bilinmemektedir. Daha önceki araştırmalar, damarlardan sitokinin difüzyonunu artırarak anjiyogenezi ve tendon-kemik bölgesinde neovaskülarizasyonu teşvik ettiğini göstermiştir. Dorsal kökten seratonerjik aktivasyon yoluyla beyin sapını uyarmanın, inen yolların inhibitör kontrolünü güçlendirdiği ve hiperstimülasyon analjezisi sağladığı düşünülmektedir. Yine dorsal kökten kalsitonin ile ilgili protein üretimini azaltarak ağrıyı azaltır. Eklem kartilajında değişiklik yapmadığı ve termal bir etkiye sahip olmadığı raporlanmıştır. Ek olarak, etki dokuya uygulanan enerji miktarına bağlıdır. Yüksek enerjili şok dalgalarının tavşanlarda tendon hasarı nedeniyle inflamatuvar bir tepki başlattığı keşfedildi. Düşük enerjili şok dalgaları ise uygulama bölgesini zarar vermez (Chaussy, Brendel, & Schmiedt, 1980).

Basınç dalgaları, kemik-yumuşak doku ara yüzeyi gibi impedans değişiminin olduğu yerlerde sıvı ve yumuşak dokuları geçer. Şok dalgaları farklı akustik engellere sahip dokuların sınır bölgelerinde yansır veya kırılır. Bu şekilde, bileşkelerdeki kinetik enerji salınımı nedeniyle doku değişir. Akciğerler ve bağırsaklar gibi gaz dolu kavitelere şok dalgaları uygulanmamalıdır. Yumuşak dokuların havadaki akustik impedansı oldukça düşüktür. Bu nedenle, bu bölgelere uygulandığında, sınır bölgelerden hemen tüm akustik enerji yansımaktadır. Bu şekilde oluşan yüksek basınç dokuya zarar verebilir. Farklı impedanslı yapılarla şok dalgası karşılaştığında, basınç gaz kabarcıkları oluşabilir ve kavitasyona neden olabilir. Gaz kabarcıklarının birleşmesi, dokuyu da etkileyebilecek bir jet akımı oluşturabilir (Harniman et al., 2004).

Bu dalgaların hem mekanik etkileri hem de hücresel etkileri vardır. Nöron hücre membranında geçici hasar veya daha yüksek permeabilite bu etkilerden en önemlileridir. Bu yöntem, ESWT'nin analjezik etkisini açıklar. Tedavi alanında ESWT uygulandığında, kan akımı ve hidroksprolin artmıştır (Peers, 2004).

Dokuda neovaskülarizasyon, hücre rejenerasyonunu da hızlandırır. Özellikle kalsifik tendinitlerde patolojik vaskülarizasyon vardır. Bununla birlikte, ESWT kullanmanın amacı normal vaskülarizasyonu sağlamaktır.

Dalgaların kimyasal etkileri, mekanik parçalayıcı etkilerinden daha çok serbest radikallerden kaynaklanmaktadır (Munver et al., 2002). Serbest radikaller şok dalgalarının hücreleri hızlı bir şekilde yok edebilir. Elektron mikroskopik araştırmalar, sitoplazma ve mitokondride milijoule/milimetre karelik EFD enerjisi ile meydana gelen yapısal değişiklikleri göstermiştir. Hücre membranında permeabilite değişikliği için ise 0,12 milijoule/milimetre kare dozları yeterlidir (Speed, 2004).

Çok sayıda klinik araştırma, ESWT'nin analjezik etkilerini göstermiştir. Bununla birlikte, bu etkinin nasıl ortaya çıktığı tam olarak bilinmemektedir. Sinir hücrelerinde membran hasarının yanı sıra nosiseptör blokajı ve duysal girişin merkezi kontrolü gibi teoriler ortaya atılsa bile, hiçbiri kesin kanıtlarla desteklenmemiştir. İn vitro olarak kurbağa preparatlarında şok dalgalarının siyatik sinir üzerine direkt etkileri gösterilmiştir. Şok dalgalarının siniri direkt uyarmakla değil, çevre dokuda gaz kabarcıkları oluşturarak tekrarlayan aksiyon potansiyellerini yarattığı iddia edilmektedir (Schelling, Delius, Gschwender, & et al., 1994).

Kemik korteksinin derin tabakalarını etkileyerek ESWT'nin osteogenezi başlatabileceği söylenmektedir. Bununla birlikte, genellikle termal etki görülmez (McClure, Van Sickle, & White, 2004). Bunun dışında ESWT ağrıyı azaltır, doku yenilenir ve kalsifikasyondan kurtulur.

Hiperstimülasyon analjezisi, ağrıyı azalttığı düşünülür. Tedavi alanındaki aşırı uyarılma beyin sinyallerini azaltır.

2.8.4.4 ESWT'nin biyolojik etkileri. Başlıca biyolojik etkiler şunlardır:

- Mikrosirkülasyon (kan, lenf sıvısı)
- Büyüme faktörleri (VEGF, BMP, TGF-B1, TGF-B3)
- Kök hücreleri stimülasyonu (hücre proliferasyonu ve transportu, cilt gençleştirme) - Antienflamatuar ve antibakteriyel etki
- Analjezik (nosiseptör liflerin inhibisyonu, kapı kontrolü, endorfin teorisine olan etkisi, serotonin salınımının hızlanması, P maddesi salınımının hızlanması)
- Nitrik asit salınımı

- Hücre duvarı geçirgenliğinin artırılması
- Miyelinsiz sinir redüksiyonu (Peers, 2004).

Tablo 3

ESWT'nin Endikasyonlari (Haupt, 1997; Haupt et al., 1992)

Alan	Endikasyonlar
Kas-iskelet Sistemi	Tendinopatiler, gecikmis kırık kaynamasi, stres kırıkları, avasküler kemik nekrozu, osteokondrit dissekans, osteoartrit
Ortopedi & Fizik Tedavi	Doku iyilegmesi, agri yönetimi
Uroloji	Litotripsi (böbrek tagi kirma), Peyronie hastaligi, kronik pelvik agri sendromu
Dis Hastalıkları	Periodontal hastalıklar
Diger	Spastisite tedavisi, yara iyilesmesi

2.8.4.5 ESWT'nin kontrendikasyonları. ESWT kontrendikasyonları;

- Malign durumlar
- Hamilelik
- Kalp pili kullananlar
- Akciğerler gibi alveolar yapıdaki organlar
- Kan koagülasyon bozuklukları
- Patolojik nörolojik bulgular
- Aktif enfeksiyonlar
- Kranium ve vertebral kolon (Chung & Wiley, 2004).

2.8.4.6 ESWT'nin komplikasyonları. ESWT Komplikasyonları:

ESWT kullanırken karşılaşılabileceğiniz sorunlara dikkat edin. Düşük dozajlı tedavilerin daha güvenilir olduğu düşünülürken, yüksek dozajlı tedavilerde daha fazla komplikasyon görülür (Yürük & Kırdı, 2014). Deride kızarıklık, ağrı ve rahatsızlık hissi, hassasiyet, peteşi, hematom, kanama, ödem, migren atağı, senkop ve mide bulantısı gibi etkiler olabilir (Haake et al., 2002).



Bölüm 3

Yöntem

3.1 Araştırma Tasarımı

Bu çalışma, Beykent Üniversitesi Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Bölümünde yürütülen, 18 ila 65 yaş arasındaki 30 yetişkinin katılımıyla gerçekleştirilmiştir randomize kontrollü bir klinik araştırmadır. Çalışma, hamstring kısılığına bağlı bel ağrısı olan bireylerde ESWT ve egzersizin ağrı ve denge üzerindeki etkilerini karşılaştırmayı amaçlamaktadır. Çalışma, T.C. İstanbul Üsküdar Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 27.11.2024 tarihli ve 61351342/020-631 karar numarası ile etik yönden uygun bulunmuş, Helsinki Bildirgesi'ne uygun olarak yürütülmüştür. Tüm katılımcılardan bilgilendirilmiş onam alınmıştır. (EK1)

Tablo 4

Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

Kriter	Açıklama
Tanı	Hamstring kısılığına bağlı bel ağrısı tanısı konmuş hastalar.
Yaş Aralığı	18-65 yaş arası bireyler.
Cinsiyet	Hem erkek hem de kadın hastalar.
Tıbbi Engel	Shockwave veya egzersiz tedavisi almak için tıbbi engeli olmayan hastalar.
Bel Ağrısı Geçmişi	Son 6 ayda bel ağrısı yaşayan ancak ciddi omurga patolojisi (fitik, kırık vb.) bulunmayan bireyler.

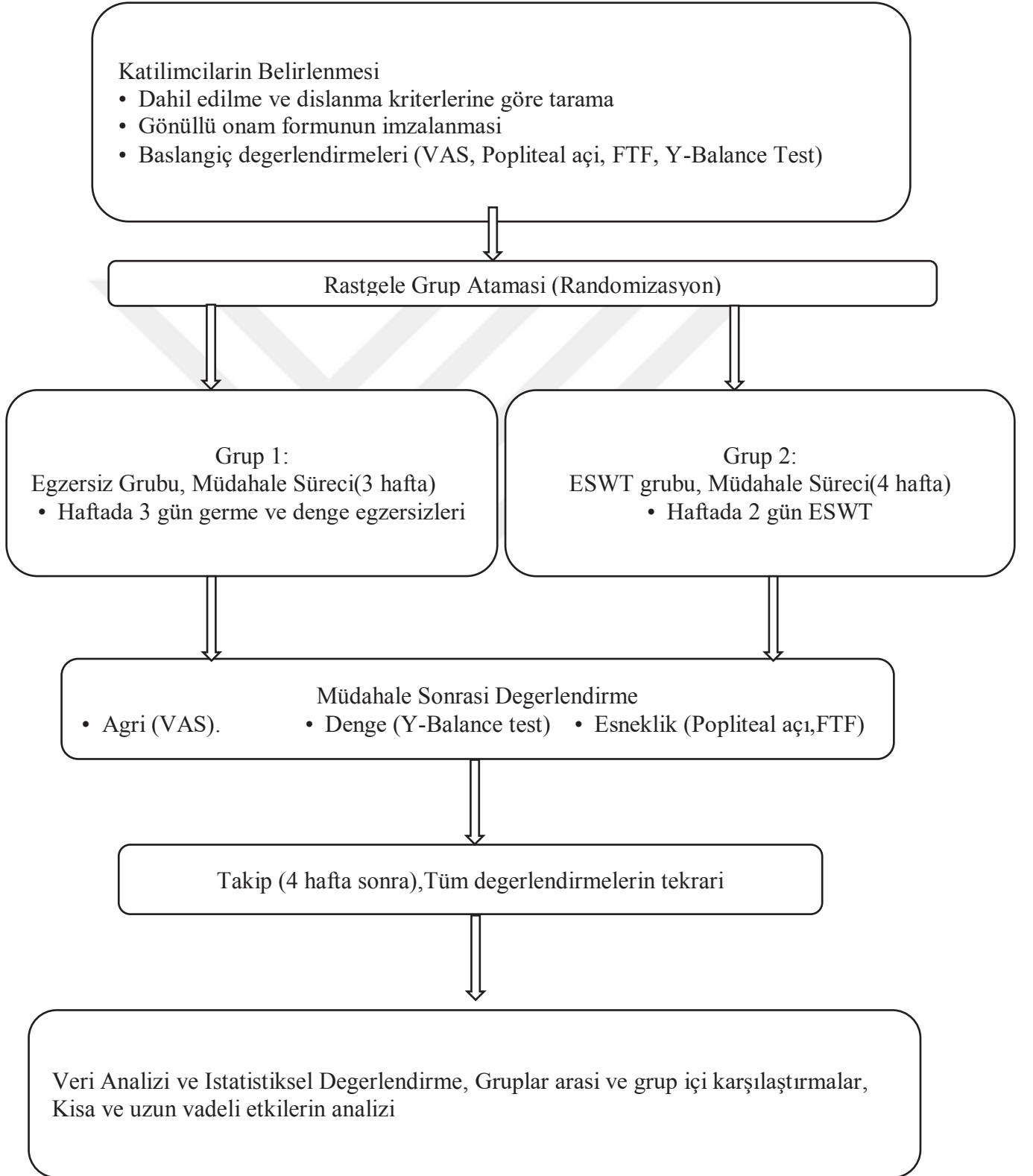
Tablo 5

Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri

Kriter	Açıklama
Kas-İskelet Sistemi Hastalıkları	Bel ağrısına neden olabilecek diğer kas-iskelet sistemi hastalıkları (disk hernisi, spinal stenoz vb.) olan hastalar.
Yaş Aralığı	Belirlenen 18-65 yaş aralığının dışında olan bireyler.
Ciddi Sağlık Sorunları	Araştırmanın sonuçlarını etkileyebilecek başka ciddi sağlık sorunları olan bireyler.
Gebelik ve Emzirme	Hamile veya emziren kadınlar.
Cerrahi Geçmiş	Son 6 ay içinde bel veya hamstring bölgesinde cerrahi müdahale geçirmiş olan hastalar.

Tablo 6

Çalışma Akış Şeması



3.2 Katılımcılar

Çalışmaya toplam 30 katılımcı dâhil edildi. Katılımcılar rastgele iki gruba ayrıldı. Grup I Egzersiz grubu (n=15), Grup II ise ESWT grubu (n=15) olarak belirlendi.

3.3 Tedavi Protokolleri

Bireylerin, yaş, cinsiyet, vücut yapısı, eğitim düzeyi, çalışma koşulları, kronik hastalık ve ilaç kullanımı gibi demografik bilgileri toplamak için önceden hazırlanmış bir Hasta Değerlendirme Formu (Ek 2) kullandı.

3.3.1 Egzersiz grubu. Egzersiz programı üç hafta boyunca, haftada üç gün uygulandı. Program, her seans 30 dakika sürecek şekilde planlanmış olup aşağıdaki bileşenleri içermektedir:

- **Ayakta hamstring germe (Statik).** Bir ayağın öne uzatılması ve belden öne eğilerek hamstring kasının esnetilmesi. (20-30 saniye, 3 tekrar)



Şekil 2. Ayakta hamstring germe.

- **Otururken öne esneme (Statik).** Bacaklar düz olacak şekilde yere oturup, öne doğru eğilerek ellerin ayaklara yaklaştırılması. (20-30 saniye, 3 tekrar)



Şekil 3. Otururken öne esneme.

- **Yatarak bant ile hamstring germe (Statik).** Sırt üstü yatarken, bir bacağın yukarı kaldırılıp bir bant veya havlu yardımıyla esnetilmesi. (20-30 saniye, 3 tekrar)



Şekil 4. Yatarak bant ile hamstring germe.

- **Aşağı bakan köpek pozu (Statik ve Dinamik).** Eller ve ayaklar yerdeyken kalçayı yukarı kaldırarak hamstring kaslarını esnetme. Pozisyon sabit tutulursa statik, topukları indirip kaldırarak yapıldığında dinamik. (20 saniye statik, ardından 10 tekrar dinamik)



Şekil 5. Aşağı bakan köpek pozu.

- **Koşucu Hamstring Germe Pozu (Statik ve Dinamik).** Lunge pozisyonunda, ön bacağın düzleştirilerek hamstring kasının esnetilmesi. Pozisyon sabit tutulursa statik, hafif öne-arkaya hareket ettirilirse dinamik. (20 saniye statik, ardından 10 tekrar dinamik)



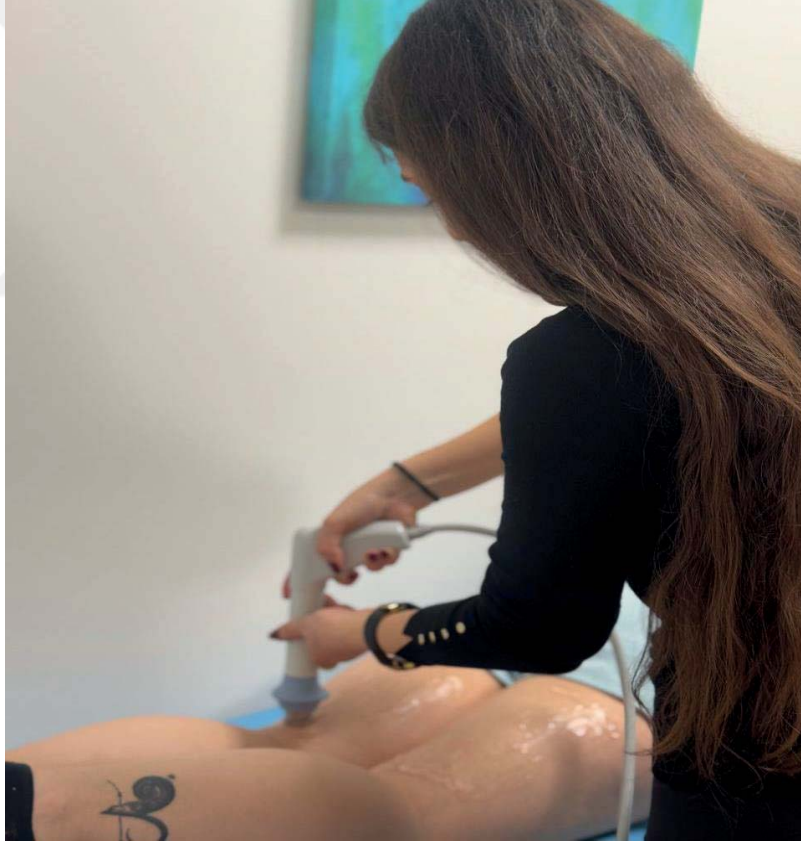
Şekil 6. Koşucu hamstring germe pozunu.

Egzersizler fizyoterapist eşliğinde uygulanmış ve hastalara ev programı önerildi. Seanslara düzenli katılım, hasta günlüğü aracılığıyla takip edildi.

3.3.2 ESWT grubu. ESWT uygulaması dört hafta boyunca haftada iki seans olarak gerçekleştirildi. Tedavi protokolü şu şekilde belirlendi:

- Frekans: 0.5 Hz,
- Şok sayısı: 2000 atım,
- Basınç: 3.0 bar.

Uygulama, hastaların semptomatik bölgesine odaklanarak deneyimli fizyoterapist tarafından gerçekleştirildi. Tedavi sırasında hastaların tolere edebileceği maksimum şok dalgası düzeyi belirlendi ve süreç boyunca hasta konforu göz önünde bulunduruldu.



Şekil 7. ESWT grubu.

3.4 Değerlendirme Zamanları

Tedavi öncesi ve sonrası değerlendirmeler aynı koşullar altında gerçekleştirildi. Hastalar, çalışma boyunca tedavi öncesi, sonrası ve tedaviden 1 ay sonrası olmak üzere 3 kez ağrı, denge ve hamstring kısıklık testlerin ölçüleri alındı ve değerlendirildi.

Bütün değerlendirmeler ve klinik pilates egzersiz eğitimi aynı fizyoterapist tarafından gerçekleştirildi.

3.5 Ölçüm ve Değerlendirme Araçları

Bireylere uygulanan değerlendirme modaliteleri aşağıda sunuldu.

3.5.1 Esneklik Değerlendirmesi

İki farklı test tekniği kullanılarak hamstring esnekliği değerlendirildi. Aşağıdaki testler kullanılmıştır:

1. Popliteal Açı Testi: Katılımcılar sırtüstü yatarken kalça 90° fleksiyonda, diz eklemi ise maksimum ekstansiyona getirilir. Diz açısı bir gonyometre ile ölçülerek hamstring esnekliği değerlendirilir (Kırmızıgil, 2012).



Şekil 8. Popliteal açı testi.

2. Parmak-Yer Mesafe Testi: Katılımcılar dizleri düz tutarak öne eğilip ve parmak uçları ile yer arasındaki mesafe (cm) ölçülerek kaydedilir (Otman, Demirel, & Sade, 2003)

3.5.2 Ağrı değerlendirilmesi. Ağrı düzeyi Görsel Analog Skala (VAS) ile ölçüldü. Hastalardan, 0 (hiç ağrı yok) ile 10 (dayanılmaz ağrı) arasında bir değer belirleyerek ağrı düzeylerini değerlendirmeleri istendi (Wall & Melzack, 1984).

3.5.3 Denge değerlendirilmesi. "Y Balans Test" platformu, dinamik postüral kontrolü ölçmek için kullanıldı. Santimetre olarak çift taraflı olarak anterior superioriliak noktasından medial malleolün distal kısmına kadar her katılımcının bacak uzunluğu ölçüldü. Ölçümler çıplak ayakla üç yönde test edildi. ANT, katılımcının merkezdeki ayak parmak ucundan ve PL ve PM, katılımcının ayak topuğundan uzanabildiği en uzak nokta arasındaki mesafeleri ölçtü. Ellerini ilyak üzerinde, topuklarını zemin üzerinde tutmaları ve uzanma ayağının parmak ucuyla en uzak noktaya dokunmaları istendi. Ölçümden önce, araştırmacı katılımcılara testin nasıl uygulanacağını gösterdi ve en az altı kez her yöne deneme yapmaları sağlandı (Engquist, Smith, Chimera, & Warren, 2015). Denemeler arasında her katılımcıya iki dakikalık bir dinlenme süresi verildi ve ardından üç uzanma yapıldı. Ölçüm sırasında, katılımcıların vücut ağırlığını uzanma ayağına aktarmaları, duruş ayağının topuğunu zeminden ayırmaları veya ellerini kalçadan ayırmaları hata olarak kabul edildi. Katılımcı sözlü olarak bilgilendirildikten sonra ölçüm tekrarlandı. Bütün uzanma mesafeleri santimetre cinsinden kayıt altına alındı. Veriler toplandıktan sonra, her yön için "En İyi Uzanma Mesafesi/Bacak Uzunluğu)x100 = % en çok uzanma mesafesi" formülü kullanıldı. Bu, bacak uzunluk avantajını ortadan kaldırdı (Gribble & Hertel, 2004). Toplam puan (TOP) değeri, normalize edilmiş ANT, PL ve PM puanlarının ortalamasını kullanarak hesaplandı.

Bölüm 4

Bulgular

Bu çalışmada, tekrarlı ölçümlerle yapılacak güç analizinde etki büyüklüğünü (Cohen'in f değeri) hesaplamak için, ESWT ve stretching gruplarının açılı ölçümlerindeki değişimlerden yararlanılmıştır. Özellikle, baseline (başlangıç) ve immediately after intervention (müdahale sonrası) zaman noktalarındaki ortalamalar ile bu ölçümlere ait standart sapmalar kullanılarak Cohen'in d değeri elde edilmiştir. ESWT grubunda başlangıç ve müdahale sonrası ortalama değerler 33.5 ± 4.9 ve 25.1 ± 4.1 olarak belirlenirken, stretching grubunda ise bu değerler 35.0 ± 4.3 ve 24.4 ± 4.2 olarak kaydedilmiştir. Gruplar arasındaki bu fark, Cohen'in f değerine dönüştürülerek 0.336 olarak hesaplanmıştır. G*Power yazılımında bu etki büyüklüğü, %5 anlamlılık seviyesi ($\alpha = 0.05$), %95 güç ($1 - \beta = 0.95$), iki grup (ESWT ve stretching grupları) ve üç ölçüm (baseline, hemen sonrasında, 4 hafta sonrası) parametreleriyle hesaplandığında, her iki grupta toplam 26 katılımcının (her bir grupta 13) yeterli olduğu sonucuna ulaşılmıştır. %10 drop ihtimali göz önünde bulundurularak 30 katılımcının alınması planlanmıştır.

4.1 Katılımcıların Demografik Özellikleri

ESWT grubunun yaş ortalaması $27,60 \pm 5,64$, Egzersiz grubunun $30,70 \pm 10,32$ olup istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p=0,416$).

ESWT grubunun BMI ortalaması $24,57 \pm 2,67$, Egzersiz grubunun $23,67 \pm 3,35$ olup istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p=0,514$).

4.2 Ağrı Değerlendirme Sonuçları

VAS Skoru

Bu çalışmada, ESWT ve egzersiz gruplarının tedavi etkinlikleri, Visual Analog Scale (VAS) kullanılarak karşılaştırılmıştır. Tedavi öncesinde iki grup arasında VAS skorları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p=0.631$).

Tedavi sonrasında ESWT grubunda ağrı skorlarında belirgin bir azalma gözlenmiş (0.20 ± 0.42), egzersiz grubunda ise ağrı düzeyi daha yüksek kalmıştır (2.00 ± 0.82). İki grup arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.001$).

Birinci ay değerlendirmesinde, her iki grupta da VAS skorlarının düşük seviyede kaldığı, ancak gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlenmiştir ($p = 0.436$). Grup içi analizler, her iki tedavi yaklaşımının da ağrıyı anlamlı düzeyde azalttığını göstermiştir ($p < 0.001$).

Tablo 7

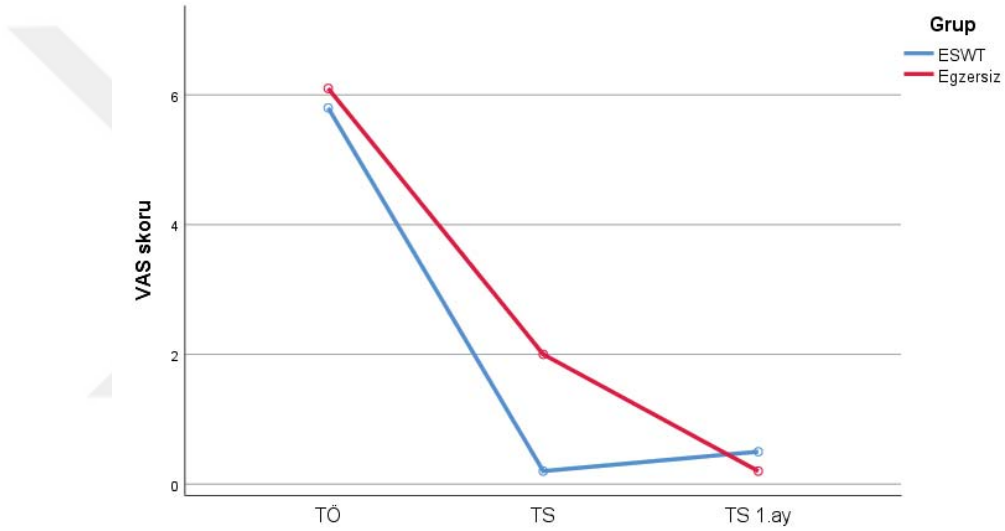
Tedavi Öncesi ve Sonrası VAS Skorlarındaki Değişim

	ESWT Grubu	Egzersiz Grubu	Gruplar arası P değeri
VAS tedavi öncesi ^a <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	5.80±1.03 4,00/6,00/7,00	6.10±0.99 5,00/6,00/8,00	0,631
VAS tedavi sonrası ^b <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	0,20±0,42 0,00/0,00/1,00	2,00±0.82 1,00/2,00/3,00	<0,001*
VAS TS 1. Ay ^c <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	0,50±0,71 0,00/0,00/2,00	0,20±0,42 0,00/0,00/1,00	0,436
Grup içi	<0,001*	<0,001*	
VAS TS 1. Ay ^c <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	0,50±0,71 0,00/0,00/2,00	0,20±0,42 0,00/0,00/1,00	0,436

Tablo 7 (Devam)

Grup içi	<0,001*	<0,001*	
P değeri	<0,001 ^{a-b} , 0,008 ^{a-c}	0,025 ^{a-b} , <0,001 ^{a-c}	

VAS: Visual Analog Skala, ort: ortalama, ss: standart sapma, min: minimum, med: median, maks: maksimum, a-b: tedavi öncesi-tedavi sonrası, a-c: tedavi öncesi-tedavi sonrası 1. ay



Şekil 9 . VAS skorlarındaki değişim.

4.3 Esneklik Değerlendirme Sonuçları

ESWT ve egzersiz gruplarının esneklik üzerindeki etkileri el-yer mesafesi ölçümleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Tedavi öncesinde iki grup arasında el-yer mesafesi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0.393$).

Tedavi sonrasında her iki grupta da el-yer mesafesinde anlamlı bir azalma gözlenmiş olup, ESWT grubunda ölçülen değerler (2.80 ± 2.39 cm) egzersiz grubuna kıyasla daha düşük bulunmuştur (4.90 ± 3.21 cm). Ancak, gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olmamıştır ($p=0.165$). Birinci ay değerlendirmesinde, el-yer

mesafesi her iki grupta da benzer seviyelere gerilemiş (ESWT: 1.60 ± 1.71 cm; Egzersiz: 1.70 ± 1.89 cm) ve gruplar arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p=0.912$).

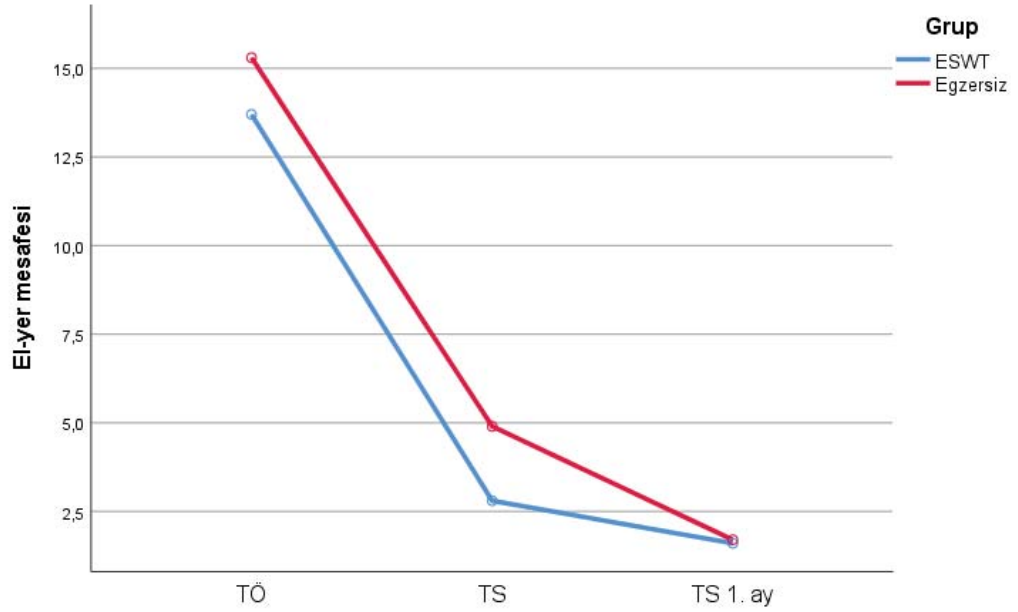
Grup içi analizlerde hem ESWT hem de egzersiz grubu için el-yer mesafesinde tedavi sonrası ve birinci ayda istatistiksel olarak anlamlı iyileşmeler saptanmıştır ($p<0.001$). ESWT grubunda tedavi sonrası ve birinci ay ölçümleri arasında anlamlı farklar bulunmuş ($p=0.014$ ve $p<0.001$), benzer şekilde egzersiz grubunda da bu farklar istatistiksel olarak anlamlı olarak değerlendirilmiştir ($p=0.019$ ve $p<0.001$).

Tablo 8

Tedavi Öncesi ve Sonrası El Yer Mesafesindeki Değişim

El yer mesafesi	ESWT Grubu	Egzersiz Grubu	Gruplar arası P değeri
El-yer m. tedavi öncesi ^a <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	13,70±3,13 10,00/13,00/20,00	15,30±4,00 9,00/16,00/22,00	0,393
El-yer m. tedavi sonrası ^b <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	2,80±2,39 0,00/2,50/7,00	4,90±3,21 0,00/4,50/10,00	0,165
El-yer m. 1. Ay ^c <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	1,60±1,71 0,00/1,50/5,00	1,70±1,89 0,00/1,00/6,00	0,912
Grup içi P değeri	<0,001* 0,014 ^{a-b} , <0,001 ^{a-c}	<0,001* 0,019 ^{a-b} , <0,001 ^{a-c}	

Ort: ortalama, ss: standart sapma, min: minimum, med: median, maks: maksimum,
a-b: tedavi öncesi-tedavi sonrası, a-c: tedavi öncesi-tedavi sonrası 1. ay



Şekil 10. El yer mesafesindeki değişim.

ESWT ve egzersiz gruplarının hamstring esnekliği üzerindeki etkileri popliteal açı ölçümleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Tedavi öncesinde iki grup arasında popliteal açı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0.967$).

Tedavi sonrasında her iki grupta da popliteal açıda anlamlı bir artış gözlenmiştir. ESWT grubunda ortalama popliteal açı $148.00 \pm 9.13^\circ$, egzersiz grubunda ise $157.20 \pm 5.75^\circ$ olarak ölçülmüştür. İki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.035$).

Birinci ay değerlendirmesinde, popliteal açı her iki grupta da artmaya devam etmiştir. ESWT grubunda açı $153.80 \pm 8.32^\circ$, egzersiz grubunda ise $165.90 \pm 2.88^\circ$ olarak ölçülmüştür. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.001$).

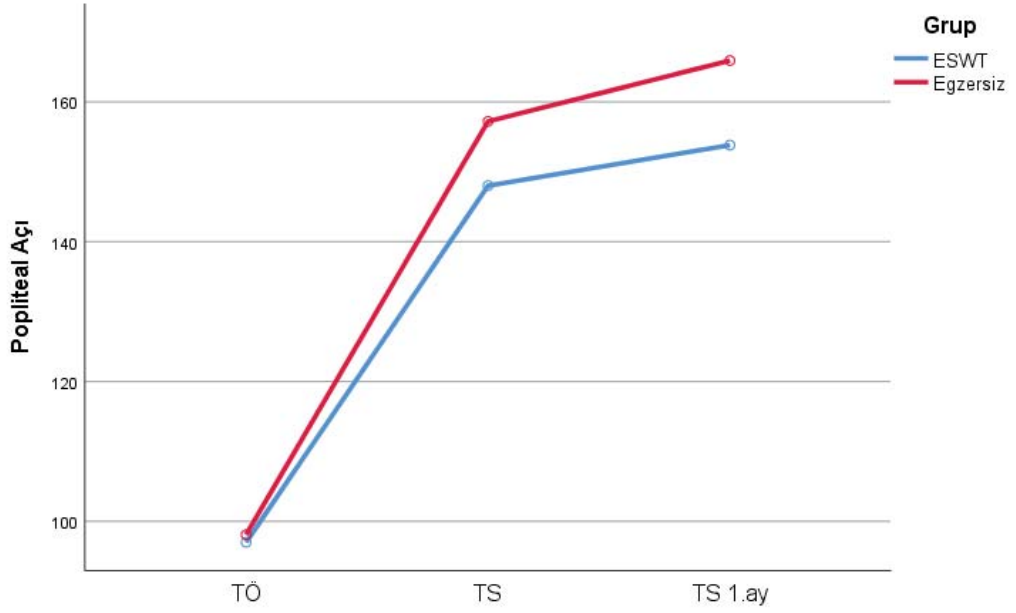
Grup içi analizlerde, her iki grupta da tedavi sonrası ve birinci ay ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı artışlar gözlenmiştir ($p<0.001$). ESWT grubunda tedavi sonrası ve birinci ay ölçümleri arasında anlamlı farklar saptanmıştır ($p=0.025$ ve $p<0.001$). Egzersiz grubunda ise popliteal açının artış oranı daha belirgin olup istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.004$ ve $p<0.001$).

Tablo 9

Tedavi Öncesi ve Sonrası Popliteal Açıdaki Değişim

Popliteal aç1	ESWT Grubu	Egzersiz Grubu	Gruplar arası P değeri
P. aç1 tedavi öncesi ^a <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	97,00+6,32 87,00/97,50/106,00	97,00+6,32 87,00/97,50/106,00	0,967
P. aç1 tedavi sonrası ^b <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	148,00+9,13 134,00/146,00/161,00	157,20+5,75 147,00/158,00/165,00	0,035*
P. aç1 1. Ay ^c <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	153,80+8,32 140,00/153,50/167,00	165,90+2,88 161,00/165,50/170,00	0,001*
Grup içi P değeri	<0,001* 0,025 ^{a-b} , <0,001 ^{a-c}	<0,001* 0,004 ^{a-b} , <0,001 ^{a-c}	

Ort: ortalama, ss:standart sapma, min: minimum, med:median, maks: maksimum, a-b: tedavi öncesi-tedavi sonrası, a-c:tedavi önces-tedavi sonrası 1. ay



Şekil 11. Popliteal açı değişimi.

4.4 Denge Değerlendirme Sonuçları

Bu çalışmada, ESWT ve egzersiz gruplarının denge ve fonksiyonel stabilite üzerindeki etkileri Y-Balance testinin anterior sağ taraf ölçümleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Tedavi öncesinde iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0.315$).

Tedavi sonrasında her iki grupta da Y-Balance skorlarında artış gözlenmiştir. ESWT grubunda ortalama değer 75.40 ± 8.69 cm, egzersiz grubunda ise 76.70 ± 7.90 cm olarak ölçülmüştür. Ancak gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.796$).

Birinci ay değerlendirmesinde, her iki grupta da denge skorları artmaya devam etmiş, ESWT grubunda ortalama 77.40 ± 8.59 cm, egzersiz grubunda ise 82.30 ± 6.53 cm olarak ölçülmüştür. Ancak gruplar arasındaki fark yine istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.247$).

Grup içi analizlerde, her iki tedavi yaklaşımının da dengeyi geliştirdiği ve anlamlı iyileşmeler sağladığı belirlenmiştir ($p<0.001$). ESWT grubunda tedavi sonrası ve birinci

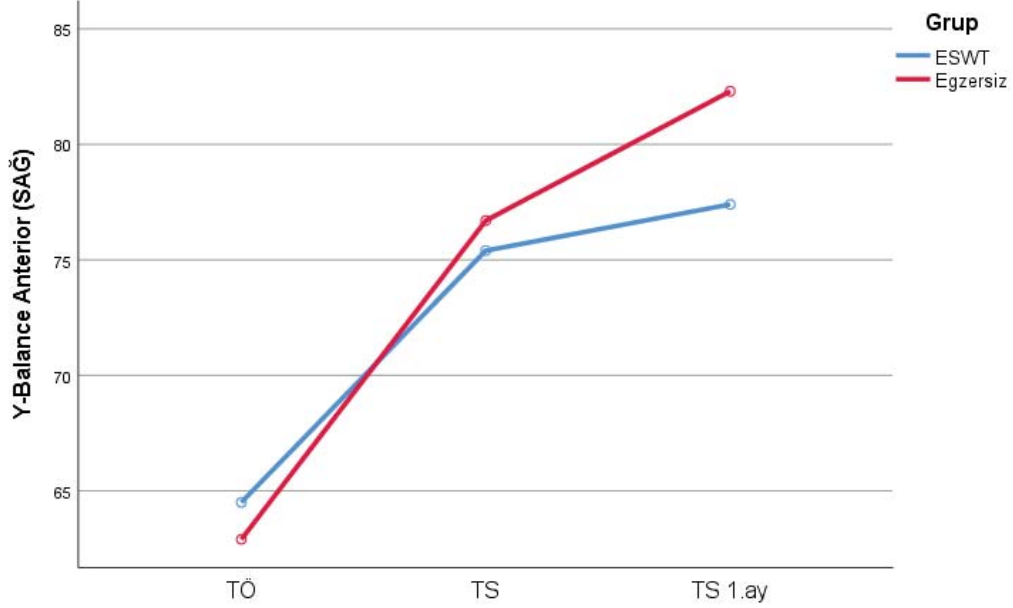
ay ölçümleri arasında anlamlı farklar tespit edilmiştir ($p=0.019$ ve $p<0.001$). Egzersiz grubunda ise üç farklı zaman noktası arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmiştir ($p=0.025$, $p<0.001$, $p=0.044$).

Tablo 10

Tedavi Öncesi ve Sonrası Y-Balance Testi Anterior (Sağ taraf) Değişim

Y-Balance Anterior (SAĞ)	ESWT Grubu	Egzersiz Grubu	Gruplar arası P değeri
Y-Balance tedavi öncesi ^a <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	64,50±7,3 2 53,00/68,00/72,00	62,90±4,41 56,00/63,00/71,00	0,315
Y-Balance tedavi sonrası ^b <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	75,40±8,69 59,00/76,00/88,00	76,70±7,90 66,00/75,50/87,00	0,796
Y-Balance 1. Ay ^c <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	77,40±8,5 9 62,00/78,50/90,00	82,30±6,53 74,00/82,00/91,00	0,247
Grup içi P değeri	<0,001* 0,019 ^{a-b} ,<0,001 ^{a-c}	<0,001* 0,025 ^{a-b} , <0,001 ^{a-c} 0,044 ^{b-c}	

Ort: ortalama, ss: standart sapma, min: minimum, med: median, maks: maksimum, a-b: tedavi öncesi-tedavi sonrası, a-c: tedavi öncesi-tedavi sonrası 1. Ay, b-c: tedavi sonrası-tedavi sonrası 1. ay



Şekil 12. Y-Balance testi anterior (Sağ taraf) değişimi.

Y-Balance Testi anterior (Sol taraf)

Bu çalışmada, ESWT ve egzersiz gruplarının denge ve fonksiyonel stabilite üzerindeki etkileri Y-Balance testinin anterior yön ölçümleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Tedavi öncesinde iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p=0.393$).

Tedavi sonrasında her iki grupta da Y-Balance skorlarında artış gözlenmiş, ESWT grubunda ortalama değer 75.90 ± 9.53 cm, egzersiz grubunda ise 75.60 ± 7.78 cm olarak ölçülmüştür. Ancak gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.912$).

Birinci ay değerlendirmesinde, her iki grupta denge skorlarında artış devam etmiş, ESWT grubunda ortalama 77.70 ± 9.08 cm, egzersiz grubunda ise 82.30 ± 5.19 cm olarak ölçülmüştür. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.143$).

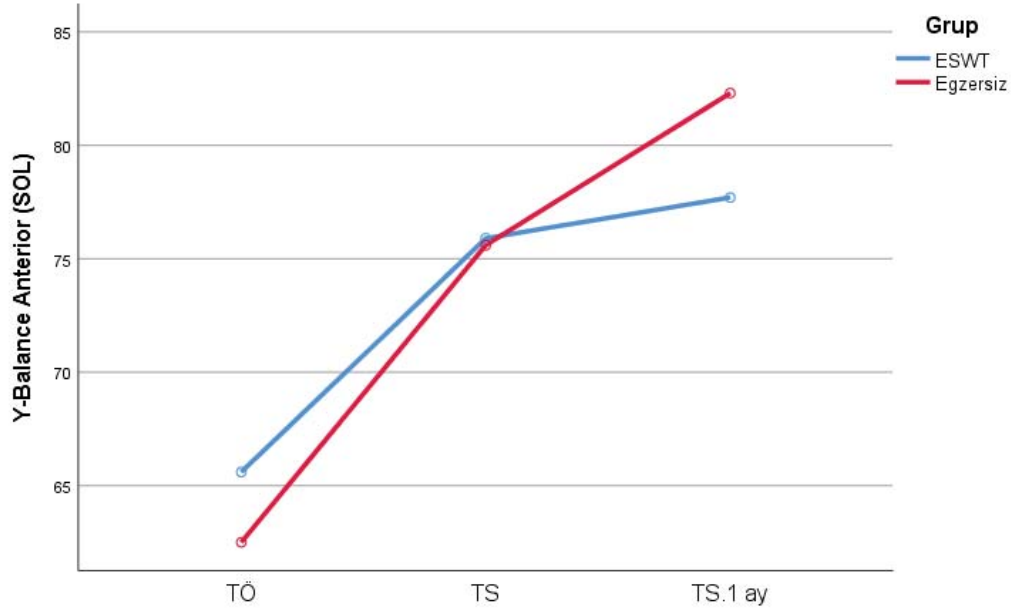
Grup içi analizlerde, her iki tedavi yönteminin de dengeyi geliştirdiği ve anlamlı iyileşmeler sağladığı belirlenmiştir ($p<0.001$). ESWT grubunda tedavi sonrası ve birinci ay ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar saptanmıştır ($p=0.016$ ve $p<0.001$). Egzersiz grubunda ise üç farklı zaman noktası arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmiştir ($p=0.012$, $p<0.001$, $p=0.027$).

Tablo 11

Tedavi Öncesi ve Sonrası Y-Balance Testi Anterior (Sol taraf) Değişim

Y-Balance Anterior (SAĞ)	ESWT Grubu	Egzersiz Grubu	Gruplar arası P değeri
Y-Balance tedavi öncesi ^a <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	65,60+7,28 55,00/67,50/74,00	62,50+3,47 55,00/63,00/66,00	0,393
Y-Balance tedavi sonrası ^b <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	75,90+9,53 63,00/74,50/93,00	75,60+7,78 61,00/76,00/88,00	0,912
Y-Balance 1. Ay ^c <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	77,70+9,08 65,00/76,00/94,00	82,30+5,19 76,00/81,00/91,00	0,143
Grup içi P değeri	<0,001* 0,016 ^{a-b} ,<0,001 ^{a-c}	<0,001* 0,012 ^{a-b} ,<0,001 ^{a-c} 0,027 ^{b-c}	

Ort: ortalama, ss: standart sapma, min: minimum, med: median, maks: maksimum, a-b: tedavi öncesi-tedavi sonrası, a-c: tedavi öncesi-tedavi sonrası 1. Ay b-c: tedavi sonrası -tedavi sonrası 1. Ay



Şekil 13. Y-Balance testi anterior (Sol taraf) değişimi.

Y-Balance Testi posteromedial (Sağ taraf)

Bu çalışmada, ESWT ve egzersiz gruplarının denge ve fonksiyonel stabilite üzerindeki etkileri Y-Balance testinin posteromedial yön ölçümleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Tedavi öncesinde iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0.353$).

Tedavi sonrasında her iki grupta da Y-Balance skorlarında belirgin bir artış gözlenmiştir. ESWT grubunda ortalama değer 93.80 ± 10.45 cm, egzersiz grubunda ise 94.60 ± 10.41 cm olarak ölçülmüştür. Ancak gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.968$).

Birinci ay değerlendirmesinde, ESWT grubunda Y-Balance skoru 96.20 ± 9.66 cm, egzersiz grubunda ise 102.50 ± 8.09 cm olarak ölçülmüştür. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.218$).

Grup içi analizlerde, her iki tedavi yöntemi de istatistiksel olarak anlamlı iyileşmeler sağlamıştır ($p<0.001$). ESWT ve egzersiz gruplarında tedavi sonrası ve birinci ay ölçümleri arasında anlamlı farklar saptanmıştır. Egzersiz grubunda birinci ay itibarıyla tedavi sonrasına göre istatistiksel olarak anlamlı bir gelişim gözlenmiştir.

Tablo 12

Tedavi Öncesi ve Sonrası Y-Balance Testi Posteromedial (Sağ taraf) Değişim

Y-Balance Posteromedial (SAĞ)	ESWT Grubu	Egzersiz Grubu	Gruplar arası P değeri
Y-Balance tedavi öncesi^a <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	73,50+8,25 58,00/75,50/85,00	70,00+9,32 55,00/71,50/85,00	0,353
Y-Balance tedavi sonrası^b <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	93,80+10,45 77,00/94,50/110,00	94,60+10,41 77,00/95,00/110,00	0,968
Y-Balance 1. Ay^c <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	96,20+9,66 80,00/97,50/111,00	102,50+8,09 90,00/100,50/114,00	0,218

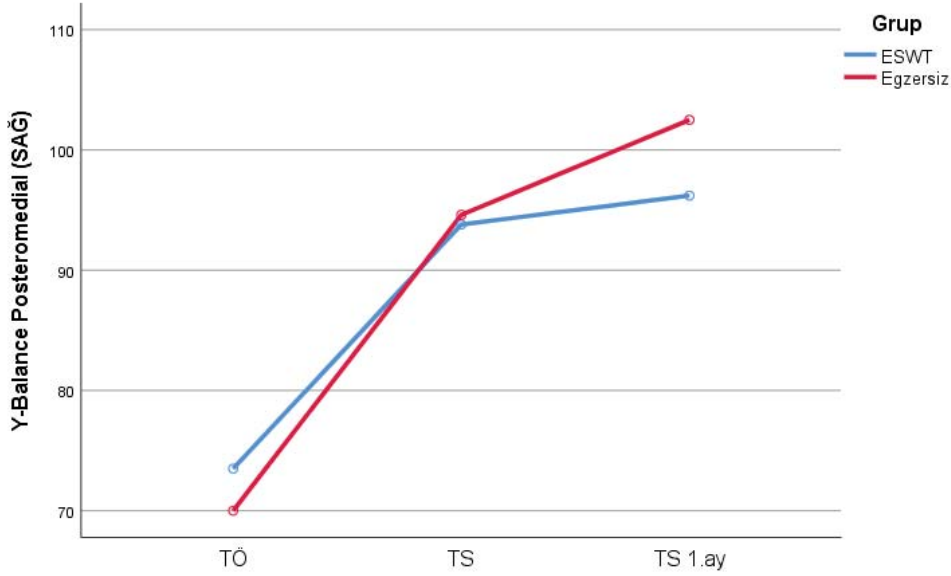
Tablo 12 (Devam)

Grup içi P değeri	<0,001* <0,001 ^{a-b, a-c}	<0,001* <0,001 ^{a-b, a-c} 0,011 ^{b-c}	
--------------------------	---------------------------------------	---------------------------------------------------------------	--

Ort: ortalama, ss: standart sapma, min: minimum, med: median, maks: maksimum, a-b: tedavi öncesi-tedavi sonrası, a-c: tedavi öncesi-tedavi sonrası 1. Ay b-c: tedavi sonrası -tedavi sonrası 1. Ay

Y-Balance Testi posteromedial (Sol taraf)

Bu çalışmada, ESWT ve egzersiz gruplarının denge ve fonksiyonel stabilite üzerindeki etkileri Y-Balance testinin posteromedial yön ölçümleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Tedavi öncesinde iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p=0.481).



Şekil 14. Y-Balance testi posteromedial (Sağ taraf) değişimi.

Tedavi sonrasında her iki grupta da Y-Balance skorlarında belirgin bir artış gözlenmiştir. ESWT grubunda ortalama değer 92.00 ± 9.04 cm, egzersiz grubunda ise

97.30 ± 11.41 cm olarak ölçülmüştür. Ancak gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0.218).

Birinci ay değerlendirmesinde, ESWT grubunda Y-Balance skoru 94.60 ± 9.22 cm, egzersiz grubunda ise 104.10 ± 7.56 cm olarak ölçülmüştür. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0.023).

Grup içi analizlerde, her iki tedavi yönteminin de istatistiksel olarak anlamlı iyileşmeler sağladığı belirlenmiştir (p<0.001). ESWT ve egzersiz gruplarında tedavi sonrası ve birinci ay ölçümleri arasında anlamlı farklar saptanmıştır. Egzersiz grubunda birinci ay itibarıyla tedavi sonrasına göre istatistiksel olarak anlamlı bir gelişim gözlenmiştir (p=0.028).

Tablo 13

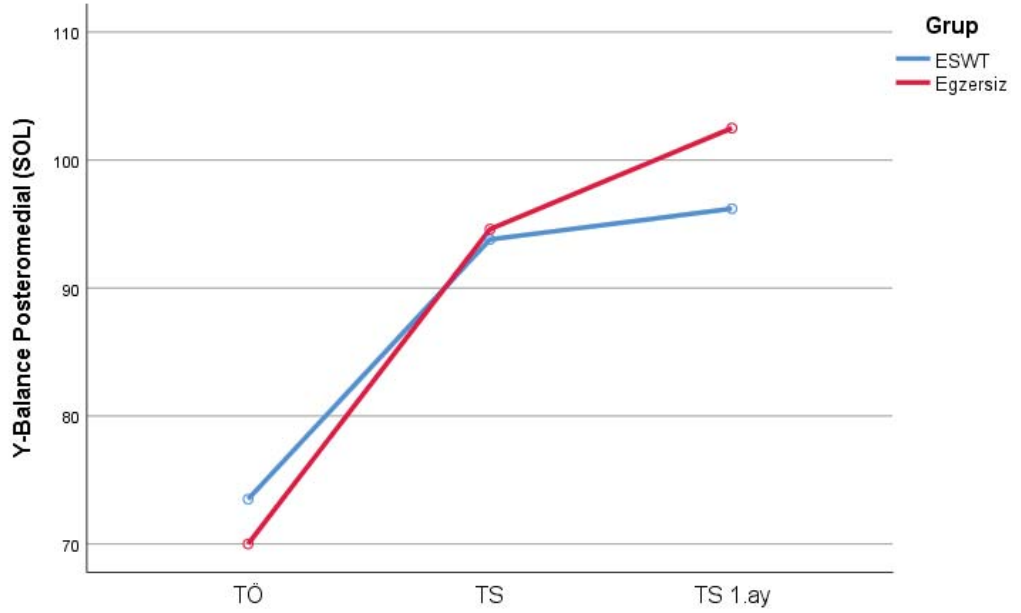
Tedavi Öncesi ve Sonrası Y-Balance Testi Posteromedial (Sol taraf) Değişim

Y-Balance Posteromedial (SOL)	ESWT Grubu	Egzersiz Grubu	Gruplar arası P değeri
Y-Balance tedavi öncesi^a <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	74,00+8,35 60,00/77,50/86,00	72,00+10,31 52,00/74,00/88,00	0,481
Y-Balance tedavi sonrası^b <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	92,00+9,04 77,00/96,00/103,00	97,30+11,41 74,00/100,50/109,00	0,218

Tablo 13 (Devam)

Y-Balance 1. Ay^c	94,60±9,22 Ort±SS 80,00/99,50/105,00 Min/Med/Maks	104,10±7,56 91,00/104,00/116,00	0,023
Grup içi P değeri	<0,001* <0,001 ^{a-b, a-c}	<0,001* <0,001 ^{a-b, a-c} 0,028 ^{b-c}	

Ort: ortalama, ss:standart sapma, min: minimum, med:median, maks: maksimum, a-b: tedavi öncesi-tedavi sonrası, a-c:tedavi öncesi-tedavi sonrası 1. Ay b-c: tedavi sonrası -tedavi sonrası 1. Ay



Şekil 15. Y-Balance testi posteromedial (Sol taraf) değişimi.

Y-Balance Testi posterolateral (Sağ taraf)

Bu çalışmada, ESWT ve egzersiz gruplarının denge ve fonksiyonel stabilite üzerindeki etkileri Y-Balance testinin posterolateral yön ölçümleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Tedavi öncesinde iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p=0.684$).

Tedavi sonrasında her iki grupta da Y-Balance skorlarında artış gözlenmiş, ESWT grubunda ortalama değer 79.70 ± 8.78 cm, egzersiz grubunda ise 88.10 ± 12.20 cm olarak ölçülmüştür. Ancak gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.143$).

Birinci ay değerlendirmesinde, ESWT grubunda denge skorları ortalama 81.30 ± 8.17 cm, egzersiz grubunda ise 94.50 ± 10.69 cm olarak ölçülmüştür. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.007$).

Grup içi analizlerde, her iki tedavi yönteminin de dengeyi geliştirdiği ve anlamlı iyileşmeler sağladığı belirlenmiştir ($p<0.001$). ESWT grubunda tedavi sonrası ve birinci ay ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar saptanmıştır ($p=0.003$ ve $p<0.001$). Egzersiz grubunda ise üç farklı zaman noktası arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmiştir ($p<0.001$ ve $p=0.032$).

Sonuç olarak, hem ESWT hem de egzersiz programı Y-Balance testinin posterolateral skorlarında anlamlı iyileşme sağlamış, ancak egzersiz grubu birinci ay değerlendirmesinde ESWT grubuna kıyasla istatistiksel olarak daha belirgin bir iyileşme göstermiştir.

Tablo 14

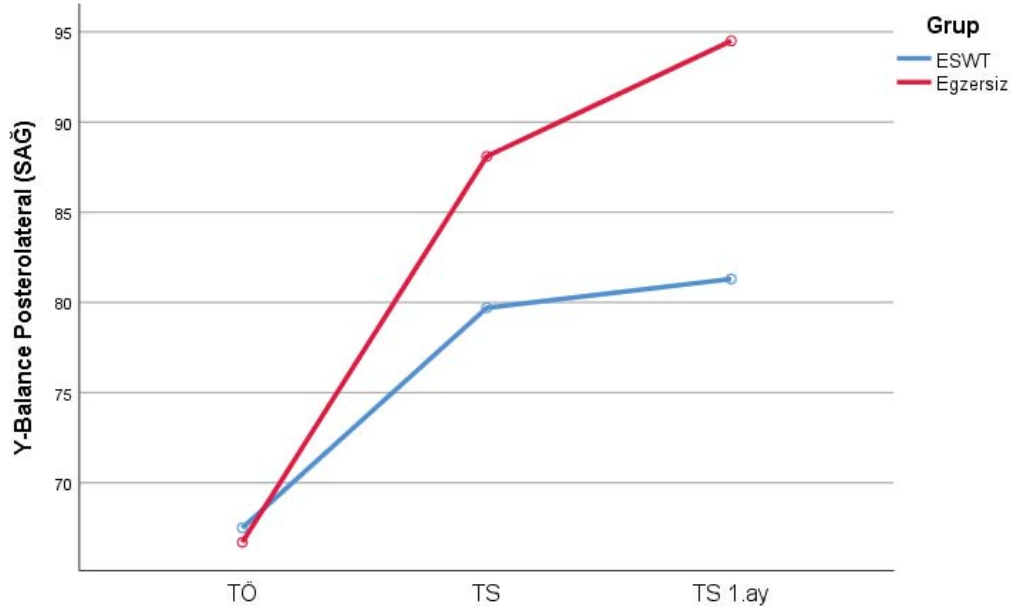
Tedavi Öncesi ve Sonrası Y-Balance Testi Posterolateral (Sağ taraf) Değişim

Y-Balance Posterolateral (SAĞ)	ESWT Grubu	Egzersiz Grubu	Gruplar arası P değeri
-------------------------------------------	-----------------------	---------------------------	---------------------------------------

Tablo 14 (Devam)

Y-Balance tedavi öncesi^a	67,50+8,96 <i>Ort±SS</i> 50,00/67,50/83,00 <i>Min/Med/Maks</i>	66,70+5,14 60,00/66,50/75,00	0,684
Y-Balance tedavi sonrası^b	79,70+8,78 <i>Ort±SS</i> 64,00/80,00/95,00 <i>Min/Med/Maks</i>	88,10+12,20 70,00/86,00/106,00	0,143
Y-Balance 1. Ay^c	81,30+8,17 <i>Ort±SS</i> 66,00/81,50/95,00 <i>Min/Med/Maks</i>	94,50+10,69 80,00/90,50/111,00	0,007*
Grup içi P değeri	<0,001* 0,003 ^{a-b} ,<0,001 ^{a-c}	<0,001* <0,001 ^{a-b, a-c} 0,032 ^{b-c}	

Ort: ortalama, ss: standart sapma, min: minimum, med: median, maks: maksimum, a-b: tedavi öncesi-tedavi sonrası, a-c: tedavi öncesi-tedavi sonrası 1. Ay b-c: tedavi sonrası -tedavi sonrası 1. Ay



Şekil 16. Y-Balance testi posterolateral (Sağ taraf) değişimi.

Y-Balance Testi posterolateral (Sol taraf)

Bu çalışmada, ESWT ve egzersiz gruplarının denge ve fonksiyonel stabilite üzerindeki etkileri Y-Balance testinin posterolateral yön ölçümleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Tedavi öncesinde iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0.436$).

Tedavi sonrasında her iki grupta da Y-Balance skorlarında artış gözlenmiş, ESWT grubunda ortalama değer 80.90 ± 7.29 cm, egzersiz grubunda ise 86.20 ± 13.30 cm olarak ölçülmüştür. Ancak gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.345$).

Birinci ay değerlendirmesinde, ESWT grubunda Y-Balance skoru 82.80 ± 6.58 cm, egzersiz grubunda ise 92.00 ± 10.86 cm olarak ölçülmüştür. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.069$).

Grup içi analizlerde, her iki tedavi yönteminin de istatistiksel olarak anlamlı iyileşmeler sağladığı belirlenmiştir ($p<0.001$). ESWT grubunda tedavi sonrası ve birinci ay ölçümleri arasında anlamlı farklar saptanmıştır ($p=0.014$ ve $p<0.001$). Egzersiz

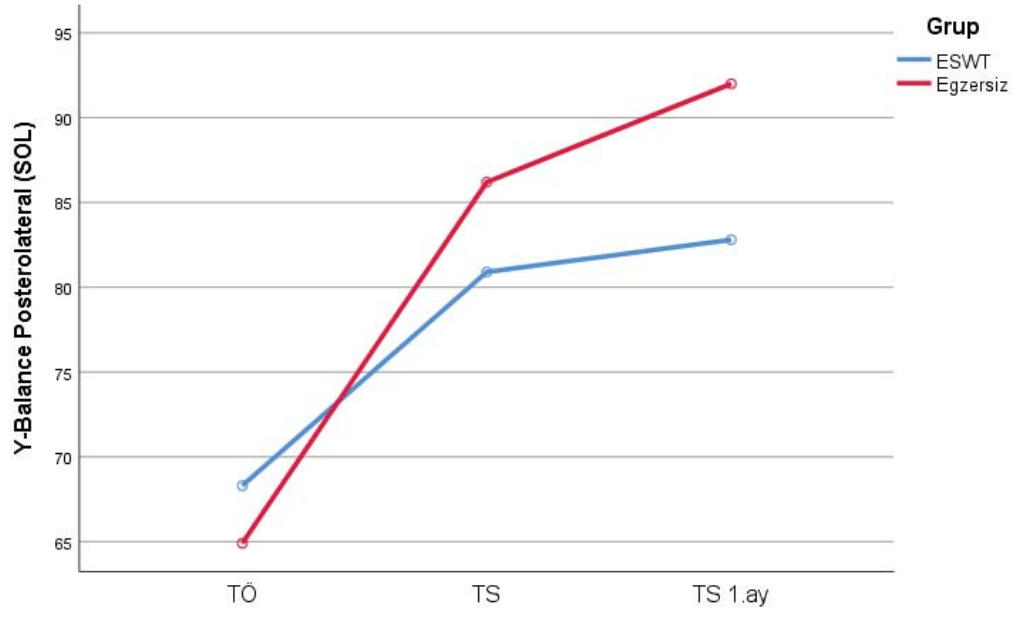
grubunda da benzer şekilde tedavi sonrası ve birinci ay ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir ($p=0.009$ ve $p<0.001$).

Tablo 15

Tedavi Öncesi ve Sonrası Y-Balance Testi Posterolateral (Sol taraf) Değişim

Y-Balance Posterolateral (SOL)	ESWT Grubu	Egzersiz Grubu	Gruplar arası P değeri
Y-Balance tedavi öncesi^a <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	68,30+7,8 5 55,00/69,50/82,00	64,90+9,55 52,00/67,50/80,0 0	0,43 6
Y-Balance tedavi sonrası^b <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	80,90+7,29 71,00/82,50/91,00	86,20+13,30 65,00/85,50/102,00	0,34 5
Y-Balance 1. Ay^c <i>Ort±SS</i> <i>Min/Med/Maks</i>	82,80+6,5 8 75,00/84,50/93,00	92,00+10,86 73,00/89,50/105,00	0,06 9
Grup içi P değeri	<0,001* 0,014 ^{a-b} ,<0,001 ^{a-c}	<0,001* 0,009 ^{a-b} , <0,001 ^{a-c}	

Ort: ortalama, ss:standart sapma, min: minimum, med:median, maks: maksimum, a-b: tedavi öncesi-tedavi sonrası, a-c:tedavi öncesi-tedavi sonrası 1. Ay



Şekil 17. Y-Balance testi posterolateral (Sol taraf) değişimi.

Bölüm 5

Tartışma

Bu çalışma, hamstring kas kısalığına bağlı olarak bel ağrısı yaşayan bireylerde, çalışmaya alınma kriterlerine uyan 30 hasta 2 gruba randomize edildi. Her iki grupta, tedavi öncesi, sonrası ve tedaviden 1 ay sonrası ağrı durumunu değerlendirmek için; VAS, hamstring esnekliğini değerlendirmek için; Popliteal açığı ve El-yer mesafesi, denge durumunu değerlendirmek için; Y-balance test kullanıldı. ESWT (Ekstrakorporeal Şok Dalga Terapisi) ve egzersiz müdahalelerinin ağrı, esneklik ve denge üzerindeki etkilerini karşılaştırmak amacıyla planlanmıştır. Bulgular, her iki tedavi yönteminin de ağrı düzeyini azaltmada, esnekliği artırmada ve dengeyi geliştirmede etkili olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte, bazı parametrelerde gruplar arasında farklılıklar gözlenmiş ; bazı değişkenlerde ESWT'nin, bazı değişkenlerde ise egzersizin daha etkili olduğunu göstermiştir ve bu farklılıklar klinik olarak anlamlı sonuçlara işaret etmektedir. Bu sonuçlar, her iki yöntemin fizyopatolojik hedef mekanizmalarının farklılığına ve bireyin yanıtına göre değişebileceğini göstermektedir. Mevcut literatür incelendiğinde, hamstring kas kısalığına bağlı bel ağrısı yaşayan bireylerde ESWT (Ekstrakorporeal Şok Dalga Tedavisi) ile egzersizin denge ve ağrı üzerindeki etkilerini doğrudan karşılaştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu durum, çalışmamızın literatürdeki özgünlüğünü ve bilimsel katkısını ön plana çıkarmaktadır. Her ne kadar hem ESWT'nin hem de egzersizin ayrı ayrı kas iskelet sistemi problemlerinde ağrı yönetimi ve fonksiyonel iyileşme açısından etkili olduğu bilirse de, bu iki müdahalenin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi ve özellikle denge üzerindeki etkilerinin araştırılması oldukça sınırlıdır. Bu nedenle çalışmamız, hem klinik uygulamalara yön verebilecek nitelikte bir veri sunmakta hem de gelecekte yapılacak araştırmalara temel oluşturabilecek bir ilk adım niteliği taşımaktadır.

Esneklik bir dizi etkilenim sonucu eklemde maksimum hareket aralığı ile karakterizedir (Ayala et al., 2011; Hartman & Looney, 2003; López-Miñarro & Rodríguez-García, 2010). Hamstring kaslarının kısalığı ve esnekliği, pelvik hareketin azalması ve ardından anterior pelvik hareketin azalması ile karakterize edilen bir

zincirleme etkilenme ile karakterize olabilecek bir durumdur (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2005). Esola ve ark. lumbo pelvik ritimde meydana gelen değişiklikleri hamstring esnekliğinin eksikliği ile ilişkilendirdiler (Esola, McClure, Fitzgerald, & Siegler, 1996). Ek olarak, Da Silva Días ve Gómez-Conesa ve ark. tarafından yürütülen bir çalışmada, pelvik mobilitenin azalmasının omurganın basınç dağılımında biyomekanik değişikliklere neden olabileceği ve bu da spinal bozukluklara neden olabilir (Da Silva Dias & Gómez-Conesa, 2008). Ayrıca Fisk ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, hamstring esnekliğinin düşük olması torasik hiperkifoza neden olabileceğini göstermiştir (Fisk, Baigent, & Hill, 1984).

Esnekliği kısıtlayan çok faktör vardır. Yaş, esnekliği etkileyen bir faktördür. Esneklik, günlük yaşam aktivitelerindeki farklılıklar, yaşla birlikte değişen büyüme ve gelişme ve konnektif doku içeriğindeki değişikliklerin etkisiyle her dekatta farklılık gösterir (Corbin & Noble, 1980; Otman, 2016; Otman, 2016).

Vücut kompozisyonu esnekliği etkileyen faktörlerden biridir (Doğan, 2004). DeVries ve Bartlett'in 1962'deki çalışmasında, vücut yağ yüzdesinin ve vücut ağırlığının esnekliği azalttığını keşfettiler (Devries & Bartlett, 1962).

Bunlara dayanarak çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş, vücut kitle indeksi ve başlangıç ölçümleri açısından homojen olması, sonuçların tedavi etkilerini daha objektif olarak değerlendirme olanağı sunmuştur.

VAS skorları açısından değerlendirildiğinde, tedavi öncesinde gruplar arasında anlamlı fark olmamakla birlikte, tedavi sonrası ESWT grubunda ağrının anlamlı düzeyde daha fazla azaldığı saptanmıştır. Bu sonuç, ESWT'nin ağrıyı azaltmada kısa vadede egzersize göre daha etkili olabileceğini göstermektedir. ESWT grubundaki ağrı skorlarındaki anlamlı düşüş, literatürde de sıkça vurgulanan ESWT'nin antinösesepitif etkisiyle tutarlıdır. Şok dalgalarının dokuya uygulandığında lokal hipoperfüzyon, hücre membranı geçirgenliğinde değişiklik, mikrosirkülasyon artışı, ve analjezik etki oluşturan nitrik oksit salınımı gibi mekanizmalarla ağrının azaltılabildiği gösterilmiştir (Wang, 2012; Speed, 2014). Ayrıca, şok dalgalarının sinir lifleri üzerindeki modülatör etkisiyle mekanoreseptör ve nosiseptörlerde geçici disfonksiyon oluşturabileceği bildirilmiştir

(Notarnicola & Moretti, 2012). Bu bağlamda değerlendirildiğinde, ESWT'nin analjezik etkisinin kısa sürede başlaması, akut veya subakut ağrılı dönemlerde non-invaziv, hızlı etki eden bir tedavi alternatifi olabileceğini ortaya koymaktadır. Egzersiz grubundaki daha az belirgin ağrı azalması ise, egzersizin uzun vadede ağrı yönetimindeki etkileri, hem kas-iskelet sistemi sağlığına olan fizyolojik katkıları hem de bireyin ağrıyı algılaması üzerindeki nörofizyolojik etkileri üzerinden açıklanabilir. Egzersiz, endorfin salınımını artırarak merkezi sinir sistemi üzerinden analjezik bir etki sağlar ve bu durum uzun vadede ağrı eşliğinin yükselmesine neden olur (Koltyn, 2000). Ayrıca düzenli egzersiz, kas kuvveti, esneklik ve postüral kontrolü geliştirerek mekanik stresin azalmasına ve ağrının kronikleşmesinin önlenmesine yardımcı olur (Smeets et al., 2006). Kronik ağrı yönetiminde egzersiz, sinir sistemi üzerindeki nöroplastik etkiler yoluyla santral duyarlılığın azaltılmasına da katkı sağlar. Özellikle egzersizle ilişkili hiperaljezi mekanizmalarının inhibisyonu, ağrının duyuşsal ve duygusal bileşenlerinin kontrol altına alınmasında önemli rol oynar (Nijs et al., 2012). Ayrıca egzersiz yapan bireylerde ağrıya karşı daha olumlu bir tutumun gelişmesi ve ağrıya bağlı disabilitenin azalması, psikososyal boyutta da önemli kazanımlar sağlar (Coulombe et al., 2017). Bu çalışmada da elde edilen bulgular, egzersiz grubunda VAS skorlarının kısa vadede ESWT'ye kıyasla daha yavaş azalmasına karşın, tedaviden bir ay sonra yapılan değerlendirmelerde benzer seviyelere ulaşmasını desteklemektedir. Bu durum, egzersizin etkisinin daha yavaş olarak geliştiğini ve uzun vadede kalıcı bir etki potansiyeline sahip olduğunu göstermektedir. Dolayısıyla egzersiz, yalnızca semptomatik rahatlama sağlamakla kalmaz, aynı zamanda bireyin fonksiyonel bağımsızlığını ve yaşam kalitesini sürdürmesine de olanak tanır.

Bu çalışmada denge durumu, Y-Balance Test (YBT) ile değerlendirilmiş olup, bu test alt ekstremite fonksiyonu ve postural kontrolü yansıtan, geçerliliği ve güvenilirliği yüksek bir ölçüm aracıdır (Plisky et al., 2006). YBT, özellikle hamstring kısısalığına bağlı postüral dengesizliklerin değerlendirilmesinde hassasiyet gösteren dinamik bir test olup, denge kapasitesini segmental stabilite ve nöromüsküler kontrol üzerinden değerlendirir (Shaffer et al., 2013). Çalışma bulgularımız, hem ESWT hem de egzersiz müdahalesinin denge üzerinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde iyileşme sağladığını ortaya koymuştur ($p<0.001$). Bununla birlikte, grup karşılaştırmalarında tedavi sonrası ve takip

değerlendirmelerinde egzersiz grubunun bazı yönlerde daha belirgin denge kazanımları sağladığı gözlemlenmiştir.

Egzersizlerin özellikle postural stabiliteyi iyileştirme potansiyeli, proprioseptif duyunun gelişmesi, kas kuvvetinin artması ve merkezi sinir sisteminin motor kontrol mekanizmalarının yeniden düzenlenmesi yoluyla gerçekleşmektedir (Granacher et al., 2010; Ribeiro et al., 2017). Nitekim, denge çalışmaları içeren çok sayıda egzersiz protokolü, sensorimotor sistemin aktivasyonunu artırarak postural kontrolün gelişmesini sağlar (Behm & Colado, 2012). Hamstring esnekliğini artırmaya yönelik yapılan germe egzersizleri de pelvik pozisyonu optimize ederek merkezî dengeyi artırmakta, bu durum postüral kontrol üzerinde doğrudan etkili olmaktadır (Gleim & McHugh, 1997). Bu bağlamda, çalışmamızda egzersiz grubunun denge performansındaki iyileşmeleri, yalnızca esnekliğin artmasına değil, aynı zamanda sensorimotor entegrasyonun güçlenmesine de bağlamak mümkündür.

Öte yandan, ESWT'nin denge üzerindeki etkilerine ilişkin literatür daha sınırlı olmakla birlikte, bazı mekanizmalar yoluyla bu yöntemin dengeyi olumlu etkileyebileceği düşünülmektedir. ESWT, uygulandığı dokuda mikrosirkülasyonu artırmakta, hücre içi metabolizmayı ve nöromusküler iletimi olumlu yönde etkilemektedir (Wang, 2012; Speed, 2014). Ayrıca, ESWT'nin kas ve tendon dokusunda viskoelastik özellikleri iyileştirerek eklem stabilitesini artırabileceği bildirilmiştir (Notarnicola & Moretti, 2012). Bu durum, özellikle postural kontrolün gerektirdiği ince kas koordinasyonunun sağlanmasına katkı sunabilir. Çalışmamızda da, ESWT uygulamasını takiben Y-Balance test skorlarında anlamlı gelişmeler elde edilmiştir. Bu, ESWT'nin kısa vadeli olarak dengeyi artırmada etkili bir yöntem olabileceğini göstermektedir.

Ancak dikkat çekici bir bulgu, egzersiz grubundaki denge iyileşmelerinin tedavi sonrası süreçte daha kalıcı olduğu ve takip ölçümlerinde ESWT grubunu geçtiğidir. Bu durum, egzersizlerin nöromusküler sistem üzerinde oluşturduğu adaptif değişikliklerin uzun süreli etkileriyle açıklanabilir. Egzersiz yoluyla kazanılan denge becerileri, tekrarlı uygulamalarla motor öğrenme sürecine katkı sağlamak ve sinir-kas koordinasyonunu

pekiştirmektedir (Horak, 2006). Ayrıca, postüral stabilitenin korunmasında yer alan kasların aktivasyon sekansının düzenlenmesi, egzersiz temelli nöroplastik değişimlerle desteklenmektedir (Taube et al., 2008). Dolayısıyla egzersizler, denge üzerindeki etkilerini yalnızca fiziksel değil, aynı zamanda nörokognitif süreçler aracılığıyla da pekiştirmektedir.

Bu sonuçlar doğrultusunda, ESWT'nin denge gelişimi üzerinde kısa vadeli pozitif etkiler oluşturduğu, ancak uzun vadede bu etkinin devamlılığı için düzenli egzersiz programlarının uygulanmasının daha etkili olduğu söylenebilir. Literatürde yer alan benzer çalışmalar da bu bulguları desteklemektedir. Örneğin, Hsiao et al. (2018), denge bozukluğu olan bireylerde proprioseptif egzersizlerin postural kontrol üzerinde uzun vadeli etkiler oluşturduğunu belirtmiştir. Ayrıca, Bieć ve Kuczyński (2010), alt ekstremitte esnekliği ve denge arasında doğrudan bir ilişki olduğunu ve bu ilişkinin egzersiz müdahaleleri ile güçlendirilebileceğini ifade etmiştir. Bu bağlamda, ESWT ile birlikte denge odaklı egzersizlerin kombine edilmesi, tedavi etkinliğini artırabilecek bir yaklaşım olarak değerlendirilmelidir.

Sonuç olarak, çalışmamızda elde edilen denge bulguları, ESWT ve egzersiz uygulamalarının postüral kontrol mekanizmalarını geliştirdiğini göstermektedir. Ancak egzersizlerin denge üzerindeki uzun vadeli olumlu etkileri, motor kontrolün yeniden organizasyonunu ve nöromüsküler adaptasyonu içeren daha kompleks bir etki mekanizmasına dayandığından, sürdürülebilir fonksiyonel iyileşme açısından daha avantajlı bir müdahale yöntemi olarak öne çıkmaktadır.

Bu çalışma, ESWT ve egzersiz müdahalelerinin hamstring kas esnekliği üzerindeki etkilerini popliteal açı ve el-yer mesafesi ölçümleriyle değerlendirerek karşılaştırmalı bir analiz sunmaktadır. Popliteal açı ve el-yer mesafesi, hamstring kısılalığına bağlı fonksiyonel kısıtlılıkların değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan, geçerliliği ve güvenilirliği yüksek ölçüm yöntemleridir (Davis et al., 2008; Gajdosik & Lusin, 1983). Bulgular, her iki müdahalenin de istatistiksel olarak anlamlı düzeyde esneklik artışı sağladığını ortaya koymuştur ($p < 0.001$). Ancak özellikle tedavi sonrası ve

takip değerlendirmelerinde egzersiz grubunun bazı ölçümlerde daha kalıcı ve belirgin iyileşmeler gösterdiği saptanmıştır.

Popliteal açığı üzerinden yapılan değerlendirmelerde, egzersiz grubunda daha yüksek düzeyde esneklik artışı gözlenmiştir. Bu bulgu, literatürde yer alan çeşitli çalışmalarla uyumludur. Örneğin, Youdas et al. (2005), hamstring germe egzersizlerinin dört haftalık uygulama süreci sonunda popliteal açıda anlamlı artışlara neden olduğunu belirtmiştir. Benzer şekilde, Kocur et al. (2012), genç bireylerde uygulanan kısa süreli statik germe protokollerinin popliteal açığı üzerinde olumlu etkiler yarattığını göstermiştir. Arshad et al. (2022) tarafından gerçekleştirilen bir sistematik derleme de, düzenli uygulanan statik germe egzersizlerinin popliteal açığı ve hamstring kas esnekliği üzerindeki pozitif etkilerini desteklemiştir. Ayrıca, Theis et al. (2015), pasif germe uygulamalarının kas katılığını azalttığını ve eklem hareket açıklığını artırdığını rapor ederek benzer yönde bulgular sunmuştur.

El-yer mesafesi ölçümleri de, hem ESWT hem de egzersiz grubunda anlamlı şekilde azalmış ve bu durum esnekliğin arttığını göstermiştir. Bu test, özellikle klinik ortamlarda global hamstring esnekliğinin yanı sıra bel fleksibilitesinin de göstergesi olarak sıklıkla tercih edilmektedir (Mayorga-Vega et al., 2014). Egzersiz grubunda, bu ölçümde daha belirgin bir azalma saptanmış; bu bulgu, germe egzersizlerinin etkinliğini ortaya koyan mevcut çalışmalarla örtüşmektedir (Feland et al., 2001; Decoster et al., 2005). Egzersizlerin uzun süreli etkiler göstermesi, kas-tendon kompleksinde meydana gelen viskoelastik adaptasyonlarla açıklanabilir. Bu adaptasyonlar, germe toleransında artış, kas tonusunda azalma ve hareket açıklığında genişleme ile sonuçlanmaktadır (Behm et al., 2016; Halbertsma et al., 1996).

ESWT'nin hamstring esnekliği üzerindeki etkileri ise literatürde daha az çalışılmıştır. Bununla birlikte, mevcut bulgular, bu yöntemin kas-tendon ünitesinde meydana getirdiği biyomekanik ve nörofizyolojik değişimlerle açıklanabilir. Moon et al. (2013), hamstring kasına uygulanan ESWT'nin dört haftalık süreçte popliteal açıda anlamlı artış sağladığını ve bu etkinin statik germe ile benzer olduğunu belirtmiştir.

Ayrıca, Notarnicola et al. (2012) ve Speed (2014), ESWT'nin oluşturduğu mikrotravmaların neovaskülarizasyonu uyararak doku iyileşmesini hızlandırdığını ve bu mekanizma ile kas viskoelastisitesini artırdığını ifade etmişlerdir. Çalışmamızda da, ESWT uygulamasının ardından hem popliteal açığı hem de el-yer mesafesi ölçümlerinde anlamlı iyileşmeler gözlenmiştir. Ancak bu etkinin egzersiz grubundaki kadar kalıcı olmadığı dikkat çekmektedir. Bu durum, Aksu et al. (2023) tarafından yapılan yeni bir çalışmada da vurgulanmış; ESWT'nin kısa vadeli esneklik artışına katkı sağladığı, ancak uzun süreli etkiler için egzersiz ile birlikte uygulanmasının daha etkili olduğu ifade edilmiştir.

Genel Değerlendirme ve Klinik Yansımalar: Bu çalışmanın en güçlü yönlerinden biri, hem kısa vadeli hem de bir aylık takip süresini kapsayan çok yönlü ölçüm yaklaşımıdır. Ayrıca, katılımcıların yaş, VKİ ve başlangıç değerleri açısından homojen olması, tedavi etkilerinin daha objektif ve güvenilir şekilde değerlendirilebilmesine olanak tanımıştır. Literatürde, ESWT ve egzersizin birlikte değerlendirildiği çalışmalar oldukça sınırlıdır. Özellikle denge üzerine etkilerini doğrudan karşılaştıran çalışmalara rastlanmamıştır. Bu yönüyle, mevcut araştırma bilimsel literatüre önemli bir katkı sunmaktadır.

Bölüm 6

Çalışmanın Sınırlılıkları

Bu çalışma, düşük bel ağrısı ile ilişkili hamstring kısalığı bulunan bireylerde ESWT ve egzersiz müdahalelerinin esneklik, ağrı ve denge üzerindeki etkilerini karşılaştırmalı olarak incelemek amacıyla gerçekleştirilmiştir. Ancak çalışmanın bazı sınırlılıkları bulunmaktadır:

1. Örneklem büyüklüğü: Araştırmada toplam 30 katılımcı yer almış olup, her bir grupta nispeten küçük bir örneklem bulunmaktadır. Bu durum, istatistiksel gücü sınırlayabilir ve elde edilen bulguların genellenebilirliğini azaltabilir. Daha geniş örneklerle yapılacak çalışmalar, bulguların güvenilirliğini artıracaktır.

2. Kısa süreli takip: Müdahale sonrasındaki takip süresi yalnızca bir ay ile sınırlı tutulmuştur. Egzersiz ve ESWT'nin uzun dönemli etkilerini değerlendirebilmek için daha uzun takip sürelerine ihtiyaç vardır. Bu sayede, tedavi etkinliğinin sürekliliği ve olası geri dönüşler daha net izlenebilir.

3. Kontrol grubunun eksikliği: Çalışmada yalnızca iki müdahale grubu yer almakta, pasif bir kontrol grubu bulunmamaktadır. Bu durum, uygulamaların etkisini doğal iyileşme süreciyle kıyaslamayı güçleştirmiştir. Gelecek çalışmalarda üçüncü bir kontrol grubu ile karşılaştırmalı dizayn tercih edilmelidir.

Bu sınırlılıklar ışığında, bulgular dikkatli bir şekilde yorumlanmalı ve gelecekteki çalışmalarda daha kontrollü ve çok merkezli dizaynlar tercih edilmelidir.

Bölüm 7

Sonuç ve Öneriler

Bu çalışma, hamstring kas kısalığına bağlı bel ağrısı yaşayan bireylerde ESWT (Ekstrakorporeal Şok Dalga Terapisi) ve egzersiz müdahalelerinin ağrı, esneklik ve denge üzerindeki etkilerini karşılaştırmalı olarak inceleyen özgün bir klinik araştırmadır. Bulgular, her iki tedavi yaklaşımının da kısa vadede ağrıyı azaltma, esnekliği artırma ve postüral dengeyi iyileştirme açısından etkili olduğunu ortaya koymuştur. Ancak parametreler arasındaki farklılıklar, tedaviye verilen bireysel yanıtların değişkenliğini ve müdahale mekanizmalarının farklı fizyolojik yollar üzerinden işlediğini göstermektedir.

Ağrı düzeylerinde, ESWT uygulamasının özellikle kısa vadede daha hızlı ve belirgin bir analjezik etki yarattığı görülmüştür. Bu bulgu, ESWT'nin anti-inflamatuvar ve nöromodülatör etkileriyle tutarlıdır. Şok dalgalarının, lokal dokularda mikrosirkülasyonu artırması ve nitrik oksit salınımını uyararak ağrı sinyallerinin iletimini baskılaması, bu hızlı etkiyi açıklayan başlıca mekanizmalar arasındadır. Bununla birlikte, egzersiz müdahalesinin daha yavaş ancak uzun vadede kalıcı bir etki sağladığı da çalışmada açıkça gözlemlenmiştir. Egzersizin santral sinir sistemi üzerinden ağrı eşliğini yükselten etkisi, fonksiyonel iyileşmeyi desteklemesi ve bireyin psikososyal yapısını olumlu etkilemesi, bu uzun vadeli sonuçların temelini oluşturmaktadır.

Esneklik değerlendirmeleri, her iki grup için de anlamlı düzeyde iyileşme göstermiştir. Popliteal açı ve el-yer mesafesi testlerinde elde edilen bulgular, germe egzersizlerinin kas-tendon kompleksinde oluşturduğu viskoelastik adaptasyonlar sayesinde daha kalıcı etki sağladığını ortaya koymuştur. Egzersiz grubundaki esneklik kazanımları, tedavi sonrası ve takip ölçümlerinde daha belirgin olarak gözlenmiş ve bu durum mevcut literatürle tutarlılık arz etmektedir. Öte yandan, ESWT'nin de kısa vadede esneklik artırıcı etkiler sunduğu, mikrosirkülasyon artışı ve doku rejenerasyonu aracılığıyla kas viskoelastisitesinde geçici iyileşmeler sağladığı anlaşılmaktadır. Ancak bu

etkilerin egzersizle sağlanan yapısal adaptasyonlara kıyasla daha sınırlı ve geçici olduğu değerlendirilmektedir.

Denge açısından yapılan değerlendirmeler, özellikle Y-Balance Testi aracılığıyla postüral kontrol ve nöromusküler koordinasyon düzeylerini kapsamlı şekilde yansıtmaktadır. Her iki tedavi yönteminin de denge performansını artırdığı görülmekle birlikte, egzersiz grubunda bu artışın daha kalıcı ve geniş kapsamlı olduğu tespit edilmiştir. Egzersizler, yalnızca kas iskelet sistemine değil, aynı zamanda sinir sistemi üzerinden proprioseptif yanıtların geliştirilmesine katkı sunarak dengeyi güçlendirmektedir. ESWT ise dengeye katkı sağlamakla birlikte, bu etkinin daha sınırlı ve geçici olduğu anlaşılmaktadır.

Genel olarak, bu çalışmanın sonuçları, ESWT'nin kısa vadeli etkileri ile egzersizin uzun vadeli kazanımları arasında klinik açıdan anlamlı bir fark olduğunu ortaya koymaktadır. ESWT, özellikle akut ağrılı dönemlerde hızlı semptomatik rahatlama sağlamak için uygun bir seçenek olabilirken, egzersiz daha sürdürülebilir ve fonksiyonel kazanımlar için temel bir müdahale olarak öne çıkmaktadır. Bu nedenle, ilerleyen araştırmalarda her iki yöntemin kombine kullanımına yönelik protokoller geliştirilmesi, tedavi etkinliğini artırabilecek önemli bir strateji olabilir.

Çalışmamız, ESWT ile egzersizin hamstring kas kısalığına bağlı bel ağrısı tedavisindeki etkilerini ilk kez sistematik biçimde karşılaştırması açısından literatüre özgün bir katkı sunmaktadır. Bulgular, yalnızca akademik alana değil, aynı zamanda klinik pratiklere de yön verecek nitelikte olup; bireyselleştirilmiş tedavi planlamalarında kullanılacak değerli bilgiler sağlamaktadır.

Esneklik üzerine yapılan değerlendirmeler, popliteal açı ve parmak ucu-yere testleri ile ölçülmüş olup, her iki tedavi grubunda da anlamlı iyileşmeler gözlemlenmiştir. Ancak, ESWT grubunda ağrının azalması, esnekliğin artmasıyla paralel bir şekilde ilerlerken, egzersiz grubunda bu iyileşme daha kademeli bir süreç göstermiştir.

Denge testlerinde ise, her iki grup da başlangıçtaki ölçümlerle karşılaştırıldığında anlamlı gelişmeler kaydetmiştir. Ancak, egzersiz grubunun, denge testlerinde daha hızlı bir iyileşme sağladığı gözlemlenmiştir. Bu, egzersizin kas gücü ve postural stabiliteyi artırıcı etkisinin bir göstergesi olabilir.

Ağrı düzeyleri, her iki tedavi yönteminde de başlangıçtaki seviyelere göre belirgin bir azalma göstermiştir. Bu sonuç, ESWT'nin ağrı yönetimi konusunda etkili bir yöntem olduğunu ve özellikle akut ağrılarda hızlı bir rahatlama sağladığını düşündürmektedir. Her iki yöntemin de kombinasyonu, daha hızlı ve kalıcı iyileşmeler sağlayabilir.

Öneriler:

1.ESWT'nin ağrı yönetimindeki etkisi, özellikle akut ağruların hızlı bir şekilde yönetilmesinde önemlidir. Ancak, tedavi sürecinde esneklik ve denge iyileşmesinin optimize edilmesi için egzersizlerin de paralel olarak uygulanması gerekmektedir.

2.Egzersiz programlarının devamı, esneklik ve dengeyi uzun vadede iyileştirebilir. Bu nedenle, fiziksel terapi süreçlerinde ESWT'nin yanı sıra kişiye özel egzersiz programlarının da yer alması önerilmektedir.

3.Bireysel tedavi planları, her hastanın farklı ihtiyaçlarına göre özelleştirilmelidir. ESWT ve egzersiz kombinasyonu, farklı şiddetlerdeki bel ağrıları ve hamstring gerginliği durumlarına göre uyarlanabilir.

4.Psikososyal faktörlerin (ağrı inancı, depresyon, motivasyon vb.) tedaviye yanıt üzerindeki etkileri araştırılmalıdır.

5. Kas kuvveti, EMG, ya da postüral analiz gibi daha objektif biyomekanik parametreler eklenerek fonksiyonel değişiklikler daha kapsamlı şekilde analiz edilmelidir.

6.ESWT ve egzersiz kombinasyonunun sinerjik etkileri değerlendirilmeli, kombine tedavi modelleri geliştirilmelidir.

KAYNAKÇA

- Adams, M. A., & Dolan, P. (2005). Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 38(10), 1972–1983.
- Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1980). The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 62(3), 358–362.
- Adams, M. A., Hutton, W. C., & Stott, J. R. (1980). The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine*, 5(3), 245–253.
- Adams, M. A., McNally, D. S., Chinn, H., & Dolan, P. (1994). The clinical biomechanics award paper 1993: Posture and the compressive strength of the lumbar spine. *Clinical Biomechanics*, 9(1), 5–14.
- Alpkaya, U. (1994). PNF stretching ve dinamik stretching tekniklerinin hareket genişliklerindeki artışı ile, reaksiyon, hareket ve tepki zamanlarına etkisinin incelenmesi [Yüksek lisans tezi, İstanbul Üniversitesi]. Yükseköğretim Kurulu Ulusal Tez Merkezi. (Tez No. 236951)
- Alter, M. J. (2004). *Science of flexibility* (3rd ed.). Human Kinetics.
- Altinel, L., Köse, K. C., Ergan, V., Işık, Ç., Aksoy, Y., Özdemir, A., & Toprak, D. (2008). The prevalence of low back pain and risk factors among the adult population in Afyon region, Turkey. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 42(5), 328–333.
- American College of Sports Medicine. (2013). *ACSM's health-related physical fitness assessment manual* (4th ed.). Wolters Kluwer Health.
- Andersson, G. B. J. (1999). Epidemiological features of chronic low back pain. *The Lancet*, 354(9178), 581–585.
- Arab, A. M., & Nourbakhsh, M. R. (2014). Hamstring muscle length and lumbar lordosis in subjects with different lifestyle and work setting: Comparison between individuals with and without chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 27(1), 63–70.
- Arifoğlu, Y. (2016). Her yönüyle anatomi. İstanbul Tıp Kitabevleri.
- Atıcı, Y., & Polat, B. (2017). Posterior longitudinal ligaman ossifikasyonu: Prevalans, prezentasyon ve doğal seyir. *TOTBİD Dergisi*, 16(4), 360–366.
- Aydın, V. (2011). Mekanik bel ağrılarında cerrahi tedavinin yeri. *Türkiye Klinikleri Journal of Physical Medicine and Rehabilitation - Special Topics*, 4(1), 30–35.
- Ayala, F., Sainz de Baranda, P., De Ste Croix, M., & Santonja, F. (2011). Absolute reliability of five clinical tests for assessing hamstring flexibility in professional futsal players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(4), 365–372.
- Ayala, F., Sainz de Baranda, P., De Ste Croix, M., & Santonja, F. (2013). Comparison of active stretching technique in males with normal and limited hamstring flexibility. *Physical Therapy in Sport*, 14(2), 98–104.
- Bandy, W. D., & Irion, M. J. (1994). The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy*, 74(9), 845–850.
- Barrey, C., Ene, B., Louis-Tisserand, G., Montagna, P., Perrin, G., & Simon, E. (2013). Vascular anatomy in the lumbar spine investigated by three-dimensional computed tomography angiography: The concept of vascular window. *World Neurosurgery*, 79(5–6), 784–791.
- Baygatalp, F., & Şenel, K. (2013). Lomber faset sendromu. *Türk Osteoporoz Dergisi*, 19(3), 90–94.

- 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.
- Behm, D. G., & Colado, J. C. (2012). The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(2), 226–241.
- Berry, J. L., Moran, J. M., Berg, W. S., & Steffee, A. D. (1987). A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine*, 12(4), 362–367.
- Bieć, E., & Kuczyński, M. (2010). Postural control in quiet standing before and after maximal exercise. *Journal of Human Kinetics*, 25, 75–81.
- Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum* (4th ed.). Elsevier Health Sciences.
- Bompa, T. O. (2003). *Antrenman kuramı ve yöntemi*. Bağırhan Yayınları.
- Borenstein, D. G., Wiesel, S. W., & Boden, S. D. (1995). Clinical evaluation of low back pain. In S. D. Waldman (Ed.), *Low back pain: Medical diagnosis and comprehensive management* (2nd ed., pp. 63–182). WB Saunders Company.
- Braman, M. S. (2016). *The effect of hamstring lengthening on pelvic tilt and lumbar lordosis* [Doctoral dissertation, University of Tennessee Health Science Center]. UTHSC Digital Commons.
- Bratteby, L. E., Sandhagen, B., Fan, H., & Samuelson, G. (1997). A 7-day activity diary of assessment of daily energy expenditure validated by the doubly labelled water method in adolescents. *European Journal of Clinical Nutrition*, 51(8), 585–591.
- Brigstocke, G., Hearnden, A., Holt, C. A., & Whatling, G. (2013). The functional range of movement of the human wrist. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, 38(5), 254–256.
- Cael, C. (2015). Fonksiyonel anatomi manuel terapistler için kas iskelet anatomisi, kinesyoloji ve palpasyon (N. Ergun, Trans.). Nobel Tıp Kitabevleri. (Original work published 2010)
- Cailliet, R. (1993). *Pain mechanisms and management*. FA Davis Company.
- Cailliet, R. (1994). *Bel ağrıları sendromları*. Nobel Tıp Kitabevi.
- Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., & Vanneville, G. (1985). Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of Biomechanics*, 18(3), 167–176.
- Chaussy, C., Brendel, W., & Schmiedt, E. (1980). Extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves. *The Lancet*, 316(8207), 1265–1268.
- Chaussy, C., Schmiedt, E., Jocham, D., Walter, V., & Brendel, W. (1982). Extracorporeal shock wave lithotripsy. *Karger*.
- Chaussy, C. G., & Fuchs, G. J. (1989). Current state and future developments of noninvasive treatment of human urinary stones with extracorporeal shock wave lithotripsy. *Journal of Urology*, 141(3), 782–789.
- Chaussy, C. G., & Schmidt, E. (1984). Extracorporeal shock wave lithotripsy for kidney stones: An alternative to surgery. *Urologic Radiology*, 6(1), 80–87.
- Chien, J. J., & Bajwa, Z. H. (2008). What is mechanical back pain and how best to treat it? *Current Pain and Headache Reports*, 12(6), 406–411. <https://doi.org/10.1007/s11916-008-0069-3>
- Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Khachatryan, A. (1997). Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 22(19), 2207–2212.

- Chow, D. H., Luk, K. D., Leong, J. C., & Woo, C. W. (1989). Torsional stability of the lumbosacral junction: Significance of the iliolumbar ligament. *Spine*, 14(6), 611–615.
- Chung, B., & Wiley, P. (2004). Effectiveness of extracorporeal shock wave therapy in the treatment of previously untreated lateral epicondylitis. *American Journal of Sports Medicine*, 32(7), 1660–1667.
- Clark, M. A., & Lucett, S. C. (2015). *NASM essentials of corrective exercise training*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Corbin, C. B., & Noble, L. (1980). Flexibility: A major component of physical fitness. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, 51(6), 23–60.
- Coşkun, G., & Can, F. (2012). Kronik bel ağrısında dinamik ve statik stabilizasyon egzersizlerinin ağrı ve fonksiyonel düzeye etkileri. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 23(2), 65–72.
- Coulombe, B. J., Games, K. E., Neil, E. R., & Eberman, L. E. (2017). Core stability exercise versus general exercise for chronic low back pain. *Journal of Athletic Training*, 52(1), 71–72.
- Crisco, J. J., & Panjabi, M. M. (1991). The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine: A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. *Spine*, 16(7), 793–799.
- Croft, P., Papageorgiou, A., & McNally, R. (1994). Low back pain. In A. Stevens & J. Raftery (Eds.), *Health care needs assessment: The epidemiologically based needs assessment review* (pp. 129–178). Radcliffe Medical Press.
- Çömük, N. (2009). Buz pateni yapan bayan sporcuların fiziksel performans düzeylerinin incelenmesi [Yüksek lisans tezi, Yükseköğretim Kurulu Ulusal Tez Merkezi]. (Tez No. 236951)
- Da Silva Dias, C., & Gómez-Conesa, A. (2008). Abnormal lumbopelvic movement during trunk forward bending in patients with nonspecific chronic low back pain: A pilot study. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 21(1), 17–24.
- Da Silva Dias, R., & Gómez-Conesa, A. (2008). Síndrome de los isquiotibiales acortados. *Fisioterapia*, 30(4), 186–193.
- Davis, D. S., Ashby, P. E., McCale, K. L., McQuain, J. A., & Wine, J. M. (2005). The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 27–32.
- 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.
- Delshad, M., & Hashemi, M. (2012). The efficacy of shockwave therapy in chronic low back pain: A review. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 25(2), 119–126.
- Devries, H. A., & Bartlett, K. T. (1962). Effects of a minimal time conditioning program upon selected motor fitness measures of college men. *Journal of the Association for Physical and Mental Rehabilitation*, 16, 99–102.
- Dıraçoğlu, D. (2004). Kas-iskelet sistemi hastalıklarında ekstrakorporal şok dalga tedavisi. *Türkiye Klinikleri Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 4(3), 106–114.
- Doğan, A. (2004). *Esneklik çalışmalarının bilimsel temelleri* (2nd ed.). Derya Kitabevi.
- Dolan, P., Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1988). Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. *Spine*, 13(2), 197–201.
- Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. W. M. (2007). *Gray's anatomy: Tıp fakültesi öğrencileri için* (M. Yıldırım, Trans.). Güneş Tıp Kitabevleri. (Original work published 2005)

- Dunlop, R. B., Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1984). Disc space narrowing and the lumbar facet joints. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 66(5), 706–710.
- Ebenbichler, G. R., Oddsson, L. I., Kollmitzer, J., & Erim, Z. (2001). Sensory-motor control of the lower back: Implications for rehabilitation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(11), 1889–1898.
- Ebraheim, N. A., Hassan, A., Lee, M., & Xu, R. (2004). Functional anatomy of the lumbar spine. *Seminars in Pain Medicine*, 2(3), 131–137.
- Engquist, K. D., Smith, C. A., Chimera, N. J., & Warren, B. (2015). Performance comparison of student-athletes and general college students on the functional movement screen and the Y balance test. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(8), 2296–2303.
- Ergun, N., & Baltacı, G. (1997). Spor yaralanmalarında fizyoterapi ve rehabilitasyon. *Ofset Fotomat*.
- Esola, M. A., McClure, P. W., Fitzgerald, G. K., & Siegler, S. (1996). Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine*, 21(1), 71–78.
- Feland, J. B., Myrer, J. W., Schulthies, S. S., Fellingham, G. W., & Measom, G. W. (2001). The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. *Physical Therapy*, 81(5), 1110–1117.
- Fisk, J. W., Baigent, M. L., & Hill, P. D. (1984). Scheuermann's disease: Clinical and radiological survey of 17- and 18-year-olds. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 63(1), 18–30.
- Fisk, J. W., Baigent, M. L., & Hill, S. (1984). Cervical posture and neck pain. *Spine*, 9(3), 294–298.
- Frobin, W., Brinckmann, P., Biggemann, M., Tillotson, M., & Burton, K. (1997). Precision measurement of disc height, vertebral height, and sagittal plane displacement from lateral radiographic views of the lumbar spine. *Clinical Biomechanics*, 12(Suppl 1), S1–S63.
- Friedrich, J. M., & Harrast, M. A. (2010). Lumbar epidural steroid injections: Indications, contraindications, risks, and benefits. *Current Sports Medicine Reports*, 9(1), 43–49.
- Gajdosik, R. L. (1991). Effects of static stretching on the maximal length and resistance to passive stretch of short hamstring muscles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 14(6), 250–255.
- Gajdosik, R. L., & Lusin, G. (1983). Hamstring muscle tightness: Reliability of an active-knee-extension test. *Physical Therapy*, 63(7), 1085–1090.
- Gleim, G. W., & McHugh, M. P. (1997). Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Medicine*, 24(5), 289–299.
- Granacher, U., Gollhofer, A., Hortobágyi, T., Kressig, R. W., & Muehlbauer, T. (2013). The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: A systematic review. *Sports Medicine*, 43(7), 627–641.
- Grobler, L. J., Novotny, J. E., Wilder, D. G., Frymoyer, J. W., & Pope, M. H. (1994). L4-5 isthmic spondylolisthesis: A biomechanical analysis comparing stability in L4-5 and L5-S1 isthmic spondylolisthesis. *Spine*, 19(2), 222–227.
- Guariglia, D. A., Pereira, L. M., Dias, J. M., Pereira, H. M., Menacho, M. O., Silva, D. A., & Cardoso, J. R. (2011). Time-of-day effect on hip flexibility associated with the modified sit-and-reach test in males. *International Journal of Sports Medicine*, 32(12), 947–952.
- Haake, M., Böddeker, I. R., Decker, T., Buch, M., Vogel, M., Labek, G., Maier, M., Loew, M., & Eysel, P. (2002). Side effects of extracorporeal shock wave therapy (ESWT) in the

- treatment of tennis elbow. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 122(4), 222–228.
- Halbertsma, J. P., van Bolhuis, A. I., & Göeken, L. N. (1996). Sport stretching: Effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(7), 688–692.
- Hao, D.-J., Zhang, Q.-S., Zhang, W.-J., Yang, J.-S., Chen, H., Liu, T.-J., & Zhao, Y.-X. (2017). Development and clinical application of grading and classification criteria of lumbar disc herniation. *Medicine*, 96(47), e8676.
- Harniman, E., Carette, S., Kennedy, C., & Beaton, D. (2004). Extracorporeal shock wave therapy for calcific and noncalcific tendonitis of the rotator cuff: A systematic review. *Journal of Hand Therapy*, 17(2), 132–151.
- Hartman, J. G., & Looney, M. (2003). Norm-referenced and criterion-referenced reliability and validity of the back-saver sit-and-reach. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7(2), 71–87.
- Haupt, G. (1997). Use of extracorporeal shock waves in the treatment of pseudoarthrosis, tendinopathy, and other orthopedic diseases. *Journal of Urology*, 158(1), 4–11.
- Heller, K. D., & Niethard, F. U. (1998). Der Einsatz der extrakorporalen Stoßwellentherapie in der Orthopädie: Metaanalyse. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 136(5), 391–401.
- Hellsing, A. L. (1988). Tightness of hamstring and psoas major muscles. *Upsala Journal of Medical Sciences*, 93(3), 267–276.
- Heyward, V. H. (1998). *Advanced fitness assessment and exercise prescription* (3rd ed.). Human Kinetics.
- Hicks, G. E., Sions, J. M., Velasco, T. O., & Manal, T. J. (2016). Trunk muscle training augmented with neuromuscular electrical stimulation appears to improve function in older adults with chronic low back pain: A randomized preliminary trial. *The Clinical Journal of Pain*, 32(10), 898–906.
- Hindle, R. J., Percy, M. J., & Cross, A. (1990). Mechanical function of the human lumbar interspinous and supraspinous ligaments. *Journal of Biomedical Engineering*, 12(4), 340–344.
- 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 Athletic Medicine*, 1(1), 45–55.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(Suppl_2), ii7–ii11.
- Holt, L. E., Pelham, T. W., & Holt, J. (2008). Clinical concepts and applications. In G. Cooper & J. E. Herrera (Eds.), *Flexibility: A concise guide to conditioning, performance enhancement, injury prevention, and rehabilitation* (pp. 97–111). Humana Press.
- Houston, M. N., Hodson, V. E., Adams, K. K., & Hoch, J. M. (2015). The effectiveness of whole-body-vibration training in improving hamstring flexibility in physically active adults. *Journal of Sport Rehabilitation*, 24(1), 77–82.
- Hoy, D., March, L., Brooks, P., Woolf, A., Blyth, F., Vos, T., & Buchbinder, R. (2010). Measuring the global burden of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 24(2), 155–165.
- Hukins, D. W., Kirby, M. C., Sikoryn, T. A., Aspden, R. M., & Cox, A. J. (1990). Comparison of structure, mechanical properties, and functions of lumbar spinal ligaments. *Spine*, 15(8), 787–795.

- Ikeda, K., Tomita, K., & Takayama, K. (1999). Application of extracorporeal shock wave on bone: Preliminary report. *Journal of Trauma*, 47(5), 946–950.
- Inoue, H. (1981). Three-dimensional architecture of lumbar intervertebral discs. *Spine*, 6(2), 139–146.
- Karataş, M. (2016). Lomber omurganın fiziksel özellikleri ve fonksiyonel biyomekaniği. In *Fiziksel tıp ve rehabilitasyon* (pp. 161–176). Güneş Tıp Kitapevleri.
- Karpman, R. R., Magee, F. P., Gruen, T. W., & Mobley, T. (2001). The lithotripter and its potential use in the revision of total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 387, 4–7.
- Kazarian, L. E. (1975). Creep characteristics of the human spinal column. *Orthopedic Clinics of North America*, 6(1), 3–18.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, M. M., & Romani, W. A. (2005). *Muscles: Testing and function with posture and pain* (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Kendall, H. O., & Kendall, F. P. (1948). Normal flexibility according to age groups. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 30(4), 690–694.
- Ketenci, A. (1998). Kronik mekanik bel ağrısı bir hastalık mıdır? *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 44(5), 18–22.
- Ketenci, A., & Özcan, E. (2000). Mekanik bel ağrılarında özellikler. In S. Erdine (Ed.), *Ağrı* (pp. 338–350). Nobel Tıp Kitabevi.
- Kırmızıgil, B. (2012). Üç farklı esneklik antrenmanlarının dikey sıçrama performansı üzerine etkileri [Doktora tezi, Ege Üniversitesi]. Yükseköğretim Kurulu Ulusal Tez Merkezi.
- Kisner, C., & Colby, L. A. (2017). *Therapeutic exercise: Foundations and techniques* (7th ed.). F.A. Davis Company.
- Kocur, P., Wilski, M., Goliw, D., & Lewandowski, J. (2012). Effect of static stretching on hamstring muscle flexibility in healthy young women. *Polish Journal of Sport and Tourism*, 19(2), 105–110.
- Koes, B. W., van Tulder, M. W., & Thomas, S. (2006). Diagnosis and treatment of low back pain. *The BMJ*, 332(7555), 1430–1434.
- Koltyn, K. F. (2000). Analgesia following exercise: A review. *Sports Medicine*, 29(2), 85–98.
- Krismer, M., & van Tulder, M. (2007). Low back pain (non-specific). *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 21(1), 77–91.
- Krivickas, L. S. (2006). Training flexibility. In W. R. Frontera, D. Slovik, & D. Dawson (Eds.), *Exercises in rehabilitation medicine* (2nd ed., pp. 33–52). Human Kinetics.
- Kuo, C. S., Hu, H. T., Lin, R., et al. (2010). Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure—a finite element study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 151.
- Lamy, C., Bazergui, A., Kraus, H., & Farfan, H. F. (1975). The strength of the neural arch and the etiology of spondylolysis. *Orthopedic Clinics of North America*, 6(1), 215–231.
- Leboeuf-Yde, C., & Lauritsen, J. M. (1997). Why has the search for causes of low back pain largely been nonconclusive? *Spine*, 22(8), 877–881.
- Leonardi, M., & Boos, N. (2008). Disk herniation and radiculopathy. In N. Boos & M. Aebi (Eds.), *Spinal disorders: Fundamentals of diagnosis and treatment* (pp. 481–512). Springer.
- Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2011). *Joint structure and function: A comprehensive analysis*. F.A. Davis Company.

- Loney, P. L., & Stratford, P. W. (1999). The prevalence of low back pain in adults: A methodological review of the literature. *Physical Therapy*, 79(4), 384–396.
- Lonnemann, M. E., Paris, S. V., & Gorniak, G. C. (2008). A morphological comparison of the human lumbar multifidus by chemical dissection. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 16(4), 84–92.
- López-Miñarro, P. A., & Rodríguez-García, P. L. (2010). Hamstring muscle extensibility influences the criterion-related validity of sit-and-reach and toe-touch tests. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(4), 1013–1018.
- Macintosh, J. E., & Bogduk, N. (1987). 1987 Volvo award in basic science: The morphology of the lumbar erector spinae. *Spine*, 12(7), 658–668.
- Markolf, K. L., & Morris, J. M. (1974). The structural components of the intervertebral disc: A study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 56(4), 675–687.
- Mayorga-Vega, D., Merino-Marban, R., & Viciano, J. (2014). Criterion-related validity of sit-and-reach tests for estimating hamstring and lumbar extensibility: A meta-analysis. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(1), 1–14.
- McClure, S. R., Van Sickle, D., & White, M. R. (2004). Effects of extracorporeal shock wave therapy on bone. *Veterinary Surgery*, 33(1), 40–48.
- 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.
- Moon, Y. L., Kim, J. H., & Park, D. (2013). Effect of extracorporeal shock wave therapy on hamstring tightness in healthy subjects: A randomized controlled trial. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*, 6(3), 220–226.
- Moore, K. L., & Dalley, A. F. (1999). *Clinically oriented anatomy* (4th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Munver, R., Delvecchio, F. C., Kuo, R. L., Brown, S. A., Zhong, P., & Preminger, G. M. (2002). In vivo assessment of free radical activity during shock wave lithotripsy using a microdialysis system: The renoprotective action of allopurinol. *Journal of Urology*, 167(1), 327–334.
- Murath, S., Kalyoncu, O., & Şahin, G. (2007). Antrenman ve müsabaka. *Ladin Matbaası*.
- Müslümanoğlu, L. (2002). Bel ağrısının nedenleri. In E. Özcan (Ed.), *Bel ağrısı tanı ve tedavi* (pp. 147–184). Nobel Tıp Kitabevi.
- Muyor, J. M. (2017). Validity and reliability of a new device (WIMU®) for measuring hamstring muscle extensibility. *International Journal of Sports Medicine*, 38(9), 691–695.
- Myklebust, J. B., Pintar, F., Yoganandan, N., Cusick, J. F., Maiman, D., Myers, T. J., & Sances, A. (1988). Tensile strength of spinal ligaments. *Spine*, 13(5), 526–531.
- Nelson, R. T., & Bandy, W. D. (2004). Eccentric training and static stretching improve hamstring flexibility of high school males. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 254–258.
- Neumann, D. A. (2010). *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation* (2nd ed.). Elsevier.
- Neumann, P., Keller, T. S., Ekstrom, L., Perry, L., Hansson, T. H., & Spengler, D. M. (1992). Mechanical properties of the human lumbar anterior longitudinal ligament. *Journal of Biomechanics*, 25(10), 1185–1194.
- Nijs, J., Kosek, E., Van Oosterwijck, J., & Meeus, M. (2012). Recognition and treatment of central sensitization in chronic pain patients: Not limited to specialized care. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(6), 286–293.

- Norkin, C. C., & White, D. J. (2003). *Measurement of joint motion: A guide to goniometry* (3rd ed.). F.A. Davis Company.
- Notarnicola, A., & Moretti, B. (2012). The biological effects of extracorporeal shock wave therapy (ESWT) on tendon tissue. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 2(1), 33–37.
- Oğuz, H. (1992). Bel ağrıları. In *Romatizmal ağrılar*. Atlas Tıp Kitabevi.
- Oğuz, H. (2004). Bel ağrıları. In *Tıbbi rehabilitasyon* (pp. 1131–1171). Nobel Tıp Kitabevi.
- Oğuz, H. (2011). Bel ağrısında değerlendirme. *Türkiye Klinikleri Journal of Physical Medicine and Rehabilitation - Special Topics*, 4(1), 12–16.
- Öktenoğlu, T. (2011). Lomber omurganın ve lomber diskin biyomekaniği. In *Lomber dejeneratif disk hastalığı ve dinamik stabilizasyon* (pp. 34–48). Amerikan Hastanesi Yayınları.
- Ölçen, Ö., Köybaşı, M., Tunçbilek, I., Ayhan, F., & Yorgancıoğlu, F. (2010). Bel ağrılı hastalarda Copeman nodüllerinin lomber bölge biyomekaniği ve lomber diskopati ile ilişkisi. *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 56(1), 18–20.
- Ogden, J. A., Toth-Kischkat, A., & Schultheiss, R. (2001). Principles of shock wave therapy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 387, 8–17.
- Orhan, Z., Alper, M., Şenel, F., & Yılmaz, N. (2001). Ekstrakorporeal şok dalgası tedavisinin sıçanlarda kırık iyileşmesi üzerine etkileri. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 35(4), 351–357.
- Orhan, Z., Ozturan, K., Guven, A., & Cam, K. (2004). The effect of extracorporeal shock waves on a rat model of injury to tendo Achillis. *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)*, 86-B(5), 613–618.
- Otman, A. S. (2016). *Tedavi hareketlerinde temel değerlendirme prensipleri* (8th ed.). Pelikan Kitabevi.
- Otman, S., Demirel, H., & Sade, A. (2003). *Tedavi hareketlerinde temel değerlendirme prensipleri*. Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yayınları.
- Özcan, E. (2002). Bel ağrılı hastaların konservatif tedavisi. In E. Özcan & A. Ketenci (Eds.), *Bel ağrısı tanı ve tedavi* (pp. 187–219). Nobel Kitabevi.
- Page, P. (2012). Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(1), 109–119.
- Panagiotacopoulos, N. D., Pope, M. H., Bloch, R., & Krag, M. H. (1987). Water content in human intervertebral discs. Part II. Viscoelastic behavior. *Spine*, 12(9), 918–924.
- Panjabi, M. M., & White, A. A. (1980). Basic biomechanics of the spine. *Neurosurgery*, 7(1), 76–93.
- Panjabi, M. M., Goel, V., Oxland, T., Takata, K., Duranceau, J., Krag, M., & Price, M. (1992). Human lumbar vertebrae: Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*, 17(3), 299–306.
- Peers, K. (2004, May). Shockwave therapy: Theory and practice with the kind support of “ad rem team” [Workshop notes]. In *Proceedings of the 14th European Congress of Physical and Rehabilitation Medicine: Advances in PMR – Traditional and Modern Concepts*.
- Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., & Sances, A. (1992). Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *Journal of Biomechanics*, 25(11), 1351–1356.
- Plisky, P. J., Rauh, M. J., Kaminski, T. W., & Underwood, F. B. (2006). Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(12), 911–919.

- Ribeiro, F., Oliveira, J., & Silva, D. (2017). Proprioceptive training is effective in preventing sports injuries—a systematic review. *Physiotherapy Theory and Practice*, 33(2), 91–98.
- Russo, M., Deckers, K., Eldabe, S., Kiesel, K., Gilligan, C., Veceli, J., & Crosby, P. (2018). Muscle control and non-specific chronic low back pain. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, 21(1), 1–9
- Schache, A. G., Dorn, T. W., Blanch, P. D., Brown, N. A., & Pandy, M. G. (2012). Mechanics of the human hamstring muscle during sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(4), 647–658.
- Schelling, G., Delius, M., Gschwender, M., et al. (1994). Extracorporeal shock waves stimulate frog sciatic nerves indirectly via a cavitation-mediated mechanism. *Biophysical Journal*, 66(5), 133–140.
- Sems, A., Dimeff, R., & Iannotti, J. P. (2006). Extracorporeal shock wave therapy in the treatment of chronic tendinopathies. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 14(4), 195–204.
- Sevim, Y. (2002). Antrenman bilgisi. Nobel Yayınları.
- Shaffer, S. W., Teyhen, D. S., Lorenson, C. L., Warren, R. L., Koreerat, C. M., Straseske, C. A., & Childs, J. D. (2013). Y-balance test: A reliability study involving multiple raters. *Military Medicine*, 178(11), 1264–1270.
- Sharma, M., Langrana, N. A., & Rodriguez, J. (1995). Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine*, 20(8), 887–900.
- Şener, G., & Erbahçeci, F. (2016). Kinezyoloji ve biyomekanik. Hipoktar Kitabevi.
- Sinaki, M., & Mokri, B. (2000). Low back pain and disorders of the lumbar spine. In R. Braddom (Ed.), *Physical medicine and rehabilitation* (pp. 853–893). WB Saunders Company.
- Skipor, A. F., Miller, J. A., Spencer, D. A., & Schultz, A. B. (1985). Stiffness properties and geometry of lumbar spine posterior elements. *Journal of Biomechanics*, 18(11), 821–830.
- Smeets, R. J. E. M., Wittink, H. M. A., Hidding, A., & Knottnerus, J. A. (2006). Do patients with chronic low back pain have a lower level of aerobic fitness than healthy controls? Are pain, disability, fear of injury, working status, or level of leisure time activity associated with the difference in aerobic fitness level? *Spine*, 31(1), 90–97.
- Speed, C. (2014). A systematic review of shockwave therapies in soft tissue conditions: Focusing on the evidence. *British Journal of Sports Medicine*, 48(21), 1538–1542.
- Speed, C. A. (2004). Extracorporeal shock-wave therapy in the management of chronic soft-tissue conditions. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, 86(2), 165–171.
- Stoller, M., & Smith, D. (1992). *General urology* (13th ed.). Prentice-Hall International Inc.
- Süzen, B. (2013). Hareket sistemi anatomisi ve kinezyoloji. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Taube, W., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica*, 193(2), 101–116.
- Theis, N., Mohagheghi, A. A., & Korff, T. (2015). The role of passive muscle stiffness in the eccentric control of knee joint. *Clinical Biomechanics*, 30(4), 357–363.
- Torun, F., Tuna, H., Buyukmumcu, M., Caglar, S., & Baysefer, A. (2008). The lumbar roots and pedicles: A morphometric analysis and anatomical features. *Journal of Clinical Neuroscience*, 15(8), 895–899.
- Tuçcu, İ., Önder, M. E., Yazıcıoğlu, K., & Möhür, H. (2008). Kronik bel ağrılı hastalarda egzersiz ve fizik tedavi modaliteleri ile birlikte uygulanan fonksiyonel bel okulunun etkinliği: Kısa dönemdeki sonuçlar. *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 54(2), 63–68.

- Tuna, N. (2000). Bel ağrısı: Radiküler ve psöдорadiküler sendromlar. Nobel Tıp Kitabevi.
- Tüzün, F. (2004). Bel ağrılarında ayırıcı tanı ve lomber disk sendromları. In F. Tüzün & H. Toros (Eds.), *Bel ağrıları ve lomber disk sendromları* (pp. 7–19). İstanbul.
- Vahdatpour, B., & Vaziri, A. (2010). The effects of shock wave therapy on pain and function in patients with musculoskeletal disorders. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 47(5), 425–432.
- Valenza, M. C., Cabrera-Martos, I., Torres-Sánchez, I., Garcés-García, A., Mateos Toset, S., & Valenza-Demet, G. (2015). The effects of doming of the diaphragm technique in subjects with short hamstring syndrome: A randomized controlled trial. *Journal of Sports Rehabilitation*, 24(4), 342–348. <https://doi.org/10.1123/jsr.2014-0237>
- Van Tulder, M., Koes, B., & Bombardier, C. (2002). Low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 16(5), 761–775.
- van Tulder, M. W., Malmivaara, A., Esmail, R., & Koes, B. W. (2000). Exercise therapy for low back pain. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2, CD000335.
- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Stoeckart, R., van Wingerden, J. P., & Snijders, C. J. (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia: Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, 20(7), 753–758.
- Waddell, G., & Frymoyer, J. W. (1991). Acute and chronic pain. In M. H. Pope, C. B. Y. Anderson, J. W. Frymoyer, & D. P. Chaffin (Eds.), *Occupational low back pain: Assessment, treatment and prevention* (pp. 71–93). Mosby Year Book.
- Wall, P. D., & Melzack, R. (1984). *Textbook of pain*. Churchill Livingstone.
- Wang, C. J. (2003). Extracorporeal shockwave therapy in musculoskeletal disorders. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 1, 1–10.
- Wang, C. J. (2012). Extracorporeal shockwave therapy in musculoskeletal disorders. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 7, 11.
- Wang, C. J., Chen, H. S., Chen, C. E., & Yang, K. D. (2001). Treatment of nonunions of long bone fractures with shock waves. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 387, 95–101.
- Wiener, J. M., Hanley, R., Clark, R., & Van-Nostrand, J. F. (1990). Measuring the activities of daily living: Comparisons across national surveys. *Journal of Gerontology*, 45(6), S229–S237.
- Wild, C., Khene, M., & Wanke, S. (2000). Extracorporeal shock wave therapy in orthopedics: Assessment of an emerging health technology. *International Journal of Technology Assessment in Health Care*, 16(1), 199–209.
- Wilke, H. J., Wolf, S., Claes, L. E., Arand, M., & Wiesend, A. (1995). Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups: A biomechanical in vitro study. *Spine*, 20(2), 192–198.
- Witvrouw, E., Danneels, L., Asselman, P., D’Have, T., & Cambier, D. (2003). Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players: A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(1), 41–46.
- World Health Organization. (2015). *Health in 2015: From MDGs to SDGs*. World Health Organization.
- Yaman, E., Kürkçü, R., Yeniçeri, M., & Can, S. (2004). Genç bayanlarda statik gerdirme egzersizlerinin vücut yağ yüzdesi ve esnekliğe etkisi. *Atatürk Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 6(1), 54–61.

- Youdas, J. W., Krause, D. A., Hollman, J. H., Harmsen, W. S., & Laskowski, E. R. (2005). The influence of gender and age on hamstring muscle length in healthy adults. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(4), 246–252.
- Yürük, Ö., & Kırdı, N. (2014). Ekstrakorporeal şok dalga tedavisi. *S.D.Ü. Tıp Fakültesi Dergisi*, 21(2), 62–69. <https://doi.org/10.17343/sdutfd.56373>
- Zorba, E. (2001). *Fiziksel uygunluk* (2nd ed.). Gazi Kitabevi.

