

T. C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SAĞLIKLI GENÇ YETİŞKİNLERDE AYAK-AYAK BİLEĞİ KARAKTERİSTİKLERİ
İLE LUMBOPELVİK KONTROL, DENGİ VE FİZİKSEL PERFORMANS
ARASINDAKİ İLİŞKİNİN İNCELENMESİ**

Fzt. Caner KARARTI

Nöroloji Fizyoterapistliği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANKARA
2018

T. C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SAĞLIKLI GENÇ YETİŞKİNLERDE AYAK-AYAK BİLEĞİ KARAKTERİSTİKLERİ
İLE LUMBOPELVİK KONTROL, DENGİ VE FİZİKSEL PERFORMANS
ARASINDAKİ İLİŞKİNİN İNCELENMESİ**

Fzt. Caner KARARTI

Nöroloji Fizyoterapistliği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Sevil BİLGİN

ANKARA
2018

**Sağlıklı Genç Yetişkinlerde Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Lumbopelvik Kontrol,
Denge ve Fiziksel Performans Arasındaki İlişkinin İncelenmesi**

Fzt. Caner KARARTI

Bu çalışma 11.01.2018 tarihinde jürimiz tarafından "Nöroloji Fizyoterapistliği Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Kadriye ARMUTLU
(Hacettepe Üniversitesi)

(imza)

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Sevil BİLGİN
(Hacettepe Üniversitesi)

(imza)

Üye: Prof. Dr. Nilgün BEK
(Hacettepe Üniversitesi)

(imza)

Üye: Doç. Dr. Muhammed KILINÇ
(Hacettepe Üniversitesi)

(imza)

Üye: Yrd. Doç. Dr. Öznur BÜYÜKTURAN
(Ahi Evran Üniversitesi)

(imza)

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

17 Ocak 2018

(imza)

Prof. Dr. Diclehan Orhan

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orjinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim.

o Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etseniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

o Tezimin/Raporumun 17.01.2021 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç Kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

o Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

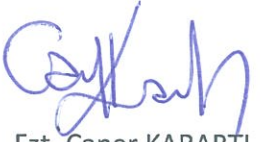
o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

17/01/2018

Caner KARARTI

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. Sevil BİLGİN' in danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.



Fzt. Caner KARARTI

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgileriyle bana yol gösteren, ‘Sen Yaparsın’ diyerek özgüvenimi hep zinde tutan, kapısını her çaldığımda güler yüzüyle karşılayan, tezin hazırlanma sürecinde hiçbir zaman yardımını esirgemeyen Sevgili Danışman Hocam Doç. Dr. Sevil BİLGİN’ e,

Ahi Evran Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon bölümüne ilk kayıt yaptırdığım 5 Eylül 2012 tarihinden beri maddi ve manevi ayırım gözetmeksizin yanımda olan, akademik dünyaya bakış açıları ile ufkumu genişleten Kıymetli Hocalarım Yrd. Doç. Dr. Öznur BÜYÜKTURAN ve Yrd. Doç. Dr. Buket BÜYÜKTURAN’ a,

Tezin hazırlanma sürecinde bilgi ve birikimleriyle ışık tutan Değerli Hocam Prof. Dr. Nilgün BEK’ e,

Ultrasonografik görüntülemeyle ilgili vermiş olduğu destek için Yrd. Doç. Dr. Yeliz DADALI’ ya,

Yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgilerinden nasiplendiğim Hacettepe Üniversitesi’ nin Kıymetli Akademisyenlerine,

Tez sürecindeki sabır ve destekleri için hayatımın her anında, dalgalı denizlerde de sığ sularda da kurtarıcı ellerini hissettiğim, ‘Arkanda Dağ Gibi Ailen Var’ diyen fedakar annem Esma KARARTI’ ya, fedakar babam Bahattin KARARTI’ ya, sevgi ve saygılarıyla yüreğimi dolduran kardeşlerim Merve KARARTI ve İlker KARARTI’ ya,

Teşekkürü bir borç bilirim.

ÖZET

Karartı, C., Sağlıklı Genç Yetişkinlerde Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Lumbopelvik Kontrol, Denge ve Fiziksel Performans Arasındaki İlişkinin İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Nöroloji Fizyoterapistliği Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2018. Bu çalışma sağlıklı genç yetişkinlerde ayak-ayak bileği karakteristikleri ile lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performans arasındaki ilişkiyi incelemek amacıyla planlandı. Çalışmaya 26 kadın ve 38 erkek olmak üzere yaşları 18 ile 25 arası 64 genç yetişkin dahil edildi. Bireylerin sosyodemografik özellikleri kaydedildikten sonra ayak-ayak bileği karakteristikleri navikular yükseklik testi, navikular düşme testi, ayak postür indeksi, plantar basınç dağılımı analizi ve izokinetik kuvvet dinamometresi ile değerlendirildi. Bireylerin lumbopelvik kontrolünün değerlendirilmesinde ultrasonografik görüntüleme yöntemi ve spesifik endurans testleri kullanıldı. Denge, Biodex Denge Sistemi ve tek bacak denge testi ile fiziksel performans ise dikey sıçrama testi, side step testi ve mekik koşu testi ile değerlendirildi. Çalışma sonunda arka ayak pronasyonu arttıkça oluşan düşük medial longitudinal arkın ve ayak medial kısmında artan tepe basınçların m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus kas kalınlıklarını, statik ve dinamik denge ile birlikte fiziksel performansı da olumsuz etkilediği bulundu ($p<0,05$). Ayak pronasyonu arttıkça özellikle plantar fleksiyon kas kuvvetindeki azalmanın lumbopelvik stabiliteyi olumsuz etkilediği bulundu ($p<0,05$). Lumbopelvik kontrolün Biodex Denge Sisteminde statik ve dinamik parametreler açısından özellikle genel stabilite ve anteroposterior stabilite indeksleri üzerinde etki gösterdiği bulundu. M. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun kas kalınlıkları azaldıkça indeks puanları yükselmekte yani denge kötüleşmektedir ($p<0,05$). Dengenin bozulmasında ayak postüründeki bozulmanın yanı sıra m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidustaki kas zayıflıklarının etkisinin büyük olduğu çalışmamız sonuçlarına göre ortaya koyuldu ($p<0,05$). Lumbopelvik stabilitede önemli kaslar olan m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun kas kalınlıkları azaldıkça bireylerin koşu, sıçrama gibi fiziksel aktivitelerinin de olumsuz yönde etkilendiği görüldü ($p<0,05$). Ayak postüründeki anomaliler fiziksel performansı olumsuz etkilemekle beraber ($p<0,05$) lumbopelvik kontrolü sağlayan kasların stabilite yeteneği azaldıkça fiziksel performans daha da kötüleşmektedir ($p<0,05$). Çalışmamız sonuçları, distal yapı olan ayak-ayak bileğinin biyomekaniksel ve muskuloskeletal yapısının lumbopelvik stabiliteyi etkilediğini gösterdi. Lumbopelvik stabiliteye yönelik koruyucu programların verilmesi ayak ve beraberinde diğer üst dizilimde ortaya çıkabilecek postüral bozukluklar veya yaralanmaların önlenmesi açısından önemlidir. Ayrıca ayak postüründeki herhangi bir problemde bireyler için planlanan tedavi programlarına lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performans ile ilgili uygulamaların da eklenmesinin fonksiyonel iyileşme için önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: ayak-ayak bileği, lumbopelvik kontrol, denge, fiziksel performans

ABSTRACT

Karartı, C., Investigation of the Relationship Between Foot-Ankle Characteristics and Lumbopelvic Control, Balance and Physical Performance in Healthy Young Adults. Hacettepe University, Institute of Health Sciences, Neurology Physiotherapy Program Master Thesis, Ankara, 2018. This study was designed to investigate of the relationship between foot-ankle characteristics and lumbopelvic control, balance and physical performance in healthy young adults. A total of 64 young adults, 26 females and 38 males between 18 and 25 years old, were included in study. Foot-ankle characteristics were assessed by navicular height test, navicular drop test, foot posture index, plantar pressure analysis and isokinetic strength dynamometer after the sociodemographic characteristics of the individuals were recorded. Ultrasonographic imaging method and spesific endurance tests were used for assessment of lumbopelvic control of individuals. Balance was assessed by Biodex Balance System and single leg stance test and physical performance was assessed by vertical jump test, side step test and shuttle running test. It has been found that increased pressure in medial part of foot and low medial longitudinal arch formed by increased rearfoot pronation affected m. transversus abdominis and m. lumbar multifidus muscle thickness, static and dynamic balance as well as physical performance negatively ($p < 0.05$). As the rearfoot pronation increased, especially decrease in plantar flexion muscle strength affected lumbopelvic stability negatively ($p < 0.05$). It was found that lumbopelvic control had a effect especially on overall stability and anteroposterior stability indexes in terms of static and dynamic parameters in Biodex Balance System. As the muscle thickness of m. transversus abdominis and m. lumbar multifidus decreased, the index points increased and the balance deteriorated ($p < 0.05$). It has been determined that in addition to the deterioration in the foot posture, weaknesses in m. transversus abdominis and m. lumbar multifidus have important effect in balance disorders according to results of our study ($p < 0.05$). Weaknesses in m. transversus abdominis and m. lumbar multifidus, which are important muscles in lumbopelvic stability, affected the physical activities of individuals such as running and leaping negatively ($p < 0.05$). While anomalies in the foot posture affect physical performance adversely ($p < 0.05$), physical performance becomes worse as the stability of muscles that provide lumbopelvic control decreases ($p < 0.05$). The results of our study showed that the biomechanical and musculoskeletal structure of the distal foot-ankle affected lumbopelvic stability. Protective programs of lumbopelvic stability are important in terms of prevention of postural disorders or injuries that may occur in the foot and the other upper alignment. We believe that the addition of applications related to lumbopelvic control, balance and physical performance to the treatment programs planned for the individual with any foot posture problem is important for functional recovery.

Key Words: foot-ankle, lumbopelvic control, balance, physical performance

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN SAYFASI	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri	4
2.1.1. Morfolojik Yapısı	4
2.1.2. Anatomisi	5
2.1.3. Ayak Biyomekaniği	23
2.1.4. Yürüyüş Sırasında Ayak Bileği Eklemine Kinetik ve Kinematik Analizleri	26
2.1.5. Ayak Biyomekaniğini Olumsuz Etkileyen Durumlar	28
2.1.6. Ayak-Ayak Bileği Karakteristiklerini Belirlemede Sıklıkla Kullanılan Yöntemler	30
2.2. Lumbopelvik Kontrol	34
2.2.1. Lumbopelvik Kontrolün Sağlanmasında Etkili Olan Kaslar	36
2.2.2. Lumbopelvik Kontrolün Değerlendirilmesinde Sıklıkla Kullanılan Yöntemler	44
2.2.3. Ayak-Ayak Bileği Karakteristiklerinin Lumbopelvik Bölgedeki Etkileri	48

2.3. Denge	50
2.3.1. Denge Stratejileri	51
2.3.2. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Denge Arasındaki İlişki	52
2.3.3. Lumbopelvik Kontrol ile Denge Arasındaki İlişki	54
2.3.4. Dengenin Değerlendirilmesinde Sıklıkla Kullanılan Yöntemler	54
2.4. Fiziksel Performans	56
2.4.1. Fiziksel Performansı Etkileyen Faktörler	57
2.4.2. Fiziksel Performansın Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler	58
2.4.3. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Lumbopelvik Kontrol ve Fiziksel Performans Arasındaki İlişki	60
3. BİREYLER VE YÖNTEM	61
3.1. Bireyler	61
3.2. Yöntem	62
3.2.1. Çalışmanın Planı	62
3.2.2. Değerlendirmeler	62
3.2.3. İstatistiksel Yöntemler	82
4. BULGULAR	84
4.1. Sosyodemografik Değerlendirme Bulguları	84
4.2. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Lumbopelvik Kontrol, Denge ve Fiziksel Performans Sonuçlarına Ait Bulgular	84
4.2.1. Ayak Pronasyonu ile İlgili Değerlendirme Sonuçlarına Ait Bulgular	84
4.2.2. Statik ve Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi ile İlgili Bulgular	85
4.2.3. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon İzokinetik Kas Kuvveti ile İlgili Bulgular	86
4.2.4. Lumbopelvik Kontrol ile İlgili Değerlendirme Sonuçları	87
4.2.5. Denge ile İlgili Değerlendirme Sonuçları	89
4.2.6. Fiziksel Performans Testlerine Ait Değerlendirme Bulguları	89
4.3. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Lumbopelvik Kontrol Arasındaki İlişki	90

4.3.1. Ayak Pronasyonu ile Lumbopelvik Kontrol Arasındaki İlişki	90
4.3.2. Statik ve Dinamik Ayak Taban Basınç Dağılımları ile Lumbopelvik Kontrol Arasındaki İlişki	93
4.3.3. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon İzokinetik Kas Kuvvetleri ile Lumbopelvik Kontrol Arasındaki İlişki	104
4.4. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Denge Arasındaki İlişki	109
4.4.1. Ayak Pronasyonu ile Denge Arasındaki İlişki	109
4.4.2. Statik ve Dinamik Ayak Taban Basınçları ile Denge Arasındaki İlişki	111
4.4.3. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon İzokinetik Kas Kuvvetleri ile Denge Arasındaki İlişki	115
4.5. Lumbopelvik Kontrol ve Denge Arasındaki İlişki	117
4.6. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki	120
4.6.1. Ayak Pronasyonu ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki	120
4.6.2. Statik ve Dinamik Ayak Taban Basınçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki	121
4.6.3. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon İzokinetik Kas Kuvvetleri ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki	125
4.7. Lumbopelvik Kontrol ve Fiziksel Performans Arasındaki İlişki	127
5. TARTIŞMA	129
6. SONUÇLAR	141
7. KAYNAKÇA	
8. EKLER	
EK-1. Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni	
EK-2. Değerlendirme Formu	
9. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

ark	:	Arkadaşları
a	:	Arteria
/	:	Bölü
°	:	Derece
EMG	:	Elektromyografi
kg-m/sn	:	Kilogram-metre/Saniye
L	:	Lumbal
Mhz	:	Megahertz
mm	:	Milimetre
ms	:	Milisaniye
m	:	Musculus
N/cm ²	:	Newton/santimetrekare
n	:	Nervus
cm	:	Santimetre
cm ²	:	Santimetrekare
v	:	Vena
%	:	Yüzde

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Ayak İskeleti	6
2.2. Talokrural Eklem Anatomik Yapısı	7
2.3. Pronasyon ve Supinasyon Hareketleri Sırasında Subtalar ve Talokrural Eklem Görünüşü	8
2.4. Subtalar Eklem Açıları	9
2.5. Talusun Ağırlık Aktarımındaki Rolü	10
2.6. Chopart ve Lisfranc Eklemleri	12
2.7. Ayağın Medial ve Lateral Longitudinal Arkları	15
2.8. Çıkık Mekanizması	17
2.9. Ayak Kasları	22
2.10. Ayak Arkının Korunmasında Etkili Olan Kaslar	23
2.11. Tibiadaki Rotasyonların Ayakta Pronasyon ve Supinasyon Açığa Çıkarması	25
2.12. Subtalar Eklemdeki İnversiyon ve Eversiyonlar	26
2.13. Yürüyüş Sırasında Alt Ekstremitenin Aktivasyonu	28
2.14. Panjabi' nin Spinal Stabilite Modeli	34
2.15. Panjabi' nin Yük-Deformasyon Eğrisi	35
2.16. Lumbopelvik Kontrolü Sağlayan Kaslar	36
2.17. M. Lumbar Multifidusun Anatomik Lokalizasyonu	38
2.18. M. Lumbar Multifidusun Kesit Alanı ve Lif Uzunluğunun Diğer Kaslar ile Kıyaslanması	39
2.19. M. Transversus Abdominis ve Torakolumbal Fasya Bağlantısı	41
2.20. M. Lumbar Multifidus ve M. Transversus Abdominis Ultrasonografik Görüntülenmesi	45
2.21. Postural Kontrol ve Dengenin Sağlanmasında Etkili Yapılar	51
2.22. Sportif Performansı Etkileyen Faktörler	58
3.1. Navikular Yükseklik ve Navikular Düşme Testi Ölçümleri	63

3.2. Ayak Postür İndeksi Ölçümleri	64
3.3. Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi	65
3.4. Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi	66
3.5. İzokinetik Kuvvet Dinamometresi Ölçümleri	67
3.6. Statik Pozisyonda M. Transversus Abdominis'in Ultrasonografik Görüntüleme ile Değerlendirilmesi	69
3.7. Dinamik Pozisyonda M. Transversus Abdominis'in Ultrasonografik Görüntüleme ile Değerlendirilmesi	70
3.8. Statik Pozisyonda M. Lumbar Multifidus'un Ultrasonografik Görüntüleme ile Değerlendirilmesi	71
3.9. Dinamik Pozisyonda M. Lumbar Multifidus'un Ultrasonografik Görüntüleme ile Değerlendirilmesi	72
3.10. Plank Endurans Testi	73
3.11. Sağ Lateral Köprü Testi	74
3.12. Sol Lateral Köprü Testi	74
3.13. Sorensen Testi	75
3.14. Gövde Fleksörleri Endurans Testi	76
3.15. Sit-Ups Testi	77
3.16. Modifiye Push-Up Testi	78
3.17. Biodex Denge Sistemi	79
3.18. Tek Bacak Denge Testi	79
3.19. Dikey Sıçrama Testi	80
3.20. Side Step Testi	81
3.21. Mekik Koşu Testi	82

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
4.1. Bireylerin Sosyodemografik Özellikleri	84
4.2. Navikular Yükseklik Testi, Navikular Düşme Testi ve Ayak Postür İndeksine Ait Değerlendirme Sonuçları	85
4.3. Sağ ve Sol Ayaktan Elde Edilen Statik ve Dinamik Ayak Tabanı Basınç Pik Değerleri	86
4.4. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon İzokinetik Kas Kuvvetine Ait Bulgular	87
4.5. M. Transversus Abdominis ve M. Lumbar Multifidusa Ait Değerlendirme Bulguları	87
4.6. Statik ve Dinamik Endurans Testlerine Ait Bulgular	88
4.7. Denge Değerlendirmesine Ait Bulgular	89
4.8. Fiziksel Performans Değerlendirmesine Ait Bulgular	89
4.9. Navikular Yükseklik, Navikular Düşme ve Lumbopelvik Kontrol Arasındaki İlişki Tablosu	91
4.10. Ayak Postür İndeksi ile Lumbopelvik Kas Kalınlıkları Arasındaki İlişki Tablosu	92
4.11. Ayak Postür İndeksi ile Endurans Testleri Arasındaki İlişki Tablosu	93
4.12. M. Transversus Abdominis ile Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu	95
4.13. M. Lumbar Multifidus ile Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu	96
4.14. M. Transversus Abdominis ile Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu	97
4.15. M. Lumbar Multifidus ile Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu	98
4.16. Statik Endurans Testleri ile Sağ Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu	99

4.17. Statik Endurans Testleri ile Sol Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi	
Arasındaki İlişki Tablosu	100
4.18. Statik Endurans Testleri ile Sağ Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi	
Arasındaki İlişki Tablosu	101
4.19. Statik Endurans Testleri ile Sol Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi	
Arasındaki İlişki Tablosu	102
4.20. Dinamik Endurans Testleri ile Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi	
Arasındaki İlişki Tablosu	103
4.21. Dinamik Endurans Testleri ile Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi	
Arasındaki İlişki Tablosu	104
4.22. 60°/sn. Açısal Hızda Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon Kas Kuvvetleri ile	
Lumbopelvik Kas Kalınlıkları Arasındaki İlişki Tablosu	106
4.23. 180°/sn. Açısal Hızda Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon Kas Kuvvetleri	
ile Lumbopelvik Kas Kalınlıkları Arasındaki İlişki Tablosu	107
4.24. 60°/sn. Açısal Hızda Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon Kas Kuvvetleri ile	
Endurans Testleri Arasındaki İlişki Tablosu	108
4.25. 180°/sn. Açısal Hızda Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon Kas Kuvvetleri	
ile Endurans Testleri Arasındaki İlişki Tablosu	108
4.26. Navikular Yükseklik Testi, Navikular Düşme Testi ve Denge Arasındaki	
İlişki Tablosu	110
4.27. Ayak Postür İndeksi ile Denge Arasındaki İlişki Tablosu	111
4.28. Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi ile Denge Arasındaki İlişki Tablosu	113
4.29. Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi ile Denge Arasındaki İlişki Tablosu	114
4.30. 60°/sn. Açısal Hızda İzokinetik Analiz Sonuçları ile Denge Arasındaki	
İlişki Tablosu	116
4.31. 180°/sn. Açısal Hızda İzokinetik Analiz Sonuçları ile Denge Arasındaki	
İlişki Tablosu	117
4.32. M. Transversus Abdominis Kas Kalınlığı ile Denge Parametreleri	

Arasındaki İlişki Tablosu	118
4.33. M. Lumbar Multifidus Kas Kalınlığı ile Denge Arasındaki İlişki Tablosu	119
4.34. Navikular Yükseklik Testi, Navikular Düşme Testi ve Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu	120
4.35. Ayak Postür İndeksi ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu	121
4.36. Sağ Statik Plantar Basınç Dağılımı Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu	122
4.37. Sol Statik Plantar Basınç Dağılımı Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu	123
4.38. Sağ Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu	124
4.39. Sol Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu	125
4.40. 60°/sn. Açısal Hızda İzokinetik Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu	126
4.41. 180°/sn. Açısal Hızda İzokinetik Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu	126
4.42. M. Transversus Abdominis Kas Kalınlığı ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu	127
4.43. M. Lumbar Multifidus Kas Kalınlığı ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu	128

1. GİRİŞ

Alt ekstremitenin en distal parçası olan ayağın, destek yüzeyi oluşturarak dengenin sağlanması, vücudun maruz kaldığı şokların absorbe edilmesi, hareket sırasında mobil adaptasyon sağlanması, hipermobilitenin alt ekstremitte ve vücuda yansıyan olumsuz etkilerini en aza indirmek için de gerektiğinde stabilize etme gibi görevleri vardır (12, 39). Özellikle subtalar eklem ve midtarsal eklemin fonksiyonel olması, hem statik hem de dinamik durumlarda ayağın görevlerini doğru bir şekilde yerine getirebilmesine olanak sağlar. Subtalar eklemin hareket ekseninin oblik olması ve horizontal düzlemle 42° lik açılması, rotasyonel momentlerin fizyolojik sınırlarda kalmasını sağlayarak hipermobilityi engeller. Üst eklemlerden ayağa gelen rotasyonel kuvvetlerin absorbe edilebilmesinde etkin görevi olan subtalar eklem, midtarsal eklemlerle beraber çalışır. Midtarsal eklemin esas fonksiyonu itme fazında arka ayağın yerle teması kesildiğinde ön ayağın yer ile olan temasını sürdürmektir (41, 42, 45). Ayak ve ayak bileğinde meydana gelen herhangi bir patoloji, biyomekaniksel dizilim gereği diz, kalça, lumbal bölge ve daha üst merkezleri de etkileyebilmektedir. Ancak bu konuyla ilgili yapılan çalışmalar yeterli sayıda değildir (62, 63). Çok fonksiyonlu bir yapısı olan ayağın çeşitli parametreler açısından incelenmesinin, bireylerin rehabilitatif süreçlerinin daha hızlı ve etkin bir şekilde yürütülebilmesi için önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Lumbopelvik kontrolün sağlanmasında pasif sistem, aktif sistem ve nöral sistem olmak üzere üç sistem etkilidir. Bu sistemlerin fonksiyonel olması, lumbopelvik bölgenin multisegmental ve intersegmental kontrolünün sağlanmasında önem taşır (83). Bu iki kontrolün sağlanması ve sürdürülmesinde çeşitli kasların adı geçse de primer sorumlu olan kaslar, m. lumbar multifidus, m. transversus abdominis, m. diaphragma ve pelvik taban kaslarıdır. Bu kas gruplarında meydana gelen bir patoloji, bel ağrılarına sebebiyet vermektedir. Bel ağrısının lumbopelvik bölgeye odaklı birçok sebebi olmasına rağmen alt ekstremitte ile ilişkili problemlerin de lumbopelvik bölgede aşırı stres birikimi sonucu mekanik bel ağrısına sebep olduğu bilinmektedir (151, 153, 154, 155). Ancak ayak-ayak bileği karakteristikleri ile lumbopelvik kontrol

arasındaki ilişkinin incelendiği bir çalışma literatürde mevcut değildir. Özellikle ayak-ayak bileği karakteristiklerinde m. lumbar multifidus ve m. transversus abdominisin etkilenip etkilenmedikleri, herhangi bir etkilenim varsa bunun hangi boyutta olduğu konusunda objektif verileri içeren çalışmalara ihtiyaç vardır.

Denge kavramı, bireyin vücut ağırlık merkezini destek yüzeyi sınırları içerisinde minimal kas aktivasyonu ile tutabilme becerisi olarak ifade edilmektedir (164, 165). Korteks, somatosensoriyal sistem, vestibular sistem, vizuel sistem, denge stratejileri vb. birçok yapı, dengenin sağlanması ve sürdürülmesinde etkilidir. Ayak bileği stratejisinde, mediolateral ve anteroposterior salınımlarla az şiddetteki perturbasyonlar önlenir. Ayak bileği stratejisinin yetersiz kaldığı durumlarda diğer stratejiler devreye girer (166, 175, 176). Ayak, destek yüzeyi olarak görev yapmasının yanı sıra içermiş olduğu mekanoreseptörler ile somatosensoriyal geri bildirim sağlar. Plantar basınç dağılımına göre düşme risklerine karşı üst merkezlerin ikaz edilmesinde görev alır (179, 180). Ayak postürü ve denge arasındaki ilişkinin incelendiği çalışmalar yeterli sayıda olmasa da mevcuttur. Bu konuda yapılan çalışmalar ayak postür bozukluklarında statik ve dinamik dengenin olumsuz yönde etkilendiğini ortaya koymuştur (182-191). Ancak ayak-ayak bileği karakteristikleri ile lumbopelvik kontrol ve denge arasındaki ilişkinin incelendiği kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Literatürde fiziksel performans kavramı, bir fiziksel aktivitede başarıya ulaşılabilmesi için bireyin göstermiş olduğu çabanın bütünü olarak ifade edilmektedir. Fiziksel performans genetik yatkınlık, yaş, cinsiyet, psikolojik durum, nöral sistem gibi çeşitli faktörlerin etkisi altındadır. Ayak-ayak bileği karakteristikleri ile fiziksel performans arasındaki ilişkinin incelendiği çalışmalar çok az sayıdadır (220, 221). Bu konuda yapılan çalışmalar ayak ark yüksekliğinin plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon kas kuvveti değerlerini etkileyebileceğini ancak fiziksel performansı etkilemediğini ortaya koymuştur (220, 221). Ayak-ayak bileği karakteristiklerinde bireyin ortaya koyduğu fiziksel performansın etkilenip etkilenmediği ve lumbopelvik kontrolün fiziksel performanstaki etkisi ile ilgili kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Azalmış lumbopelvik kontrolün denge ve fiziksel performansı etkilediği ile çalışmalar az sayıdadır (246, 247). Günlük yaşam aktiviteleri sırasında hareketten önce postüral hazırlık için lumbopelvik kasların aktive olması ve iyi bir stabilizasyon sağlamaları gerekir. Lumbopelvik kontrolü zayıf kronik bel ağrılı hastalarda statik ve dinamik dengenin sağlanmasında, nötral pozisyonun ve postürün korunmasında sağlıklı bireylere göre daha fazla efor sarfedilmesi gerektiği bilinmektedir (254). Kolon kanseri olan bireylerde yapılan bir çalışmada da 8 haftalık lumbopelvik stabilizasyon eğitiminin kanserli bireylerde fiziksel uygunluğu artırdığı ortaya koyulmuştur (256). Ancak ayak-ayak bileği karakteristiklerinde lumbopelvik kontrolün denge ve fiziksel performans parametrelerine etkisi ile ilgili literatürde herhangi bir çalışma mevcut değildir.

Çalışmamızın amacı sağlıklı genç yetişkinlerde ayak-ayak bileği karakteristikleri ile lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performans arasındaki ilişkinin incelenmesidir. Ayak-ayak bileği karakteristiklerindeki herhangi bir problemde bireyler için planlanan tedavi programlarına lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performans ile ilgili uygulamaların da eklenmesine ön ayak olma açısından çalışmamızın önemli olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızın 3 hipotezi vardır:

H₁: Sağlıklı genç yetişkinlerde ayak-ayak bileği karakteristiklerindeki olumsuz değişiklikler lumbopelvik kontrolü olumsuz etkiler.

H₂: Sağlıklı genç yetişkinlerde ayak-ayak bileği karakteristiklerindeki olumsuz değişiklikler dengeyi olumsuz etkiler.

H₃: Sağlıklı genç yetişkinlerde ayak-ayak bileği karakteristiklerindeki olumsuz değişiklikler fiziksel performansı olumsuz etkiler.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. AYAK-AYAK BİLEĞİ KARAKTERİSTİKLERİ

2.1.1. Morfolojik Yapısı

Embriyonik gelişimin 4. haftası sonunda, üst ve alt ekstremitte kemiklerinin ve genel olarak bağ dokusunun oluşumundan sorumlu bir mezenkim dokusu ve ekstremitte tomurcukları ortaya çıkar (1). Mezenkim dokudaki hücrelerin proliferasyonu ile tomurcukların boyu uzar. Embriyonik döneme bakıldığında ayak oluşumunun 4. ve 5. haftalara denk geldiği görülmektedir. Beşinci haftada genel olarak üst ve alt ekstremitenin boyu uzarken, hücrelerin yumak şeklinde birleşerek toplanması sonucu mezenşimal kemik modeli ortaya çıkar (2). Mezenşimal kemik modelini takiben kartilaj merkezleri görülür. Ovulasyon sonrası 7 haftalık embriyonik dönemin 5. ve 6. haftalarında yoğunlaşan mezenkim dokusu, tarsal kemikleri oluşturur. Altıncı haftada ekstremitte tomurcuklarının uç kısımları, el ve ayak plaklarını meydana getirirler (1). Yedinci hafta başına kadar tüm alt ekstremitte iskeleti kartilaj yapıdadır. Tarsal kemikleri takiben görülen kartilaj oluşumunun ardından embriyonik dönemin sonuna doğru ayak normal şekline yaklaşır (3).

Apikal ektodermal dorsal kısmın beş parçaya ayrılması ayak parmaklarının oluşumunda önemli bir adımdır. Bu beş parça, uç kısımlara doğru büyür. Bu kısımlarda görülen mezenşim proliferasyonu, kartilajinöz parmak çatısını oluşturur. Mezenşimal proliferasyon ile yedinci haftada başlayan ayak parmaklarının şekillenmesi, sekizinci haftada birbirinden bağımsız parmakların oluşumu ile tamamlanır. Yedinci hafta içinde uzun kemiklerde bulunan primer kemikleşme merkezleri sayesinde osteogenezis başlar. Osteogenezis ile birlikte sekizinci haftada alt ve üst ekstremitte belirgin bir şekilde ayrılır ve ilk kaba ekstremitte hareketleri bu döneme denk gelir (4).

Intrauterin hayatta ilk osteogenetik aktivite distal falanksalarda görülmekte olup sonrasında sırasıyla metatarslar, proksimal falanksalar ve orta falanksalarda olmaktadır (2, 3). Tarsal kemiklerin ossifikasyonu kendi içinde farklılık gösterebilir.

Tarsal kemikler içerisinde iki merkezden kemikleşen kalkaneus dışında diğer tüm tarsallerin kemikleşmesi tek merkezlidir (5). Kalkaneus ve talus yeni doğanda belirgin kuboideumun belirginleşmesi 3 haftalık infant olana kadar sürebilir. Ossifikasyon, lateral kuneiform için 4 ile 20. aylar arasında, kuneiformis intermedium için 3 yaş, medial kuneiform için 2 yaş ve navikula için 2-5 yaş civarındadır. Kalkaneal apofiz ossifikasyonu diğer tarsallere göre daha geç olup kadın ve erkekte ortalama 6 yaş civarında görülmektedir (2-6). Metatarsalların kemikleşmesi tarsallere göre farklılık gösterir. Tüm metatarsallerin kemikleşmesi iki merkezlidir. Birinci metatarsalde çift kemikleşmenin biri korpustan diğeri basisten iken 2,3,4 ve 5. metatarsallerde kemikleşmenin biri korpustan diğeri ise kaputtandır (5-7). Falankslarda kemikleşme de birinci metatarsalin kemikleşmesine benzer. Birinci merkez korpus, ikincisi ise basistir. Korpus bölgesinde osteogenezis yaklaşık 10 hafta, basis bölgesinde de ortalama 4 ile 10 yıl arası sürmektedir. Ayak gelişimi cinsiyete göre farklılık gösterir. Kadınlarda 1, erkeklerde 1,5 yaşında iken erişkin boyun yarısına ulaşan ayak uzunluğu, kadınlarda 12, erkeklerde 16 yaşında iken erişkin uzunluğuna ulaşır (2, 3, 5).

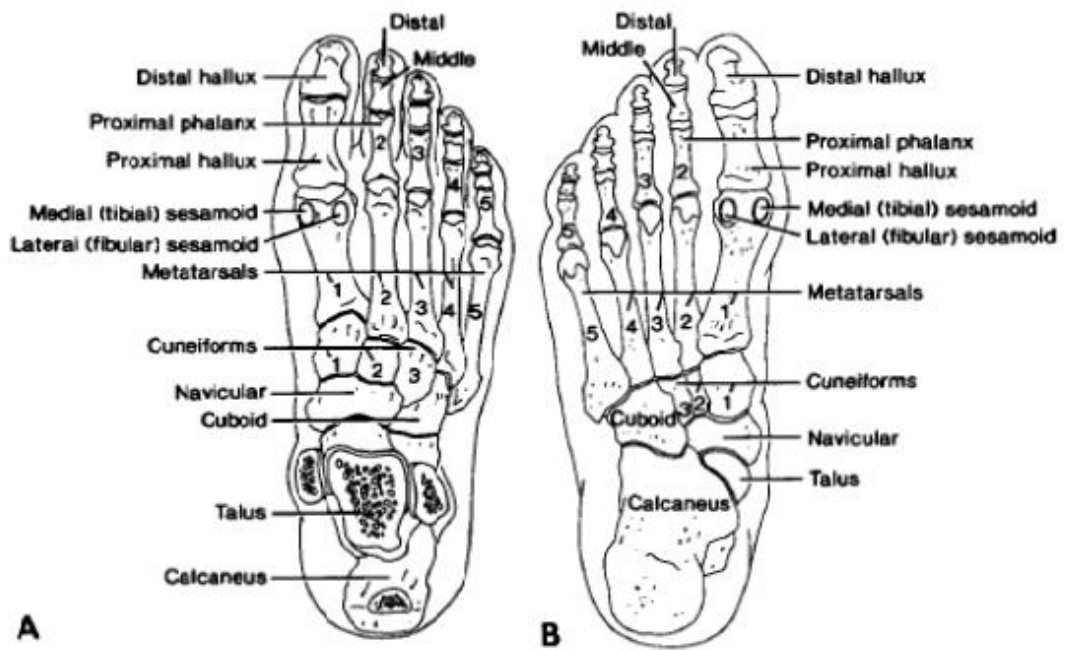
2.1.2. Anatomisi

- Kemikler

Apendiküler iskelete ait olan ve alt ekstremitenin en distalinde bulunan ayak toplamda 26 kemikten oluşmaktadır. Bu kemikler talus, kalkaneus, navikula, medial kuneiform, kuneiformis intermedium, lateral kuneiform, kuboideum, metatarsaller ve başparmakta iki diğer parmaklarda üç tane olmak üzere falankslardır. Ayak iskeletine genel olarak bakıldığında tarsal kemikler, metatarsaller ve falankslar olmak üzere üç bölüme ayırmak mümkündür. Tarsal kemikleri talus, kalkaneus, navikula, medial kuneiform, kuneiformis intermedium, lateral kuneiform ve kuboideum oluşturmaktadır (8-9). Ayak iskeletinin dorsal ve plantar yüzü Şekil 2.1'de gösterilmiştir.

Fonksiyonel iskeleti ise;

- Talus ve kalkaneusun oluşturduğu arka ayak,
- Navikula, medial kuneiform, kuneiformis intermedium, lateral kuneiform ve kuboideumun oluşturduğu orta ayak,
- Metatarsaller ve falanksların oluşturduğu ön ayak olmak üzere yine üç bölüme ayırmak mümkündür (10).



Şekil 2.1. Ayak İskeleti A: Dorsal yüz, B: Plantar yüz (222)

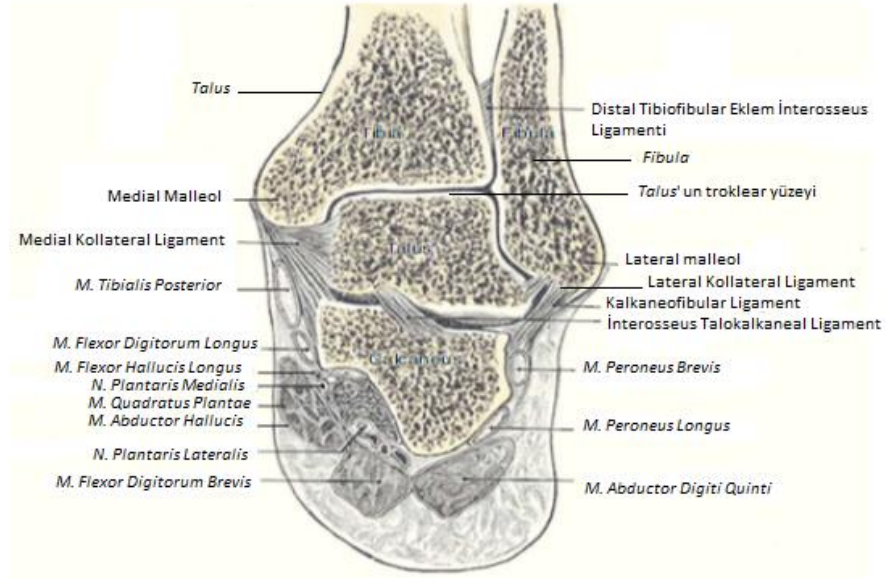
- Eklemler

Talokrural Eklem

Talokrural eklem olarak adlandırılan ayak bileği eklemine tibia, fibula ve talusun troklear yüzeyi oluşturmaktadır. Talokrural eklem lateralden bakıldığında kemiklerin bir kısmının eklem önünde, diğer kısmının da eklem arkasında olduğu görülür. Bu durum iki kollu kaldıraçta talokrural eklem destek görevi gördüğünü açıklamaktadır (11).

Talokrural eklemden sagittal düzlemde plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon olmak üzere iki hareket meydana gelir. Eklem tipi menteşedir. Malleollerin seviyesi ve lokalizasyonuna bakıldığında medial malleolün lateral malleole göre daha proksimal ve anteriorda lokalize olduğu görülür. Malleollerden geçen eklem eksenini bu nedenle obliktir. Oblik eksen nedeniyle sagittal düzlemdeki plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon hareketlerine ek olarak talokrural eklemden talar rotasyon, fibular kayma ve rotasyon hareketleri de mevcuttur (12-17). Eklem kapsülü, her iki eklem yüzünün ardından talus boynuna yapışır ancak malleollerin üzerini örtemez. Kapsülün içi sinovyal zar ile kaplıdır (18).

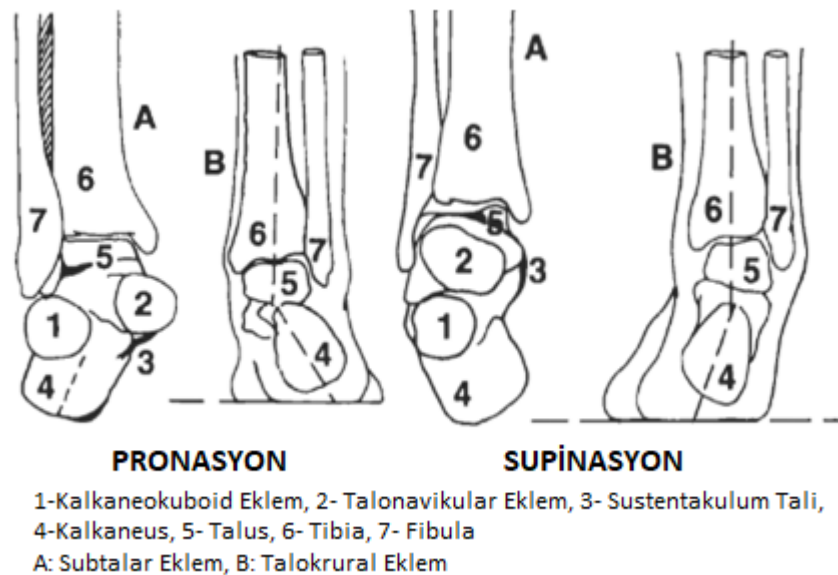
Talokrural eklemden medial kollateral ligament ayağın aşırı eversiyona gitmesini önlemenin yanında plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyonu da kontrol eder. Ayrıca ligamentin ön parçası abduksiyonu sınırlandırır (11,19). Lateral kollateral ligament de medial kollateralin tersine ayağın aşırı inversiyonunu önleyen bağıdır. Anterior talofibular ligament, posterior talofibular ligament ve kalkaneofibular ligament olmak üzere üç ligament tarafından oluşturulmuştur (19). Talokrural eklemnin anatomik yapısı Şekil 2.2’de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Talokrural Eklemnin Anatomik Yapısı (223)

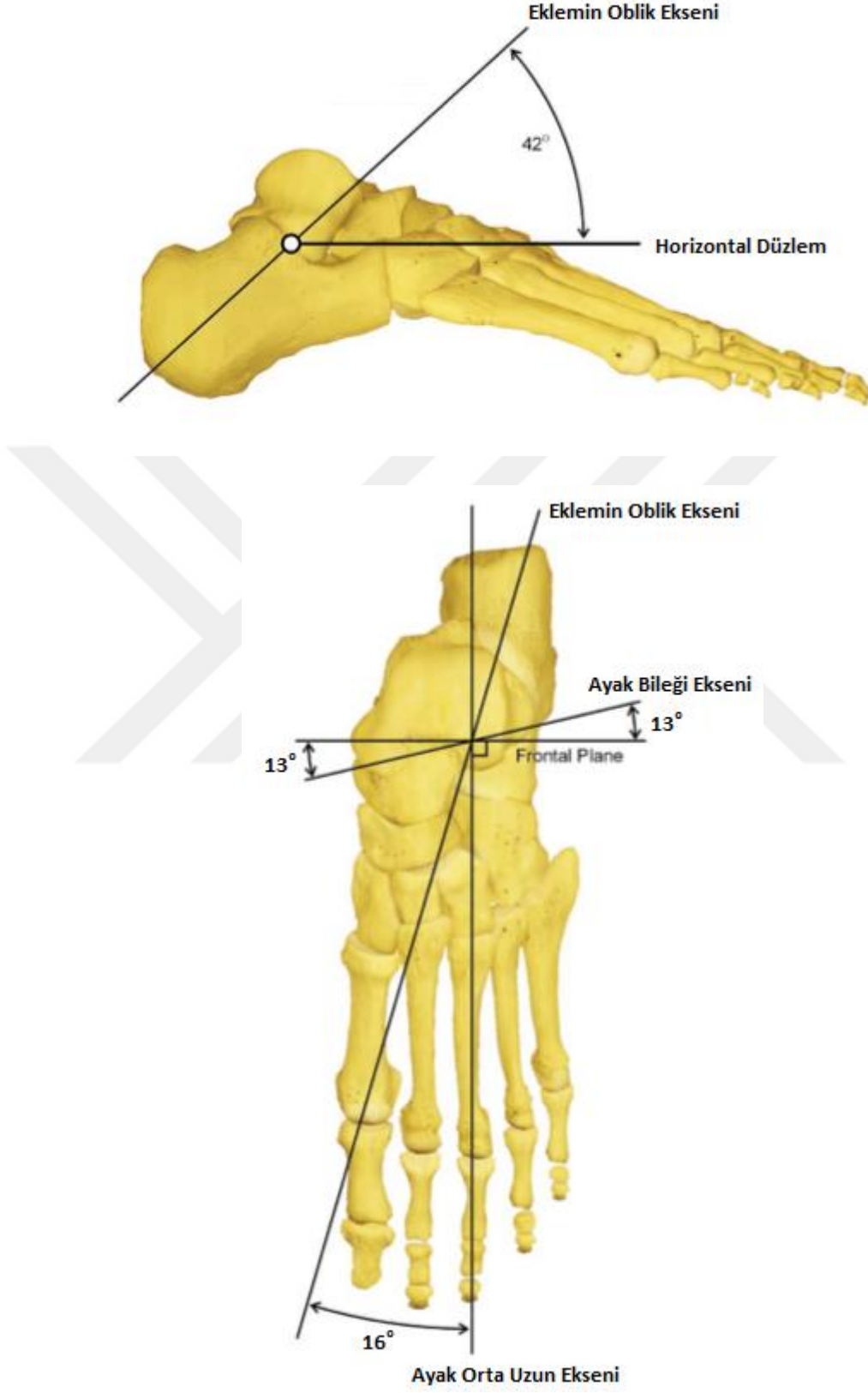
Subtalar Eklem

Subtalar eklem talusun alt eklem yüzü ile kalkaneusun üst eklem yüzü arasında oluşan eklemdir. Talokalkaneonavikular eklemin bir bölümüdür. Subtalar eklemdede dorsifleksiyon-abduksiyon-eversiyon hareketlerinin kombinasyonu olan pronasyon ve plantar fleksiyon-adduksiyon-inversiyon hareketlerinin kombinasyonu olan supinasyon meydana gelmektedir. Pronasyon sırasında kalkaneus laterale kayarken talus mediale kayar. Supinasyon sırasında ise kalkaneus mediale, talus ise laterale yer değiştirir. İzole kayma hareketinin dışında subtalar eklemdede hareketler çoğunlukla talokalkaneonavikular eklemlerle beraber görülmektedir (20). Pronasyon ve supinasyon sırasında kemiklerin birbirine göre lokalizasyonları Şekil 2.3' te gösterilmiştir.



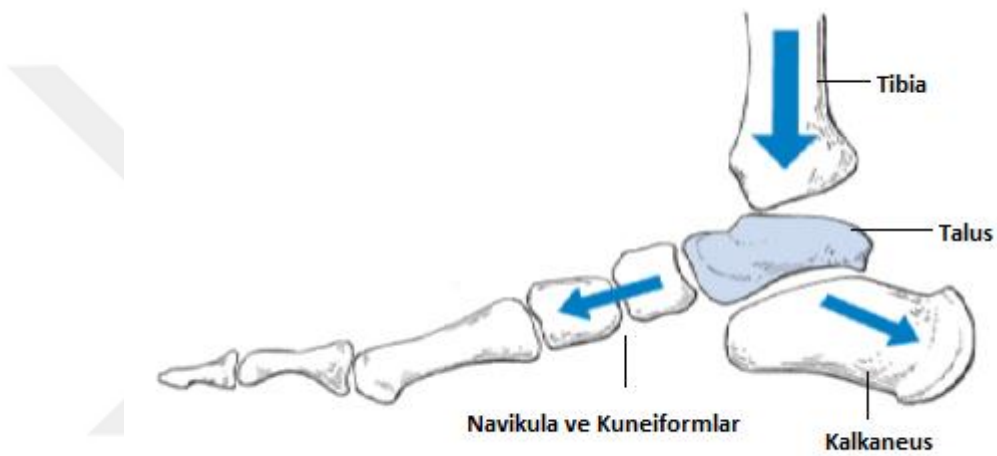
Şekil 2.3. Pronasyon ve Supinasyon Hareketleri Sırasında Subtalar ve Talokrural Eklem Görünüşü (224)

Subtalar eklem hareket eksenini obliktir. Pronasyon ve supinasyon hareketleri bu oblik eksene dik olan düzlemde meydana gelir. Subtalar eklem oblik eksenini horizontal düzlem ile 42° açılır. Ayağın orta uzun eksenini, bu eksenle 16° lik açı yapacak şekilde yerleşmiştir. Ayakta sağlıklı bir yük dağılımının yapılabilmesi bu açıların korunmasına bağlıdır (14, 15, 21). Subtalar ekleme ait açıları Şekil 2.4'te gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Subtalar Eklem Açıları (225)

Talus ve kalkaneus, hem statik hem de dinamik şartlarda vücut ağırlığının ayağa iletilmesinde önemli rol oynar. Üst odaklardan gelen ağırlık kuvveti, tibia aracılığı ile talusa iletilir. Talus aldığı ağırlığı ön ve arka parça olmak üzere iki parçaya bölerek dağıtır (Şekil 2.5). Arka parçası kalkaneus aracılığıyla yere iletilirken, ön parça navikulaya, ardından ayak başparmağına, sonrasında kuneiformlar vasıtasıyla ilk üç metatarsale, en sonunda da kuboideum ile dördüncü ve beşinci metatarsallere geçer. Subtalar eklem her iki ağırlık parçasının karşılanması ve iletilmesinde etkin rol oynar (22).



Şekil 2.5. Talusun Ağırlık Aktarımındaki Rolü (226)

Yürüyüşün fazlarına bakıldığında subtalar eklem, topuk vuruşu ile taban teması arası pronasyonda, taban teması ile parmak kalkışı arası ise supinasyondadır. Bu durum subtalar eklem pronasyonunda, midtarsal eklem ve ayak ön kısmını esnek hale getirirken subtalar eklem supinasyonunda ayağı rijit bir hale getirir (23, 24). Subtalar eklem pronasyonu talusta internal rotasyon, supinasyonu ise talusta eksternal rotasyona sebebiyet verir. Bu durum sallanma fazında ayağı yine esnek bir hale getirmektedir (25).

Eklem kapsülü subtalar eklemi tamamen sarar. Sinovyal sıvı talokrural eklemden olduğu gibi kapsülün iç yüzünü tamamen doldurur. Plantar talokalkaneal lateral bağ, kalkaneofibular bağın daha derinindedir. Plantar talokalkaneal medial

bağ, plantar kalkaneonavikular bağ ile karışır. Posterior talokalkaneal bağ talusun dış tüberkülünü kalkaneusa bağlar. Anterior talokalkaneal bağ, talokalkaneonavikular eklemin posterior sınırının oluşumundan sorumludur. İnterosseal talokalkaneal bağ ise subtalar ekleminde talus ile kalkaneusu birbirine bağlayan en güçlü bağlıdır. Bu bağ sinüs tarsi içerisinde lokalizedir (20).

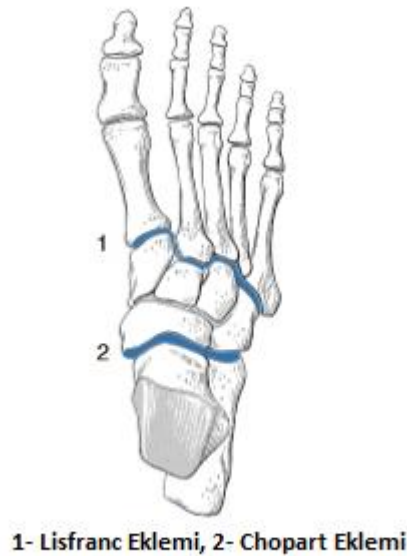
Midtarsal Eklem

Chopart eklemi olarak da bilinen midtarsal eklem, arka ayakta talus ile navikula arasındaki talokalkaneonavikular eklemin bir parçası ile ön ayakta kuboideum ve kalkaneus arasındaki kalkaneokuboid eklemin oluşturduğu iki eksenli fonksiyonel bir eklemdir (8, 20, 26). Midtarsal eklemin ve subtalar eklemin yürüyüş sırasında önemi büyüktür. Subtalar eklem ile kombine çalışan midtarsal eklem, yürüyüş sırasında topuk kalkmasıyla beraber itme fazı sırasında ön ayağın yerle temasının korunmasında aktif görev alır (25). Midtarsal ekleminde izole hareketten ziyade fleksiyon, ekstansiyon, inversiyon, eversiyon, pronasyon ve supinasyon hareketlerinin kombinasyonu gerçekleşmektedir. Longitudinal ekseninde eversiyon ve inversiyon hareketleri meydana gelirken oblik ekseninde fleksiyon ve ekstansiyon açığa çıkar. Pronasyon ve supinasyon hareketlerinden ise her iki eksen de sorumludur (27).

Subtalar eklem pronasyonu ile birlikte midtarsal eklemin longitudinal ve oblik eksenleri paralel hale gelir. Bu durum midtarsal eklemi serbestleştirerek ayağa fleksibilite kazandırır, medial longitudinal arkı düşürür. Subtalar eklem supinasyonunda ise midtarsal eklem eksenleri paralelliklerini kaybederler. Bu durumda midtarsal eklem rijitleşerek kilitlenir, medial longitudinal ark yükselir (25, 28, 29). Midtarsal eklemin anatomik yapısına bakıldığında kalkaneus ile navikulanın gerçek bir eklem yapmadığı, kalkaneonavikular ve plantar kalkaneonavikular bağ ile bağlandıkları görülür. Ayağın medialinde medial kollateral ligament ile birleşen plantar kalkaneonavikular bağ, talus başını da destekleyerek ayak arkının korunmasına yardımcı olur (8, 20, 26).

Tarsometatarsal Eklem

Lisfranc eklemi olarak da bilinen tarsometatarsal eklem ilk 3 kuneiform ile 1,2 ve 3. metatarsallerin, kuboideum ile de 4. ve 5. metatarsallerin birleşmesiyle oluşan plana tipi bir eklemdir. Tarsometatarsal eklemden hareketler, bağlar ile sınırlandırılmıştır. Dorsal tarsometatarsal bağ, plantar tarsometatarsal bağ ve interosseal tarsometatarsal bağ olmak üzere genel olarak 3 bağ tarafından kontrol edilir. Kuneiform kemiklerin metatarsallere sağladığı eklem hareket açıklığı kuboideumdan daha fazladır. Eklemden minimal de olsa fleksiyon, ekstansiyon, pronasyon ve supinasyon hareketleri meydana gelir (20, 30). Lisfranc ve Chopart eklemleri Şekil 2.6' da gösterilmiştir.



Şekil 2.6. Lisfranc ve Chopart Eklemleri (226)

İntertarsal Eklemler

- Talokalkaneonavikular Eklem

Talus, kalkaneus ve navikulanın oluşturduğu plana tipi bir eklemdir. Kayma hareketleri yapar. Bu eklem talus başını destekleyerek ayak arkının korunmasına yardımcı olan plantar kalkaneonavikular bağ da katılır. Medial talokalkaneal bağ,

lateral talokalkaneal bağ, bifurkatum bağ ve talonavikular bağ tarafından desteklenmektedir (18).

- Kalkaneokuboid Eklem

Kalkaneokuboid eklem, plana tipi bir eklemdir. Eklem kapsülü kuvvetli değildir. Dorsal kalkaneokuboid bağ, plantar kalkaneokuboid bağ, uzun plantar bağ, bifurkatum bağ tarafından desteklenir. Eklemde minimal kayma hareketleri mevcuttur (26).

- Kuneonavikular Eklem

Üç kuneiform kemik ile navikula arasında oluşan plana tipi bir eklemdir. Dorsal kuneonavikular bağ ve plantar kuneonavikular bağ tarafından desteklenir. Sınırlı kayma hareketleri yapar (8).

- Kuboidonavikular Eklem

Bu eklemden hareket yok denecek kadar azdır. Literatürde fibröz eklem olarak bilinmektedir. Dorsal kuboidonavikular bağ, plantar kuboidonavikular bağ tarafından desteklenir (8, 26).

- İnterkuneiform Eklem- Kuneokuboid Eklem

Üç kuneiform kemiğin kendi arasında ve kuboideum ile oluşturduğu plana tipi bir eklemdir. Sınırlı kayma hareketi yapar. Plantar interkuneiform bağ, dorsal interkuneiform bağ ve interosseal interkuneiform bağ tarafından desteklenir (20, 26).

- İntermetatarsal Eklemler

Her bir metatarsal aralığın ayrı ayrı eklem kapsülü ile kaplı olduğu plana tipi bir eklemdir. Sınırlı hareket kabiliyetine sahiptir. Plantar metatarsal bağ, dorsal metatarsal bağ ve interosseal metatarsal bağ ile desteklenmiştir (8, 26).

- Metatarsofalangeal Eklemler

Distal metatarsal konveks uç ile proksimal falanks konveks uçları arası oluşan elipsoid tipi eklemdir. Yürüyüşün itme fazında sagittal düzlemde vücut ağırlık merkezinin öne doğru aktarılmasında binen fazla stresi karşılar. Eklem plantar bağ, kollateral bağ, derin transvers metatarsal bağ ile desteklenir. Plantar ve kollateral bağ eklem kapsülü içine invaze olmuştur (8, 18).

- Falankslar

Halluksta falankslar arası eklem, ginglymus tipi eklemdir. Plantar ve kollateral bağlar tarafından desteklenen falankslarda fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri açığa çıkar. Ayak başparmağı yürüyüşte önemli görev alır. Parmak kalkışı sırasında yeterli plantar fleksör momentin oluşabilmesi için 1. metatarsofalangeal eklemin 10° dorsifleksiyona gitmesi gerekir. Bunun sağlanabilmesi sesamoidlerin fonksiyonel olmalarına ve peroneus longus kasının etkili bir çekiş açısına sahip olmasına bağlıdır (26).

İkinci, 3., 4. ve 5. parmakta ise proksimal ve distal falankslar arasında oluşan, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerine izin veren ginglymus tipi eklemlerdir. Kollateral bağ ve plantar bağ tarafından desteklenirler (8, 18).

- Ayağın Arkları

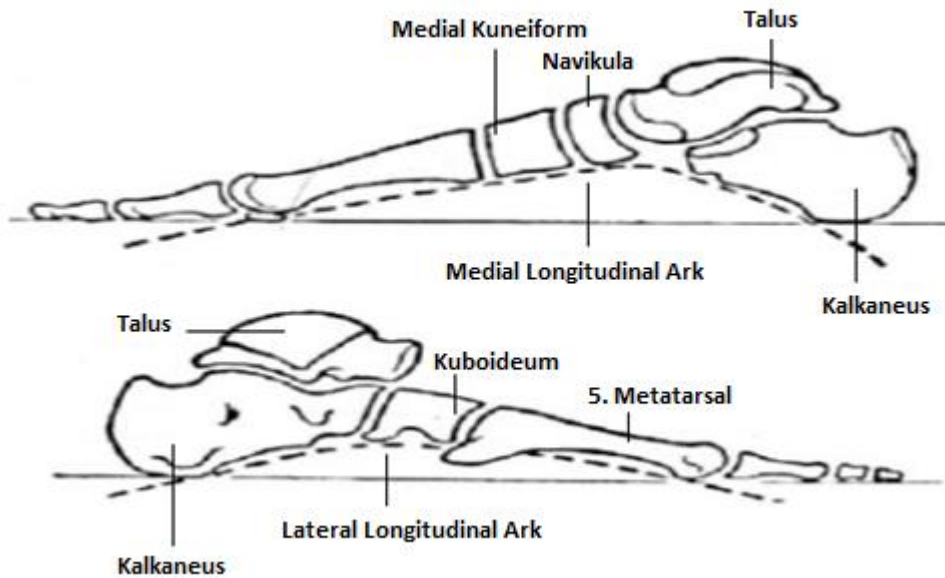
Ayakta bir transvers iki longitudinal olmak üzere üç adet ark bulunmaktadır. Arklar özellikle yürüyüş periyodu boyunca önemli görevler üstlenirler. Şok absorpsiyonunun sağlanmasında, ağırlığın doğru bir şekilde dağıtılabilmesinde görevlidirler (14, 15, 21). Ayrıca arklar, torsiyonel momentin azaltılmasında, destek yüzeyinin maruz kaldığı değişikliklere adaptasyon sürecinde etkindirler (31).

Medial Longitudinal Ark

Arklar arasında en geniş medial longitudinal arktır. Kalkaneusun posteromedial kısmından başlayan medial longitudinal arkın oluşumuna talus, navikula, 3 kuneiform ve ilk 3 metatarsal kemik katılır. Arkın tepesini navikula oluşturmaktadır. Biyomekaniksel analizlere göre 15 ile 18 mm. arasındaki medial longitudinal ark yüksekliği normaldir. Subtalar pronasyon ve supinasyon sırasında medial longitudinal ark yüksekliği değişerek ayağın topuk vuruşu ile taban teması sırasında esnek, orta duruş ile itme fazında ise rijit bir kaldırıca dönmesine yardım eder (21, 32).

Lateral Longitudinal Ark

Topuk vuruşundan taban temasına geçerken kalkaneal temasın ardından ayağın yerle temas eden arkıdır. Kalkaneusun posterolateral kısmından başlayan lateral longitudinal arkın oluşumuna kuboideum, 4. ve 5. metatarsaller katılır. Arkın tepesini kuboideum oluşturur. Biyomekaniksel analizlere göre 3 ile 5 mm. arasındaki lateral longitudinal ark yüksekliği normaldir (21, 32). Medial ve lateral longitudinal arklar Şekil 2.7' de gösterilmiştir.



Şekil 2.7. Ayağın Medial ve Lateral Longitudinal Arkları (227)

Transvers Ark

Anterior transvers ark , midtransvers ark ve posterior transvers ark olmak üzere üç bölüme ayrılır. Anterior transvers ark, 1. ve 5. metatarsaller arasında yerleşmiştir. Stabilizasyonu intermetatarsal bağlar ile adductor hallucis kasının transvers parçası tarafından sağlanır (11). Midtransvers ark, üç kuneiform ile kuboideum tarafından oluşturulur. Medial longitudinal arkin oluşumunda etkin görev alan peroneus longus kası tarafından stabilizasyonu sağlanır (11, 21, 32). Posterior transvers ark, kuboideum ve navikula tarafından oluşturulur. Posterior transvers arkin stabilizasyonu m. tibialis posterior tarafından sağlanır (11, 32).

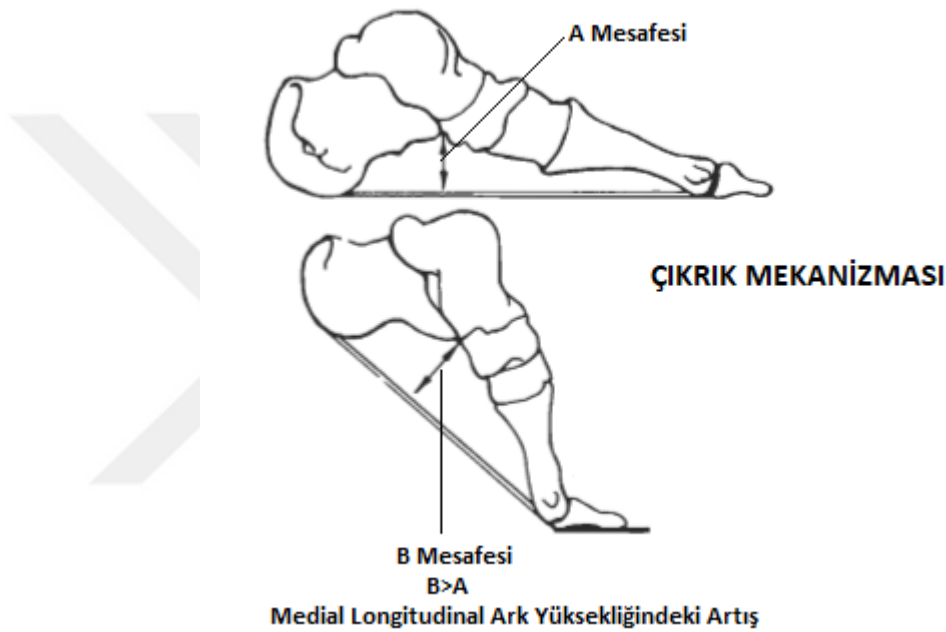
Plantar yüzeyde biriken basıncın sağlıklı bir şekilde dağıtılabilmesi, bu arkların düzgünlüğünün ve fonksiyonunun korunmasına bağlıdır. Bu nedenle arkların stabilizasyonun sağlanması ileride oluşabilecek patolojik durumların engellenmesinde önemlidir. Plantar kalkaneonavikular bağ medial longitudinal arki koruyan en önemli bağıdır. Yine medial longitudinal arkin korunmasında medial kollateral bağ, plantar kalkaneonavikular bağa destek görevi görür. Plantar aponeurosis, plantar yüzeyde longitudinal uzanımı ve lif yapısı sebebiyle arkları önemli ölçüde destekler. Bifurkatum bağ, uzun plantar bağ, plantar kalkaneokuboid bağ da destek olan diğer pasif faktörlerdir (32, 33).

Sustentakulum taliyi yukarı çeken m. flexor hallucis longus, navikulanın tüberkülünü yukarı çeken m. tibialis posterior, medial kuneiformu yukarı çeken m. tibialis anterior arka destek olan aktif faktörlerdir. Birinci metatarsalin 10°' lik dorsifleksiyonun sağlanabilmesi için görev alan m. peroneus longus da ayak arkının korunmasında önemlidir (32, 33).

- Plantar Aponeurosis

Plantar aponeurosis, plantar fasyanın kalınlaşması ile oluşmaktadır. Kalkaneal tüberkülden başlayan plantar aponeurosis, ayak plantar yüzey boyunca seyrederek beş bant şeklinde falankslara yapışır (18, 34). Yürüyüşün itme fazında vücut ağırlığının sagittal düzlemde öne aktarılmasına yardım eder. Özellikle "Windlass

Mekanizması (Çıkırık Mekanizması)’’ olarak adlandırılan mekanizma ile itme fazını kolaylaştırır (Şekil 2.8). Çıkırık mekanizması ile duruş fazının sonunda metatarsofalangeal eklem ekstansiyonu plantar aponeurosisi gerer. Kalkaneus ve metatarsofalangeal eklem arasındaki mesafe azalır ve medial longitudinal ark yükselir. Subtalar eklem supinasyonu görüldüğünden dolayı midtarsal eklem eksenleri paralelliklerini kaybederler. Ayak rijit kaldıraca dönüşür, itme fazı kolaylaşır (34, 35).



Şekil 2.8. Çıkırık Mekanizması (224)

- Ayak ve Ayak Bileği Fasyaları

Bacakta bulunan derin fasya, fascia cruris olarak adlandırılmaktadır. Ayakta ise fascia cruris'in devamı olan fascia pedis mevcuttur. Fascia cruris, fibröz bantlarla desteklenerek fleksör, ekstansör ve peroneal grup tendonlar için kanallar oluşturur. Kasların doğru bir çekiş açısı ile fonksiyon görebilmeleri için gerekli olan bu fibröz bantlar, bir tane fleksör kaslar için, iki tane ekstansör kaslar için ve iki tane de peroneal kaslar için olmak üzere toplamda beş adet retinakulum oluştururlar (18, 34).

Retinaculum Musculorum Flexorum

Medial malleol ile kalkaneusun iç yüzü arasında uzanan bu kuvvetli bant ligamentum lacinatedum olarak da bilinmektedir. İçten dışa birinci kanaldan m. tibialis posteriorun tendonu, ikincisinden m. flexor digitorum longusun tendonu, üçüncüsünden n. tibialis ve a. tibialis posterior ile v. tibialis posterior, dördüncüsünden de m. flexor hallucis longusun tendonu olmak üzere dört kanal oluşturmaktadır (34, 36).

Retinaculum Musculorum Extensorum Superius

Tibia ve fibulanın distal kısımları arasında bulunan bir banttır. Bu bandın oluşturduğu kanaldan m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus, m. peroneus tertius ve m. tibialis anteriorun tendonları, n. peroneus profundus, a. tibialis anterior ve v. tibialis anterior geçmektedir (36, 37).

Retinaculum Musculorum Extensorum Inferius

M. peroneus tertius yakınlarında iki bölüme ayrılan bu bağ, m. peroneus tertius ile m. extensor digitorum longusun yüzeysel ve derin kısımlarından geçip tekrar birleşir. Y bant olarak da bilinen bu retinakulum üst ve alt bölüm olmak üzere iki kısımlıdır. Üst bölüm superomedial yönde uzanarak medial malleole tutunur. M. extensor hallucis longusun üstünden geçer, m. tibialis anterioru da sarar. Alt bölüm inferomedial yönde uzanarak plantar aponeurosis'e yapışır. M. extensor hallucis longus ve m. tibialis anteriorun yüzeyinden geçer (36, 37).

Retinaculum Musculorum Fibularium Superius ve Inferius

Bacağın dış kısmında derin fasyanın kalınlaşması ile oluşan bu bağlardan üst retinakulum fibula ve kalkaneus arasında uzanmaktadır. M. peroneus longus ve m. peroneus brevisin tendonları bu retinakulumun derininden geçer. Alt retinakulum ise retinaculum musculorum extensorum inferiusun devamıdır (36, 37).

- Ayak Kasları

- Ayak Dorsumundaki Kaslar

M. Extensor Hallucis Brevis

Metatarsofalangeal eklemden başparmağın ekstansiyonuna yardımcı olan bu kas retinaculum musculorum extensorum inferiustan başlayarak halluksun proksimal falanksında sonlanır. N. peroneus profundus tarafından innerve edilir (38).

M. Extensor Digitorum Brevis

Retinaculum musculorum extensorum inferiusun dış tarafı ve kalkaneusun superolateral kısmından başlayan bu kas, m. extensor digitorum brevisin tendonları ile birleşerek 2.,3. ve 4. falankslarda sonlanır. Metatarsofalangeal ekleme ekstansiyon yaptırmanın yanı sıra interfalangeal ekstansiyonda m. extensor digitorum brevis'e yardımcıdır. N. peroneus profundus tarafından innerve edilir (38).

- Ayağın Plantar Yüzündeki Kaslar

Birinci Tabaka Kaslar

M. Abductor Hallucis

Kalkaneal tüberkülün iç kısmından başlayan bu kas, başparmağın proksimal falanksının tabanında sonlanır. Başparmağa abduksiyon ve fleksiyon yaptırır bu kas n. plantaris medialis tarafından innerve edilir (36, 38).

M. Flexor Digitorum Brevis

Kalkaneal tüberkülden başlayan bu kas 2-5.parmakların orta falankslarında sonlanır. 2-5.parmaklara fleksiyon yaptırır bu kas m. abductor hallucis gibi n. plantaris medialis tarafından innerve edilir (36, 38).

M. Abductor Digiti Minimi

Kalkaneal tüberkülün medial ve lateral çıkıntılarından başlayıp 5. parmağın proksimal falanksının basisinde sonlanan bu kas 5. parmağa abduksiyon ve fleksiyon yaptırır. N. plantaris lateralis tarafından innerve edilir (36, 38).

İkinci Tabaka Kaslar

M. Quadratus Plantae

M. flexor accessorius olarak da bilinen bu kas iki başlıdır. Birinci başı kalkaneusun medial kenarından, ikinci başı ise kalkaneusun lateral kenarından başlayıp m. flexor digitorum longusun tendonlarına insersiyon yapar. İkinci-5. parmakların fleksiyonunda m. flexor digitorum longusa yardımcıdır. Uzun plantar bağ m. quadratus plantae'nin iki başı arasındadır. N. plantaris lateralis tarafından innerve edilir (8, 38).

Mm. Lumbricales

M. flexor digitorum longustan başlayan lumbrikal kaslar 2-5. parmakların proksimal falankslarında sonlanırlar. İkinci-5. parmakların proksimal falankslarına fleksiyon, orta ve distal falankslarına ise ekstansiyon yaptırmaktan sorumludurlar. Birinci lumbrikal n. plantaris medialis tarafından 2-4. lumbikaller ise n. plantaris lateralis tarafından innerve edilirler (8, 38).

Üçüncü Tabaka Kaslar

M. Flexor Hallucis Brevis

Lateral kuneiform ve kuboideumdan başlayan m. flexor hallucis brevis iç ve dış olmak üzere iki baş halinde başparmağın proksimal falanksının basisine insersiyon yapar. Her iki başının içinde birer sesamoid kemik bulunur. Sesamoidler 1. metatarofalangeal eklemin yeterli dorsifleksiyon yapabilmesi için kaldıraç görevi

görürler. Başparmağın proksimal falanksına fleksiyon yaptıran bu kas n. plantaris medialis tarafından innerve edilir (8, 36, 38).

M. Adductor Hallucis

Oblik ve transvers baş olmak üzere iki parçadır. Oblik baş için origo 2-4. metatarsallerin basisleridir. Transvers baş için origo 3-5. metatarsallerin plantar metatarsofalangeal bağlarıdır. Her iki baş birleşerek başparmağın proksimal falanksının basisine insersiyoyu yaparlar. Başparmağa adduksiyon yaptıran bu kas n. plantaris lateralis tarafından innerve edilir (8, 36, 38).

M. Flexor Digiti Minimi Brevis

Beşinci metatarsalin basisi ve m. peroneus longusun kılıfından başlayan bu kas 5. parmağın proksimal falanksının basisine insersiyoyu yapar. Beşinci parmağın proksimal falanksına fleksiyon yaptıran m. flexor digiti minimi brevis, n. plantaris lateralis tarafından innerve edilir (8, 36, 38).

Dördüncü Tabaka Kaslar

Mm. Interossei Plantares

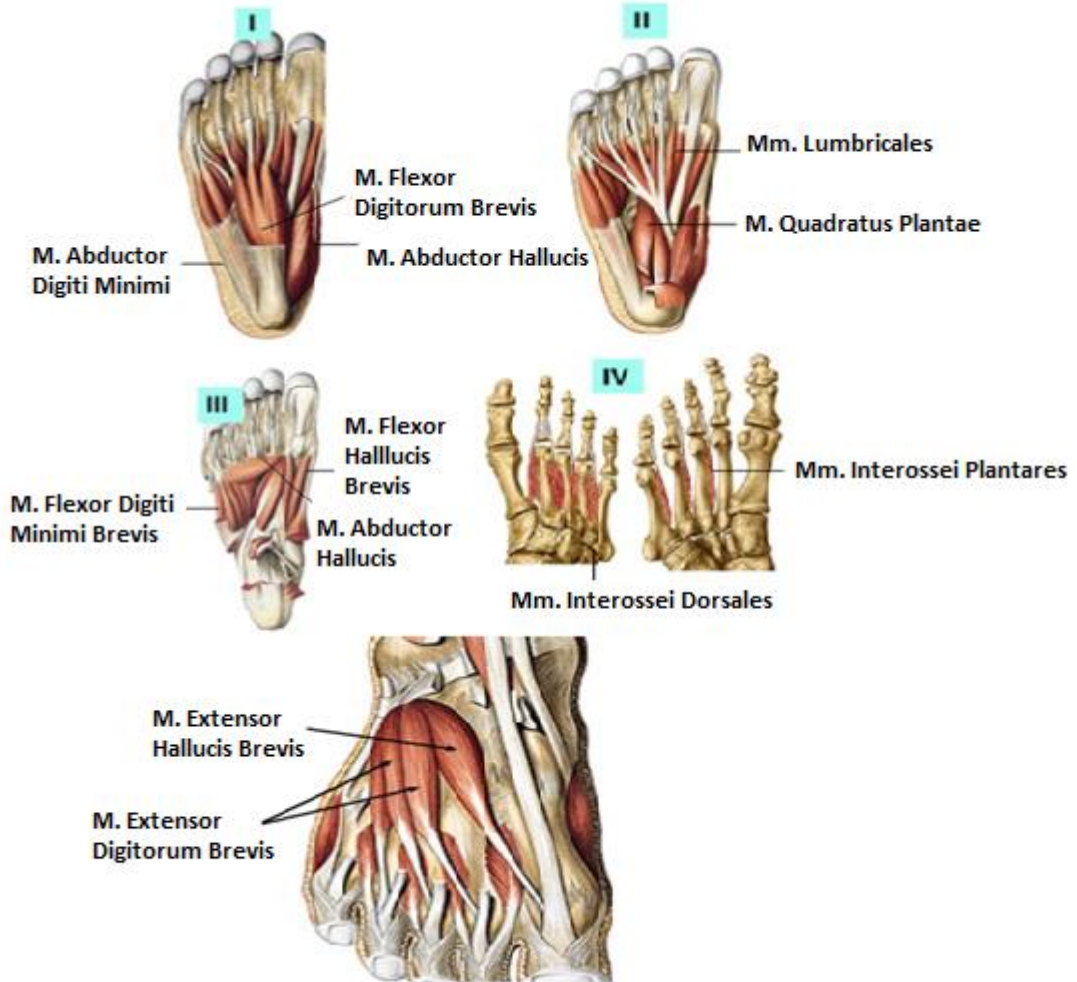
Üç tane olan plantar interosseal kaslar, 3-5. metatarsallerin iç kısmından başlayıp proksimal falankslarının basislerine insersiyoyu yaparlar. Üçüncü-5. parmaklara fleksiyon ve adduksiyon ayrıca proksimal falanksa fleksiyon orta ve distal falanksa da ekstansiyon yaptıran bu kasların innervasyonu n. plantaris lateralis tarafından sağlanır (8, 36, 38).

Mm. Interossei Dorsales

Dört tane olup 1-5. metatarsallerin birbirine bakan iç kısımlarından başlarlar. Birinci dorsal interosseal kas ikinci parmağın proksimal falanksının iç kısmına, 2-4. dorsal interossealler 2-4. parmakların proksimal falankslarının dış kısmına insersiyoyu

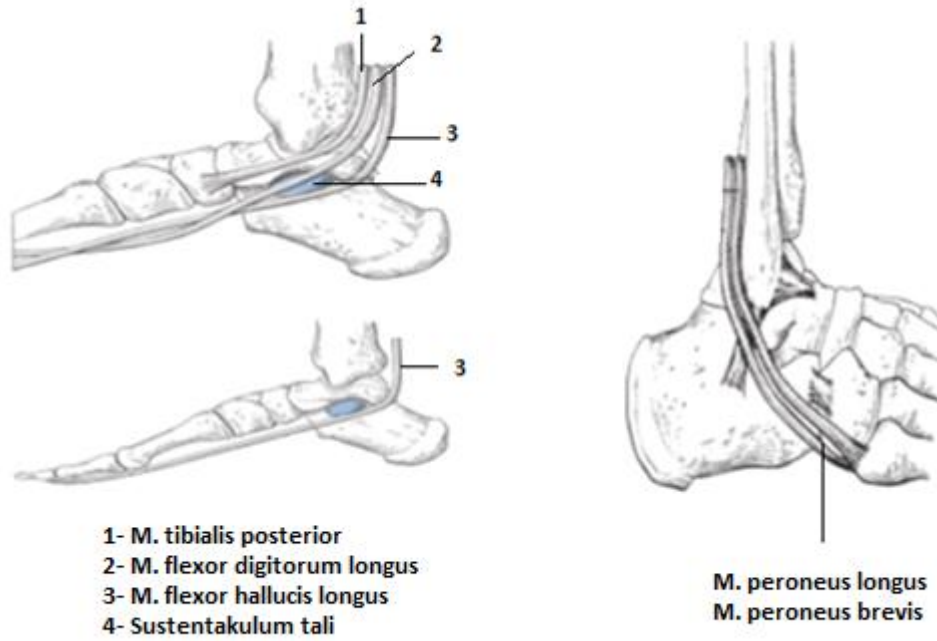
yapar. Parmaklara abduksiyon, metatarsofalangeal ekleme fleksiyon yaptıran bu kasların innervasyonu n. plantaris lateralis tarafından sağlanır (8, 36, 38).

Ayağın dorsal ve plantar yüzeyindeki kaslar Şekil 2.9' da gösterilmiştir.



Şekil 2.9. Ayak Kasları (225)

M. peroneus longus, m. peroneus brevis, m. flexor digitorum longus, m. tibialis posterior, m. flexor hallucis longus da bacakta başlayıp ayakta insersiyon yapan, ayak arkına yardımcı olan kaslardır (36, 38, Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Ayak Arkının Korunmasında Etkili Olan Kaslar (226)

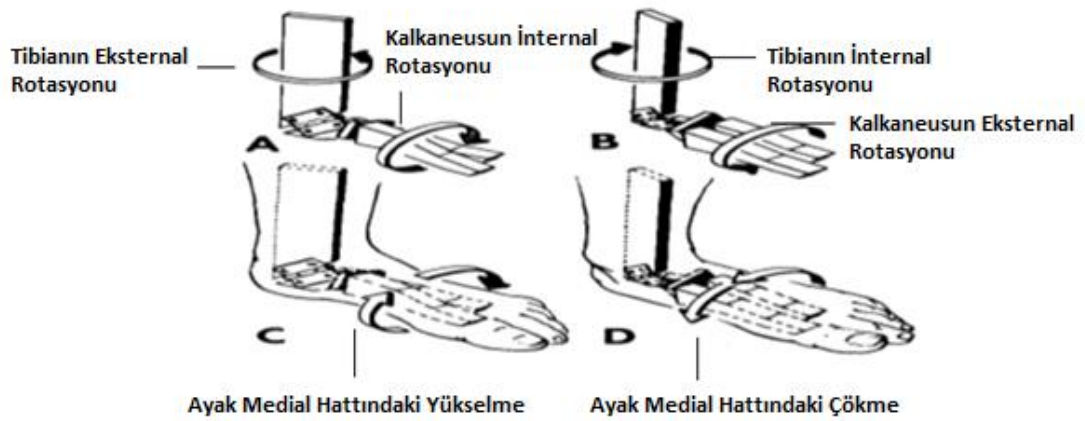
2.1.3. Ayak Biyomekaniği

Alt ekstremitenin en distal parçası olan ayağın, destek yüzeyi oluşturarak perturbasyona karşı koyma, vücudun maruz kaldığı şokları absorbe etme, hareket sırasında mobil adaptasyon sağlama, hipermobilitenin alt ekstremitte ve vücuda yansıyan olumsuz etkilerini en aza indirmek için de gerektiğinde stabilizasyon özelliği vardır (12, 39).

Alt ekstremitenin en önemli fonksiyonlarından biri bireyin mobilizasyonunu sağlamaktır. Yürüyüş sırasında duruş fazının başında topuk vuruşundan taban temasına geçerken tibianın stabil olduğu görülür, talus plantar fleksiyon yapar. Bu talar hareket subtalar eklemden eversiyon, ayak bileğinde dorsifleksiyon ve ön ayakta abduksiyonun kombinasyonu olan pronasyon ile sonuçlanır ve ayağın yerle teması sağlanır. Taban temasından orta duruş fazına doğru tibia, stabil olan talus üzerinde öne doğru ilerler (39, 40).

Yürüyüş sırasında ayak-ayak bileği hareketleri diz, kalça, lumbopelvik bölge ve daha üst merkezlerle bağlantılıdır. Talusun plantar fleksiyon hareketleri pelvik

bölgede görülen rotasyonel hareketlerden etkilenmektedir. Pelvisin internal rotasyonu sırasıyla femur ve tibia'yı da internal rotasyona döndürerek talusta plantar fleksiyon ve adduksiyon açığa çıkmasına sebebiyet verir. Talustaki bu hareket subtalar eklem 4-6 derecelik pronasyonunu sağlar. Horizontal düzlemle 42° lik açılan subtalar eklem hareket ekseninin oblik olması rotasyonel momentlerin fizyolojik sınırlarda kalmasını sağlayarak hipermobilitiyi engeller. Pronasyonun duruş fazı boyunca % 35-45' lik kısımda görülmesi normaldir. Yürüyüş sırasında pronasyonun maksimum değeri $3-10^{\circ}$, koşma sırasında ise $8-15^{\circ}$ dir. On dokuz derecenin üstünde görülmesi aşırı pronasyon olarak değerlendirilir. Ayakta plantar fleksiyonun adduksiyonla, dorsifleksiyonun da abduksiyonla kombine olması yine rotasyonel momentlerin belli sınırlarda tutulmasında etkilidir (41, 42, 45). Üst eklemlerden ayağa gelen rotasyonel kuvvetlerin absorbe edilebilmesinde etkin görevi olan subtalar eklem, midtarsal eklemle beraber çalışır. Midtarsal eklem esas fonksiyonu itme fazında arka ayağın yerle teması kesildiğinde ön ayağın yerle temasını sürdürmektir. Subtalar eklem pronasyonu sırasında midtarsal eklem iki eksenini paralelleştirerek ön ayağın daha mobil olmasına imkan verir. Bu durum mobil adaptasyonun sağlanmasında çok önemlidir. Yürüyüşün taban teması fazında internal rotasyonda olan alt ekstremité eksternal rotasyona döner. Tibianın eksternal rotasyonu kalkaneusta internal rotasyon açığa çıkarır (Şekil 2.11, A.). Kalkaneusun internal rotasyonu medial longitudinal arkın yükselmesine ve lateral tarafta basınç birikimine sebep olur (Şekil 2.11, C.). Tibianın internal rotasyonu kalkaneusta eksternal rotasyon açığa çıkarır (Şekil 2.11, B.). Bu durum ise ayağın medial hattının çökmesine ve lateral sınırın yükselmesine sebep olur (Şekil 2.11, D.). Eksternal rotasyon talusu da etkiler, ayakta supinasyon açığa çıkar. Subtalar eklem supinasyonunda ise pronasyonun aksine midtarsal eklem eksenlerinin paralelliği bozulur ve ayak rijitleşir (43, 44).



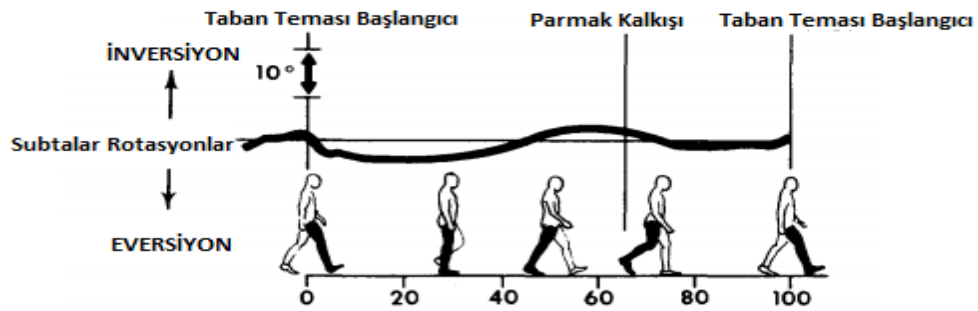
Şekil 2.11. Tibiadaki Rotasyonların Ayakta Pronasyon ve Supinasyon Açığa Çıkarması (222)

Ayakta, stabilitenin sağlanması ve sürdürülmesi büyük önem taşır. Quadripedal pozisyondan bipedal pozisyona geçerken ortaya çıkan en önemli sorun, destek yüzeyi küçüldüğünden dolayı dengenin sağlanabilmesidir. Dengenin sağlanabilmesi için gravite merkezinin destek yüzeyi sınırları içerisine düşürülmesi ve konumunun korunması gerekmektedir. Ayrıca dengenin sağlanmasında ve ayak patolojilerinin engellenmesinde plantar dokulardaki yük dağılımının doğru yapılması önem taşır. Normal bir ayakta, üst merkezlerden aktarılan ağırlığın % 60' ı topukta birikirken, % 40' ı metatars başlarına geçer. Birinci metatars % 40' lık kısmın 1/3' ünü alırken geri kalanı diğer metatars başları arası dağıtılır. Orta ayak % 8, ön ayak % 28 ve parmaklar % 4 yük taşır (45). Topuk vuruşu ile birlikte ilk yük aktarılan bölge ağırlığın ortalama % 85' lik kısmını alan topuğun posterolateralidir. Ayaktaki en fazla yüklenme bu kısımda olup ardından topuk boyunca iletilir. Ağırlık iletdikten sonra % 85' lik yüklenme % 33' e düşer. Taban temasında ayağın lateral kısmı da üzerine yük aldığından % 10' luk bir düşüş daha yaşanır. İtme fazında m. triceps suraenin kuvvetli kontraksiyonu ayağa binen yükü artırarak % 60-100' e çıkarır (46) .

2.1.4. Yürüyüş Sırasında Ayak Bileği Eklemine Kinetik ve Kinematik Analizleri

- Topuk Vuruşu ile Orta Duruş Fazı Arası Analizler

Yürüyüşün kinematik analizine bakıldığında duruş fazının başında yani topuk vuruşunda ayak bileği eklemine nötral pozisyonda olduğu görülür. Taban teması sırasında 15° lik plantar fleksiyon görülür. Orta duruş fazına geçerken ise dorsifleksör moment artar ve $3-5^\circ$ lik dorsifleksiyon açığa çıkar (45-49). Taban teması başlamasından itibaren subtalar ekleminde eversiyon açığa çıkar. Bu durum midtarsal eklem eksenlerinin paralelleşmesini sağlayarak ayağın yerle temasını sağlar. Taban teması sağlandıktan sonra hızlı bir şekilde inversiyon görülür ve sallanma fazı başına kadar devam eder (45-49, Şekil 2.12).



Şekil 2.12. Subtalar Eklemdeki İnversiyon ve Eversiyonlar (222)

Yürüyüşün kinetik analizine bakıldığında topuk vuruşunda eksternal kuvvet, ayak bileğinin önünden geçer. Bu durum dorsifleksör moment artışı ile sonuçlanır. Topuk vuruşunun başında m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus ve m. tibialis anterior internal kuvveti oluşturur. Topuk vuruşunu takiben eksternal kuvvet arkaya kayar ve ayak bileği eklemine arkasından geçerek plantar fleksör momente sebebiyet verir. Plantar fleksör moment arttığından dolayı dorsifleksörlerin bu momenti karşılaması gerekir. Taban temasına geçerken eksentrik kasılarak ayağın yere hızlı bir şekilde çarpmasını engellerler. Taban temasından sonra plantar fleksör moment oluşur. İnternal kuvvet olarak plantar fleksörlerin yavaşça aktifleştigi görülür. Orta duruş fazında eksternal kuvvet ayak bileği eklemine önünden geçer ve

dorsifleksör moment yaratır. M. triceps surae, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. peroneus longus aktivitesi artış gösterir (45-49).

- Orta Duruş Fazı ile Parmak Kalkışı Arası Analizler

Yürüyüşün kinematik analizine bakıldığında orta duruş fazı sırasında ayak bileği ekleminin 3-5°' lik dorsifleksiyonda olduğu görülür. Orta duruş fazı bitiminden topuk kalkışına doğru dorsifleksiyon artar ve 15°' ye ulaşır, sonrasında ise 35 derece plantar fleksiyon açığa çıkar. Parmak kalkışında plantar fleksiyon 20°' ye düşer (45-49). Kinetik analizine bakıldığında eksternal kuvvetin orta duruş fazı sırasında lateral malleolün 4 cm. önünden geçtiği, topuk kalkışında 4 cm.' nin üzerine çıktığı ve parmak kalkışında Lisfranc ekleminde geçtiği görülür. İnternal kuvvet olarak tüm fazlarda plantar fleksör aktivitesi saptanır (45-49).

- Sallanma Fazında Analizler

M. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus aktivasyon göstererek ayağı dorsifleksiyona çekerler ve ekstremitede rölatif kısalık oluşur. Ayak bileği ekleminin akselerasyonda 20° plantar fleksiyon, orta sallanmada ve deselerasyonda nötral pozisyonda olduğu görülür (45-49).

Yürüyüşün normal bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için sadece ayak-ayak bileğinin fonksiyonunu yerine getirmesi yeterli değildir. Yürüyüş aktivitesi sırasında pelvis, femur, tibia, dorsifleksör ve plantar fleksör kaslar, eklemler vb. birçok yapı görev alır (222, Şekil 2.13).

Taban Teması Başlangıcı		Parmak Kalkışı				Taban Teması Başlangıcı		
		0%	15%	30%	45%	60%	80%	100%
PELVİS		İnternal Rotasyon	Eksternal Rotasyon			İnternal Rotasyon		
FEMUR								
TİBİA								
TALOKRURAL EKLEM	Plantar Fleksiyon		Dorsifleksiyon		Plantar Fleksiyon	Dorsifleksiyon		
SUBTALAR EKLEM	EVERSİYON	İNVERSİYON			EVERSİYON			
TRANSVERS TARSAL EKLEM	UNSTABİL	STABİLİTEDE ARTIŞ			UNSTABİL			
TALONAVİKULAR EKLEM								
İNTRİNSİK KASLAR	İNAKTİF	AKTİVİTEDE ARTIŞ			İNAKTİF			
DORSİFLEKSÖRLER	AKTİF	İNAKTİF			AKTİF			
PLANTAR FLEKSÖRLER	İNAKTİF	AKTİF			İNAKTİF			
		DURUŞ FAZİ			SALLANMA FAZİ			

Şekil 2.13. Yürüyüş Sırasında Alt Ekstremitenin Aktivasyonu (222)

2.1.5. Ayak Biyomekaniğini Olumsuz Etkileyen Durumlar

Topuk vuruşunda subtalar eklem pronasyonu midtarsal eklem eksenlerinin paralellliğini sağlayarak ayağı esnek bir hale getirir. Ayrıca eklem ekseninin oblik olması da rotasyonel momentlerin engellenerek stabilitenin sağlanması için önemlidir. Orta duruş fazı ile itme fazında supinasyon yerine pronasyonun açığa çıkması itme fazının etkili bir şekilde yapılabilmesini engeller, ayak rijitleşemez. Pronasyon, yürümede doğal bir komponent olmasına rağmen yürüme ve koşmada normal değerlerinin üzerine çıkması yani aşırı pronasyon zararlıdır (42, 45, 50). Yapılan çalışmalar aşırı pronasyonun tekrarlayan yaralanmalara, alt ekstremitte ağrılarına, aşil tendinopatilerine, patellafemoral eklem ağrılarına sebebiyet verdiğini ortaya koymuştur. Ayrıca aşırı pronasyonun m. tibialis posteriorda yorgunluğa, dizde medial kollateral ligament ruptürlerine, kalçayı internal rotasyona döndürerek femoral anteversiyon açısında artmaya ve lumbal lordozda artışa, lumbopelvik düzgünlüğü bozarak bel ağrılarına yol açtığı ifade edilmektedir. Femur cismi düz bir zemin üzerine koyulduğunda şaft düzleme oturduğu halde baş ve boyun düzlemle açılır. Bu açılma literatürde deklinasyon açısı olarak bilinir. Normal şartlar altında femoral deklinasyon açısı daima anteversiyon olarak görülür. Herhangi bir sebeple femoral anteversiyonda meydana gelen artış lumbopelvik bileşkenin biyomekaniğini bozmaktadır. Genel olarak aşırı pronasyonun sebeplerine bakıldığında çoğunlukla m.

tibialis posterior zayıflığının veya yorgunluğunun etkili olduğu görülür. Ayrıca hiper mobil bir ayak bileği, aşıl tendinopatileri vb. ayak biyomekaniğini bozan durumların da etkili olduğu bilinmektedir (51-53).

Ayakla ilgili subtalar eklemi de etkileyen ve sıklıkla görülen biyomekaniksel bozukluklardan biri de pes planustur. Her yaştan bireyi sıklıkla etkileyen pes planus, yürürken kalkaneusta meydana gelen valgus, orta ayakta 15-18 mm. olması gereken medial longitudinal ark yüksekliğinin azalması, ön ayakta ise arka ayağa göre ortaya çıkan supinasyondur. Pes planusta asıl problem subtalar eklem fonksiyonundadır. Özellikle ağırlık aktarırken kalkaneus aşırı eversiyondadır (54-58).

Pes planuslu bireylerde ağrı, denge bozuklukları gibi problemler açığa çıkmaktadır. M. tibialis posterior ve plantar kalkaneonavikular bağın yetersizliği, medial longitudinal ark çökmesi, plantar basıncın doğru bir şekilde dağıtılamaması gibi biyomekaniksel bozukluklar ağrı, denge ve koordinasyon bozukluklarına sebebiyet vermektedir (59, 60). Sung ve ark., pes planuslu bireylerin postural stabilite ve dengelerinin pes planusu olmayan bireylere göre daha kötü olduğunu ifade etmişlerdir (61). Pes planus ayağın dışında diz, kalça, lumbopelvik bölge etkilenimi de yapabilmektedir. Sakral ikinci vertebranın ortalama 1-2 cm. önünde bulunması gereken vücut ağırlık merkezinin pes planus sebebiyle yer değiştirmesi bel ağrılarına sebep olabilir (62). Ayrıca Kosashvili ve ark. tarafından yapılan çalışmada özellikle 2. ve 3. seviye pes planusun, alt ekstremité ile ilişkili algılanan ağrıya artışa sebep olduğu ortaya koyulmuştur (63). McKeon PO ve ark., ayak arkı ve postürünün lumbopelvik bölge ile ilişkili olabileceğini ifade etmişlerdir (64).

Yukarıda bahsedilen ve sıklıkla karşılaşılan durumların dışında impingement sendromu, kalkaneal epin, pes kavus, metatarsalji, tarsal tünel sendromu, ayak ve ayak bileği bursitleri, aşıl tendiniti, transvers ark düşüklüğü, halluks valgus, halluks rijidus, pençe ve çekiç parmak gibi deformiteler de ayak biyomekaniğini olumsuz yönde etkilemektedir.

2.1.6. Ayak-Ayak Bileği Karakteristiklerini Belirlemede Sıklıkla Kullanılan Yöntemler

- Navikular Yükseklik ve Navikular Düşme Testi

Bu testler pes planusta önemli bir stabilizatör olan tibialis posterior kasının yapışma yeri navikulanın yerden yüksekliğini ve pronasyonu değerlendirmek için geliştirilen testlerdir. Navikular yüksekliği test etmek için birey standart ayakta duruşta ayağına tam ağırlık verir. Ağırlık verilmiş pozisyonda navikulanın tüberkülü ile yer arasındaki uzaklık ölçülerek karar verilir (65-67).

Navikular düşme testinde subtalar nötral pozisyonun sağlanması önemlidir. Subtalar nötral pozisyon ayakta intraartiküler basıncın en düşük olduğu pozisyonudur. Navikular düşme testi için bireyin oturması istenir. Ayağına herhangi bir ağırlık verilmeksizin subtalar nötral pozisyon sağlanarak navikulanın tüberkülü ile yer arasındaki uzaklık ölçülür. Elde edilen sonuç ile navikular yükseklik arasındaki fark navikular düşme olarak kaydedilir (65-67).

Navikular düşme testi ile ilgili literatür taraması yapıldığında 1982 yılında Brody tarafından sporcuların ayaklarındaki pronasyon miktarını ölçmek için kullanıldığı görülmektedir (65). Navikular düşme miktarı olarak 10 mm. ve altındaki düşmenin normal, 15 mm. üzerinin ise patolojik olduğu Brody tarafından ifade edilmiştir. 1996 yılında Loudon ve ark. tarafından kadın atletler ile ilgili yapılan çalışmada ise navikular düşme miktarının 6-9 mm. arasında normal, 10 mm. ve üzerinin ise patolojik olduğu ifade edilmiştir (66). Christensen ve ark. tarafından 2004 yılında geçerlilik-güvenilirlik çalışması yapılmıştır (238).

- Ayak Postür İndeksi

Evans ve ark. tarafından ayaktaki deformiteleri belirlemek için 2003 yılında geliştirilmiş bir yöntemdir. Geçerlilik ve güvenilirliği yine Evans ve ark. tarafından yapılmıştır (68). Redmond ve ark. ayak deformitelerini belirlemek için uygulaması kolay bu yöntemin geçerliliğini ve normatif değerlerini 2006 yılında revize etmişlerdir (69-70). İndeksin uygulanabilmesi için kişinin ayakta ve kendini rahat hissettiği gevşek

pozisyonda olması gerekmektedir. İndeks hem ön hem de arka ayakla ilgili 6 kriter üzerinden değerlendirme yapmaktadır (68).

Arka ayakta;

- Talus başının başparmak ve işaret parmağı ile palpe edilmesi,
- Lateral malleolün hem alt hem de üstündeki eğimin değerlendirilmesi,
- Kalkaneusun sagittal ekseninde pozisyonu (eversiyon ve inversiyon)

Ön ayakta ise;

- Talonavikular eklemden görülen kubbeleşme,
- Medial longitudinal arkın durumu
- Ön ayağın arka ayağa göre adduksiyon ve abduksiyonu test edilir.

Değerlendirmeyi yapan kişi, yukarıdaki 6 başlığı -2 ile +2 arasında puanlar. Toplam skoru kaydeder. Herhangi bir patolojiye rastlanmayan ayakta 0 puanın alınması gereklidir. Pozitif değerler ayakta pronasyonu veya pronasyona gidişi, negatif değerler de supinasyonu veya supinasyona gidişi tarifler.

- Plantar Basınç Dağılımı Analizi

Ayağın hem stabilizasyon hem de mobilizasyon görevini düzgün yerine getirebilmesi plantar yüzeyde biriken basınçların doğru dağıtılabilmesine bağlıdır. Plantar yüzeyde biriken basıncın belirlenmesi, yürüme sırasında yer reaksiyon kuvvetinin objektif bir biçimde ölçülmesine imkan verir. Patolojik olan taraftaki ayak ile sağlam tarafın veya hasta birey ile sağlıklı bireyin kıyaslanmasında etkilidir (71).

Plantar basınç dağılımı analizi ile ilgili literatür taraması yapıldığında çalışmalar 1882 yılına dayanmaktadır. Belly, ayak izinin belirlenmesi için içi alçı dolu torbalar kullanmıştır. Çıplak ayak ile yapılan testte en çok basınca sahip olan yerler en derin izleri oluşturmuştur (71-73). Plantar basınç ile ilgili 1935 yılında Morton çalışma yapmıştır. Geliştirdiği semikantitatif yöntemle uzun mat üzerinde bireyleri yürüterek

dinamik basınç değerlerini elde etmiştir (74). 1980' li yıllardan itibaren plantar basıncın objektif ölçülmesine ilginin giderek artması, gelişen teknoloji ile birlikte sensörlü platform, verilerin toplanması ve analizi için bir bilgisayar ve monitör sistemlerinin kullanıma girmesine sebep olmuştur.

Plantar basınç dağılımı analizi hem statik hem de dinamik olarak yapılabilir. Statik olarak yapılan analizde çeşitli spesifik bölgelerin pik basınç değerleri, ayağa binen toplam basınç, bu toplam basıncın ön ve arka ayak üzerine yüzdelik düşümleri ve pik basınç değerleri, ayaktaki maksimal temas alanı, ön ve arka ayak üzerine yüzdelik düşümleri değerlendirilebilir (71). Dinamik analizde ise plantar basınç değerlerinden kuvvet-zaman-alan integrali, ayağın yerle temastaki toplam uzunluğu, valgus ve varus sırasında ortaya çıkan basınç değişiklikleri ve yine çeşitli spesifik bölgelerin pik basınç değerleri ölçülebilir (71). Niiler ve ark. tarafından 2016 yılında geçerlilik-güvenilirlik ve sensitivite çalışması yapılmıştır (239).

- İzokinetik Kuvvet Dinamometresi

Bireyin kas kontraksiyonunun objektif bir biçimde ölçülmesinde belli bir açisal hızda ortaya koyulan kuvvet değerleri kullanılır. İzokinetik kuvvet dinamometresi bu değerlerin ölçülebilmesinde etkindir (75). Farklı açılarda kasın çalışmasına olanak verirken hareketin hızını da derece / saniye cinsinden vermektedir (75-77). Dinamik halde hareketin zayıfladığı noktaların tespitinde etkilidir. Kas gruplarını ayrı ayrı çalıştırmanın yanı sıra agonist ve antagonist kasların kıyaslanmasında fayda sağlayarak bireyin ileride oluşabilecek sakatlıklarının en aza indirilmesinde fonksiyon görür (75, 76, 78). Cihaz hareketin zayıfladığı yerlerde bireye uyguladığı direnci azaltıp kuvvetli olduğu yerlerde artırır. Hareketin son noktasında kas kuvveti azaldığından dolayı cihazın bu çalışma prensibi, bireyi koruyucu bir yaklaşımdır (75-78).

Cihaz verilerinin yorumlanmasında çeşitli değerler kullanılmaktadır. Maksimum tork, maksimum torkun vücut ağırlığına bölünmesi, ortalama güç, maksimum güç, kuvvetin azalma oranı gibi parametreler mevcuttur. En çok kullanılan

parametreler ise maksimum tork ve maksimum torkun vücut ağırlığına bölünmesidir (75-78).

Maksimum Tork

Test edilen kas veya kas grubunun belirlenen hareket paterninde ortaya çıkardığı maksimum tork değeridir. Birim olarak foot-pound (ft-lb) veya newton-metre (Nm) kullanılmaktadır (79).

Maksimum Torkun Vücut Ağırlığına Bölünmesi

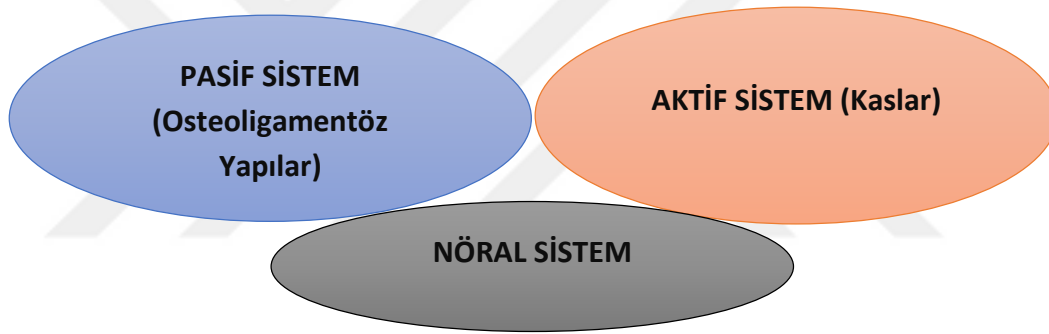
Test edilen kas veya kas grubunun belirlenen hareket paterninde ortaya çıkardığı maksimum torkun bireyin vücut ağırlığına bölünmesi ile ortaya çıkan değerdir. Bireylerin vücut ağırlığı da işin içine katıldığından dolayı kişisel farklılıklar değerlendirilebilir. Birim olarak foot-pound / kilogram (ft-lb/kg) veya newton-metre / kilogram (Nm/kg) kullanılmaktadır (79, 80).

İzokinetik kuvvet dinamometresi ölçümleri farklı model cihazlarla yapılabilmektedir. Çalışmamızda ayak bileği dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon kas kuvveti ölçümü için kullanacağımız *Biodex System Pro 4 izokinetik kuvvet dinamometresi*[®] güncel bir cihazdır. Tankevicius ve ark. tarafından 2013 yılında test-tekrar test güvenilirlik çalışması yapılmıştır (81).

Literatür incelendiğinde m.triceps surae'nin yürüyüşün itme fazında kuvvetli kontraksiyonu gerektiğinden dolayı plantar fleksiyonun dorsifleksiyona göre daha kuvvetli olduğu görülmektedir. Plantar fleksiyon / dorsifleksiyon oranı 3/1 olarak ifade edilmektedir (82).

2.2. LUMBOPELVİK KONTROL

Panjabi, kronik bel ağrılı hastalarda rehabilitasyon sürecinin daha etkin bir şekilde yürütülebilmesi için 1992 yılında spinal stabilite kavramıyla ilgili yeni bir model geliştirmiştir. Bu model, karmaşık bir yapı olan lumbopelvik kontrolün sağlanması ve devam ettirilmesi sürecinin anlaşılabilmesinde önem taşımaktadır (83). Lumbopelvik bölgedeki osteoligamentöz yapıların oluşturduğu pasif sistem, statik ve dinamik enduransın açığa çıkarılmasında etkili kasların oluşturduğu aktif sistem ve nöral sistemin oluşturduğu kontrol mekanizması olmak üzere üç ana başlık halindedir (Şekil 2.14). Bu üç sistemin sağlıklı bir şekilde çalışması torsiyonel, kompresif uyarılara karşı lumbal omurganın hem bütün halinde kontrolünün hem de multisegmental bir yapısı olduğundan dolayı intersegmental kontrolünün yapılabilmesine olanak verir.

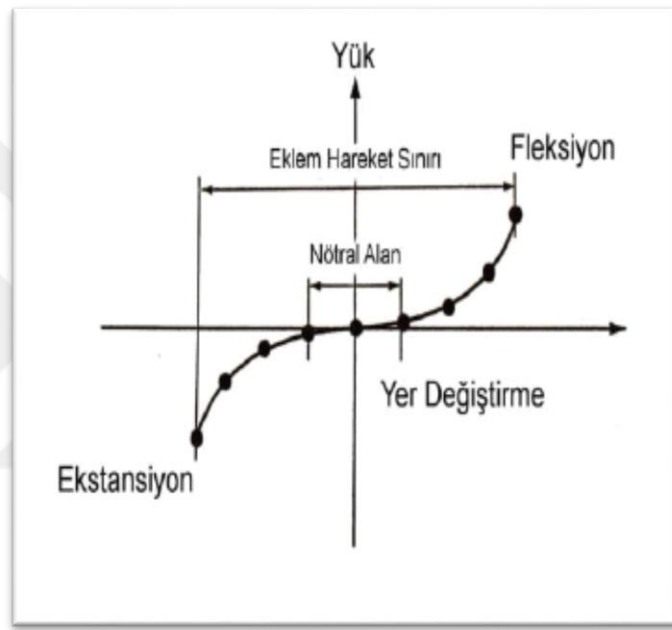


Şekil 2.14. Panjabi' nin Spinal Stabilite Modeli (83)

Panjabi modelinin pasif sistemini kemikler, eklemler, ligamentler oluşturur. Pasif yapılar, lumbopelvik bölge hareketlerinin son noktasında pasif bir direnç oluşturarak stabilitenin sağlanmasına katkıda bulunurlar. Lumbal omurganın nötral pozisyonunda da bir miktar destek verirler (84). Yapılan çalışmalar aktif kontrolün sağlanmasında lumbal bölge kaslarının % 10' luk bir aktivasyon göstermesi gerektiğini ortaya koymuştur. Faset problemleri, lumbal disk herniasyonu gibi problemlerde bu % 10' luk oran artar (85). Aktif sistemin fonksiyon görebilmesi için kasların doğru zamanda doğru bir ateşlenme mekanizması ile kasılması gerekmektedir. Nöral sistemin kontrol mekanizması burada devreye girer. İnnervasyonel problemlerde ortaya çıkan instabilite, lumbopelvik bölgeyi yaralanmalara açık hale getirir (86).

İnstabilite kavramı literatürde çoğunlukla hareketin son noktasında oluşan anormal hareketler paterni olarak bilinmektedir (87).

Panjabi, fonksiyonel hareket sınırını nötral alan olarak tanımlamıştır. Nötral alan, bele en az yük bindiren, kompresif kuvvetlerin ağırlık taşıyan yapılarca dengeli bir şekilde dağıtıldığı, stabilizasyonun maksimum seviyede sağlandığı pozisyonudur (83). Lumbal bölgenin yük-deformasyon hareketi doğrusal değil, nötral alan bölgesinde çoğunlukla esnektir (Şekil 2.15).



Şekil 2.15. Panjabi' nin Yük-Deformasyon Eğrisi (83)

Literatürde segmental instabilite kavramı mobilitenin artması, eklem sertliğinin kaybı, spinal hareketlerin anormalliği ve segmental rotasyon miktarlarındaki değişimler olarak tanımlanmaktadır (87-88). İntervertebral hareketin fizyolojik olarak lokalizasyonuna bakıldığında nötral alanda olduğu görülür. Fizyolojik sınırı aşmamak için ligamentöz yapılar son aralıkta gerilir. Omurgada meydana gelen herhangi bir problemde stabilite bozulacağından dolayı fizyolojik hareket sınırında artış olur. Nötral alanla ilgili yapılan çalışmalar klinik instabilite terimini ortaya çıkarmıştır. Klinik instabilite, fizyolojik sınırlar içerisinde intervertebral nötral alanları

korumada omurganın stabilize etme kapasitesinin önemli ölçüde azalması olarak tanımlanmıştır (83, 86, 87, 89).

2.2.1. Lumbopelvik Kontrolün Sağlanmasında Etkili Olan Kaslar

Lumbal omurga stabilizasyonunun sağlanmasında etkili olan kaslar global ve lokal kaslar olarak iki bölüm halinde incelenmektedir (Şekil 2.16).

LOKAL KASLAR	GLOBAL KASLAR
m. lumbar multifidus	m. rectus abdominis
m. transversus abdominis	m. obliquus externus abdominis
m. psoas majör	m. obliquus internus abdominis ön lifleri
m. quadratus lumborum	m. ilicostalis' in torasik parçası
m. diaphragma	
m. obliquus internus abdominis arka lifleri	
m. ilicostalis ve m. longissimus lumbar parçaları	

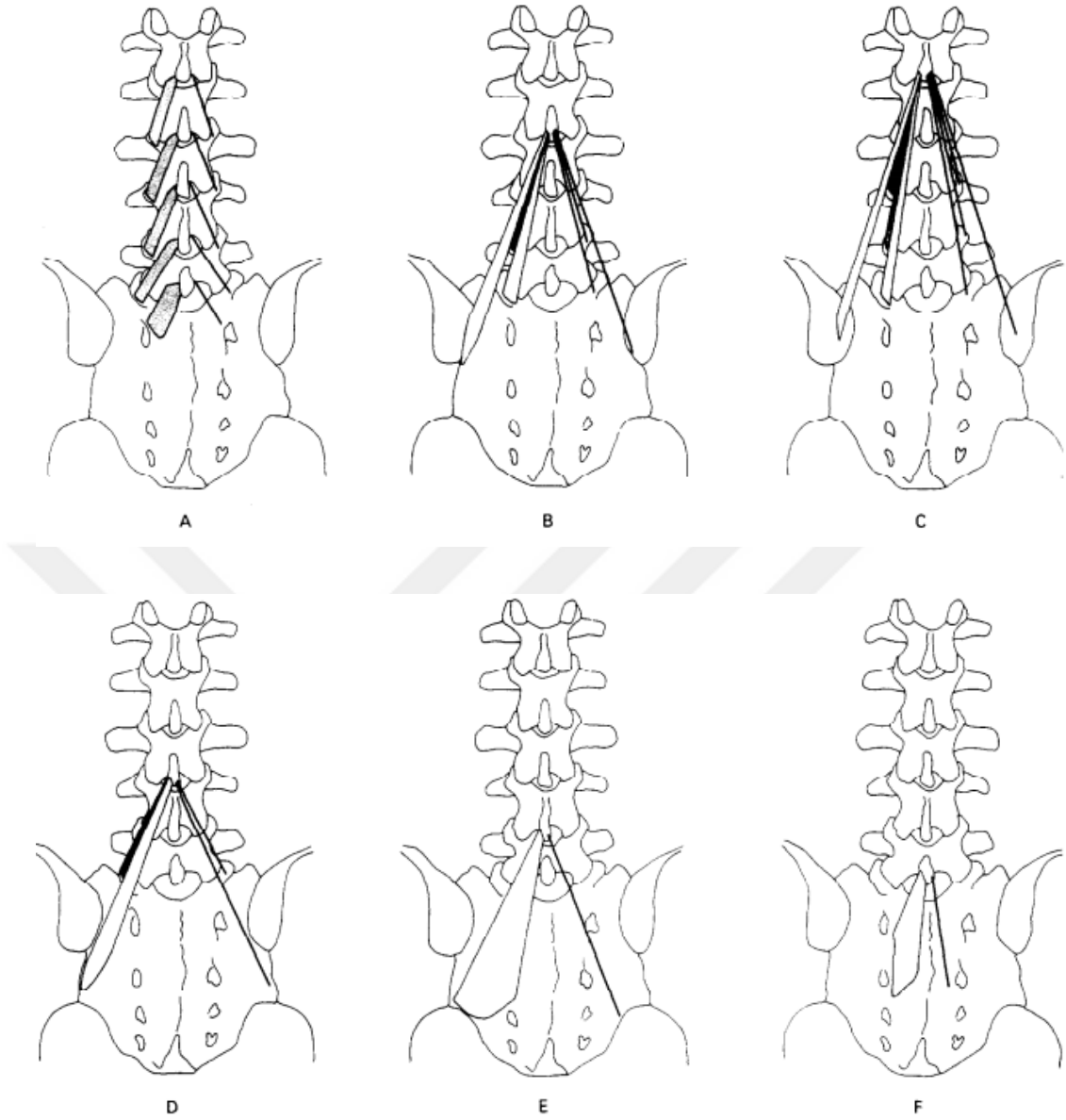
Şekil 2.16. Lumbopelvik Kontrolü Sağlayan Kaslar

Lokal kasların kas uzunluklarının kısa olması ve vertebra rotasyon merkezine yakın olmaları, lumbal stabilizasyonun sağlanmasında önemlidir. Spinal stabilizasyon ile ilgili Cholewicki ve McGill yapmış oldukları çalışmada kas sertliğinin etkisi, pasif dokuların güçleri ve kas kuvvetini incelemişlerdir. Çalışmalarında torasik kafes ve pelvisle ilgili global kasların spinal stabilizasyona katkı sağladığını, lokal kas sisteminin ise artmış nötral alan hareketlerinin önlenmesinde çok önemli olduğunu ortaya koymuşlardır (90).

Global ve lokal kasların dışında stabilizasyona katkı sağlayan önemli yapılardan biri de torakolumbal fasyadır. M. transversus abdominis'in vertebra bağlantısını yapan ve sırt kaslarını sıkıca saran bu fasya literatürde hidrolik güçlendirme mekanizması olarak geçmektedir (91, 92). Lumbal stabilizasyonun sağlanmasında birçok kasın adı geçse de literatürde en sık karşılaşılan kaslar m. lumbar multifidus ve m. transversus abdoministir (93, 94, 112).

- M. Lumbar Multifidus

Lumbal bölge kasları içinde en medialde olan, vertebradan vertebraya uzanan segmental bir kastır. Beş ayrı bant halinde olan lumbar multifidusun her bir fasikülü, spinöz çıkıntılar ve laminadan başlar. Derin lifler kaudalde 2.vertebranın mamiller çıkıntısına insersiyoyu yaparlar. Beşinci lumbal vertebradan çıkan lifler 1. dorsal sakral foramene yapışırlar. Spinöz çıkıntıdan gelen fasiküller 3., 4., 5. seviye lumbal ve sakral vertebraların mamiller çıkıntısında biterler. Genel olarak fasikül dizilimine bakıldığında en uzun fasiküllerin L1-L3' ten başlayıp spina iliaca posterior superiora insersiyoyu yapanlar olduğu görülmektedir. Derindeki multifidus liflerinin bir kısmının zygoapofizial ekleme yapışması eklem kapsülünün stabilizasyonuna katkı sağlar (93, Şekil 2.17).

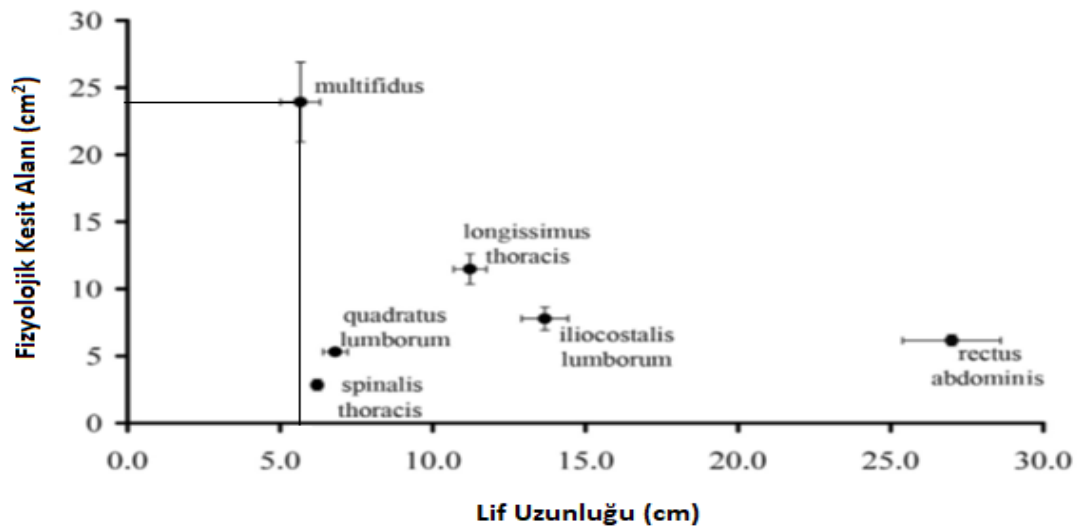


Şekil 2.17. M. Lumbar Multifidusun Anatomik Lokalizasyonu, A: Laminar Lifler, B-F: Spinöz Çıkıntılardan Kaudale Giden Uzun Lifler (228)

Lumbar multifidusun lumbal bölge stabilizasyonunda etkisini anlayabilmek için biyomekaniğini ve morfolojisini iyi bilmek gerekmektedir. Yüzeysel liflerinin vertikal olarak uzanması, kas fibril uzunluklarının fazla olması, tendon yapılarının olmaması ve oluşturdukları toplam güç açısından diğer m. erector spinae grubundan farklılık göstermektedir. Derin liflerin 1-2 segment aralıklı olması, kas hacminin küçük olması, tendon yapısının olmaması proprioseptif mekanizma yönüyle ilgilidir (94). Derin lumbar multifidusun morfolojik yapısına bakıldığında % 63

oranında Tip 1 lif içermektedir. Bu durum kapiller zenginliği sağlayarak oksidasyonu artırmaktadır (95). Histokimyasal özellikleri ve Tip 1 liflerinin fazla olması kasılma tiplerinin çoğunlukla tonik olduğunu göstermektedir (96). M. lumbar multifidus segmental stabilizasyonun sağlanmasında etkili iken dönme momentinin oluşturulmasında m. lumbar longissimus ve m. iliocostalis kadar özelleşmemiştir (96, 97).

M. lumbar multifidus innervasyonu, aynı segmentin dorsal ramusun medial dalı tarafından sağlanmaktadır (94, 95, 97). Bu durum sinir lezyonlarının kompanse edilebilmesinde sorun yaratmaktadır. M. lumbar multifidusun lumbopelvik kontrolün sağlanmasında önemi büyüktür. Wilke, L4-L5 seviyesindeki monosegmental hareket üzerine yaptığı araştırmada nötral alanın ve total hareketin en çok m. lumbar multifidus tarafından sınırlandığını ortaya koymuştur (98). Segmental stabilitenin % 60-70' lik kısmı m. lumbar multifidus tarafından sağlanır. Derin liflerin vertebra rotasyon merkezine yakınlığı lumbopelvik kontrolün sağlanmasında avantajdır. M. lumbar multifidusun diğer lumbal bölge kaslarına göre lif uzunluğunun küçük, fizyolojik kesit alanının ise daha yüksek olduğu bilinmektedir (99, Şekil 2.18). Bu durum yine stabilizasyon için elverişli bir ortam yaratır.



Şekil 2.18. M. Lumbar Multifidusun Kesit Alanı ve Lif Uzunluğunun Diğer Kaslar ile Kıyaslanması (99)

Lumbar multifidusun aktivasyonu abdominal duvar kaslarını ve lumbopelvik düzgünlüğü de etkilemektedir (105). Lumbar multifidus kesit alanındaki azalmaların bireyin harekete başlamadan önceki hazırlayıcı postural düzenlemelerini ve hareket sırasında oluşan otomatik postural düzenlemelerini geciktirdiği yapılan çalışmalarla ortaya koyulmuştur (100-103). M. lumbar multifidus bireyin ayakta dik duruşta stabilizasyonuna yardım eder. Bireyin farklı pozisyonlara adaptasyonu için aktive olur. Min-Hyeok ve ark. yapmış oldukları çalışmada omurganın öne hareketinde m. lumbar multifidusun birincil sınırlayıcı olduğunu, en çok prone pozisyonda aktive olduğunu ifade etmişlerdir (104).

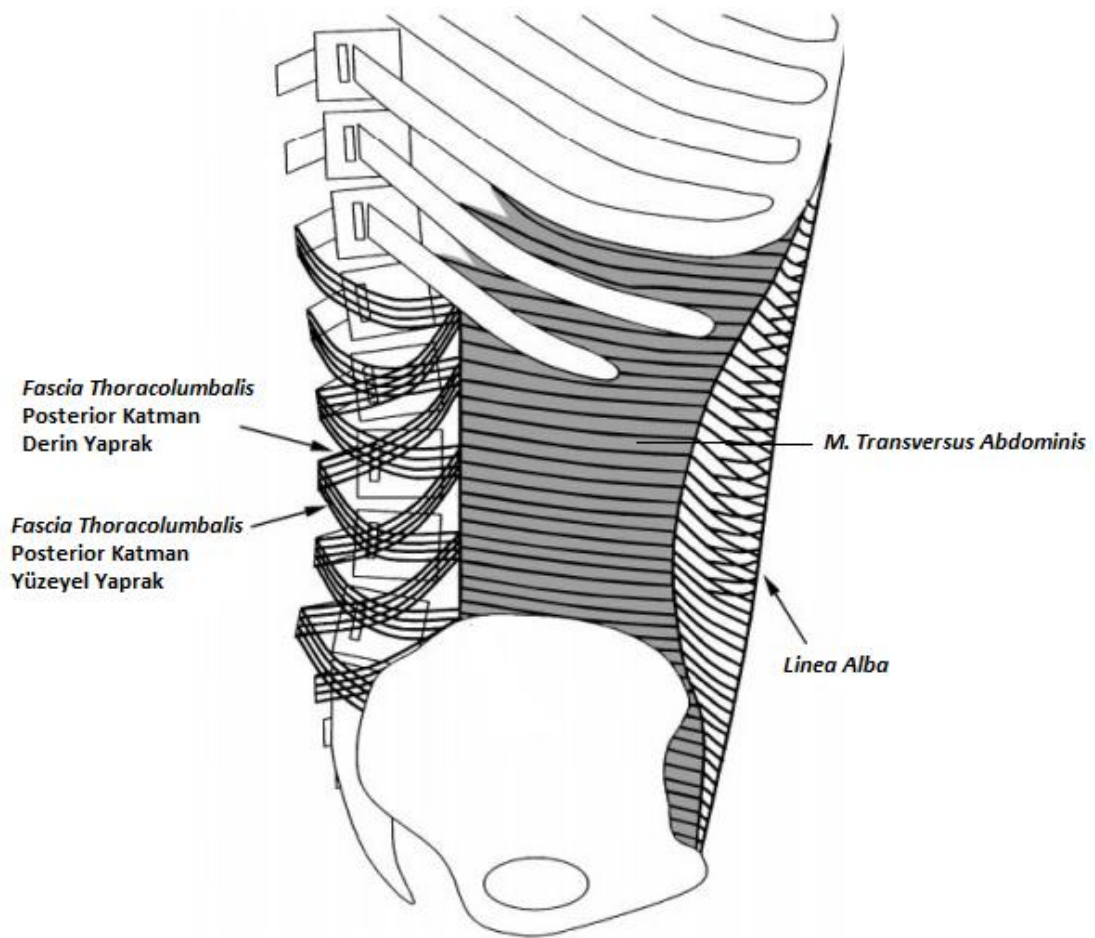
Uzun süreli yatak istirahati, lumbal bölge ile ilgili geçirilmiş cerrahiler, lumbal disk herniasyonları, faset eklem problemleri, sedanter yaşam tarzı, hatalı postürlere bağlı olarak gelişen kullanmama atrofi bu kasta atrofiye sebep olmaktadır. Disklerin lateral kısmında lokalize olan mekanoreseptörler birey erekt pozisyonda iken uyarılır ve kas kontraksiyona uğrar. Uzun süreli yatak istirahatinde mekanoreseptörler uyarılamadığından dolayı m. lumbar multifidusta atrofi gelişir. Gevşek ayakta duruşta pelvisin anterior tilti ile beraber gravite merkezi iyice öne kayar. Bu durum m. lumbar multifidus aktivasyonunu azaltır. Atrofiye sebebiyet veren tüm durumlarda lumbopelvik bölgeyi korumak için refleks inhibisyon meydana gelmektedir. Yüzeyel kasların aktivasyonu artarken lokal kasların azalmaktadır. Zamanla m. lumbar multifidus hacmi azalmakta ve yağ infiltrasyonları meydana gelmektedir. Literatüre bakıldığında ilk 3 gün içinde kas fibrillerinde ve kasın toplam ağırlığında azalma, 1 haftalık bir süreç sonunda ise % 37 ve daha fazla kayıp meydana gelmektedir (106-109).

- M. Transversus Abdominis

Abdominal duvar kasları içerisinde en derin yerleşimli olan bu kas, iliak krista ile 12.kosta arasındaki torakolumbal fasyadan, son 6 kıkırdak kostadan, inguinal ligamentin 1/3' lük dış kısmından başlayarak pubiste ve linea albada sonlanır. M. transversus abdominis liflerinin bazıları m. rectus abdominise, bir kısmı da m.

obliquus internus abdominis karışır. Yedi-12 torakal spinal sinirlerin ön dalları ve 1. lumbal spinal sinir tarafından innerve edilir (110, 111).

M. transversus abdominis, abdominal hacmin kontrolünün yanı sıra gövde ekstansiyonunda, respiratuar aktivitede, rotasyonel komponentlerin dengelenmesinde görevlidir (112-115). Horizontal seyirli bir kas olan m. transversus abdominis kontraksiyonu, torakolumbal fasyada gerilime sebep olarak intraabdominal basıncı artırır. Torakolumbal fasya, abdominal kasların kontraksiyonu ile gerilir. İntraabdominal basınç artışı ve m. transversus abdominis ile torakolumbal fasyanın sıkı bağlantısı lumbopelvik kontrole katkı sağlar (116, Şekil 2.19).



Şekil 2.19. M. Transversus Abdominis ve Torakolumbal Fasya Bağlantısı (125)

Creswell ve ark, izometrik gövde fleksiyonu ve ekstansiyonu sırasında intraabdominal basınç artışı ile ilgili çalışma yapmışlardır. Gövde ekstansiyonu sırasında hiçbir EMG aktivitesinin yüzeysel abdominal kaslardan gelmediğini anladıklarından dolayı m. transversus abdominis'e odaklanmışlardır. EMG çalışması sonucunda gövde ekstansiyonu sırasında intraabdominal basınç artışının büyük kısmının m. transversus abdominis tarafından sağlandığını ortaya koymuşlardır (117). Creswell ve ark, bu çalışmanın ardından gövde kaslarının dinamik durumda cevaplarını incelemişlerdir. Gövde fleksiyonu sırasında m. rectus abdominis, m. obliquus internus abdominis ve m. obliquus externus abdominis aktif olduğu, m. transversus abdominis ise hem gövde fleksiyonu hem de gövde ekstansiyonu sırasında çalıştığı görülmüştür (117). Creswell ve ark, bu çalışmanın ardından harnes sistemiyle gövdeye yine her iki yönde güç uygulamışlardır. Hem fleksiyon hem de ekstansiyon yönündeki salınımlar öncesi intraabdominal basıncın artış gösterdiği, fleksiyon yönünde bir güç uygulandığında m. erector spinae aktive olmadan önce m. transversus abdominis'in 30 ms.' den daha az bir gecikme süresi ile aktive olduğu görülmüştür. Ekstansiyon sırasında da yine ilk aktive olan kas m. transversus abdominis'tir (118). Bu çalışmalar m. transversus abdominis'in lumbopelvik kontrol mekanizmasına sahip olduğunu ortaya koymaktadır.

Gövde hareketlerinin dışında ekstremitelerinde gövde kaslarının durumunu anlamak için çalışma yapılmıştır. Üst ekstremitelerinde fleksiyon ve ekstansiyonu sırasında gövdenin maruz kalacağı perturbasyonu kontrol etmek için m. transversus abdominis'in m. deltoideus'tan önce aktive olduğu görülmüştür (119). Alt ekstremitelerinde hareketleri sırasında ise lumbopelvik bölgeye daha fazla yük bindiğinden dolayı yukarıda bahsedilen 30 ms.' lik süre 110 ms.' ye çıkmaktadır (120).

Gövde veya ekstremitelerinde hareketleri farketmeksizin bireyde hareket etme düşüncesi olduğu zaman m. transversus abdominis aktivasyonu gerçekleşir. M. transversus abdominis'in santral sinir sistemi tarafından kontrolü bu yönüyle diğer kaslardan farklıdır (121). M. rectus abdominis, m. erector spinae, m. obliquus externus abdominis ve m. obliquus internus abdominis'in lokalizasyonları,

lumbopelvik kontrolün sağlanmasında m. transversus abdominise göre mekanik yönden avantaj sağlar. M. transversus abdominis'in intraabdominal basıncı artırarak ve torakolumbal fasyanın gerilimini değiştirerek lumbopelvik kontrolü sağladığı görülmektedir (125).

M. lumbar multifidus ve m. transversus abdominis kasları lumbopelvik kontrolün sağlanmasında lokomotif olmalarına rağmen m. diaphragmanın ve pelvik taban kaslarının da önemi ve desteği büyüktür (125). Ağırlık kaldırma esnasında toraks ve abdomen arasındaki basınç farkının m. diaphragma tarafından sağlanması buna bir örnektir (122). Hodges ve ark. tarafından EMG ile yapılan ölçümlerde omuz fleksiyonundan önce hazırlayıcı postural düzenlemeler için m. diaphragmanın aktive olduğu ve bu aktivitenin m. transversus abdominis ile uyumlu olduğu, transdiyafragmatik basıncı ayarlayan m. diaphragmanın mekanik çıkışının hareket başlamadan önce olduğu ve indirekt yolla yapılan ultrasonografik görüntüleme sonucu m. diaphragmanın boyunu hareket başlamadan önce kısalttığı görülmüştür (123).

Allison ve ark. tarafından yapılan çalışmada m. transversus abdominise odaklı abdominal egzersiz sırasında bu kasta meydana gelen kontraksiyonun m. diaphragmada da aktivasyona sebep olduğu görülmüştür (124). Abdominal kavitenin tabanını pelvik taban kasları oluşturur. Pelvik taban kaslarının lumbopelvik kontroldeki rolü ile ilgili yapılan bir çalışmada bireylerden pelvik taban kaslarını maksimum seviyede kasmaları istenmiş ve bu halde abdominal kaslardan EMG kayıtları alınmıştır. Pelvik taban kaslarının sinyalleri pubococcygeal bileşkeden alınmıştır. Pelvik taban kaslarının kontraksiyonunun m. transversus abdominis kontraksiyonunu artırdığı görülmüştür (126). Yine yapılan bir çalışmada abdominal kas kontraksiyonunun pubococcygeal bileşkede bir aktivasyon artışına sebep olduğu saptanmıştır. Pelvik taban kontraksiyonunun hem m. transversus abdoministe aktivasyon artışına hem de intraabdominal basıncı artırarak lumbopelvik kontrole katkı sağladığı ifade edilmektedir (127).

Abdominal kaslardan m. obliquus internus abdominis posterior lifleri, torakolumbal fasyaya bağlandığından dolayı lokal sistem içinde değerlendirilmektedir. Bu bağlamda m. transversus abdominis ile birlikte fonksiyon görür. M. quadratus lumborumun medial liflerinin segmental insersiyosuna bağlı olarak lumbopelvik kontroldeki rolü gösterilmiştir. M. quadratus lumborumun stabilizasyon görevi ifade edilse de omurga üzerindeki dış yüklerin kontrolünden de sorumludur. Global kaslar vücut postürünün korunmasında, spinal desteğin sağlanmasında etkili olsalar da segmental desteğin sağlanmasında lokal kaslar kadar etkili değildir. Özellikle bükülme momentinin kontrolünde ciddi limitasyonları vardır. Lumbokoksik kaslar olarak adlandırılan m. erector spinae, m. latissimus dorsi, m. obliquus externus abdominis, m. rectus abdominis, m. gluteus maximus ve m. rectus femorisin gövde fleksiyonu sırasında aktivasyonlarını inceleyen bir çalışmada gövde bükülme momentinin kontrol edilmesinde global kasların etkisiz olduğu, derin lokal kaslar tarafından kontrolün sağlandığı ortaya koyulmuştur (128).

2.2.2. Lumbopelvik Kontrolün Değerlendirilmesinde Sıklıkla Kullanılan Yöntemler

- Görüntüleme Yöntemleri

Abdominal kasların ve çevre dokuların karakteristik özelliklerini incelemek için ultrasonografi, manyetik rezonans, elektromyografik ölçüm gibi çeşitli yöntemler vardır (257-266). Çeşitli araştırmalarda kullanılan elektromyografik ölçümlerle (EMG) core bölge kaslarının lumbopelvik bölgede stabilizasyondan sorumlu olduğu ifade edilmiştir. Aynı şekilde çeşitli pozisyonlarda farklı aktivasyon gösterip stabilizasyona katkı sağladıkları ortaya koyulmuştur (129). Yine de EMG' nin bu konuda çok etkili olamayacağı ile ilgili çeşitli görüşler mevcuttur. Bireyin vücuduna bağlandığından dolayı birey için rahat bir ölçüm olmayabilir. Elektrik akımı derinlere penetre olamadığından dolayı yüzeysel EMG, sadece yüzeysel kas gruplarının ölçümünü yapabilmektedir (130). İğne elektrot kullanılması, mevcut ağrı ve inflamasyon sebebiyle hastanın semptomlarını artırabileceğinden dolayı etik kurul tarafından kabul edilmeyebilir (131). Ancak ultrasonografik görüntüleme, görüntüleme teknikleri içerisinde ucuz, geçerli ve etkili bir yöntem olarak literatürde yerini almıştır

(263-266). Radioaktif madde içermediğinden manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografiye göre daha sık tercih edilmektedir (132, 133). Ultrasonografik görüntüleme, statik veya dinamik halde farklı pozisyonlarda ölçüme olanak verir (134). Kaslar selektif olarak ölçülebilirken monitör yardımıyla da hastaya geri bildirim sağlar (135). Yapılan diğer çalışmalarda m. lumbar multifidus ve m. transversus abdominis kalınlığının değerlendirilmesi için çoğunlukla ultrasonografik görüntüleme kullanılmıştır (136, Şekil 2.20). Aynı zamanda geçerlilik-güvenilirlik çalışmaları ultrasonun EMG' ye göre daha güvenilir bir yöntem olduğunu ortaya koymuştur (137). Sınıf içi ve sınıflar arası oranlara bakıldığında ultrasonun daha yüksek olduğu bulunmuştur (138).



Şekil 2.20. M. Lumbar Multifidus ve M. Transversus Abdominis'in Ultrasonografik Görüntülenmesi (104, 267)

- Klinik Testler

Lumbopelvik kontrolün değerlendirilmesinde görüntüleme yöntemleri kadar özelleşmiş olmasalar da gövde kaslarının enduransını dahil eden statik ve dinamik endurans testleri de klinik olarak anlamlılık taşımaktadırlar. Statik olarak en çok kullanılan testler plank endurans testi, sağ lateral köprü testi, sol lateral köprü testi, sorensen testi ve gövde fleksörleri endurans testleridir (139-143). Dinamik olarak da en çok kullanılan testler sit-ups testi ve modifiye push-up testleridir (142, 144).

- Statik Endurans Testleri

Plank Endurans Testi

Yüzüstü pozisyonda dirsekler fleksiyonda, dizler ekstansiyonda iken bireyden kalçasını yerden kaldırıp vücut düz bir hat halindeyken karşıya bakması istenir. Kronometre tutularak skor saniye cinsinden kaydedilir. Lumbopelvik düzgünlük bozulduğu anda test bitirilir.

Sağ Lateral Köprü Testi

Birey sağa yan yatarken gövde ve lumbopelvik bölge, dirsek ile ayak tarafından taşıtılır. Sol ayak sağ ayağın üzerinde düz bir hattadır. Sol el sağ omuz üzerine koyulur. Kronometre tutularak skor saniye cinsinden kaydedilir. Lumbopelvik düzgünlük bozulduğu anda test bitirilir.

Sol Lateral Köprü Testi

Birey sola yan yatarken gövde ve lumbopelvik bölge, dirsek ile ayak tarafından taşıtılır. Sağ ayak sol ayağın üzerinde düz bir hattadır. Sağ el sol omuz üzerine koyulur. Kronometre tutularak skor saniye cinsinden kaydedilir. Lumbopelvik düzgünlük bozulduğu anda test bitirilir.

Sorensen Testi

Pelvis, kalça ve dizler yatakta olacak şekilde birey yüzüstü yatar. Bireylerden kollar ensede çapraz yapılmış pozisyonda üst gövdelerini öne doğru düz bir hat halinde uzatmaları istenir. Kronometre tutularak skor saniye cinsinden kaydedilir. Lumbopelvik düzgünlük bozulduğu anda test bitirilir.

Gövde Fleksörleri Endurans Testi

Bireyin gövdesi 60° , kalça ve dizleri 90° fleksiyonda, elleri omuzda çapraz yapılmış şekilde pozisyonlanır. Fizyoterapist ayak ucundan destek verecek şekilde sabitler. Bireyin 60° gövde fleksiyonunda durabildiği maksimum süre, kronometre tutularak saniye cinsinden kaydedilir (139-143).

Statik endurans testlerinin klinik olarak uygulanabilirliği ile ilgili geçerlilik-güvenilirlik çalışmaları mevcuttur (140, 229).

- Dinamik Endurans Testleri

Sit-Ups Testi

Bireylerden dizler fleksiyonda eller omuzda çapraz yapılmış halde 60 saniye içinde yapabildikleri maksimum sayıda gövde fleksiyonu yapmaları istenir. Skor kaydedilir.

Modifiye Push-Up Testi

Bireylerden yüzükoyun pozisyonda, eller omuz hizasında, dirsekler fleksiyonda gövdenin yanında pozisyonlanarak yatması ve dizlerini fleksiyona getirmesi istenir. Dirsekler tam ekstansiyona gelecek şekilde baş, omuzlar ve gövdeyi yerden kaldırması istenir. Altmış saniye içinde yapabildiği maksimum tekrar skor olarak kaydedilir (142, 144).

Dinamik endurans testlerinin klinik olarak uygulanabilirliği ile ilgili geçerlilik-güvenilirlik çalışmaları yapılmıştır (144, 230).

2.2.3. Ayak-Ayak Bileği Karakteristiklerinin Lumbopelvik Bölgedeki Etkileri

Bel ağrısı, tüm dünyada sıklıkla görülen ve rehabilitasyon sürecinde ciddi maliyeti olan bir durumdur. Araştırmalar, bel ağrısına yapılan harcamaların Amerika Birleşik Devletleri'nde yılda 12.2-90.6 milyar dolar, Avustralya'da 1.02 milyar dolar ve İngiltere'de 1.6 milyar Euro olduğunu göstermiştir (145, 146). İnflamatuar ve dejeneratif artropatiler, neoplazmlar, enfeksiyonlar, kompresyon fraktürleri, muskuloskeletal anomaliler, biyomekaniksel bozukluklar vb. birçok faktör bel ağrısına sebep olabilir (147). Yapılan araştırmalar, bel ağrısı sebeplerinin % 90'ını muskuloskeletal anomalilerin oluşturduğunu ortaya koymuştur (148, 149). Bel bölgesi kaslarının hipertonusu veya zayıflığı, lumbal eklemlerde katılık, lumbopelvik bölgede aşırı stres yüklenmesi vb. anomaliler olabilir (150). Bu anomalilere ek olarak alt ekstremitte postüral değişikliklerinin de lumbopelvik bölgeyi etkilediği ifade edilmektedir (151). Ayak-ayak bileği postürü ve fonksiyonundaki bozuklukların mekanik bel ağrısına sebep olduğu ile ilgili literatürde çalışmalar az da olsa mevcuttur. Bu nedenle fizyoterapistlerin bel ağrısı rehabilitasyonunda ayak-ayak bileği değerlendirmelerini de ihmal etmemeleri gerekmektedir (152-154).

Ayak-ayak bileği postür ve fonksiyon bozukluklarının, lumbopelvik bölge kaslarını ve biyomekaniğini etkileyerek lumbopelvik eklemlerde aşırı stres birikimine sebep olduğu ve bu durumun kendisini mekanik bel ağrısı olarak gösterdiği ifade edilmektedir (153, 155). Aynı şekilde lumbopelvik bölgedeki bozuklukların da kalça, diz, ayak-ayak bileği yaralanmalarını artırdığı ortaya koyulmuştur (156, 157). Brantingham ve ark., 204 katılımcı ile yaptıkları çalışmada mekanik bel ağrısı olan bireylerin sağ ayak bileğinde 2.2° ve sol ayak bileğinde 1.7° daha az dorsifleksiyon, sağ ayakta 1.7 mm. ve sol ayakta 1.6 mm. daha fazla navikular düşme miktarı saptamışlardır (158). Ogon ve ark. tarafından lumbopelvik bölgeye iletilen şok miktarıyla ilgili yapılan çalışmada normal medial longitudinal ark yüksekliğinin, lumbopelvik bölgeye daha az stres bindirdiği ortaya koyulmuştur. Bu durum supinasyondaki ayağın stresi azaltabileceğini düşündürmektedir. Ayaktaki aşırı pronasyon lumbopelvik bölgeyi olumsuz etkilemektedir (159). Pinto ve ark., 14

katılımcı ile yapmış oldukları çalışmada subtalar ekleminde artmış pronasyonun lumbopelvik bileşkeye etkisini incelemişlerdir. Üç boyutlu hareket analiz sistemiyle yaptıkları bu çalışmada, her iki ayak lateral tiltteyken pelvisin ortalama 1.57° anterior tilt yaptığını ortaya koymuşlardır. Ayak aynı miktarda supinasyona getirildiğinde ise pelvisin anterior tiltinin ortalama 1.41° , lateral tiltinin de ortalama 1.46° olduğunu ifade etmişlerdir (160). Duval ve ark., ayakta pronasyon ve supinasyonun tibia ve femurda sırasıyla internal ve eksternal rotasyona sebep olduğunu saptamışlardır. Çalışmalarında istatistiksel olarak anlamlı olmasa da pronasyon ve supinasyon ile anterior ve posterior pelvik tilt arasında bir ilişki bulmuşlardır (161). Retrospektif bir çalışmada orta ve şiddetli pes planus öyküsü olan bireylerin iki kat daha fazla bel ağrısından şikayetçi oldukları ifade edilmiştir (162). Ayrıca yürüme sırasında EMG ile yapılan analizler sonucu ayak postüründeki olumsuz değişikliklerin m. lumbor erector spinae ve m. gluteus medius aktivasyonunu da olumsuz yönde etkilediği ortaya koyulmuştur (163).

Yapılan çalışmalarda ayak-ayak bileği karakteristiklerindeki herhangi bir bozukluğun lumbopelvik bölgenin biyomekaniğini olumsuz etkilediği görülse de özellikle lumbopelvik kontrolde önemli role sahip m. transversus abdominis ve m. lumbor multifidusun etkilenip etkilenmediği, etkilendiyse bu etkilenimin hangi boyutta olduğu ile ilgili objektif bir veri literatürde mevcut değildir.

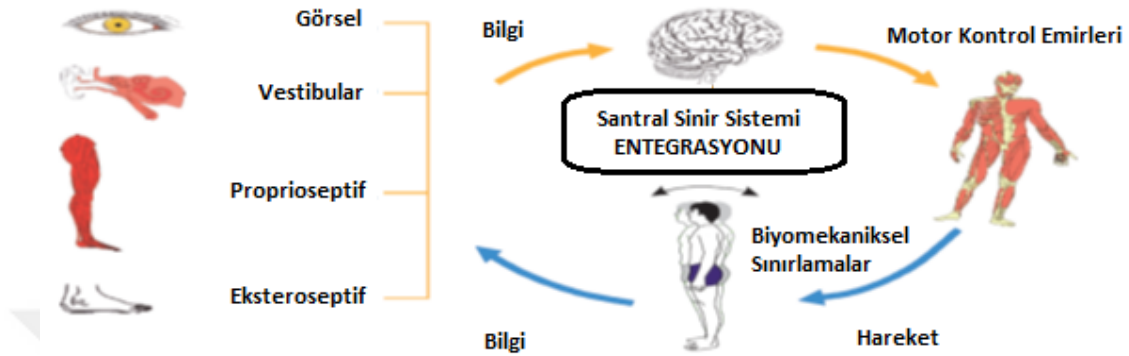
2.3. DENGİ

Denge, destek yüzeyi sınırları içerisinde bireyin vücut ağırlık merkezini minimum kas aktivasyonu ile tutabilme becerisi olarak tanımlanmaktadır (164, 165). Perturbasyona sebep olan faktörlere karşı koyularak vücudun biyomekaniksel düzgünlüğünün sağlanması için nöromusküler kökenli bir yanıttır (166). Gravite merkezi destek yüzeyi sınırları içerisinde değilse hipermobilitenin engellenmesi ve stabilizasyonun devam ettirilmesi için kas aktivasyonu görülür. Bu durum literatürde postural kontrol olarak tanımlanır (167). Gravite merkezinin anlık değışikliklerine karşı vücudun postural uyum göstermesi gerekmektedir. Postural uyumun sağlanmasında etkili olan postural cevaplar proprioseptif, vestibular ve görsel inputların, santral sinir sisteminde değerlendirilmesi ve entegrasyonu ile sağlanır (168).

Literatürde denge kavramı statik ve dinamik denge olmak üzere iki alt başlık halinde incelenmektedir. Statik denge oturma veya standart ayakta duruş gibi hareketsiz pozisyonlarda vücut ağırlık merkezini destek yüzeyi sınırları içerisinde tutarak postural sınımların kontrol edilmesidir. Dinamik denge ise destek yüzeyi veya vücut ağırlık merkezi hareketli olduğundan dolayı hareket sırasında oluşan perturbasyona karşı koyabilme becerisidir (165, 169). Hem statik hem de dinamik dengede stabilite sınırının aşılması gerekmektedir. Stabilite sınırı, denge kaybı veya düşme riski olmadan vertikale göre üst gövdenin oluşturduğu maksimal açı olarak tanımlanır (170).

En üst merkez korteksin dışında, dengenin sağlanması ve devam ettirilmesinde etkili olan yapılar vardır. Somatosensoriyal sistem, proprioseptif ve eksteroseptif reseptörler ile kas, kemik, tendon vb. vücut bölümlerinin üç boyutlu oryantasyonu hakkında bilgi sağlar (164). Vestibular sistem, vücudun lineer ve angular değışimleri hakkında sağladığı bilgilerle santral sinir sistemiyle koordine çalışır (171). Görsel sistem, nesnelerin konumu ve nesnelere göre vücut pozisyonu hakkında görsel feedback sağlayarak dengenin sürdürülmesine yardımcı olur. Yapılan çalışmalar görmenin ve görme keskinliğinin postural kontrol ve dengenin sağlanmasındaki rolünü ortaya koymuştur (172). Ayrıca funiculus posterior , formatio

reticularis, kas-iskelet sistemi gibi yapıların da dengede önemi büyüktür. Postural kontrol ve dengenin sağlanmasındaki etkili yapılar Şekil 2.21’de gösterilmiştir.



Şekil 2.21. Postural Kontrol ve Dengenin Sağlanmasında Etkili Yapılar (231)

2.3.1. Denge Stratejileri

Postural stabilitenin sağlanmasında denge stratejileri fonksiyon görür. Bu stratejiler otomatik olup bir uyarıya bağlı olarak ortaya çıkarlar (173). Perturbasyona karşı koyulmasında, kas grupları belli bir sırayla aktive olurlar (174, 232).

- Ayak Bileği Stratejisi

Postural salınımların, en distal segment olan ayak-ayak bileği tarafından kontrol edilmesidir. Nörolojik defisiti olmayan bir bireyin standart ayakta duruşta vücut ağırlık merkezini gravite merkezinden uzaklaştırmaksızın yaptığı anteroposterior ve mediolateral yönlü salınımlardır (175, 176). Mediolateral yönlü salınımda stabilitenin korunması için ayak bileğinde inversiyon ve eversiyon, anteroposterior salınımda ise dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketleri açığa çıkar. Anterior yönlü bir salınım yapıldığında sırasıyla m. triceps surae, m. hamstring, m. erector spinae aktive olurken posterior yönlü bir salınım sırasında m. tibialis anterior, m. quadriceps femoris ve abdominal kaslar aktive olur. Perturbasyonu engellemek için hareketin yapıldığı yönün tersine olan kas grupları aktivasyon gösterir. Kalça ve gövde stratejileri ayak bileği stratejisine zıt şekilde çalışır. Ayak

bileğindeki kas aktivasyonu dengenin sağlanmasında yetersiz olduğu zaman önce proksimal sonra da distal kaslarda aktivasyon artışı görülür (166, 175, 176).

- Kalça Stratejisi

Ayak bileği stratejisi tarafından elimine edilemeyen postural salınımların pelvis ve gövdeden kontrolünü ifade etmektedir. Vücut ağırlık merkezinin hızlı değiştiği sabit olmayan dar yüzeylerde bu strateji kullanılır (164, 175). Abdominal kaslar ve m. quadriceps femoris kontraksiyonlarının kontrolü anterior yönlü salınım ve ayak bileğinde plantar fleksör momente sebep olurken m. lumbar erector spinae ve m. hamstring kontraksiyonlarının kontrolü posterior yönlü salınım ve ayak bileğinde dorsifleksör momente sebep olur. Yapılan çalışmalar, anteroposterior yönlü salınımlarda ayak bileği stratejisinin, mediolateral yönlü salınımlarda ise kalça stratejisinin etkili olduğunu ortaya koymuştur (164, 175, 177).

- Çömelme Stratejisi

Gravite merkezinin destek yüzeyine yaklaştırılarak dengenin sağlanması için bireyin hafif çömelmesini tarifler. Dinamik halde stabilitenin sağlanması zorlaştığından çömelme stratejisinden faydalanılabilir (178).

- Adım Alma ve Uzanma Stratejisi

Vücut ağırlık merkezini destek yüzeyi sınırları içerisinde tutabilmek için ayak bileği ve kalça stratejileri yeterli olmadığı durumlarda adımlama stratejisi devreye girer. Dengenin bozulacağı endişesiyle bireyin adım alması, stabilizasyona katkı sağlar (164). Adım almanın dışında birey öne doğru uzanarak da dengesini tekrar kazanabilir (178).

2.3.2. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Denge Arasındaki İlişki

Ayak, hareketsiz ayakta duruş, yürüme, koşma gibi aktivitelerde destek yüzeyi olarak görev yapmaktadır. Şok absorpsiyonu sağlayarak biyomekaniksel dizilim gereği diz, kalça ve daha üst merkezlerin kas aktivasyonunun ayarlanmasında ve duyuşal

uyarılarla geri bildirim sağlanmasında önemli bir yapıdır (179, 186). Ayakta ve parmaklarda bulunan yoğun mekanoreseptörler duyuusal geri bildirim sağlanmasında etkilidir (180). Plantar basınç dağılımı hakkında bilgi vererek muhtemel düşme risklerine karşı üst merkezleri ikaz ederler. Özellikle kalkaneal ve metatars başlarındaki basınç dağılımı normal değilse ağırlık verilen tarafta vestibulospinal yol yardımıyla ekstansör tonus artırılarak kompensasyon mekanizması devreye girer (181). Perturbasyon kuvvetlerine karşı koyularak dengenin sürdürülmesinde ilk etkili olan strateji, ayak bileği stratejisidir. Ayak bileği anteroposterior ve mediolateral yönlü yavaş ve ritmik salınımlarla dengenin sağlanmasına yardımcı olur (175, 176). M. soleus, vücudun dik durmasında ve anteroposterior salınımların kontrol edilmesinde çok önemlidir (192). Frontal planda postural kontrol, çoğunlukla kalça stratejisi ile sağlansa da yapılan çalışmalar, m. peroneus longusun lateral stabilizasyonu ile ayak bileği stratejisinin de aktif olduğunu göstermiştir (193).

Yaşlı toplumun % 60-70' ini etkileyen diyabetik periferik nöropatilerde postural kontrolün bozulması çoğunlukla ayakta plantar duyunun azalmasına bağlanmıştır (182, 183). Plantar duyu eksikliğinin lokal ve santral postural kontrol sistemlerini olumsuz yönde etkilediği ifade edilmektedir (184). Song ve ark., kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde plantar duyunun azalmasına bağlı olarak statik postural kontrolün azaldığını ortaya koymuşlardır (185). Medial longitudinal ark yüksekliği de denge ve postural kontrolü etkilemektedir. Chang ve ark., ayak arkı yüksekliğinin atletik aktivitelerde hem statik hem de dinamik dengeyi etkilediğini ifade etmişlerdir (187). Sung ve ark., görsel input olmadan yapılan tek bacak denge testinde pes planuslu genç yetişkinlerin kinetik stabilitelerinin azaldığını ortaya koymuşlardır (190). Cote ve ark. ise, ayak tipi ve postürünün statik dengede minimal bir etkisi olduğunu ancak ayağın yapısal özelliklerinin dinamik aktivitelerde, stabilite sınırlarını değiştirdiğini saptamışlardır (188). Birinci ve ark., ayak ark yüksekliğinin dışında ark mobilitesi ile ilgili çalışma yapmışlardır. Dominant taraf ayakta azalmış ark mobilitesinin, posterior salınım ve ufak perturbasyonlarda bile ayak bileği stratejisini engelleyerek kalça, diz gibi stratejilerin kullanılmasına yol açtığını ifade etmişlerdir. Ark mobilitesinin arttığı durumlarda destek yüzeyinden sapmaların ve toplam

postural salınımın arttığını ortaya koymuşlardır (189). Saghazadeh ve ark. ise oturur pozisyonda navikular yüksekliğin ve ayak mobilitesinin yaşlı kadınlarda postural salınımlarla ilişkili olduğunu ve bu durumun denge ve postural stabilite problemlerinde göz önünde bulundurulması gerektiğini ifade etmişlerdir (191).

2.3.3. Lumbopelvik Kontrol ile Denge Arasındaki İlişki

Azalmış lumbopelvik kontrolün dengeyi olumsuz etkilediği ile ilgili çalışmalar mevcuttur (246, 247). Wilson ve ark. yapmış oldukları çalışmada core stabilizasyonu ile alt ekstremitte fonksiyonları ve yaralanma riskleri arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Lumbopelvik kontrolü zayıf bireylerde dengenin ve postural kontrolün kötüleştiğini ve bu durumun yaralanma riskini artırdığını ortaya koymuşlardır. Kim ve ark., yapmış oldukları çalışmada lumbopelvik kontrolü zayıf kronik bel ağrılı hastalarda statik ve dinamik dengenin sağlanmasında, nötral pozisyonun ve postürün korunmasında sağlıklı bireylere göre daha fazla efor sarfedilmesi gerektiğini ifade etmişlerdir (254). Mok ve ark. ise lumbopelvik kontrolün zayıfladığı veya geciktiği durumlarda, şiddetli perturbasyonların önlenmesinde yetersiz kalındığını, çok küçük amplitüdlü lumbopelvik hareketin bile dengenin sağlanmasında önem taşıdığını ifade etmişlerdir (268). Lumbopelvik kontrolden sorumlu kaslar hareket sırasında oluşacak perturbasyona karşı koymak için bireyde hareket etme düşüncesi olduğu anda aktive olurlar (121).

Yapılan çalışmalarda lumbopelvik kontrolün zayıfladığı durumlarda dengenin olumsuz etkilendiği bildirilmiş olmasına rağmen lumbopelvik kontrolden primer sorumlu olan kasların bu etkilenimdeki rolü literatürde mevcut değildir. Bu konuda kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

2.3.4. Dengenin Değerlendirilmesinde Sıklıkla Kullanılan Yöntemler

- Biodex Denge Sistemi

Statik ve dinamik dengenin objektif değerlendirilmesinde kullanılan, mediolateral ve anteroposterior yönlerde serbest harekete izin veren bir cihazdır

(194, 195). Pickerill ve ark. tarafından 2011 yılında geçerlilik-güvenilirlik çalışması yapılmıştır (233). Sekiz farklı rezistans ile platformda dengede kalmak fizyoterapist tarafından zorlaştırılabilir. Talokrural eklemden yoğun olarak bulunan mekanoreseptörlerin maksimum fasilitasyonu için 20°'lik platform eğimi kullanılabilir (194, 196). Kapalı kinetik zincirde nöromusküler kontrolün ve unilateral veya bilateral dinamik postural kontrolün test edilmesine olanak sağlar. Anteroposterior ve mediolateral stabilite indeksi, genel stabilite indeksi, düşme riski vb. konularda objektif veri sağlar (196). Düşük skorlar bireyin stabilitesinin yüksek olduğunu ifade ederken yüksek skorlar stabilitenin düşük olduğunu tarifler (196). Postural stabilite testi ile destek yüzeyinden sapmalar değerlendirilerek yüksek sapmalar kaydedilir. Düşme riski testi ile de özellikle yaşlı bireylerde sıklıkla görülen femur kırıklarına karşı önlem alınmış olur. Stabilite seviyesi platformla ilgili olup platformun sertliğini tarifler. Toplamda 12 seviyeli olan stabilite seviyesinin ayarlamasında 1. seviyeden 12. seviyeye doğru serbest hareket azalır. 12. seviye minimum tilt, maksimum stabilite iken 1. seviye maksimum tilt, minimum stabilitedir (196). Anteroposterior stabilite indeksi sagittal düzlemde, mediolateral stabilite indeksi ise frontal düzlemde platformun başlangıç konumundan ne kadar saptığını tarifler. Genel stabilite indeksi anteroposterior ve mediolateral stabilite indekslerinin kombinasyonu olup stabilite konusunda en iyi bilgiyi sağlar (196, 197). Biodex Denge Sistemi mediolateral yönlü X eksen ve anteroposterior yönlü Y ekseninden 20 Hertz frekansta aldığı değerleri stabilite indekslerine çevirir (196, 197).

- Tek Bacak Denge Testi

Statik dengenin değerlendirilmesinde kullanılan bir testtir. Bireylerden gözler açık veya kapalı şekilde dominant veya non-dominant herhangi bir dizini fleksiyona alarak tek bacak üzerinde durabildiği kadar uzun süre durması istenir. Her iki taraf için de tekrarlanabilir. Kronometre tutularak saniye cinsinden skor kaydedilir (198). Kouvelioti ve ark. tarafından 2015 yılında tek bacak denge testinin geçerlilik-güvenilirlik çalışması yapılmıştır (234).

2.4. FİZİKSEL PERFORMANS

Fiziksel performans, amaçlanan bir fiziksel aktivitede başarıya ulaşılabilmesi için bireyin ortaya koyduğu çabanın bütünüdür. Bu çaba, fizyolojik, psikolojik ve biyomekaniksel faktörleri kapsar (199, 200). Birçok fiziksel ve psikik mekanizmanın bireyin iş üretme kapasitesi üzerine etkisinin olduğu bilinmektedir. Oluşum kaynaklarına göre içsel ve dışsal faktörler olarak iki alt başlık halinde incelenen bu faktörler, performansı olumlu ve olumsuz etkileyebilirler (201). İçsel faktörler bireyle ilgili olan faktörlerdir. Bunlar genetik yatkınlık, yaş, cinsiyet, psikolojik durum, nöral sistem, endokrin sistem, nöromusküler ateşleme mekanizmasının durumu vb. faktörlerdir. Dışsal faktörler ise bireyle ilgili olmayan lakin bireyin müdahale etme ve değiştirebilme şansı daha fazla olan faktörlerdir. Bunlar performansın test edildiği ortamın sıcaklığı, aydınlatması, kullanılan malzemeler, motive eden veya demoralize eden sözler, takdir edilme güdüsü vb. faktörlerdir (199).

Fiziksel uygunluk terimi ise hareketlerin doğru bir biçimde yapılmasını ve fiziksel dayanıklılıkla vücudun mevcut kondisyon durumunu ifade etmektedir. Bu tanıma göre fiziksel uygunluğu en yüksek olan birey, yorulmaksızın en uzun süre hareket edebilen kişidir. Fiziksel uygunluk terimi, kardiyopulmoner endurans, kas kuvveti ve enduransı, esneklik, çeviklik, denge, reaksiyon zamanı, sürat, vücut kompozisyonunu içermektedir. Bu nitelikler sportif performans ve sağlık bakımından farklı öneme sahip olduklarından dolayı fiziksel performans ile ilgili uygunluk ve sağlıkla ilgili uygunluk olarak iki alt başlık halinde incelenmektedir. Fiziksel performans ile ilgili uygunluk, sürat, çeviklik, koordinasyon gibi özellikleri içerirken sağlıkla ilgili uygunluk, kardiyopulmoner enduransı, kas kuvveti ve enduransı, vücut kompozisyonu, esnekliği içermektedir (217-219).

2.4.1. Fiziksel Performansı Etkileyen Faktörler

- Yaş

Bireyin ortaya koyduğu performans, yaş faktöründen önemli ölçüde etkilenir. Tomkinson ve ark. tarafından 12-15 yaş arası çocuklarda yapılan çalışmada aerobik kapasitenin yaşla ciddi değişiklik gösterdiği ortaya konulmuştur (202). Aerobik kapasitenin dışında motor beceriler yaştan etkilenmektedir. Erken puberte döneminde her yıl önemli değişim ve gelişimler meydana gelirken geç puberte döneminde bu değişimlerin azaldığı ve 16-17' li yaşlarda motor becerinin kararlı bir hal aldığı ifade edilmektedir (203).

- Cinsiyet

Kadın ve erkek arasında vücut kompozisyonu, endokrin sistem aktivasyonu, maksimal oksijen tüketimi, toplam konnektif doku ve kas kütlesi gibi önemli farklar mevcuttur (204, 205). Erkeklerde kas-iskelet sistemi daha gelişmiş olup toplam kemik kütlesi yaklaşık 1,5 kat daha fazladır. Eklem ve ligamentler kadınlarda daha zayıf olduğundan yaralanma riskleri erkeklere göre daha fazladır. Oksijen taşıma kapasiteleri az olduğundan dolayı endurans gerektiren branşlarda erkeklere göre performansları sınırlıdır (206, 207).

- Genetik

Genetik faktörler, kas lifi yapısını, metabolik etkinliği, toplam akciğer kapasitesini önemli ölçüde etkilemektedir (208). Göğüs genişliği ve akciğer kompliyansı, nöromusküler ateşleme hızı, reaksiyon zamanı, anaerobik kapasite gibi özelliklere genetik faktörün etkisi sınırlıdır. Ancak boy ve ekstremiteler uzunluğu, kas lifi yapısı, eklem mobilitesi, aerobik kapasite gibi özellikler yüksek oranda genetik faktörlerden etkilenmektedir (208, 209).

- Kinantropometrik Özellikler

İnsan bedeninin yapısal bileşenleri ve fiziksel özelliklerinin, fiziksel aktivite düzeylerinin biyometrik ve antropometrik esaslara göre ölçülüp değerlendirilmesi kinantropometri olarak adlandırılır. Antropometrik ve fizyolojik özelliklerin sporcuların yeteneklerini, antrenmana cevaplarını önemli ölçüde etkilediği ifade edilmektedir. Her bireyin kendine has özelliği olduğundan dolayı farklı spor dallarının farklı antropometrik özelliklere sahip bireyler tarafından başarılabileceği bilinmektedir. Çünkü farklı spor dallarında başarılı olan bireylerin farklı boy uzunluğu, kas kütlesi, yağ yüzdesi, vücut kompozisyonu olduğu yapılan çalışmalarla ortaya koyulmuştur (210, 211).

Bireyin sportif performansı, yukarıdaki faktörlerin dışında sosyal faktörler, psikolojik faktörler, bilişsel faktörler, teknik, taktik gibi faktörlerden de etkilenen çok boyutlu bir konudur (212-214, Şekil 2.22)



Şekil 2.22. Sportif Performansı Etkileyen Faktörler (201)

2.4.2. Fiziksel Performansın Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

- Dikey Sıçrama Testi

Anaerobik kapasitenin değerlendirilmesinde kullanılan bir testtir. Bireylerden standart ayakta duruşta duvar kenarında yan dönerek ulaşabildikleri maksimum mesafeye uzanmaları istenir. Daha sonra bireylerin çift ayağı ile sıçrayarak ulaşabildikleri maksimum mesafe işaretlenir. Her iki ölçüm arasındaki mesafe metre

cinsinden vücut ağırlığı da dahil edilerek Lewis Nomogramından kg-m/sn olarak hesaplanır (215, 216). Lewis Nomogramı bireylerin vücut kitle indeksleri ve dikey sıçrama mesafelerine göre anaerobik güç değeri veren bir ölçektir. Rodríguez-Rosell ve ark. tarafından 2017 yılında dikey sıçrama testinin geçerlilik-güvenilirlik çalışması yapılmıştır (235).

- Side Step Testi

Aerobik kapasitede çevikliğin değerlendirilmesi için kullanılan bir testtir. Testin amacı bireyin lateral hareketliliğinin değerlendirilmesidir. Teste başlarken bireyin bulunduğu konuma 1 numara verilir. Bireyin sağ ve sol tarafından 75 cm. uzaklıkta bulunan noktalara 2 ve 3 numara verilir. Başla komutuyla beraber önce 1 numaradan 2' ye, 2' den tekrar 1' e, sonrasında 3' e ve tekrar 1 numaraya sıçrayarak bir deviri tamamlamış olur. 20 saniye içinde yapabildiği maksimum devir sayısı bireyin skoru olarak kaydedilir (215, 216). Ortiz ve ark. tarafından 2005 yılında geçerlilik-güvenilirlik çalışması yapılmıştır (236).

- Mekik Koşu Testi

Aerobik kapasitede bireyin yön değiştirme hızını ölçer. Yere 7 metre arayla çizilen 2 paralel çizginin sonuna 2 tahta blok yerleştirilir. Birey başlangıç çizgisinin gerisinde durarak başla komutunun verilmesinin ardından tahta bloklara doğru koşar. Bir bloğu aldıktan sonra başlangıç konumuna geri dönüp bloğu bırakır. Ardından 2. blok için tekrar geri döner. İkinci tahta bloğu da başlangıç konumuna getirdikten sonra test bitirilir. Kronometre tutularak skor saniye cinsinden kaydedilir (215, 216). Dardouri ve ark. tarafından 2014 yılında geçerlilik-güvenilirlik çalışması yapılmıştır (237).

2.4.3. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Lumbopelvik Kontrol ve Fiziksel Performans Arasındaki İlişki

Yetişkin erkeklerde ayak ark yüksekliği ile ayak bileği kas kuvveti ve fiziksel performans arasındaki ilişkiyi incelemek için yapılan çalışmada, yüksek arka sahip bireylerin vücut ağırlığı da dahil edildiğinde 120°/ sn.' de zirve izokinetik konsantrik plantar fleksiyon ve inversiyon ve 30°/ sn.' de zirve izokinetik konsantrik dorsifleksiyon kas kuvveti değerlerinin orta yükseklikte arka sahip bireylere göre daha düşük olduğu, orta ve düşük seviye arka sahip bireylerde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur. Ayrıca fiziksel performans ile ayak ark yüksekliği arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (220). Koşma aktivitesi ile ayak postürü arasındaki ilişkiyi incelemek için yapılan çalışmada, 45 dakikalık koşma aktivitesi sonucunda pronasyondaki ayağın nötral pozisyona dönmeye meyilli olduğu, ön ve arka ayak ile ayak internal ve eksternal kenarında plantar basınçların azaldığı ortaya koyulmuştur (221).

Lumbopelvik kontrolün fiziksel performansa etkisiyle ilgili çalışmalar çok az sayıdadır. Kolon kanseri olan bireylerde 8 haftalık lumbopelvik stabilizasyon eğitiminin kanserli bireylerde fiziksel uygunluğu artırdığı ifade edilmiştir (256). Rivera yapmış olduğu çalışmada core bölge kaslarındaki zayıflığın sporcularda erken yorulmaya, enduransta azalmaya ve sıklıkla yaralanmalara sebep olduğunu ifade etmiştir (251).

Yapılan çalışmalarda ayak-ayak bileği karakteristiklerinin fiziksel performansı olumsuz etkilediği bildirilmiş olmasına rağmen lumbopelvik kontrolden primer sorumlu olan kasların bu etkilenimdeki rolü literatürde mevcut değildir. Bu konuda kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. BİREYLER

Bu çalışma, sağlıklı genç yetişkinlerde ayak-ayak bileği karakteristikleri ile lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performans arasındaki ilişkiyi incelemek için Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Ahi Evran Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu ve Ahi Evran Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği iş birliği içerisinde gerçekleştirildi. Çalışmaya 18 ile 25 yaş arası 64 genç yetişkin dahil edildi. *G*Power version 3.0.10.* ile $r: 0.63$, % 95 güven aralığında % 80 güç ile yapılan analiz sonucunda 64 bireye ulaşıldığında çalışmaya yeni birey dahil edilmesi sonlandırıldı.

Çalışmamıza dahil edilme kriterleri:

- Çalışmaya katılmaya gönüllü olmak,
- 18 ile 25 yaş arası olmak,
- Vücut kütle indeksi 18,5 ile 24,9 arası olan, normal vücut ağırlığına sahip birey olmak.

Çalışmamıza dahil edilmeme kriterleri:

- Sistemik, lokomotor veya ayak ile ilişkili herhangi bir problemin varlığı,
- Alt ekstremita ile ilişkili herhangi bir cerrahi operasyon geçirmiş olmak,
- Alt ekstremita ile ilgili herhangi bir problemin varlığı,
- Duyu kaybına, diyabetik veya periferik nöropatiye sahip olmak,
- Omurga ile ilgili herhangi bir problemin varlığı (bel ağrısı, skolyoz, geçirilmiş cerrahiler),
- Nörolojik herhangi bir problemin varlığı (52, 61, 238, 239).

Çalışmaya başlamadan önce Ahi Evran Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 14.11.2017 tarih ve 2017-17/200 karar numaralı izin ve onay alındı. Tüm bireylerden bilgilendirilmiş gönüllü onam formu alındı. Çalışmamız Helsinki Bildirgesine uygun olarak yapıldı.

3.2. YÖNTEM

3.2.1. Çalışmanın Planı

Çalışmamız sağlıklı genç yetişkinlerde ayak-ayak bileği karakteristikleri ile lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performans arasındaki ilişkinin incelenmesi amacıyla planlandı. Dahil edilme kriterlerini sağlayan 64 sağlıklı genç yetişkin, ayak konusunda deneyimli bir fizyoterapist ve alanında uzman bir radyolog tarafından değerlendirildi. Tüm bireylerin değerlendirmeleri 5 alt başlık halinde yapıldı.

Değerlendirme alt başlıkları;

1. Sosyodemografik özelliklerin değerlendirilmesi
2. Ayak-ayak bileği karakteristiklerinin değerlendirilmesi
3. Lumbopelvik kontrolün değerlendirilmesi
4. Dengenin değerlendirilmesi
5. Fiziksel performansın değerlendirilmesi

3.2.2. Değerlendirmeler

1. Sosyodemografik Özelliklerin Değerlendirilmesi

Çalışmaya dahil edilen tüm bireylerin adı ve soyadı, cinsiyeti, yaşı (yıl), boy uzunluğu (metre), vücut ağırlığı (kilogram), vücut kütle indeksi (kilogram/metrekare), mesleği, özgeçmiş ve soygeçmişleri değerlendirme formuna kaydedildi.

2. Ayak-Ayak Bileği Karakteristiklerinin Değerlendirilmesi

Navikular Yükseklik ve Navikular Düşme Testi

Bu testler bireylerin medial longitudinal ark yüksekliklerini, ayak fleksibilitelerini değerlendirmek için kullanılmışlardır. Navikular yükseklik testi, çıplak ayak ile ayağa tam ağırlık verilerek ve ağırlık verilmeksizin iki farklı pozisyonda yapıldı. Her iki pozisyonda da m. tibialis posteriorun yapışma yeri olan navikulanın tüberkülü ile yer arasındaki mesafe ölçüldü. Navikular yükseklik testinden sonra navikular düşme miktarının belirlenmesinde ağırlık verilmeksizin yapılan ölçüm sonucundan ağırlık verilerek yapılan ölçüm sonucunun çıkartılmasıyla bulunan değer kullanıldı (65-67, Şekil 3.1). Navikular düşme miktarı 6-9 milimetre arası olan bireyler normal, 10 mm ve üzeri olanlar ise patolojik olarak belirlendi (66).



Şekil 3.1. Navikular Yükseklik ve Navikular Düşme Testi Ölçümleri

Ayak Postür İndeksi

Ayak postürü hakkında bilgi sahibi olmak için bu indeksten faydalanıldı. Değerlendirme sırasında tüm bireylerden ayakta iken kendilerini rahat hissettikleri pozisyonda durmaları istendi. Arka ayakta talus başının başparmak ve işaret parmağı ile palpasyonu, lateral malleolun üstündeki ve altındaki eğim, kalkaneal supinasyon ve pronasyon, ön ayakta talonavikular eklem bölgesinde kubbeleşme, medial

longitudinal ark yapısı ve ön ayağın arka ayağa göre adduksiyon ve abduksiyonundan oluşan 6 başlık -2 ile +2 puan arasında değerlendirilip toplam puanı 0 olanlar nötral pozisyon, pozitif değerler pronasyonda, negatif değerler supinasyonda olarak ifade edildi. 0 ile +4 arası hafif derecede pronasyon, +4 ile +8 arası orta derecede pronasyon, +8 ile +12 arası şiddetli pronasyon, 0 ile -4 arası hafif derecede supinasyon, -4 ile -8 arası orta derecede supinasyon, -8 ile -12 arası şiddetli supinasyon olarak derecelendirildi (68-70, Şekil 3.2).

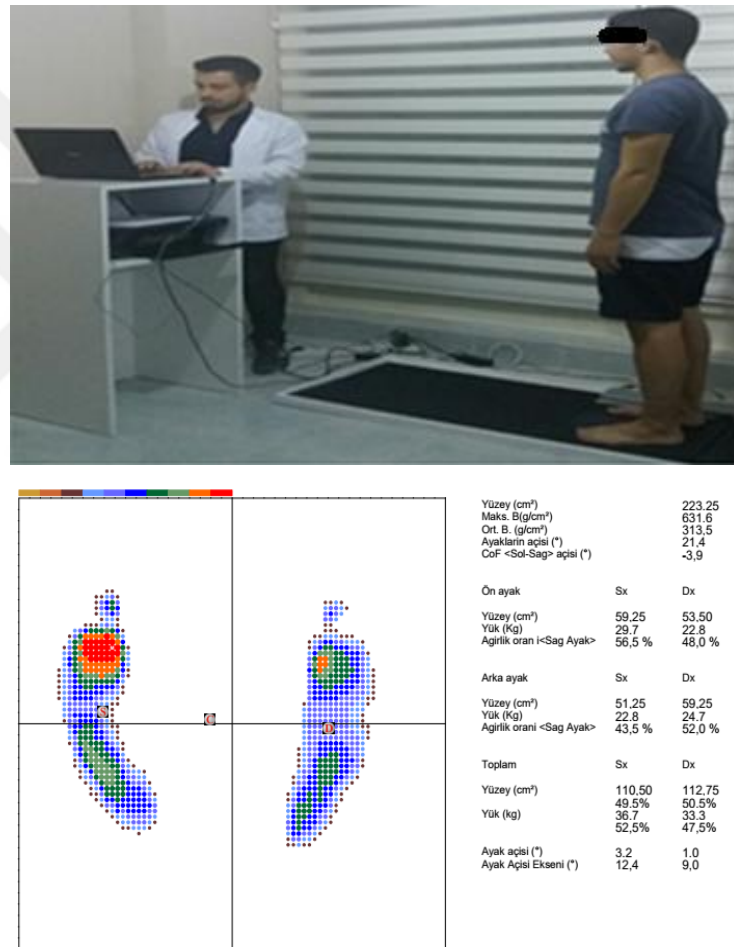


Şekil 3.2. Ayak Postür İndeksi Ölçümleri

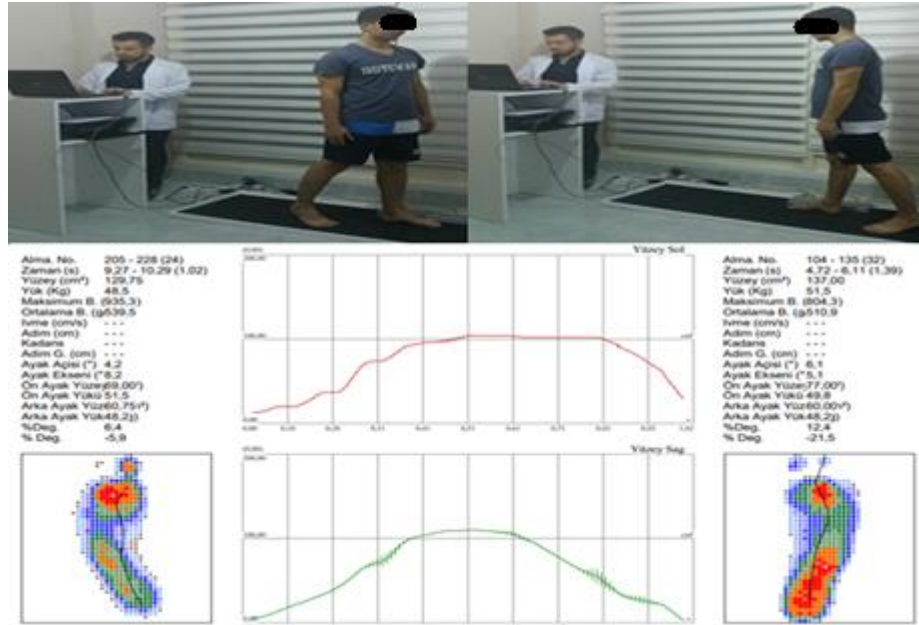
Plantar Basınç Dağılımı Analizi

Statik olarak yapılan analizde belirlenen bölgelerin pik basınç değerleri, ayağa binen toplam basınç, bu toplam basıncın ön ve arka ayak üzerine yüzdelik düşümleri ve pik basınç değerleri, ayaktaki maksimal temas alanı ve yine ön ve arka ayak üzerine yüzdelik düşümleri ölçülebilmektedir (71). Dinamik pedobarografik analizde ise plantar basınç değerlerinden kuvvet-zaman-alan integrali, ayağın yerle temastaki toplam uzunluğu, valgus ve varus sırasında ortaya çıkan basınç değişiklikleri ve yine belirlenen spesifik bölgelerin pik basınç değerleri ölçülebilmektedir (71). Bireylerin plantar basınç dağılımı analizleri *DIASU Dijital Analiz Sistemi*[®] ile 3x1 metrelik sensörlü yürüyüş platformu, programın kayıtlı olduğu ve verilerin depolandığı bir bilgisayara

sahip yürüyüş laboratuvarında yapıldı. Statik ölçümler için kişiden, kendisini rahat hissettiği gevşek pozisyonda sabit bir noktaya bakması istendi. Ayağın 9 bölgesinin (topuk mediali, topuk laterali, 5 metatarsal, başparmak ve 2.3.4. ve 5. parmaklar) pik basınçları (N/cm^2) kaydedildi. Dinamik ölçümler için kişiden platform üzerinde normal yürüme hızında yürümesi istendi. Statik değerlendirmede olduğu gibi yine ayağın 9 bölgesinin pik basınçları kaydedildi (71). Statik olarak yapılan plantar basınç dağılımı analizi Şekil 3.3' te, dinamik olarak yapılan plantar basınç dağılımı analizi ise Şekil 3.4' te gösterilmiştir.



Şekil 3.3. Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi



Şekil 3.4. Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi

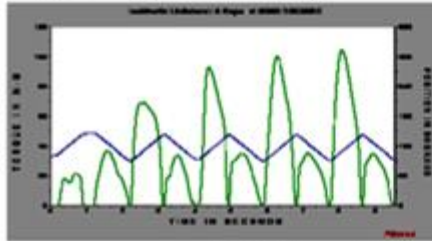
İzokinetik Kuvvet Dinamometresi

Bireylerin ayak bileği dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon kas kuvveti ölçümleri *Biodex System Pro 4 İzokinetik Kuvvet Dinamometresi®* ile yapıldı. Ölçüm yapılırken tüm bireylerden koltuk yanlarında bulunan el tutma yerlerini tutmaları istendi. Ayrıca test sırasında nefes tutmaları ve vücut postürünü bozmaları engellendi. Uyluk bandının popliteal bölgeye bası yapmadan uyluğu sıkıca kavraması sağlandı. Gövde bandı ile bireyin gövdesini öne eğmesi engellendi. Lateral malleole denk gelen dinamometrede dorsal bantlarla ayak stabilize edildi. Zirve izokinetik konsentrik ayak bileği dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon kas kuvvetleri iki değişik açısal hızda ($60^\circ/\text{sn}$ ve $180^\circ/\text{sn}$) test edildi. Bireylere $60^\circ/\text{sn}$ ' de 10 tekrar, $180^\circ/\text{sn}$ ' de 15 tekrar yaptırıldı. Test sırasında tüm bireyler sözel olarak teşvik edildi. Bireylerin kuvvet hesaplamalarında vücut ağırlığının maksimum torka bölünmesi sonucu ortaya çıkan değer kullanıldı (75, 78, 81, Şekil 3.5).



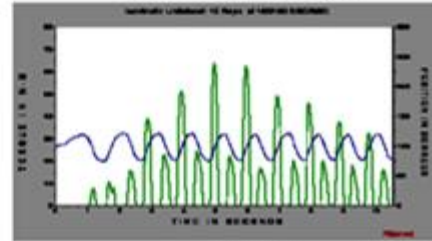
General Evaluation

Name: **1.ahmet sefa yordama** Session: **12/9/2008 12:00:25 AM** Windowing: **Isokinetic**
 ID: **7878978977977** Involved: **Right** Protocol: **Isokinetic Unilateral**
 Birth Date: **(M8/yyyy)** Clinician: Pattern: **Plantar Dorsi Flexion**
 HE: Referral: **Isokinetic**
 vH: **83.0** Joint: **Ankle** Contraction: **CON/CON**
 Gender: **Male** Diagnosis: GET: **No Gravity Correction**



PLANTAR FLX 60 DEG/SEC DORSI FLX 60 DEG/SEC

SOL. FEET			
ACF PEFC: I			
PEX TORQUE	N.m	104.5	36.8
PEX TQ/BN	%	126.4	44.5
MAX PEFC TOR/ACFX	J	62.9	23.2
COEFF OF VAR.	%	43.5	2.9
Avg POWER	WATTS	49.6	22.6
ACCELERATION TIME	MSEC	30.0	60.0
DECELERATION TIME	MSEC	40.0	100.0
FOR	DEG	57.1	
Avg PEX TO	N.m	77.7	35.3
ACCELERATIO RATIO	%	35.2	G: 31.0

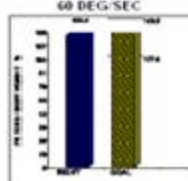


PLANTAR FLX 180 DEG/SEC DORSI FLX 180 DEG/SEC

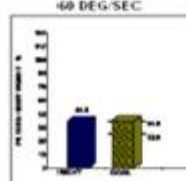
SOL. FEET			
ACF PEFC: II			
PEX TORQUE	N.m	63.8	24.4
PEX TQ/BN	%	77.2	29.6
MAX PEFC TOR/ACFX	J	36.5	14.3
COEFF OF VAR.	%	51.6	22.7
Avg POWER	WATTS	41.1	19.1
ACCELERATION TIME	MSEC	60.0	90.0
DECELERATION TIME	MSEC	230.0	230.0
FOR	DEG	55.7	
Avg PEX TO	N.m	39.2	18.5
ACCELERATIO RATIO	%	38.3	G: N/A

SOL. FEET			
ACF PEFC: I			
PEX TORQUE	N.m	104.5	36.8
PEX TQ/BN	%	126.4	44.5
MAX PEFC TOR/ACFX	J	62.9	23.2
COEFF OF VAR.	%	43.5	2.9
Avg POWER	WATTS	49.6	22.6
ACCELERATION TIME	MSEC	30.0	60.0
DECELERATION TIME	MSEC	40.0	100.0
FOR	DEG	57.1	
Avg PEX TO	N.m	77.7	35.3
ACCELERATIO RATIO	%	35.2	G: 31.0

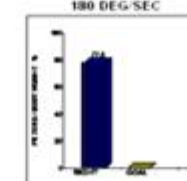
PLANTAR FLX 60 DEG/SEC



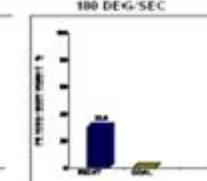
DORSI FLX 60 DEG/SEC



PLANTAR FLX 180 DEG/SEC



DORSI FLX 180 DEG/SEC



Şekil 3.5. İzokinetik Kuvvet Dinamometresi Ölçümleri

3. Lumbopelvik Kontrolün Değerlendirilmesi

Kas Kalınlıklarının Değerlendirilmesi

Lumbopelvik kontrolden primer sorumlu olan m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun kas kalınlıkları ultrasonografik görüntüleme yöntemi ile değerlendirildi. Ultrasonografik görüntüleme, Ahi Evran Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniğinde alanında uzman bir radyolog tarafından yapıldı. M. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun ultrasonografik görüntülemesi için 4-11 Mhz. ayarlanan lineer prob (*Toshiba Aplio 500; Inc, Nasu, Japan high resolution ultrasonography®*) kullanıldı.

Ultrasonografik görüntüleme öncesinde bütün bireylere abdominal hallowing manevrası öğretildi. Bu manevra, m. transversus abdominis aktive ederek diğer stabilizasyondan sorumlu kasların birlikte ko-kontraksiyonunu sağlar. Hareketin başarılı bir şekilde yapılabilmesi için bireylerde beceri algısının geliştirilmesi gerekir. Bu amaçla, kasın temel anatomisi bir resimle örneklenerek bireylere anlatıldı. Diğer kasların temel anatomisinden de bahsedilerek m. transversus abdominis ile diğer abdominal kaslar arasındaki farklılığa değinildi ve bireyin gövde hareketi ile abdominal hallowing arasındaki farkı anlamasına yardımcı olundu. Abdominal hallowing manevrası, yüzeysel kaslarda herhangi bir aşırı hareket olmadan göbeğin yukarı ve içe doğru çekilmesidir. Kontraksiyon sırasında tam performans için kişinin alt abdominal parçaya konsantre olması istendi (126).

M. transversus abdominis kas kalınlığı, statik ve dinamik aktivite sırasında ultrason probunun abdominal duvarın anterolateral kısmındaki torasik kafesin alt açısı ile iliak kristanın tam ortasından geçen hayali çizgiye yerleştirilmesi ile değerlendirildi. Statik olarak kas kalınlığı birey sırt üstü dizler 45° fleksiyonda yatarken m. transversus abdominis aktivasyonunu sağlayan abdominal hallowing hareketini yaparken ölçüldü (Şekil 3.6). Dinamik olarak, katılımcıdan oturur pozisyonda abdominal hallowing hareketini korurken kolunu fleksiyona getirmesi istendi ve kayıt alındı (Şekil 3.7).



Şekil 3.6. Statik Pozisyonda M. Transversus Abdominis'in Ultrasonografik Görüntüleme ile Değerlendirilmesi (R: Sağ Taraf, L: Sol Taraf, A ve B: M. Transversus Abdominis)



Şekil 3.7. Dinamik Pozisyonda M. Transversus Abdominis'in Ultrasonografik Görüntüleme ile Değerlendirilmesi (R: Sağ Taraf, L: Sol Taraf, A ve B: M. Transversus Abdominis)

M. lumbar multifidusu statik olarak test etmek için yüz üstü pozisyonu kullanıldı. Yer çekiminin etkisini test etmek için de dinamik olarak emekleme pozisyonu kullanıldı. Lumbal 3. ve 4. vertebra seviyesine ultrason probu yerleştirilerek kas kalınlığı kaydedildi (Şekil 3.8). Kas aktivasyonu için abdominal hollowing hareketi kullanıldı (104, 242, 243, Şekil 3.9). M. lumbar multifidusun longitudinal çapı, anteroposterior çapı ve kesit alanının sınırları belirlendi. Kas kalınlığının belirlenmesinde kasın anteroposterior çapı kullanıldı.



Şekil 3.8. Statik Pozisyonda M. Lumbar Multifidusun Ultrasonografik Görüntüleme ile Değerlendirilmesi (B ve D: Anteroposterior Çap)



Şekil 3.9. Dinamik Pozisyonda M. Lumbar Multifidusun Ultrasonografik Görüntüleme ile Değerlendirilmesi (B ve D: Anteroposterior Çap)

Statik Enduransın Değerlendirilmesi

Gövde ve lumbopelvik kasların statik enduransının değerlendirilmesinde plank endurans testi, sağ lateral köprü testi, sol lateral köprü testi, sorensen testi ve gövde fleksörleri endurans testi kullanıldı. Görüntüleme yöntemleri kadar özelleşmiş olmasalar da statik endurans testleri de klinik olarak anlamlılık taşımaktadırlar (139-143).

- Plank Endurans Testi

Bireylerden mat üzerine yüzüstü yatmaları istendi. Sabit bir noktaya bakarak dirsek fleksiyonda, kalça ekstansiyonda iken kalçalarını vücut düz bir hat olana kadar yukarı kaldırmaları istendi. Herkese bir deneme hakkı verildikten 5 dakika sonra süre tutularak skor saniye cinsinden kaydedildi. Vücudun düz hattı bozulduğu anda test bitirildi (139-143, Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Plank Endurans Testi

- Sağ Lateral Köprü Testi

Bireylerden sağ taraflarına yan yatmaları istendi. Sol ayağı sağ ayağının, sol eli de sağ omuz üzerinde iken gövde ve lumbopelvik bölgelerin dirsek ve ayak tarafından taşınması sağlandı. Süre tutularak skor saniye cinsinden kaydedildi. Vücudun düzgünlüğü bozulduğu anda test bitirildi (139-143, Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Sağ Lateral Köprü Testi

- Sol Lateral Köprü Testi

Bireylerden sol taraflarına yan yatmaları istendi. Sağ ayağı sol ayağının, sağ eli de sol omuz üzerinde iken gövde ve lumbopelvik bölgelerin dirsek ve ayak tarafından taşınması sağlandı. Süre tutularak skor saniye cinsinden kaydedildi. Vücudun düzgünlüğü bozulduğu anda test bitirildi (139-143, Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Sol Lateral Köprü Testi

- Sorensen Testi

Bireylerden, baş ve gövdeleri yataktan sarkacak şekilde yüzüstü yatmaları istendi. Pelvis, kalça ve dizleri yatak içinde pozisyonlandı. Eller ensede kenetli pozisyonda üst gövdelerini yatak kenarından düz bir şekilde öne doğru uzatmaları istendi. Süre tutularak skorları saniye cinsinden kaydedildi. Vücut düzgünlüğü bozulduğu anda test bitirildi (139-143, Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Sorensen Testi

- Gövde Fleksörleri Endurans Testi

Bireylerin gövdeleri 60°, diz ve kalçaları ise 90° fleksiyonda olacak şekilde, elleri omuzda çapraz pozisyonlandı. Fizyoterapist tarafından ayakları sabitlendi. Gövde fleksiyonu bozulduğunda test bitirilip skorları saniye cinsinden kaydedildi (139-143, Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Gövde Fleksörleri Endurans Testi

Dinamik Enduransın Değerlendirilmesi

Dinamik enduransın değerlendirilmesinde ise sit-ups ve modifiye push up testleri kullanıldı. Görüntüleme yöntemleri kadar özelleşmiş olmasalar da dinamik endurans testleri de klinik olarak anlamlılık taşımaktadırlar (142, 144).

- Sit-Ups Testi

Bireylerden dizleri fleksiyonda sırt üstü yatarken 60 saniye içinde yapabildikleri maksimum tekrar kadar gövde fleksiyonu yapmaları istendi. Skorları tekrar sayısı olarak kaydedildi (142-144, Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Sit-Ups Testi

- Modifiye Push-Up Testi

Bireylerin dirsekleri ve dizleri fleksiyonda iken yüzüstü yatmaları istendi. Her tekrarda dirseklerini tam ekstansiyona getirerek baş, omuz ve gövdelerini yerden kaldırmaları istendi. 60 saniye içinde yapabildikleri maksimum tekrar sayısı, skor olarak kaydedildi (142-144, Şekil 3.16).

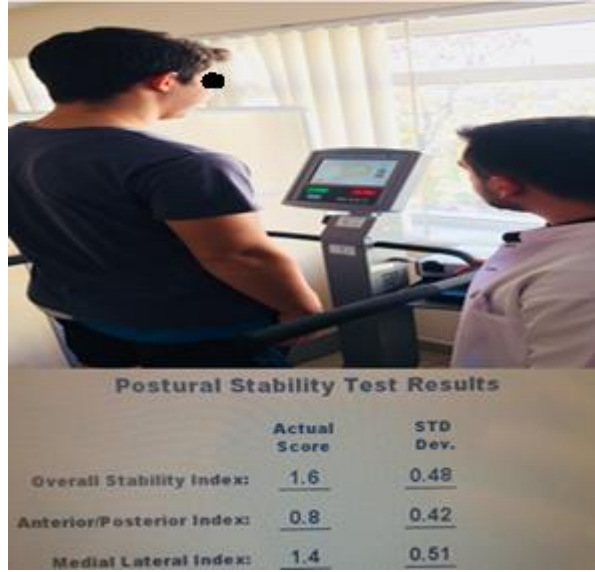


Şekil 3.16. Modifiye Push-Up Testi

4. Dengenin Değerlendirilmesi

- Biodex Denge Sistemi

Statik ve dinamik dengenin objektif değerlendirilmesinde kullanılan, mediolateral ve anteroposterior yönlerde serbest harekete izin veren geçerlilik-güvenilirlik çalışması yapılmış bir cihazdır (194, 195, 233). Sekiz farklı rezistans ile platformda dengede kalmak fizyoterapist tarafından zorlaştırılabilir. Biodex Denge Sisteminde skorların artması dengenin kötüleştiğini göstermektedir. Statik ve dinamik dengenin objektif değerlendirilmesinde Biodex Denge Sistemi kullanıldı. Statik olarak 20 saniye deneme süresinin ardından sirküler halkayı anteroposterior, mediolateral yönde hareket ettirerek merkezde tutmaları istendi. Dinamik dengenin değerlendirilmesinde 8 seviyeli direncin (1 en az stabil, 8 en stabil) 2.seviyesi kullanıldı. 20 saniyelik test süresi sonunda hem statik hem de dinamik denge için tüm bireylerin genel stabilite indeksi, anteroposterior stabilite indeksi ve mediolateral stabilite indeksi skorları kaydedildi (194-197, 233, Şekil 3.17).



Şekil 3.17. BiodeX Denge Sistemi

- Tek Bacak Denge Testi

Bireylerin statik dengelerinin değerlendirilmesinde kullanıldı. Standart ayakta duruşta sabit bir noktaya bakarken sırasıyla her iki taraf dizlerini fleksiyona getirmeleri ve saniye cinsinden durabildikleri maksimum süre kadar durmaları istendi (198, 244, Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Tek Bacak Denge Testi

5. Fiziksel Performansın Değerlendirilmesi

- Dikey Sıçrama Testi

İlk olarak standart ayakta duruşta duvar kenarında yan dönerek ulaşabildikleri maksimum mesafeye uzanmaları istendi. Daha sonra bireylerin çift ayağı ile sıçrayarak ulaşabildikleri maksimum mesafe işaretlendi. Her iki ölçüm arasındaki mesafe metre cinsinden vücut ağırlığı da dahil edilerek Lewis Nomogramından $\text{kg} \cdot \text{m}/\text{sn}$ olarak hesaplandı. Lewis Nomogramı bireylerin vücut kütle indeksleri ve dikey sıçrama mesafelerine göre anaerobik güç değeri veren bir ölçektir (215, 216, 245, Şekil 3.19).



Şekil 3.19. Dikey Sıçrama Testi

- Side Step Testi

Aerobik kapasitede lateral hareketlilik ve çevikliğin değerlendirilmesi için kullanıldı. Ayakta dururken bulundukları konum 1 numara olarak belirlendi. 1 numaradan 75 cm. uzaklıkta sağ ve sol olmak üzere 2. ve 3. numaralar belirlendi. Fizyoterapistin başla komutuyla beraber bireylerden önce 2 numaraya, ardından başlangıç konumu olan 1 numaraya, sonrasında 3 numaraya ve tekrar 1 numaraya

sıçramaları istendi. 2-1-3-1 numara şeklinde tamamlanan bir tur, bir tekrar sayısı olarak kabul edildi. 20 saniye içinde yapılan toplam tekrar sayısı bireylerin skorları olarak kaydedildi (215, 216, Şekil 3.20).



Şekil 3.20. Side Step Testi

- Mekik Koşu Testi

Aerobik kapasitede bireyin yön değiştirme hızının değerlendirilmesinde kullanıldı. Yere 7 metre arayla çizilen paralel çizgiler ve tahta bloklar kullanıldı. Bireylerden birinci tahta bloğu alıp tekrar başlangıç noktasına dönmesi ve ikinci tahta bloğa doğru koşması istendi. İkinci tahta bloğu da alıp başlangıç noktasına dönünce test bitirildi. Saniye cinsinden skor kaydedildi (215, 216, Şekil 3.21).



Şekil 3.21. Mekik Koşu Testi

3.2.3. İSTATİSTİKSEL YÖNTEMLER

Sağlıklı genç yetişkinlerde ayak-ayak bileği karakteristikleri ile lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performans arasındaki ilişkinin incelenmesi amacıyla planladığımız çalışmadan elde edilen verilerin istatistiksel analizinde “Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) 22.0 for Windows” paket programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uyup uymadığına Shapiro Wilk Testi ile karar verildi. Tanımlayıcı istatistikler normal dağılıma uyan veriler için ortalama $\pm$ standart sapma olarak, normal dağılıma uymayan veriler için ortanca ve IQR(75 Persentil-25 Persentil, Çeyreklikler Arası Genişlik) olarak, kategorik veriler için de yüzde (%) değeri olarak hesaplandı. Sağ ve sol tarafa ait verilerin karşılaştırılmasında Eşleştirilmiş İki Örnek Testi veya Wilcoxon Testi kullanıldı. Ayak-ayak bileği karakteristikleri ile lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performans arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde normal dağılım gösteren veriler için Pearson Korelasyon Analizi, normal dağılım göstermeyen veriler için ise Spearman Korelasyon Analizi kullanıldı. r veya r_s değerleri 0-0,25 arası zayıf korelasyon, 0,25-0,50 orta şiddette korelasyon, 0,50-0,75 arası kuvvetli

korelasyon, 0,75 ve üzeri ise çok kuvvetli korelasyon olarak ifade edildi. İstatistiksel anlamlılık değeri $p < 0,05$ olarak kabul edildi.



4. BULGULAR

4.1. Sosyodemografik Değerlendirme Bulguları

Çalışmamız, dahil edilme kriterlerini sağlayan sağ tarafı dominant, 18-25 yaş arası 26 kadın ve 38 erkek olmak üzere toplam 64 sağlıklı genç yetişkin ile gerçekleştirildi. Bireylerin sosyodemografik özelliklerine ait bulgular Tablo 4.1' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Bireylerin Sosyodemografik Özellikleri

Sosyodemografik Veriler	X±SS
Yaş (yıl)	21.89±1.21
Boy (cm)	166.67±9.60
Vücut Ağırlığı (kg)	62.84±13.53
Vücut Kütle İndeksi (kg/m ²)	22.64±3.18
	n (%)
Kadın/Erkek	26/38 (40.62/59.38)
Sedanter Birey/ Spor Geçmişi Olan Birey	64/0 (100/0)
Sağ Dominant / Sol Dominant	64/0 (100/0)

cm: Santimetre, kg:Kilogram, m²:Metrekare, n: Birey sayısı, X±SS:Ortalama±Standart sapma, %:Yüzde.

4.2. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Lumbopelvik Kontrol, Denge ve Fiziksel Performans Sonuçlarına Ait Bulgular

4.2.1. Ayak Pronasyonu ile İlgili Değerlendirme Sonuçlarına Ait Bulgular

Bireylerin sağ ve sol taraf navikular yükseklik testi, navikular düşme testi ve ayak postür indeksi skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı (p>0.05). Sağ ve sol ayakları arasında ayak pronasyonu, medial longitudinal ark yüksekliği gibi parametreler açısından anlamlı bir fark yoktu. Bireylerin ilgili testlere ait değerlendirme sonuçlarının dağılımı Tablo 4.2' de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Navikular Yükseklik Testi, Navikular Düşme Testi ve Ayak Postür İndeksine Ait Değerlendirme Sonuçları

	Sağ	Sol	
Parametreler	Ortanca(IQR)	Ortanca(IQR)	p
NYT (mm)	40.50(38-45)	40(38-44.75)	0.65
NDT (mm)	6(5-7)	6(5-7)	0.45
	X±SS	X±SS	
Ayak Postür İndeksi	1.75±1.43	1.76±1.67	0.90

NYT: Navikular Yükseklik Testi, NDT: Navikular Düşme Testi, X±SS: Ortalama±Standart Sapma, Wilcoxon Testi, Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, IQR: Çeyreklikler Arası Genişlik, mm: Milimetre.

4.2.2. Statik ve Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi ile İlgili Bulgular

Statik ve dinamik ölçümlerde bireylerin sağ ve sol ayaklarının topuk medial kısmına, 1.4.5. metatarsallere, başparmak ve diğer parmaklara binen yükler arasında ve statik ölçümlerde topuk laterali ve 3. metatarsal kemiğe binen yükler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). Statik ve dinamik ölçümlerde bireylerin sağ taraflarına daha fazla yük bindiği görüldü. Statik ve dinamik plantar basınç dağılımı analizine ait değerlendirme sonuçları Tablo 4.3' te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Sağ ve Sol Ayaktan Elde Edilen Statik ve Dinamik Ayak Tabanı Basınç Pik Değerleri

Basınç Alanları	Sağ		Sol		p1	p2
	X±SS	X±SS	X±SS	X±SS		
	Statik	Dinamik	Statik	Dinamik		
Topuk Mediali	67.5±3.11	79.1±3.20	61.5±3.21	74.6±3.20	0.001	0.002
Topuk Lateralı	59.2±2.96	68.11±2.89	56.5±2.89	66.0±2.96	0.001	0.08
1. Metatarsal	29.5±3.03	40.0±2.98	28.1±2.97	34.5±3.02	0.001	0.001
2. Metatarsal	45.4±3.20	54.88±3.1	44.0±3.09	51.0±3.22	0.86	0.19
3. Metatarsal	75.0±3.18	81.7±3.03	67.6±3.45	81.5±3.05	0.03	0.68
4. Metatarsal	59.3±3.02	67.5±3.04	59.0±2.83	66.2±2.97	0.001	0.02
5. Metatarsal	23.7±2.98	27.4±2.94	23.2±2.90	31.0±2.98	0.001	0.001
Başparmak	37.6±3.20	42.2±3.14	33.7±2.82	43.7±3.17	0.001	0.04
Diğer Parmaklar	3.9±0.21	6.8±2.30	3.5±0.19	6.5±0.23	0.001	0.002

p1: Statik basınçlar için p değeri, p2: Dinamik basınçlar için p değeri, Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, X±SS: Ortalama±Standart Sapma.

4.2.3. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon İzokinetik Kas Kuvveti ile İlgili Bulgular

Biodex System Pro 4 İzokinetik Kuvvet Dinamometresi® ile yapılan ölçümlerde 60°/sn.' de ve 180°/sn.' de sağ ve sol taraf ayak bileği plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon kas kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). İzokinetik ölçümlere ait değerlendirme bulguları Tablo 4.4' te gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon İzokinetik Kas Kuvvetine Ait Bulgular

	Sağ	Sol	
Parametreler (%)	Ortanca(IQR)	Ortanca(IQR)	p
Plantar Fleksiyon 60°/sn.	92.80(83.55-121.25)	90.75(81.05-105.20)	0.004
Plantar Fleksiyon 180°/sn.	76.80(70.55-85.05)	74.35(69.75-80.17)	0.001
Dorsifleksiyon 60°/sn.	37.70(34.70-41.65)	34.90(31.40-40.17)	0.001
Dorsifleksiyon 180°/sn.	28.80(26.40-31.57)	25.50(22-29.37)	0.001

°/sn: Derece/Saniye, Wilcoxon Testi, %: Yüzde, IQR: Çeyreklikler Arası Genişlik.

4.2.4. Lumbopelvik Kontrol ile İlgili Değerlendirme Sonuçları

Statik ve dinamik ultrasonografik ölçümlerde sağ ve sol taraf m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus kas kalınlıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı ($p < 0.05$). Sağ taraf m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus kas kalınlığı daha fazla bulundu. M. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusa ait değerlendirme bulguları Tablo 4.5’ te, statik ve dinamik endurans testlerine ait bulgular ise Tablo 4.6’ da gösterilmiştir.

Tablo 4.5. M. Transversus Abdominis ve M. Lumbar Multifidusa Ait Değerlendirme Bulguları

	Sağ	Sol	
Parametreler (mm)	Ortanca(IQR)	Ortanca(IQR)	P
TrA Kalınlığı Statik	4.10(3.32-4.37)	3.80(3.02-4.07)	0.001
TrA Kalınlığı Dinamik	4.90(4.50-5.20)	4.20(3.92-4.70)	0.001
LM Kalınlığı Statik	31.05(29.10-33.92)	30.05(28.55-32.95)	0.001
LM Kalınlığı Dinamik	33.05(30.87-35.50)	32.05(30-34.47)	0.001

TrA: M. Transversus Abdominis, LM: M. Lumbar Multifidus, Wilcoxon Testi, IQR: Çeyreklikler Arası Genişlik, mm: Milimetre.

Tablo 4.6. Statik ve Dinamik Endurans Testlerine Ait Bulgular

Parametreler	Ortanca(IQR)
Plank Endurans Testi (sn)	36.50(25-45)
Lateral Köprü Testi (sn)	
Sağ	24(15-32)
Sol	22(14.25-28)
Sorensen Testi (sn)	22.50(15-34.75)
Gövde Fleksörleri Endurans Testi (sn)	31.50(25-42)
Sit-Ups Testi (adet)	15(10-22)
Modifiye Push Up Testi (adet)	19.50(12-26)

sn: Saniye, IQR: Çeyreklikler Arası Genişlik.

4.2.5. Denge ile İlgili Değerlendirme Sonuçları

Sağ ve sol taraf tek bacak denge testi skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Biodex Denge Sistemi ve tek bacak denge testine ait değerlendirme sonuçları Tablo 4.7' de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Denge Değerlendirmesine Ait Bulgular

Parametreler	Ortanca(IQR)
Statik	
Genel Stabilite İndeksi	1.55(1.22-2)
Anteroposterior Stabilite İndeksi	1.50(1-1.70)
Mediolateral Stabilite İndeksi	1.40(1-1.60)
Dinamik	
Genel Stabilite İndeksi	1.20(0.90-1.60)
Anteroposterior Stabilite İndeksi	0.95(0.72-1.57)
Mediolateral Stabilite İndeksi	0.85(0.50-1.50)
Tek Bacak Denge Testi (sn)	
Sağ	132.50(65-168.75)
Sol	109.50(85-151.50)

p: 0.09

sn: Saniye, Wilcoxon Testi, IQR: Çeyreklikler Arası Genişlik.

4.2.6. Fiziksel Performans Testlerine Ait Değerlendirme Bulguları

Fiziksel performans testlerine ait değerlendirme sonuçları Tablo 4.8' de gösterilmiştir.

Tablo 4.8. Fiziksel Performans Değerlendirmesine Ait Bulgular

Parametreler	Ortanca(IQR)
Dikey Sıçrama Testi (kg-m/sn)	75(59-100.75)
Side Step Testi (adet)	6(5-7)
Mekik Koşu Testi (sn)	12.44(11.04-13.43)

kg-m/sn: Kilogram-Metre/Saniye, sn: Saniye, IQR: Çeyreklikler Arası Genişlik.

4.3. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Lumbopelvik Kontrol Arasındaki İlişki

4.3.1. Ayak Pronasyonu ile Lumbopelvik Kontrol Arasındaki İlişki

Sağ navikular yükseklik testi ile m. lumbar multifidus statik ve dinamik kas kalınlıkları arasında pozitif yönlü orta şiddette istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ navikular düşme testi ile hem sağ hem de sol taraf m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus statik ve dinamik kas kalınlıkları arasında negatif yönlü orta şiddette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sol navikular düşme testi ile sağ ve sol taraf statik m. transversus abdominis kalınlıkları, sol taraf dinamik m. transversus abdominis kalınlığı ve hem sağ hem de sol taraf statik ve dinamik m. lumbar multifidus kalınlıkları arasında negatif yönlü orta şiddette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Navikular düşme miktarı arttıkça m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus statik ve dinamik kas kalınlıklarının azaldığı saptanmıştır. Ancak navikular yükseklik ve navikular düşme testleri ile statik ve dinamik endurans testleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.05$). Navikular yükseklik ve navikular düşme testi ile lumbopelvik kontrol arasındaki ilişki Tablo 4.9’ da gösterilmiştir. Sağ ve sol taraf ayak postür indeksi ile m. transversus abdominis sağ statik, m. transversus abdominis sol dinamik, hem sağ hem de sol taraf m. lumbar multifidus statik ve dinamik kas kalınlıkları arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ taraf ayak postür indeksi ile sağ taraf dinamik m. transversus abdominis kalınlığı arasında, sol taraf ayak postür indeksi ile sol taraf statik m. transversus abdominis kalınlığı arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Ayakta pronasyon arttıkça m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus statik ve dinamik kas kalınlıklarının azaldığı saptanmıştır. Ancak ayak postür indeksi ile statik ve dinamik endurans testleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamıştır ($p>0.05$). Ayak postür indeksi ile ultrasonografik görüntüleme sonuçları arasındaki ilişki Tablo 4.10’ da, ayak postür indeksi ile endurans testleri arasındaki ilişki ise Tablo 4.11’ de gösterilmiştir.

Tablo 4.9. Navikular Yükseklik, Navikular Düşme ve Lumbopelvik Kontrol Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER	NYT				NDT			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
TrA Statik								
Sağ	0.15	0.21	0.08	0.53	-0.26	0.03	0.40	0.001
Sol	0.10	0.43	0.02	0.82	-0.29	0.01	-0.35	0.004
TrA Dinamik								
Sağ	0.15	0.21	0.07	0.54	-0.25	0.04	-0.17	0.15
Sol	0.07	0.56	-0.02	0.84	-0.26	0.03	-0.26	0.03
LM Statik								
Sağ	0.27	0.02	0.14	0.24	-0.24	0.05	-0.36	0.03
Sol	0.26	0.03	0.16	0.18	-0.27	0.02	-0.39	0.001
LM Dinamik								
Sağ	0.29	0.01	0.16	0.20	-0.24	0.05	-0.35	0.004
Sol	0.27	0.02	0.14	0.25	-0.25	0.04	-0.38	0.002
Statik Endurans testleri								
Plank Endurans Testi	0.01	0.93	0.009	0.94	0.16	0.18	0.22	0.07
Lateral Köprü Testi								
Sağ	0.07	0.57	0.23	0.058	0.02	0.83	-0.18	0.15
Sol	0.13	0.28	0.22	0.07	-0.07	0.56	-0.16	0.19
Sorensen Testi	0.07	0.55	0.08	0.50	0.08	0.49	0.12	0.32
GFET	0.21	0.08	0.13	0.30	-0.16	0.18	-0.10	0.40
Dinamik Endurans Testleri								
Sit-Ups Testi	0.23	0.06	0.21	0.08	0.001	0.99	-0.08	0.49
Modifiye Push Up Testi	0.21	0.09	0.17	0.17	0.12	0.32	0.02	0.87

NYT: Navikular Yükseklik Testi, NDT: Navikular Düşme Testi, TrA: M. Transversus Abdominis, LM: M. Lumbar Multifidus, GFET: Gövde Fleksörleri Endurans Testi, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.10. Ayak Postür İndeksi ile Lumbopelvik Kas Kalınlıkları Arasındaki İlişki
Tablosu

KAS KALINLIKLARI (mm)	Ayak Postür İndeksi			
	Sağ		Sol	
	r_s	p	r_s	p
M. Transversus Abdominis				
Sağ Statik	-0.25	0.04	-0.33	0.007
Sol Statik	-0.20	0.10	-0.31	0.01
Sağ Dinamik	-0.39	0.001	-0.19	0.12
Sol Dinamik	-0.26	0.03	-0.31	0.01
M. Lumbar Multifidus				
Sağ Statik	-0.37	0.002	-0.43	0.001
Sol Statik	-0.40	0.001	-0.47	0.001
Sağ Dinamik	-0.33	0.006	-0.43	0.001
Sol Dinamik	-0.35	0.004	-0.45	0.001

Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.11. Ayak Postür İndeksi ile Endurans Testleri Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER	Ayak Postür İndeksi			
	Sağ		Sol	
	r_s	P	r_s	p
Plank Endurans Testi	0.01	0.91	-0.08	0.50
Lateral Köprü Testi				
Sağ	-0.15	0.21	0.003	0.98
Sol	-0.22	0.07	-0.15	0.23
Sorensen Testi	-0.09	0.47	0.19	0.13
Gövde Fleksörleri Endurans Testi	-0.19	0.11	-0.17	0.16
Sit-Ups Testi	-0.21	0.09	-0.13	0.28
Modifiye Push Up Testi	-0.13	0.28	0.03	0.78

Spearman Korelasyon Analizi.

4.3.2. Statik ve Dinamik Ayak Taban Basınç Dağılımları ile Lumbopelvik Kontrol Arasındaki İlişki

Plantar basınç dağılımı analizi ile ultrasonografik görüntüleme sonuçları arasında bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur. Sağ statik analizde topuk medialine binen yük ile m. lumbar multifidus statik ve dinamik kas kalınlıkları arasında negatif yönlü orta kuvvette, 1. metatarsal kemiğe binen yük ile statik m. lumbar multifidus kas kalınlığı arasında negatif yönlü zayıf kuvvette, 5. metatarsal kemiğe binen yük ile m. transversus abdominis statik ve dinamik kas kalınlıkları arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sol statik analizde topuk medialine binen yük ile m. lumbar multifidus statik ve dinamik kas kalınlıkları arasında negatif yönlü orta kuvvette, 5. metatarsal kemiğe binen yük ile m. transversus abdominis statik ve dinamik kas kalınlıkları arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Ayak medialine binen yük arttıkça m. lumbar multifidus

ve m. transversus abdominis kas kalınlığı azalmıştır. Sağ dinamik analizde topuk medialine binen yük ile m. lumbar multifidus statik ve dinamik kas kalınlıkları arasında negatif yönlü orta kuvvette 5. metatarsal kemiğe binen yük ile m. transversus abdominis statik ve dinamik kas kalınlıkları arasında pozitif yönlü orta kuvvette ve 2. 3. 4. 5. parmaklara binen yük ile m. lumbar multifidus statik ve dinamik kas kalınlıkları arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sol dinamik pedobarografik analizde topuk medialine ve 1. metatarsale binen yük ile m. lumbar multifidus kas kalınlığı arasında negatif yönlü orta kuvvette, 5. metatarsal kemiğe binen yük ile m. transversus abdominis statik ve dinamik kas kalınlıkları arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Ayak medialine binen yük arttıkça m. lumbar multifidus ve m. transversus abdominis kas kalınlığı azalmıştır. Sol statik analizde topuk medialine ve 1. metatarsal kemiğe binen yük ile plank endurans testi arasında negatif yönlü orta kuvvette, sağ dinamik analizde topuk lateraline binen yük ile plank endurans testi ve sorensen testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette, başparmağa binen yük ile sağ lateral köprü testi arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Ayak medialine binen yükün artması enduransı olumsuz etkilemiştir. M. transversus abdominis ile statik plantar basınç dağılımı analizi arasındaki ilişki Tablo 4.12' de, m. lumbar multifidus ile statik plantar basınç dağılımı analizi arasındaki ilişki Tablo 4.13' te, m. transversus abdominis ile dinamik plantar basınç dağılımı analizi arasındaki ilişki Tablo 4.14' te, m. lumbar multifidus ile dinamik plantar basınç dağılımı analizi arasındaki ilişki Tablo 4.15' te statik endurans testleri ile sağ statik plantar basınç dağılımı analizi arasındaki ilişki Tablo 4.16' da, statik endurans testleri ile sol statik plantar basınç dağılımı analizi arasındaki ilişki Tablo 4.17' de, statik endurans testleri ile sağ dinamik plantar basınç dağılımı analizi arasındaki ilişki Tablo 4.18' de, statik endurans testleri ile sol dinamik plantar basınç dağılımı analizi arasındaki ilişki Tablo 4.19' da, dinamik endurans testleri ile statik plantar basınç dağılımı analizi arasındaki ilişki Tablo 4.20' de, dinamik endurans testleri ile dinamik plantar basınç dağılımı analizi arasındaki ilişki Tablo 4.21' de gösterilmiştir.

Tablo 4.12. M. Transversus Abdominis ile Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu

BASINÇ ALANLARI	TrA Statik				TrA Dinamik			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Topuk Mediali	-0.21	0.08	-0.22	0.06	0.14	0.25	-0.05	0.64
Topuk Lateralı	0.16	0.19	-0.07	0.54	-0.20	0.11	-0.16	0.20
1. Metatarsal	-0.06	0.61	-0.04	0.70	0.08	0.51	0.02	0.85
2. Metatarsal	-0.10	0.40	-0.01	0.89	-0.12	0.32	0.13	0.29
3. Metatarsal	0.03	0.78	-0.10	0.40	-0.01	0.92	0.02	0.83
4. Metatarsal	0.03	0.75	0.13	0.28	-0.03	0.80	0.02	0.82
5. Metatarsal	0.29	0.01	0.32	0.01	0.36	0.003	0.33	0.007
Başparmak	0.01	0.89	-0.02	0.85	-0.03	0.77	0.07	0.56
Diğer Parmaklar	0.06	0.61	-0.01	0.90	0.04	0.75	-0.02	0.83

TrA: M. Transversus Abdominis, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.13. M. Lumbar Multifidus ile Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu

BASINÇ ALANLARI	LM Statik				LM Dinamik			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Topuk Mediali	-0.30	0.01	-0.30	0.01	-0.29	0.01	-0.26	0.03
Topuk Lateralı	0.08	0.50	0.06	0.62	0.08	0.49	0.10	0.43
1. Metatarsal	-0.23	0.05	-0.12	0.33	-0.22	0.08	-0.11	0.37
2. Metatarsal	-0.17	0.16	0.19	0.12	-0.15	0.21	0.21	0.08
3. Metatarsal	0.07	0.55	-0.19	0.12	0.10	0.42	-0.15	0.20
4. Metatarsal	-0.15	0.21	0.009	0.94	-0.10	0.39	0.01	0.88
5. Metatarsal	0.21	0.08	0.22	0.07	0.17	0.16	0.20	0.10
Başparmak	-0.13	0.29	-0.11	0.34	-0.14	0.26	-0.09	0.43
Diğer Parmaklar	0.18	0.13	0.06	0.59	0.21	0.09	0.11	0.38

LM: M. Lumbar Multifidus, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.14. M. Transversus Abdominis ile Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu

BASINÇ ALANLARI	TrA Statik				TrA Dinamik			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Topuk Mediali	-0.20	0.10	-0.22	0.07	-0.11	0.38	0.02	0.85
Topuk Lateralı	0.14	0.26	0.15	0.22	0.11	0.35	0.01	0.88
1. Metatarsal	-0.07	0.55	-0.15	0.22	0.004	0.97	-0.09	0.44
2. Metatarsal	-0.15	0.22	-0.14	0.24	-0.06	0.60	-0.08	0.48
3. Metatarsal	0.01	0.88	0.07	0.57	0.003	0.98	0.13	0.30
4. Metatarsal	0.04	0.70	0.07	0.56	0.10	0.39	0.22	0.07
5. Metatarsal	0.29	0.01	0.35	0.004	0.38	0.002	0.40	0.001
Başparmak	0.006	0.96	-0.006	0.96	-0.02	0.83	-0.13	0.27
Diğer Parmaklar	0.11	0.36	0.08	0.48	0.01	0.90	0.09	0.45

TrA: M. Transversus Abdominis, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.15. M. Lumbar Multifidus ile Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu

BASINÇ ALANLARI	LM Statik				LM Dinamik			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Topuk Mediali	-0.28	0.02	0.22	0.07	-0.25	0.04	-0.28	0.02
Topuk Lateralı	0.06	0.58	0.04	0.71	0.06	0.61	0.08	0.50
1. Metatarsal	-0.20	0.10	-0.20	0.10	-0.18	0.14	-0.25	0.04
2. Metatarsal	-0.18	0.15	-0.16	0.19	-0.15	0.21	-0.13	0.29
3. Metatarsal	0.006	0.96	0.01	0.93	0.01	0.88	0.007	0.95
4. Metatarsal	0.18	0.14	0.22	0.07	0.12	0.32	0.14	0.24
5. Metatarsal	0.26	0.03	0.23	0.057	0.22	0.07	0.20	0.09
Başparmak	-0.11	0.35	-0.07	0.56	-0.13	0.29	-0.08	0.48
Diğer Parmaklar	0.28	0.02	0.07	0.56	0.29	0.01	0.22	0.07

LM: M. Lumbar Multifidus, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.16. Statik Endurans Testleri ile Sağ Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu

ALANLAR	Statik Endurans Testleri									
	Plank		Sağ LK		Sol LK		Sorensen		GFET	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Topuk Mediali	0.23	0.057	0.14	0.23	0.23	0.06	0.12	0.32	0.02	0.82
Topuk Lateralı	0.15	0.22	0.10	0.41	0.14	0.24	-0.07	0.35	-0.11	0.38
1. Metatarsal	0.19	0.12	0.04	0.75	0.17	0.17	0.11	0.35	0.13	0.29
2. Metatarsal	0.08	0.50	-0.08	0.51	0.06	0.60	0.20	0.10	0.31	0.10
3. Metatarsal	0.07	0.55	0.08	0.50	0.16	0.20	0.19	0.12	0.23	0.06
4. Metatarsal	0.18	0.15	0.12	0.33	0.11	0.35	0.07	0.58	-0.15	0.23
5. Metatarsal	-0.03	0.77	0.001	0.99	-0.14	0.24	-0.02	0.85	0.06	0.60
Başparmak	-0.04	0.74	0.20	0.10	0.08	0.50	0.13	0.28	-0.10	0.41
Diğer Parmaklar	0.14	0.26	-0.15	0.20	-0.04	0.75	-0.02	0.85	0.22	0.06

Plank: Plank Endurans Testi, LK: Lateral Köprü Testi, GFET: Gövde Fleksörleri Endurans Testi, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.17. Statik Endurans Testleri ile Sol Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu

ALANLAR	Statik Endurans Testleri									
	Plank		Sağ LK		Sol LK		Sorensen		GFET	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Topuk Mediali	-0.42	0.001	0.13	0.28	0.29	0.01	0.06	0.61	-0.02	0.86
Topuk Lateralı	0.19	0.11	0.18	0.20	0.30	0.01	-0.23	0.06	-0.06	0.61
1. Metatarsal	-0.37	0.002	-0.12	0.33	0.02	0.84	-0.021	0.86	0.04	0.72
2. Metatarsal	0.14	0.25	0.20	0.11	0.32	0.10	-0.24	0.052	0.06	0.60
3. Metatarsal	0.11	0.38	0.03	0.81	0.07	0.53	0.01	0.88	-0.03	0.77
4. Metatarsal	-0.03	0.79	0.08	0.49	0.02	0.84	-0.08	0.50	-0.09	0.45
5. Metatarsal	-0.03	0.77	0.01	0.91	-0.13	0.30	-0.08	0.51	0.05	0.68
Başparmak	-0.05	0.66	0.19	0.12	0.11	0.38	0.06	0.58	0.16	0.19
Diğer Parmaklar	0.04	0.69	-0.07	0.56	0.006	0.96	0.11	0.35	0.006	0.96

Plank: Plank Endurans Testi, LK: Lateral Köprü Testi, GFET: Gövde Fleksörleri Endurans Testi, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.18. Statik Endurans Testleri ile Sağ Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu

BASINÇ ALANLARI	Statik Endurans Testleri									
	Plank		Sağ LK		Sol LK		Sorensen		GFET	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Topuk Mediali	0.18	0.14	0.16	0.19	0.08	0.49	0.15	0.22	0.09	0.46
Topuk Lateralı	0.37	0.003	0.05	0.65	0.09	0.47	0.27	0.03	0.08	0.48
1. Metatarsal	0.21	0.09	0.04	0.75	0.17	0.16	0.15	0.21	0.17	0.16
2. Metatarsal	0.09	0.43	0.05	0.69	0.08	0.49	0.16	0.19	0.03	0.78
3. Metatarsal	0.19	0.12	0.03	0.75	0.14	0.24	0.11	0.36	0.11	0.34
4. Metatarsal	0.13	0.29	0.13	0.27	0.08	0.49	0.001	0.99	0.16	0.18
5. Metatarsal	0.06	0.61	0.01	0.88	0.10	0.41	0.03	0.81	0.09	0.45
Başparmak	-0.08	0.52	-0.25	0.04	0.08	0.49	0.16	0.18	-0.12	0.32
Diğer Parmaklar	0.03	0.80	0.03	0.80	0.03	0.81	0.05	0.61	0.04	0.71

Plank: Plank Endurans Testi, LK: Lateral Köprü Testi, GFET: Gövde Fleksörleri Endurans Testi, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.19. Statik Endurans Testleri ile Sol Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu

BASINÇ ALANLARI	Statik Endurans Testleri									
	Plank		Sağ LK		Sol LK		Sorensen		GFET	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Topuk Mediali	0.18	0.14	0.17	0.17	0.22	0.07	0.08	0.49	0.01	0.87
Topuk Lateralı	0.16	0.19	0.10	0.39	0.18	0.14	0.23	0.05	0.07	0.57
1. Metatarsal	0.20	0.10	0.04	0.75	0.16	0.20	0.15	0.22	0.09	0.45
2. Metatarsal	0.08	0.52	0.02	0.83	0.06	0.61	0.21	0.09	0.04	0.75
3. Metatarsal	0.02	0.82	0.12	0.33	0.16	0.20	0.12	0.31	0.14	0.24
4. Metatarsal	0.16	0.19	0.15	0.21	0.13	0.30	0.06	0.60	0.13	0.27
5. Metatarsal	0.001	0.99	0.006	0.96	0.10	0.39	0.02	0.87	0.03	0.77
Başparmak	-0.07	0.57	0.17	0.17	0.07	0.58	0.07	0.56	-0.08	0.48
Diğer Parmaklar	0.04	0.74	0.01	0.92	0.01	0.89	0.09	0.44	0.006	0.96

Plank: Plank Endurans Testi, LK: Lateral Köprü Testi, GFET: Gövde Fleksörleri Endurans Testi, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.20. Dinamik Endurans Testleri ile Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu

BASINÇ ALANLARI	Sit-Ups Testi				Modifiye Push Ups Testi			
	Sağ Statik		Sol Statik		Sağ Statik		Sol Statik	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Topuk Mediali	-0.008	0.95	0.01	0.88	0.07	0.56	0.15	0.21
Topuk Lateralı	-0.06	0.63	-0.11	0.37	0.06	0.63	0.06	0.60
1. Metatarsal	0.09	0.47	-0.01	0.92	-0.11	0.37	0.06	0.62
2. Metatarsal	0.16	0.18	-0.03	0.80	0.02	0.82	0.17	0.16
3. Metatarsal	0.20	0.10	-0.01	0.91	0.01	0.88	0.01	0.92
4. Metatarsal	-0.06	0.61	-0.07	0.56	0.13	0.29	-0.02	0.84
5. Metatarsal	-0.06	0.60	-0.09	0.46	0.04	0.73	0.05	0.69
Başparmak	-0.17	0.17	0.01	0.88	-0.12	0.33	0.11	0.35
Diğer Parmaklar	0.22	0.06	0.18	0.20	0.01	0.89	0.14	0.24

Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.21. Dinamik Endurans Testleri ile Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analizi Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER	Sit-Ups Testi				Modifiye Push Up Testi			
	Sağ Dinamik		Sol Dinamik		Sağ Dinamik		Sol Dinamik	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Topuk Mediali	0.03	0.76	0.004	0.97	0.07	0.53	0.01	0.91
Topuk Lateralı	0.05	0.69	0.009	0.94	0.10	0.40	0.14	0.24
1. Metatarsal	0.05	0.67	0.04	0.73	0.07	0.58	0.07	0.55
2. Metatarsal	0.07	0.57	0.13	0.28	0.01	0.93	0.05	0.64
3. Metatarsal	0.07	0.57	0.14	0.25	0.001	0.99	0.09	0.47
4. Metatarsal	0.03	0.79	0.03	0.76	0.15	0.23	0.08	0.50
5. Metatarsal	0.003	0.98	0.04	0.70	0.05	0.67	0.01	0.89
Başparmak	-0.11	0.37	-0.20	0.10	-0.07	0.54	-0.15	0.22
Diğer Parmaklar	0.19	0.13	0.18	0.15	0.03	0.81	0.10	0.40

Spearman Korelasyon Analizi.

4.3.3. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon İzokinetik Kas Kuvvetleri ile Lumbopelvik Kontrol Arasındaki İlişki

Biodex System Pro 4 İzokinetik Kuvvet Dinamometresi® ile lumbopelvik kontrol arasında bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). $60^\circ/\text{sn.}$ ' de sağ ve sol ayak bileği plantar fleksiyon kas kuvveti ile sağ ve sol taraf statik m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus kalınlıkları ile dinamik sağ taraf m. lumbar multifidus kalınlığı arasında, sol taraf ayak bileği plantar fleksiyon kas kuvveti ile sol taraf dinamik m. lumbar multifidus kalınlığı arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). $60^\circ/\text{sn.}$ ' de sol taraf ayak bileği dorsifleksiyon kas kuvveti ile sol taraf statik m. lumbar multifidus kalınlığı arasında pozitif yönlü orta şiddette bir korelasyon, sol taraf dinamik m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus kas kalınlıkları arasında da pozitif yönlü zayıf şiddette istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmuştur ($p<0.05$).

180°/sn.' de ayak bileği plantar fleksiyon kas kuvveti ile sağ ve sol taraf statik m. transversus abdominis kalınlığı ve statik ve dinamik m. lumbor multifidus kas kalınlıkları arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Özellikle plantar fleksiyon kas kuvveti arttıkça lumbopelvik kas kalınlıklarının arttığı saptanmıştır. Ayrıca 180°/sn.' de sağ taraf ayak bileği plantar fleksiyon kas kuvveti ile gövde fleksörleri endurans testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). 180°/sn.' de sağ taraf ayak bileği dorsifleksiyon kas kuvveti ile plank endurans testi ve gövde fleksörleri endurans testi arasında da pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Ayak bileği kas kuvvetleri arttıkça bazı endurans testi skorlarının arttığı saptanmıştır. 60°/sn. açısal hızda plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon kas kuvvetleri ile lumbopelvik kas kalınlıkları arasındaki ilişki Tablo 4.22' de, 180°/sn. açısal hızda plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon kas kuvvetleri ile lumbopelvik kas kalınlıkları arasındaki ilişki Tablo 4.23' te, 60°/sn. açısal hızda plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon kas kuvvetleri ile endurans testleri arasındaki ilişki Tablo 4.24' te, 180°/sn. açısal hızda plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon kas kuvvetleri ile endurans testleri arasındaki ilişki de Tablo 4.25' te gösterilmiştir.

Tablo 4.22. 60°/sn. Açısal Hızda Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon Kas Kuvvetleri ile Lumbopelvik Kas Kalınlıkları Arasındaki İlişki Tablosu

KAS KALINLIKLARI (mm)	Plantar Fleksiyon 60°/sn.				Dorsifleksiyon 60°/sn.			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r _s	p	r _s	p	r _s	p	r _s	p
M. Transversus Abdominis								
Sağ Statik	0.25	0.04	0.27	0.02	0.11	0.38	0.06	0.60
Sol Statik	0.30	0.01	0.34	0.006	0.05	0.64	0.07	0.57
Sağ Dinamik	0.001	0.99	0.01	0.93	0.12	0.31	0.10	0.42
Sol Dinamik	0.006	0.96	0.09	0.48	0.18	0.14	0.23	0.05
M. Lumbar Multifidus								
Sağ Statik	0.31	0.01	0.32	0.008	0.21	0.08	0.07	0.54
Sol Statik	0.28	0.02	0.29	0.01	0.06	0.60	0.25	0.04
Sağ Dinamik	0.26	0.03	0.29	0.01	0.22	0.07	0.07	0.57
Sol Dinamik	0.23	0.06	0.28	0.02	0.10	0.43	0.24	0.04

°/sn: Derece/Saniye, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.23. 180°/sn. Açısal Hızda Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon Kas Kuvvetleri ile Lumbopelvik Kas Kalınlıkları Arasındaki İlişki Tablosu

KAS KALINLIKLARI	Plantar Fleksiyon 180°/sn.				Dorsifleksiyon 180°/sn.			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r _s	p	r _s	p	r _s	p	r _s	p
M. Transversus Abdominis								
Sağ Statik	0.32	0.009	0.44	0.001	0.03	0.80	0.06	0.63
Sol Statik	0.35	0.004	0.46	0.001	0.06	0.61	0.05	0.69
Sağ Dinamik	0.006	0.96	0.03	0.78	0.04	0.71	0.004	0.97
Sol Dinamik	0.02	0.81	0.09	0.47	0.06	0.62	0.07	0.53
M. Lumbar Multifidus								
Sağ Statik	0.40	0.001	0.45	0.001	0.04	0.71	0.05	0.67
Sol Statik	0.38	0.002	0.42	0.001	0.03	0.79	0.05	0.67
Sağ Dinamik	0.37	0.002	0.41	0.001	0.03	0.76	0.05	0.68
Sol Dinamik	0.36	0.003	0.39	0.001	0.06	0.61	0.07	0.54

°/sn: Derece/Saniye, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.24. 60°/sn. Açısal Hızda Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon Kas Kuvvetleri ile Endurans Testleri Arasındaki İlişki Tablosu

ENDURANS TESTLERİ	Plantar Fleksiyon 60°/sn.				Dorsifleksiyon 60°/sn.			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r _s	p	r _s	p	r _s	p	r _s	p
Plank Endurans Testi	0.08	0.53	0.08	0.50	0.18	0.15	0.19	0.13
Lateral Köprü Testi								
Sağ	-0.24	0.054	-0.17	0.17	0.02	0.86	0.03	0.80
Sol	-0.01	0.91	0.04	0.74	0.02	0.81	0.05	0.66
Sorensen Testi	-0.02	0.85	-0.03	0.80	0.06	0.60	0.13	0.30
G. Fleksörleri Endurans Testi	0.21	0.08	0.20	0.10	0.14	0.24	0.18	0.13
Sit-Ups Testi	0.04	0.73	-0.07	0.95	0.05	0.65	-0.04	0.72
Modifiye Push Up Testi	-0.16	0.19	-0.14	0.24	0.13	0.30	-0.03	0.78

°/sn: Derece/Saniye, G: Gövde, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.25. 180°/sn. Açısal Hızda Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon Kas Kuvvetleri ile Endurans Testleri Arasındaki İlişki Tablosu

ENDURANS TESTLERİ	Plantar Fleksiyon 180°/sn.				Dorsifleksiyon 180°/sn.			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r _s	p	r _s	p	r _s	p	r _s	p
Plank Endurans Testi	0.006	0.96	-0.05	0.67	0.38	0.002	0.22	0.07
Lateral Köprü Testi								
Sağ	-0.21	0.09	-0.13	0.27	0.15	0.23	0.03	0.76
Sol	-0.01	0.92	-0.01	0.92	0.23	0.06	0.13	0.28
Sorensen Testi	0.07	0.54	-0.01	0.88	-0.09	0.46	-0.14	0.25
G. Fleksörleri Endurans Testi	0.28	0.02	0.10	0.40	0.27	0.03	0.17	0.17
Sit-Ups Testi	0.10	0.43	0.06	0.62	-0.05	0.64	-0.13	0.28
Modifiye Push Up Testi	-0.20	0.10	-0.15	0.22	-0.04	0.70	-0.01	0.90

°/sn: Derece/Saniye, G: Gövde, Spearman Korelasyon Analizi.

4.4. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Denge Arasındaki İlişki

4.4.1. Ayak Pronasyonu ile Denge Arasındaki İlişki

Navikular yükseklik ve navikular düşme testi ile Biodex Denge Sistemi statik ve dinamik denge sonuçları arasında bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ ve sol taraf navikular düşme testi ile statik ve dinamik tüm stabilite indeksleri arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Stabilite indeksinde skor arttıkça dengenin bozulması, navikular düşme miktarı arttıkça dengenin bozulduğunu gösterir. Sağ taraf navikular düşme testi ile sağ taraf tek bacak denge testi arasında ve sol taraf navikular düşme testi ile sol taraf tek bacak denge testi arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ ve sol taraf navikular yükseklik testi ile dinamik anteroposterior ve mediolateral stabilite indeksleri arasında ve sağ taraf navikular yükseklik testi ile sağ taraf tek bacak denge testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Navikular yükseklik ve navikular düşme testi ile denge arasındaki korelasyon ise Tablo 4.26' da gösterilmiştir.

Tablo 4.26. Navikular Yükseklik Testi, Navikular Düşme Testi ve Denge Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER		NYT				NDT			
		Sağ		Sol		Sağ		Sol	
		r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Statik									
	GSi	0.004	0.97	0.05	0.65	0.48	0.001	0.45	0.001
	APSi	-0.02	0.87	-0.03	0.79	0.28	0.02	0.49	0.001
	MLSi	-0.11	0.38	-0.03	0.79	0.40	0.001	0.25	0.03
Dinamik									
	GSi	0.18	0.14	0.14	0.24	0.40	0.001	0.58	0.001
	APSi	0.28	0.02	0.25	0.04	0.33	0.008	0.52	0.001
	MLSi	0.37	0.002	0.32	0.008	0.32	0.01	0.32	0.008
Tek Bacak Denge Testi									
	Sağ	0.28	0.02	0.22	0.07	-0.29	0.01	-0.09	0.46
	Sol	0.23	0.06	0.22	0.07	0.11	0.51	-0.33	0.007

GSi: Genel Stabilite İndeksi, APSi: Anteroposterior Stabilite İndeksi, MLSi: Mediolateral Stabilite İndeksi, NYT: Navikular Yükseklik Testi, NDT: Navikular Düşme Testi, Spearman Korelasyon Analizi.

Ayak postür indeksi ile Biodex Denge Sistemi statik ve dinamik denge sonuçları arasında da bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p < 0.05$). Sol taraf ayak postür indeksi ile statik genel ve anteroposterior stabilite indeksleri arasında, hem sağ hem de sol taraf ayak postür indeksi ile dinamik genel ve mediolateral stabilite indeksleri arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p < 0.05$). Sağ taraf ayak postür indeksi ile dinamik anteroposterior stabilite indeksi arasında pozitif yönlü orta kuvvette, sol taraf ayak postür indeksi ile dinamik anteroposterior stabilite indeksi arasında da pozitif yönlü kuvvetli korelasyon bulunmuştur ($p < 0.05$). Stabilite indeksinde skorun arttıkça dengenin bozulması ayak pronasyonu arttıkça dengenin bozulduğunu gösterir. Ayrıca sağ taraf ayak postür indeksi ile sağ taraf tek bacak

denge testi arasında ve sol taraf ayak postür indeksi ile sol taraf tek bacak denge testi arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Ayak postür indeksi ile denge arasındaki korelasyon Tablo 4.27' de gösterilmiştir.

Tablo 4.27. Ayak Postür İndeksi ile Denge Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER	Ayak Postür İndeksi			
	SAĞ		SOL	
	r_s	p	r_s	p
Statik				
Genel Stabilite İndeksi	0.22	0.07	0.24	0.04
Anteroposterior Stabilite İndeksi	0.17	0.17	0.27	0.03
Mediolateral Stabilite İndeksi	0.12	0.31	0.10	0.42
Dinamik				
Genel Stabilite İndeksi	0.41	0.001	0.61	0.001
Anteroposterior Stabilite İndeksi	0.27	0.02	0.53	0.001
Mediolateral Stabilite İndeksi	0.26	0.03	0.47	0.001
Tek Bacak Denge Testi				
Sağ	-0.30	0.01	-0.22	0.07
Sol	0.09	0.41	-0.39	0.001

Spearman Korelasyon Analizi.

4.4.2. Statik ve Dinamik Ayak Taban Basınçları ile Denge Arasındaki İlişki

Plantar basınç dağılımı analizi ile Biodex Denge Sistemi statik ve dinamik denge sonuçları arasında bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ ve sol analizde topuk medialine, 1. metatarsal kemiğe ve 2. metatarsal kemiğe binen yük ile tek bacak denge testi arasında negatif yönlü orta kuvvette, 5. metatarsal kemiğe binen yük ile statik genel stabilite, statik anteroposterior ve dinamik mediolateral stabilite indeksleri arasında pozitif yönlü

orta kuvvette, 2. 3. 4. ve 5. parmaklara binen yük ile dinamik indeksler arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Ayak medialine verilen yük arttıkça denge bozulmuştur. Aynı şekilde dinamik analizde de içe basmayla denge arasında orta kuvvette negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Statik plantar basınç dağılımı analizi ile denge arasındaki ilişki Tablo 4.28' de, dinamik plantar basınç dağılımı analizi ile denge arasındaki ilişki Tablo 4.29' da gösterilmiştir.



Tablo 4.28. Statik Plantar Basınç Dağılımı Analizi ile Denge Arasındaki İlişki Tablosu

SAĞ DENGİ PARAMETRELERİ														
	A		B		C		D		E		F		G	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
1	0.17	0.17	-0.11	0.38	-0.04	0.72	0.05	0.67	0.12	0.33	0.07	0.53	-0.32	0.008
2	-0.09	0.44	-0.16	0.18	-0.14	0.25	-0.01	0.91	-0.06	0.63	0.06	0.63	0.02	0.83
3	0.18	0.13	0.09	0.46	0.01	0.99	0.21	0.09	0.08	0.48	0.19	0.12	-0.28	0.02
4	0.23	0.05	0.12	0.32	0.18	0.15	0.23	0.05	0.21	0.09	0.26	0.03	-0.34	0.006
5	-0.11	0.35	0.14	0.27	-0.12	0.34	-0.20	0.10	-0.15	0.23	-0.25	0.04	0.006	0.96
6	0.21	0.08	0.01	0.94	-0.04	0.70	0.15	0.21	0.15	0.23	0.08	0.49	-0.17	0.18
7	-0.17	0.17	-0.25	0.04	-0.17	0.16	-0.14	0.25	-0.15	0.22	-0.25	0.04	0.01	0.92
8	0.04	0.74	0.16	0.20	0.17	0.17	0.40	0.001	0.42	0.001	0.19	0.12	-0.22	0.07
9	0.09	0.46	0.06	0.58	-0.08	0.52	-0.21	0.08	-0.25	0.03	-0.19	0.12	-0.15	0.21
SOL DENGİ PARAMETRELERİ														
1	0.14	0.26	0.006	0.96	0.10	0.40	0.08	0.49	0.08	0.52	0.01	0.92	-0.15	0.23
2	-0.02	0.87	-0.17	0.16	-0.06	0.63	-0.14	0.25	-0.13	0.30	-0.01	0.90	0.11	0.35
3	0.35	0.004	0.07	0.16	0.11	0.26	0.17	0.15	0.12	0.31	0.07	0.57	-0.29	0.02
4	0.26	0.03	0.15	0.16	0.17	0.16	0.15	0.23	0.14	0.25	0.01	0.93	-0.32	0.009
5	0.05	0.69	0.23	0.06	0.02	0.87	0.04	0.72	0.02	0.84	0.033	0.98	-0.07	0.56
6	-0.12	0.32	-0.23	0.05	-0.28	0.02	-0.01	0.99	0.06	0.59	0.05	0.96	0.06	0.63
7	-0.19	0.12	-0.23	0.05	-0.15	0.20	-0.17	0.15	-0.19	0.11	-0.28	0.02	0.08	0.52
8	0.03	0.80	0.09	0.45	0.01	0.91	0.23	0.05	0.24	0.04	0.13	0.30	-0.25	0.04
9	-0.07	0.55	-0.17	0.15	-0.32	0.009	-0.13	0.27	-0.07	0.54	-0.02	0.86	0.03	0.80

A:Statik Genel Stabilite İndeksi, B:Statik Anteroposterior Stabilite İndeksi, C:Statik Mediolateral Stabilite İndeksi, D: Dinamik Genel Stabilite İndeksi, E:Dinamik Anteroposterior Stabilite İndeksi, F: Dinamik Mediolateral Stabilite İndeksi, G: Tek Bacak Denge Testi Sağ Analiz için Sağ Taraf, Sol Analiz için Sol Taraf, (1): Topuk Mediali, (2): Topuk Lateralı, (3): 1. Metatarsal, (4): 2. Metatarsal, (5): 3. Metatarsal, (6): 4. Metatarsal, (7): 5. Metatarsal, (8): Başparmak, (9): 2,3,4,5. Parmaklar, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.29. Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analiz Sonuçları ile Denge Arasındaki İlişki Tablosu

SAĞ DENGİ PARAMETRELERİ														
	A		B		C		D		E		F		G	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
1	0.13	0.27	0.14	0.26	0.04	0.69	0.005	0.97	0.10	0.43	0.04	0.72	-0.34	0.005
2	-0.05	0.67	-0.10	0.40	-0.15	0.22	0.08	0.49	0.03	0.76	0.01	0.92	-0.06	0.61
3	0.25	0.04	0.22	0.07	0.05	0.65	0.31	0.01	-0.19	0.13	0.27	0.02	-0.29	0.01
4	0.17	0.16	0.11	0.38	0.14	0.25	0.20	0.09	0.18	0.14	0.26	0.03	-0.34	0.005
5	-0.10	0.39	0.07	0.53	-0.09	0.45	-0.08	0.48	-0.01	0.93	-0.22	0.07	-0.04	0.70
6	-0.12	0.31	-0.13	0.29	-0.12	-0.34	0.09	0.47	-0.07	0.54	-0.05	0.68	-0.20	0.11
7	-0.29	0.01	-0.27	0.02	-0.23	0.059	-0.15	0.22	-0.15	0.22	-0.27	0.02	-0.17	0.16
8	0.03	0.78	0.18	0.14	0.14	0.24	0.38	0.002	0.40	0.001	0.21	0.09	0.01	0.87
9	-0.16	0.20	-0.04	0.70	-0.03	0.81	-0.37	0.002	-0.35	0.005	-0.30	0.001	-0.03	0.81
SOL DENGİ PARAMETRELERİ														
1	0.08	0.50	0.15	0.22	0.06	0.61	0.06	0.60	0.02	0.87	0.003	0.98	-0.19	0.12
2	-0.27	0.03	-0.22	0.07	-0.23	0.06	-0.10	0.38	-0.17	0.17	-0.07	0.53	0.006	0.96
3	0.18	0.14	0.16	0.18	0.03	0.80	0.25	0.04	0.14	0.23	0.19	0.11	-0.30	0.01
4	0.26	0.03	0.18	0.14	0.16	0.19	0.27	0.02	0.27	0.02	0.28	0.02	-0.37	0.003
5	-0.02	0.85	0.22	0.07	0.02	0.86	0.07	0.54	0.06	0.61	0.18	0.15	0.05	0.66
6	0.09	0.44	-0.02	0.83	-0.04	0.70	-0.04	0.75	0.01	0.88	-0.05	0.69	0.13	0.28
7	-0.22	0.07	-0.33	0.006	-0.17	0.16	-0.21	0.08	-0.24	0.05	-0.31	0.01	0.28	0.02
8	0.01	0.93	0.13	0.29	0.17	0.17	0.37	0.002	0.37	0.002	0.15	0.21	-0.28	0.02
9	-0.30	0.01	-0.06	0.60	-0.12	0.34	-0.46	0.001	-0.49	0.001	-0.33	0.007	0.08	0.53

A:Statik Genel Stabilite İndeksi, B:Statik Anteroposterior Stabilite İndeksi, C:Statik Mediolateral Stabilite İndeksi, D: Dinamik Genel Stabilite İndeksi, E:Dinamik Anteroposterior Stabilite İndeksi, F: Dinamik Mediolateral Stabilite İndeksi, G: Tek Bacak Denge Testi Sağ Analiz için Sağ Taraf, Sol Analiz için Sol Taraf, (1): Topuk Medialı, (2): Topuk Lateralı, (3): 1. Metatarsal, (4): 2. Metatarsal, (5): 3. Metatarsal, (6): 4. Metatarsal, (7): 5. Metatarsal, (8): Başparmak, (9): 2,3,4,5. Parmaklar, Spearman Korelasyon Analizi.

4.4.3. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon İzokinetik Kas Kuvvetleri ile Denge Arasındaki İlişki

Biodex System Pro 4 İzokinetik Kuvvet Dinamometresi® ile Biodex Denge Sistemi statik ve dinamik denge sonuçları arasında bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). $60^\circ/\text{sn.}$ açısal hızda sağ taraf ayak bileği plantar fleksiyon kas kuvveti ile statik anteroposterior stabilite indeksi arasında negatif yönlü orta kuvvette, dinamik mediolateral stabilite indeksi ile arasında da negatif yönlü zayıf kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ ve sol taraf ayak bileği plantar fleksiyon kas kuvveti ile hem sağ hem de sol taraf genel ve anteroposterior stabilite indeksleri arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). $60^\circ/\text{sn.}$ açısal hızda sağ taraf ayak bileği dorsifleksiyon kas kuvveti ile dinamik genel ve anteroposterior stabilite indeksleri arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). $180^\circ/\text{sn.}$ açısal hızda hem sağ hem de sol taraf plantar fleksiyon kas kuvveti ile statik anteroposterior stabilite indeksi ile negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Özellikle plantar fleksiyon kas kuvveti arttıkça dengede düzelmeler saptanmıştır. $60^\circ/\text{sn.}$ ve $180^\circ/\text{sn.}$ açısal hızlarda plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon kas kuvvetleri ile tek bacak denge testi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.05$). $60^\circ/\text{sn.}$ açısal hızda izokinetik analiz ile denge arasındaki korelasyon Tablo 4.30' da, $180^\circ/\text{sn.}$ açısal hızda izokinetik analiz ile denge arasındaki korelasyon ise Tablo 4.31' de gösterilmiştir.

Tablo 4.30. 60°/sn. Açısal Hızda İzokinetik Analiz Sonuçları ile Denge Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER		Plantar Fleksiyon 60°/sn.				Dorsifleksiyon 60°/sn.			
		Sağ		Sol		Sağ		Sol	
		r _s	p	r _s	p	r _s	p	r _s	p
Statik									
	GSi	0.07	0.54	0.02	0.83	0.03	0.78	-0.11	0.38
	APSi	-0.31	0.01	0.16	0.19	0.10	0.42	0.13	0.27
	MLSi	0.22	0.07	0.13	0.28	0.009	0.94	0.09	0.45
Dinamik									
	GSi	-0.37	0.002	-0.32	0.01	-0.26	0.03	0.07	0.57
	APSi	-0.34	0.005	-0.30	0.01	-0.25	0.04	0.06	0.60
	MLSi	-0.24	0.05	0.21	0.08	0.22	0.07	0.04	0.71
Tek Bacak Denge Testi									
	Sağ	0.04	0.70	-0.11	0.37	0.15	0.21	0.23	0.06
	Sol	0.02	0.82	0.08	0.50	0.21	0.08	0.24	0.054

GSi: Genel Stabilite İndeksi, APSi: Anteroposterior Stabilite İndeksi, MLSi: Mediolateral Stabilite İndeksi, °/sn: Derece/Saniye, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.31. 180°/sn. Açısal Hızda İzokinetik Analiz Sonuçları ile Denge Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER		Plantar Fleksiyon 180°/sn.				Dorsifleksiyon 180°/sn.			
		Sağ		Sol		Sağ		Sol	
		r _s	p	r _s	p	r _s	p	r _s	p
Statik									
	GSi	-0.14	0.26	-0.18	0.14	-0.02	0.86	-0.01	0.90
	APSi	-0.26	0.03	-0.26	0.03	-0.07	0.55	-0.03	0.80
	MLSi	0.11	0.37	0.05	0.68	-0.08	0.49	-0.05	0.65
Dinamik									
	GSi	0.18	0.13	0.13	0.30	-0.03	0.77	0.05	0.65
	APSi	0.14	0.25	0.05	0.68	-0.08	0.51	0.01	0.90
	MLSi	0.08	0.52	0.05	0.67	-0.12	0.51	-0.08	0.51
Tek Bacak Denge Testi									
	Sağ	0.02	0.82	0.11	0.38	0.01	0.88	0.03	0.79
	Sol	0.05	0.66	0.06	0.61	0.04	0.72	-0.01	0.92

GSi: Genel Stabilite İndeksi, APSi: Anteroposterior Stabilite İndeksi, MLSi: Mediolateral Stabilite İndeksi, °/sn: Derece/Saniye, Spearman Korelasyon Analizi.

4.5. Lumbopelvik Kontrol ve Denge Arasındaki İlişki

Lumbopelvik kontrol ile denge arasında bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p < 0.05$). Sağ ve sol taraf statik m. transversus abdominis kas kalınlığı ile statik genel stabilite indeksi ve dinamik anteroposterior stabilite indeksi arasında, sağ taraf statik m. transversus abdominis kas kalınlığı ile statik anteroposterior ve dinamik genel stabilite indeksleri arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p < 0.05$). Sol taraf dinamik m. transversus abdominis kas kalınlığı ile statik anteroposterior stabilite indeksi arasında negatif yönlü orta kuvvette, sağ taraf m. transversus abdominis kas kalınlığı ile statik anteroposterior stabilite indeksi ve sol taraf m. transversus abdominis kas kalınlığı ile dinamik genel stabilite indeksi arasında negatif

yönlü zayıf kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Ayrıca sol taraf dinamik m. transversus abdominis kas kalınlığı ile sol taraf tek bacak denge testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Biodex Denge Sisteminde skor arttıkça, tek bacak denge testinde de skor azaldıkça dengenin kötüleşmesi, m. transversus abdominis kalınlığı azaldıkça dengenin bozulduğunu göstermektedir. M. transversus abdominis kas kalınlığı ile denge arasındaki ilişki Tablo 4.32’ de gösterilmiştir.

Tablo 4.32. M. Transversus Abdominis Kas Kalınlığı ile Denge Arasındaki İlişki Tablosu

DENGİ PARAMETRELERİ		STATİK TrA KALINLIĞI				DİNAMİK TrA KALINLIĞI			
		Sağ		Sol		Sağ		Sol	
		r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Statik									
	Gİ	-0.25	0.04	-0.26	0.03	-0.21	0.09	-0.19	0.12
	APİ	-0.25	0.047	-0.20	0.11	-0.24	0.043	-0.26	0.03
	MLİ	-0.02	0.82	-0.03	0.76	-0.16	0.20	0.06	0.96
Dinamik									
	Gİ	-0.25	0.04	-0.19	0.13	-0.09	0.45	-0.24	0.048
	APİ	-0.25	0.04	-0.25	0.04	-0.02	0.87	-0.16	0.18
	MLİ	-0.19	0.13	-0.18	0.15	-0.09	0.45	-0.06	0.59
Tek Bacak Denge Testi									
	Sağ	0.02	0.82	0.02	0.85	0.05	0.69	0.23	0.06
	Sol	0.10	0.42	0.10	0.42	0.12	0.31	0.31	0.01

Gİ: Genel Stabilite İndeksi, APİ: Anteroposterior Stabilite İndeksi, MLİ: Mediolateral Stabilite İndeksi, TrA: M. Transversus Abdominis, Spearman Korelasyon Analizi.

Hem sağ hem de sol statik ve dinamik m. lumbar multifidus kas kalınlığı ile dinamik genel stabilite indeksi ve anteroposterior stabilite indeksleri arasında, sağ ve sol dinamik m. lumbar multifidus kas kalınlığı ile statik genel stabilite indeksi arasında, sol taraf statik m. lumbar multifidus kas kalınlığı ile statik genel stabilite indeksi arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur

($p < 0.05$). M. lumbar multifidus kas kalınlığı ile tek bacak denge testi arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamıştır ($p > 0.05$). Biodex Denge Sisteminde skor arttıkça dengenin kötüleşmesi, m. lumbar multifidus kas kalınlığı azaldıkça dengenin bozulduğunu göstermektedir. M. lumbar multifidus kas kalınlığı ile denge arasındaki ilişki Tablo 4.33' te gösterilmiştir.

Tablo 4.33. M. Lumbar Multifidus Kas Kalınlığı ile Denge Arasındaki İlişki Tablosu

DENGİ PARAMETRELERİ		STATİK LM KALINLIĞI				DİNAMİK LM KALINLIĞI			
		Sağ		Sol		Sağ		Sol	
		r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Statik									
	GSi	-0.22	0.07	-0.27	0.03	-0.25	0.04	-0.28	0.02
	APSi	-0.05	0.67	-0.06	0.63	-0.07	0.56	-0.13	0.28
	MLSİ	-0.08	0.51	-0.07	0.53	-0.03	0.77	-0.01	0.91
Dinamik									
	GSi	-0.30	0.01	-0.36	0.003	-0.31	0.01	-0.33	0.007
	APSi	-0.28	0.02	-0.32	0.008	-0.28	0.02	-0.30	0.01
	MLSİ	-0.18	0.14	-0.23	0.06	-0.19	0.13	-0.23	0.06
Tek Bacak Denge Testi									
	Sağ	0.18	0.15	0.08	0.52	0.15	0.23	0.004	0.97
	Sol	0.04	0.71	0.19	0.11	0.01	0.91	0.18	0.14

GSi: Genel Stabilite İndeksi, APSİ: Anteroposterior Stabilite İndeksi, MLSİ: Mediolateral Stabilite İndeksi, LM: M. Lumbar Multifidus, Spearman Korelasyon Analizi.

4.6. Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki

4.6.1. Ayak Pronasyonu ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki

Navikular yükseklik ve navikular düşme testi ile fiziksel performans testlerinin sonuçları arasında bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ ve sol navikular düşme testi ile side step testi arasında negatif yönlü orta kuvvette, sağ ve sol navikular düşme testi ile mekik koşu testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ ve sol navikular yükseklik testi ile dikey sıçrama testi arasında, sağ navikular yükseklik testi ile side step testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Side step testinde tekrar azaldıkça, mekik koşu testinde de skor arttıkça fiziksel performansın kötüleşmesi navikular düşme miktarı arttıkça fiziksel performansın azaldığını göstermektedir. Navikular yükseklik ve navikular düşme testi ile fiziksel performans arasındaki ilişki Tablo 4.34' te gösterilmiştir.

Tablo 4.34. Navikular Yükseklik Testi, Navikular Düşme Testi ve Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER	NYT				NDT			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Dikey Sıçrama Testi	0.35	0.004	0.33	0.007	0.09	0.44	-0.05	0.64
Side Step Testi	0.26	0.03	0.11	0.34	-0.26	0.03	-0.42	0.001
Mekik Koşu Testi	-0.16	0.20	-0.10	0.40	0.28	0.02	0.32	0.01

NYT: Navikular Yükseklik Testi, NDT:Navikular Düşme Testi, Spearman Korelasyon Analizi.

Ayak postür indeksi ile fiziksel performans testlerinin sonuçları arasında da bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ ve sol taraf ayak postür indeksi ile side step testi arasında negatif yönlü orta kuvvette, mekik koşu testi ile de pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Mekik koşu testinde skor arttıkça performansın

kötüleşmesi, ayak pronasyonu arttıkça mekik koşu testi ve side step performanslarının azaldığını göstermektedir. Ayak postür indeksi ile fiziksel performans arasındaki ilişki Tablo 4.35’ te gösterilmiştir.

Tablo 4.35. Ayak Postür İndeksi ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER	Ayak Postür İndeksi Sağ		Ayak Postür İndeksi Sol	
	r_s	p	r_s	p
Dikey Sıçrama Testi	0.03	0.79	0.13	0.28
Side Step Testi	-0.33	0.006	-0.40	0.001
Mekik Koşu Testi	0.44	0.001	0.48	0.001

Spearman Korelasyon Analizi.

4.6.2. Statik ve Dinamik Ayak Taban Basınçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki

Plantar basınç dağılımı analizi ile fiziksel performans testlerinin sonuçları arasında bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ statik plantar basınç dağılımı analizinde topuk medialine binen yük ile dikey sıçrama testi ve side step testleri arasında, 3. metatarsal kemiğe binen yük ile mekik koşu testi arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Beşinci metatarsal kemiğe binen yük ile side step testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sol statik plantar basınç dağılımı analizinde topuk medialine binen yük ile dikey sıçrama ve side step testleri arasında, 2. metatarsale binen yük ile mekik koşu testi arasında negatif yönlü orta kuvvette, 5. metatarsale binen yük ile side step testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ dinamik plantar basınç dağılımı analizinde topuk medialine binen yük ile side step testi arasında, 4. metatarsal kemiğe binen yük ile mekik koşu testi arasında, 5. metatarsal kemiğe binen yük ile side step testi arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Ayrıca ayak başparmağına binen yük ile mekik koşu testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak

anlamli ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Ayak medialine binen yük arttıkça fiziksel performans azalmıştır. Sol dinamik plantar basınç dağılımı analizinde topuk medial kısmına binen yük ile dikey sıçrama testi arasında, 2. metatarsal kemiğe binen yük ile side step testi arasında negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamli ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Beşinci metatarsal kemiğe binen yük ile side step testi arasında, başparmağa binen yük ile de mekik koşu testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamli ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ statik plantar basınç dağılımı analizi ile fiziksel performans arasındaki ilişki Tablo 4.36’ da, sol statik plantar basınç dağılımı analizi ile fiziksel performans arasındaki ilişki Tablo 4.37’ de, sağ dinamik plantar basınç dağılımı analizi ile fiziksel performans arasındaki ilişki Tablo 4.38’ de, sol dinamik plantar basınç dağılımı analizi ile fiziksel performans arasındaki ilişki Tablo 4.39’ da gösterilmiştir.

Tablo 4.36. Sağ Statik Plantar Basınç Dağılımı Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu

SAĞ STATİK PLANTAR BASINÇ DAĞILIMI ANALİZİ						
	Dikey Sıçrama Testi		Side Step Testi		Mekik Koşu Testi	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p
1	-0.26	0.03	-0.32	0.008	0.13	0.28
2	-0.03	0.77	0.14	0.26	0.06	0.62
3	-0.13	0.28	-0.09	0.46	0.06	0.59
4	-0.03	0.76	-0.22	0.07	0.02	0.87
5	-0.005	0.96	0.13	0.29	-0.25	0.04
6	-0.009	0.94	-0.10	0.39	0.20	0.10
7	0.04	0.72	0.35	0.004	-0.07	0.56
8	0.002	0.98	-0.11	0.38	0.32	0.009
9	0.05	0.68	0.10	0.42	-0.05	0.66

(1): Topuk Mediali, (2): Topuk Lateralı, (3): 1. Metatarsal, (4): 2. Metatarsal, (5): 3. Metatarsal, (6): 4. Metatarsal, (7): 5. Metatarsal, (8): Başparmak, (9): 2,3,4,5. Parmaklar, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.37. Sol Statik Plantar Basınç Dağılımı Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu

SOL STATİK PLANTAR BASINÇ DAĞILIMI ANALİZİ						
	Dikey Sıçrama Testi		Side Step Testi		Mekik Koşu Testi	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p
1	-0.38	0.002	-0.26	0.03	0.07	0.54
2	-0.11	0.38	0.04	0.72	-0.09	0.48
3	-0.17	0.17	-0.09	0.44	0.13	0.29
4	-0.04	0.74	0.18	0.13	-0.49	0.001
5	-0.02	0.82	-0.16	0.18	0.16	0.19
6	0.21	0.09	0.12	0.32	0.17	0.15
7	-0.07	0.55	0.34	0.005	-0.05	0.69
8	0.07	0.55	-0.18	0.13	0.13	0.27
9	-0.04	0.71	0.004	0.97	0.002	0.98

(1): Topuk Mediali, (2): Topuk Lateralı, (3): 1. Metatarsal, (4): 2. Metatarsal, (5): 3. Metatarsal, (6): 4. Metatarsal, (7): 5. Metatarsal, (8): Başparmak, (9): 2,3,4,5. Parmaklar, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.38. Sağ Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu

SAĞ DİNAMİK PLANTAR BASINÇ DAĞILIMI ANALİZİ						
	Dikey Sıçrama Testi		Side Step Testi		Mekik Koşu Testi	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p
1	-0.23	0.06	-0.28	0.02	0.02	0.84
2	0.14	0.26	0.11	0.37	0.11	0.36
3	-0.13	0.30	-0.08	0.49	0.07	0.57
4	-0.12	0.33	-0.21	0.09	0.05	0.68
5	0.001	0.99	0.05	0.64	-0.16	0.20
6	0.04	0.74	0.08	0.51	-0.30	0.01
7	-0.03	0.80	-0.38	0.002	-0.11	0.38
8	0.01	0.91	-0.10	0.39	0.30	0.01
9	0.18	0.14	0.17	0.16	-0.10	0.39

(1): Topuk Mediali, (2): Topuk Lateralı, (3): 1. Metatarsal, (4): 2. Metatarsal, (5): 3. Metatarsal, (6): 4. Metatarsal, (7): 5. Metatarsal, (8): Başparmak, (9): 2,3,4,5. Parmaklar, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.39. Sol Dinamik Plantar Basınç Dağılımı Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu

SOL DİNAMİK PLANTAR BASINÇ DAĞILIMI ANALİZİ						
	<i>Dikey Sıçrama Testi</i>		<i>Side Step Testi</i>		<i>Mekik Koşu Testi</i>	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p
1	-0.27	0.02	-0.23	0.06	0.11	0.35
2	0.22	0.07	0.09	0.44	0.11	0.38
3	-0.17	0.16	-0.11	0.38	0.12	0.39
4	-0.02	0.82	-0.32	0.01	0.17	0.16
5	0.01	0.92	0.05	0.67	-0.16	0.19
6	0.12	0.31	0.01	0.88	0.22	0.06
7	0.11	0.38	0.38	0.002	-0.10	0.41
8	-0.03	0.77	-0.03	0.81	0.31	0.01
9	0.11	0.36	0.21	0.08	-0.14	0.25

(1): Topuk Mediali, (2): Topuk Lateralı, (3): 1. Metatarsal, (4): 2. Metatarsal, (5): 3. Metatarsal, (6): 4. Metatarsal, (7): 5. Metatarsal, (8): Başparmak, (9): 2,3,4,5. Parmaklar, Spearman Korelasyon Analizi.

4.6.3. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyon İzokinetik Kas Kuvvetleri ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki

Biodex System Pro 4 İzokinetik Kuvvet Dinamometresi® sonuçları ile fiziksel performans testlerinin sonuçları arasında bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p < 0.05$). $60^\circ/\text{sn.}$ açısal hızda sağ ve sol taraf ayak bileği plantar fleksiyon kas kuvveti ile dikey sıçrama testi arasında sağ taraf plantar fleksiyon kas kuvveti ile side step testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p < 0.05$). $60^\circ/\text{sn.}$ açısal hızda sol taraf ayak bileği dorsifleksiyon kas kuvveti ile dikey sıçrama testi arasında, sağ taraf ayak bileği dorsifleksiyon kas kuvveti ile side step testi arasında pozitif yönlü zayıf kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p < 0.05$). $180^\circ/\text{sn.}$ açısal hızda sağ taraf ayak bileği plantar fleksiyon kas kuvveti ile dikey sıçrama testi arasında, sağ ve sol taraf ayak bileği plantar fleksiyon kas kuvveti ile side step testi arasında pozitif yönlü

orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p < 0.05$). Özellikle plantar fleksiyon kas kuvveti arttıkça fiziksel performans testi sonuçlarında artmalar saptanmıştır. $60^\circ/\text{sn.}$ açısal hızda izokinetik analiz sonuçları ile fiziksel performans arasındaki ilişki Tablo 4.40' ta, $180^\circ/\text{sn.}$ açısal hızda izokinetik analiz sonuçları ile fiziksel performans arasındaki ilişki ise Tablo 4.41' de gösterilmiştir.

Tablo 4.40. $60^\circ/\text{sn.}$ Açısal Hızda İzokinetik Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER	Plantar Fleksiyon $60^\circ/\text{sn.}$				Dorsifleksiyon $60^\circ/\text{sn.}$			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Dikey Sıçrama Testi	0.30	0.01	0.28	0.02	0.15	0.22	0.24	0.05
Side Step Testi	0.25	0.04	0.20	0.09	0.24	0.05	0.10	0.41
Mekik Koşu Testi	-0.09	0.44	-0.05	0.65	0.10	0.41	0.03	0.80

$^\circ/\text{sn.}$: Derece/Saniye, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.41. $180^\circ/\text{sn.}$ Açısal Hızda İzokinetik Analiz Sonuçları ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER	Plantar Fleksiyon $180^\circ/\text{sn.}$				Dorsifleksiyon $180^\circ/\text{sn.}$			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Dikey Sıçrama Testi	0.29	0.01	0.20	0.10	0.01	0.89	0.007	0.95
Side Step Testi	0.30	0.01	0.42	0.001	0.001	0.99	0.001	0.99
Mekik Koşu Testi	-0.08	0.50	0.06	0.63	-0.07	0.57	0.03	0.80

$^\circ/\text{sn.}$: Derece/Saniye, Spearman Korelasyon Analizi.

4.7. Lumbopelvik Kontrol ve Fiziksel Performans Arasındaki İlişki

Lumbopelvik kontrolden primer sorumlu olan kaslar m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus ile fiziksel performans arasında bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ ve sol taraf statik m. transversus abdominis kas kalınlığı ile side step testi arasında pozitif yönlü kuvvetli, sağ ve sol taraf dinamik m. transversus abdominis kas kalınlığı ile side step testi arasında pozitif yönlü orta kuvvette, mekik koşu testi ile de negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ ve sol taraf statik ve dinamik m. lumbar multifidus kas kalınlığı ile side step testi arasında pozitif yönlü çok kuvvetli, mekik koşu testi ile de negatif yönlü orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Lumbopelvik kontrolden primer sorumlu olan kasların kalınlıkları azaldıkça fiziksel performansın düştüğü görülmüştür. M. transversus abdominis kas kalınlığı ile fiziksel performans arasındaki ilişki Tablo 4.42’de, m. lumbar multifidus kas kalınlığı ile fiziksel performans arasındaki ilişki ise Tablo 4.43’te gösterilmiştir.

Tablo 4.42. M. Transversus Abdominis Kas Kalınlığı ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER	TrA Statik Kas Kalınlığı				TrA Dinamik Kas Kalınlığı			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Dikey Sıçrama Testi	0.07	0.53	0.04	0.74	0.12	0.32	0.14	0.23
Side Step Testi	0.83	0.001	0.79	0.001	0.25	0.04	0.39	0.001
Mekik Koşu Testi	-0.09	0.45	-0.10	0.40	-0.25	0.048	-0.28	0.02

TrA: M. Transversus Abdominis, Spearman Korelasyon Analizi.

Tablo 4.43. M. Lumbar Multifidus Kas Kalınlığı ile Fiziksel Performans Arasındaki İlişki Tablosu

PARAMETRELER	LM Statik Kas Kalınlığı				LM Dinamik Kas Kalınlığı			
	Sağ		Sol		Sağ		Sol	
	r_s	p	r_s	p	r_s	p	r_s	p
Dikey Sıçrama Testi	0.05	0.66	0.006	0.96	0.03	0.80	0.03	0.77
Side Step Testi	0.89	0.001	0.88	0.001	0.87	0.001	0.84	0.001
Mekik Koşu Testi	-0.30	0.01	-0.31	0.01	-0.28	0.02	-0.25	0.03

LM: M. Lumbar Multifidus, Spearman Korelasyon Analizi.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızın sonuçlarına göre, arka ayak pronasyonundaki artış ve medial longitudinal arkta meydana gelen çökmeler, lumbopelvik stabiliteden primer sorumlu olan m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusu olumsuz yönde etkilemektedir. Artmış arka ayak pronasyonu ile düşük medial longitudinal ark, m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun kalınlıklarında azalmalara sebep olmaktadır. Bu durum, lumbopelvik stabilitenin sağlanmasında primer görevli olan bu kasların arka ayak pronasyonu artmış, düşük medial longitudinal arklı bireylerde zayıfladığını objektif bir şekilde ortaya koymuştur. Çalışmamız, arka ayak pronasyonu ile düşük medial longitudinal arkta m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun kas kalınlığını ultrasonografik görüntüleme ile değerlendiren ilk çalışmadır. Bu nedenle sonuçlarımızın önemli olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca düşük medial longitudinal ark ile statik ve dinamik endurans testleri arasında herhangi bir ilişki saptanmamıştır. Endurans testleri sırasında global kasların da aktif olmasının m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus zayıflığını maskeleyiş olabileceği düşünülmektedir.

Artmış arka ayak pronasyonunun ve medial longitudinal arktaki çökmelerin dengeyi de olumsuz etkilediği görülmüştür. Biodex Denge Sistemi skorlarının artması ve tek bacak denge testi skorlarının düşmesi dengenin kötüleştiğini, stabilite sınırından uzaklaşıldığını göstermektedir. Ayrıca çalışmamız sonuçları arka ayak pronasyonu ile koşu ve sıçrama gibi fiziksel performans parametreleri arasında anlamlı bir ilişki olduğunu göstermiştir. Bireylerde medial longitudinal ark çöktükçe ve buna bağlı olarak arka ayak pronasyonu arttıkça side step performanslarının kötüleştiği, mekik koşu testini bitirme sürelerinin arttığı yani performanslarının düştüğü görülmüştür.

Yapılan çalışmalar derin grup kasların, lumbopelvik bölge stabilizasyonunun sağlanmasında, yer çekimine karşı koyularak dengenin sürdürülmesinde ve ekstremiteler hareketleri sırasında binen yüklerin karşılanabilmesinde m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun etkinliğini ortaya koymuştur (117-119). Bu iki kasın m. diaphragma ve pelvik taban kasları ile beraber kontraksiyonu

intraabdominal basıncı artırarak stabilizasyona katkı sağlar. Ek olarak m. transversus abdominis kontraksiyonu torakolumbal fasyanın gerginliğini artırarak ekstansör bir moment oluşturur. Bu pasif moment, m. lumbar multifidusun aktivasyonunu sağlar ve lumbopelvik stabilite artar (269).

Alt ekstremité ile ilgili çeşitli bozukluklar lumbopelvik stabiliteyi bozabilir. Ayak pronasyonunda lumbopelvik stabilitenin olumsuz etkilendiği ile ilgili çalışmalar mevcuttur. Özellikle artmış pronasyonun kalçayı internal rotasyona döndürerek femoral anteversiyon açısını artırması lumbal lordozda artışa sebep olur. Bu durum lumbopelvik stabiliteyi bozarak bel ağrılarına yol açabilir (12, 51). Çalışmamızda ayak pronasyonu için navikular yükseklik ve navikular düşme testi ile birlikte ayak postür indeksini kullandık. Navikular yükseklik testi, klinik olarak kolay uygulanabilen bir testtir ancak yumuşak doku kayması nedeniyle ark düşüklüğünün yanlış belirlenmesi gibi dezavantajı olduğundan objektifliği azdır (238, 278). Radyolojik incelemelere göre güvenilirliği daha az olsa da navikular düşme testi ve ayak postür indeksi, pronasyonun değerlendirilmesinde klinik olarak anlamlı testlerdir (68, 238). Navikular düşme testi sonucunda arka ayakta pronasyon arttıkça m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun statik ve dinamik koşullarda kalınlığının azaldığı görüldü. Ayak postür indeksi ile yapılan analizde ise statik ve dinamik koşullarda m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus kalınlıkları azalmasına rağmen m. lumbar multifidusun daha fazla etkilendiği görüldü. Plantar basınç dağılımı analiz sonuçlarımız navikular düşme testi ve ayak postür indeksi sonuçlarımızı destekledi. Beşinci metatarsale binen yük arttıkça m. transversus abdominis'in statik ve dinamik koşullarda kalınlığının arttığı görüldü. Topuk medialine ve 1. metatarsale binen yük arttıkça m. lumbar multifidusun kalınlığının azaldığı, 5. metatarsal ve 2.3.4.5. parmaklara binen yük arttıkça m. lumbar multifidusun kalınlığının arttığı görüldü.

Artmış arka ayak pronasyonunda çöken medial longitudinal ark, biyomekaniksel dizilim gereği diz, kalça, lumbal bölge ve daha üst eklemleri de etkileyebilmektedir. Vücut ağırlık merkezinin pes planus sebebiyle yer değiştirmesi lumbopelvik bölgeyi olumsuz yönde etkileyerek mekanik bel ağrılarına sebep olabilir (62). Pes planusun üst eklemlere etkisini inceleyen retrospektif bir çalışmada orta ve

şiddetli pes planus öyküsü olan bireylerin iki kat daha fazla bel ağrısından şikayetçi oldukları ifade edilmiştir (162). Ogon ve ark. tarafından lumbopelvik bölgeye iletilen çok miktarıyla ilgili yapılan çalışmada normal medial longitudinal ark yüksekliğinin, lumbopelvik bölgeye daha az stres bindirdiği ortaya koyulmuştur. Bu çalışma, normal pronasyon değerinin fizyolojik sınırlarda kalmasının lumbopelvik stresi azaltabileceğini düşündürmektedir (159). Aynı şekilde Pinto ve ark. subtalar ekleme artmış pronasyonun lumbopelvik bileşkede stabilizasyonu azaltarak anterior pelvik tilti artırdığını ortaya koymuşlardır (160). Brantingham ve ark. ise lumbopelvik kontrolün zayıf olduğu bireylerde sağ ayakta 1.7 mm. ve sol ayakta 1.6 mm. daha fazla navikular düşme miktarı olduğunu saptamışlardır. Bu durum arka ayak pronasyonu ile düşük medial longitudinal arkın lumbopelvik kontrolü azalttığı düşüncesini desteklemektedir (158). Yapılan çalışmalarda aşırı pronasyonun tekrarlayan yaralanmalara, alt ekstremitte ağrılarına, aşil tendinopatilerine, patellafemoral eklem ağrılarına sebebiyet verdiği ortaya koyulmuştur. Ayrıca aşırı pronasyonun m. tibialis posteriorda yorgunluğa, dizde medial kollateral ligament ruptürlerine, kalçayı internal rotasyona döndürerek femoral anteversiyon açısında artmaya, lumbal lordozda artışa ve lumbopelvik düzgünlüğü bozarak bel ağrılarına yol açtığı ifade edilmektedir (12, 51). Literatüre bakıldığında ayak patolojilerinde lumbopelvik bölgenin olumsuz etkilenimi açıklanmış olmasına rağmen kassal durum özellikle de lumbopelvik kontrolden primer sorumlu olan kasların durumu açıklanmamıştır. Bu noktadan hareketle bu kasların durumunu ortaya koymak için geçerlilik ve güvenilirliği en yüksek yöntemlerden biri olan ultrasonografik görüntüleme kullandık. Ultrasonografik görüntüleme yöntemi ile artmış ayak pronasyonunda, medial longitudinal ark düşüklüğünde m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun zayıfladığını objektif bir şekilde ortaya koyduk. Sonuçlarımız literatür ile uyumludur ve lumbopelvik stabitenin zayıfladığı ile ilgili çalışmalara objektif bir yöntemle katkı sağlamıştır. Bu kapsamda çalışmamız ayaktaki artmış pronasyonun ve düşük medial longitudinal arkın m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusa olumsuz etkisini ultrasonografik yöntemle ortaya koyan ilk çalışmadır.

Ayak patolojilerinin engellenmesinde plantar dokulardaki yük dağılımının doğru yapılabilmesi önem taşımaktadır. Normal bir ayakta, üst merkezlerden aktarılan ağırlığın % 60' ı topukta birikirken, % 40' ı metatars başlarına geçer. Birinci metatars % 40' lık kısmın 1/3' ünü alırken geri kalanı diğer metatars başları arası dağıtılır (45). Orta ayak % 8, ön ayak % 28 ve parmaklar % 4 yük taşır (45). Topuk vuruşu ile birlikte yükün ilk aktarıldığı bölge ağırlığın ortalama % 85' lik kısmını alan topuğun posterolateral kısmıdır. Ayaktaki en fazla yüklenme bu kısımda olup ardından topuk boyunca iletilir. Ağırlık iletildikten sonra % 85' lik yüklenme % 33' e düşer. Taban temasında ayağın lateral kısmı da üzerine yük aldığından % 10' luk bir düşüş daha yaşanır. Bu yüklerin doğru bir şekilde dağıtılabilesinde subtalar eklem pronasyonunun etkin görevi vardır. Pronasyonun normal değerlerde görülmesi sağlıklı bir yürüyüş için önemliyken herhangi bir nedenle ayak pronasyonu artarsa ayak medial hattındaki basınçlar artar ve bu durum biyomekaniksel dizilim gereği üst eklemleri ve lumbopelvik stabiliteyi olumsuz etkiler.

Yürüme ve koşma aktivitesi m. transversus abdominis, m. lumbar multifidus gibi lokal kasların tonik aktivasyonunu, yüzeysel abdominal kaslar ve paraspinal kasların da fazik aktivasyonunu gerektirir (269-271). Hem lokal hem de global kasların zirve kontraksiyonları topuk vuruşu sırasında olur. Yer reaksiyon kuvveti, topuk vuruşuyla beraber alt ekstremitte aracılığı ile lumbopelvik bölgeye iletilir (272, 273). Lumbopelvik stabilitenin zayıf olduğu durumlarda, femurda daha fazla adduksiyon ve iç rotasyon, dizde ise valgum deformitesinin olduğu bilinmektedir. Artmış ayak pronasyonu, artmış içe basma bu biyomekaniksel bozuklukları artırmaktadır (274, 275). Çalışmamız sonuçlarına göre artmış pronasyon, düşük medial longitudinal ark ve bunların sonucu olarak doğru bir şekilde yapılamayan plantar basınç dağılımı, m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus kalınlıklarında azalmalara sebep olarak lumbopelvik stabiliteyi azaltır. Yapılan çalışmalarda m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus ile ilgili objektif bir veri mevcut değildi. Çalışmalarımız literatür ile uyumlu olmasına karşın lumbopelvik stabilitenin durumunu objektif bir şekilde ortaya koyması açısından sonuçlarımızın önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Lumbopelvik stabilitenin sağlanmasında lokal kasların dışında yüzeysel kasların da önemi vardır. Lokal kasların zayıfladığı durumlarda yüzeysel kaslar kompensasyonun sağlanmasından sorumludur. Ancak uzun süreli lumbopelvik bölge zayıflığında yüzeysel kaslar da bir süre sonra yorulacağından stabilite bozulur. Lumbopelvik kontrolden primer sorumlu m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun değerlendirilmesinde ultrasonografik görüntüleme yönteminin geçerlilik ve güvenilirliği yüksek olmasına karşın ultrasonografik görüntüleme imkanının olmadığı bazı kliniklerde yüzeysel kas gruplarını da dahil eden statik ve dinamik endurans testleri kullanılabilir (139-144). Çalışmamızda ayak pronasyonunu değerlendirmek için kullandığımız navikular düşme testi ve ayak postür indeksi ile statik ve dinamik endurans testleri arasında bir ilişki saptamadık. Ancak plantar basınç dağılımı analizinde topuk laterale binen yük arttıkça plank endurans testi ve sorensen testi skorlarının arttığı, başparmağa binen yük arttıkça sağ lateral köprü testi skorunun azaldığı görüldü. Bu durum biyomekaniksel dizilim gereği ayak-ayak bileği postür bozukluklarının sadece ayakla sınırlı kalmayıp üst eklemlere ve hatta yüzeysel ve derin kasların birlikte sağlamış olduğu enduransa dahi olumsuz etkileri olabileceğini göstermiştir ve literatüre katkı sağlamıştır (62, 63). Bu durumun ortaya çıkmasında uzun süreli dizilim bozukluğunun bir süre sonra kaslarda ortaya çıkardığı yorgunluğun etkili olabileceği düşünülmektedir.

Yürüyüş sırasında gravite merkezinin öne doğru yer değiştirmesinde itme fazında kuvvetli bir şekilde çalışan plantar fleksör kaslar etkili olmaktadır. Bu noktada lumbopelvik bileşkenin biyomekaniksel düzgünlüğü ve kassal uyumu önem taşır. Yer reaksiyon kuvvetlerinin absorpsiyonunda, itme fazının doğru bir şekilde yapılarak yürüyüşün minimal enerjiyle gerçekleştirilmesinde plantar fleksör ve dorsifleksör kas kuvveti ve pelvisin yaptığı vertikal ve lateral ossilasyonlar önem taşır. Bu kaslarda meydana gelen kuvvet kayıpları ve pelviste görülen biyomekaniksel bozukluklar mekanik bel ağrısına sebep olabilir (153, 155-157). Brantingham ve ark., 204 katılımcı ile yaptıkları çalışmada mekanik bel ağrısı olan bireylerin sağ ayak bileğinde 2.2° ve sol ayak bileğinde 1.7° daha az dorsifleksiyon olduğunu saptamışlardır (158). Çalışmamız sonuçlarına göre birkaç parametre açısından dorsifleksiyon kas kuvveti

ilişkili çıksa da lumbopelvik kontrolün esas olarak plantar fleksiyon kas kuvveti ile ilişkili olduğu görüldü. Statik koşullarda plantar fleksiyon kas kuvveti azaldığında m. transversus abdominis kas zayıflığı saptandı. M. lumbor multifidusun ise statik ve dinamik koşulların tamamına yakınında plantar fleksiyon kas zayıflığından olumsuz yönde etkilendiği görüldü.

Muskuloskeletal kökenli çalışmalar, vücudun dik durması için alt ekstremitte kaslarına en çok katkısı plantar fleksör kasların yaptığını, yürüme ve koşma sırasında vücut ağırlık merkezinin öne doğru aktarılmasında en etkin kasların yine plantar fleksör kaslar olduğunu göstermiştir (276, 277). Yürüyüşün biyomekaniksel analizine bakıldığında talusun plantar fleksiyon hareketleri pelvik bölgede görülen rotasyonel hareketlerden etkilenmektedir. Pelvisin iç rotasyonu sırasıyla femur ve tibia'yı da iç rotasyona döndürerek talusta plantar fleksiyon ve adduksiyon açığa çıkmasına sebebiyet verir. Talustaki bu hareket subtalar eklemin 4-6 derecelik pronasyonu sağlar. Plantar fleksiyonun çoğunlukla adduksiyonla birlikte görülmesinden dolayı plantar fleksör kaslardaki zayıflık sonucu adduksiyon da zayıflar ve ayak dorsifleksiyon ve abduksiyona doğru gider. Bu durum ayakta pronasyonu ve doğal sonucu olarak içe basmayı artırarak başta distal yapı ayak olmak üzere tüm üst eklemlerin biyomekaniklerini olumsuz etkiler (41, 42, 45). Plantar fleksiyonun adduksiyonla beraber görülmesi medial longitudinal arkı yükseltir ve artmış pronasyonu engeller. Çalışmamızın sonuçlarına göre plantar fleksör kaslardaki güçsüzlük sonucu ayak medial hattındaki basınç artışı m. transversus abdominis ve m. lumbor multifidusu olumsuz yönde etkilemektedir. Plantar fleksör kaslardaki zayıflık sonucu ayak bileği stratejisi görevini doğru bir şekilde yerine getiremeyeceğinden dengenin sağlanması ve vücudun dik durması için fazladan efor harcaması gereken pelvisin kompensasyon amacıyla anterior yönlü ve posterior yönlü tiltlerinin lumbopelvik bölge kaslarında zayıflığa sebep olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamız ayak bileği dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon kas kuvvetindeki azalmaların lumbopelvik stabiliteden primer sorumlu olan m. transversus abdominis ve m. lumbor multifidusu olumsuz etkilediğini ultrasonografik yöntemle ortaya koyan ilk çalışmadır. Bu nedenle sonuçlarımızın önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Yürüyüş sırasında özellikle itme fazında vücut ağırlık merkezinin öne doğru aktarılmasını sağlayan plantar fleksörler ve topuk vuruşundan taban temasına geçerken eksentrik kasılarak ayağın yere çarpmasını engelleyen dorsifleksörlerin kuvvetli olması en az eforla yürüyüşün tamamlanmasına, koşma gibi aktivitelerin yapılabilmesine olanak sağlar. Bu kaslardaki kuvvet kayıpları sonucu vücudun biyomekaniksel düzgünlüğü bozulmaktadır. Bu durum statik ve dinamik enduranstan sorumlu yüzeyel ve lokal kaslarda yorgunluğa sebep olmakta ve bu kasları zayıflatabilmektedir. Çalışmamızda, ayak plantar fleksör ve dorsifleksör kas kuvvetinin lumbopelvik ve gövde kaslarının enduransını değerlendiren klinik testler ile de ilişkisi incelenmiştir. Ayak bileği dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon kas kuvvetindeki azalmaların lumbopelvik stabiliteden primer sorumlu olan m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusu olumsuz etkilediği ancak klinikte kullanılan plank endurans testi, sorensen testi, gövde fleksörleri endurans testi dışında diğer test sonuçları ile ilişkili olmadığını gördük. Birkaç parametrede çıkan bu ilişkiye dayanarak derin kaslardaki zayıflığın yüzeyel kaslar tarafından kompanse edilmesini de dikkate alırsak uzun vadede yüzeyel kaslarda da yorgunluğun ortaya çıkabileceğini düşünmekteyiz.

Artmış ayak pronasyonu ile azalmış lumbopelvik stabilitenin dengeyi olumsuz etkilediği ile ilgili çalışmalar mevcuttur (246, 247). Kim ve ark., yapmış oldukları çalışmada lumbopelvik kontrolü zayıf kronik bel ağrılı hastalarda statik ve dinamik dengenin sağlanmasında, nötral pozisyonun ve postürün korunmasında sağlıklı bireylere göre daha fazla efor sarfedilmesi gerektiğini ifade etmişlerdir (254). Yapılan çalışmalar arka ayak pronasyonunu artıran pes planusta m. tibialis posterior ve plantar kalkaneonavikular bağ yetersizliğinin, medial longitudinal ark çökmesinin ve plantar basıncın doğru bir şekilde dağıtılamamasının denge ve koordinasyon bozukluklarına sebebiyet verdiğini ortaya koymuştur (59, 60). Sung ve ark., pes planuslu bireylerin postural stabilite ve dengelerinin pes planusu olmayan bireylere göre daha kötü olduğunu ifade etmişlerdir (61). Chang ve ark., ayak arkı yüksekliğinin atletik aktivitelerde hem statik hem de dinamik dengeyi olumsuz etkilediğini saptamışlardır (187).

Çalışmamızda navikular düşme miktarı arttıkça statik ve dinamik stabilite indekslerinin tamamının ve tek bacak denge testi skorlarının olumsuz yönde etkilendiğini saptadık. Ayak postür indeksi ile de statik stabilite indekslerini de etkilemesine karşın özellikle dinamik stabilite indeksleri arasında bir ilişki bulduk. Artmış pronasyonun dengeyi olumsuz yönde etkilediği görüldü. Artmış pronasyon sonucu medial longitudinal arkta ortaya çıkan çökmelerin dengeyi olumsuz etkilediği ile ilgili bulgularımız plantar basınç dağılımı analizi ile desteklendi. Topuk medialine, 1. ve 2. metatarsallere binen yükler arttıkça statik ve dinamik parametreler açısından özellikle genel stabilite indeksi, anteroposterior stabilite indeksi skorlarında artışlar, tek bacak testi skorunda azalmalar yani dengede kötüleşmeler saptandı. Yapılan çalışmalar ayak plantar yüzeyinin, dengenin sağlanmasında geri bildirim mekanizması olarak görev yaptığını, plantar basıncın doğru bir şekilde dağıtılamamasının denge ve koordinasyon bozukluklarına sebebiyet verdiğini göstermektedir (59, 60, 180). Özellikle kalkaneusta ve metatars başlarındaki basınç dağılımı normal değilse dengenin bozulduğu ve vücudun bu bozukluğu çeşitli kompensasyon mekanizmaları ile gidermeye çalıştığı ifade edilmektedir (181). Postüral denge, kapalı kinetik zincire göre ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin geri bildirim mekanizmalarının ve çeşitli hareket stratejilerinin entegrasyonu ile sağlanmaktadır. Bu nedenle bu eklemlerde meydana gelen herhangi bir patoloji veya huduttaki durum üst merkezleri en başta da lumbopelvik bölgeyi etkileyerek dengeyi bozabilmektedir (241, 250). Çalışmamız sonuçlarına göre ayaktaki pronasyon artışı hem statik hem de dinamik dengeyi olumsuz yönde etkilemektedir. Bu durumun oluşmasında ayakta pronasyon artışıyla beraber m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidustaki zayıflamanın etkisi büyüktür (246, 247, 254). Çalışmamızda, m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidus kalınlığı arttıkça özellikle statik ve dinamik genel ve anteroposterior stabilite indeksi skorlarının azaldığı yani dengenin düzeldiği görüldü. Azalmış lumbopelvik kontrolün dengeye olumsuz etkisini objektif bir şekilde ortaya koyması açısından sonuçlarımızın önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Perturbasyon kuvvetlerine karşı koyularak dengenin sürdürülmesinde ilk etkili olan strateji, ayak bileği stratejisidir. Ayak bileği anteroposterior ve mediolateral

yönlü yavaş ve ritmik salınımlarla dengenin sağlanmasına yardımcı olur (175, 176). Özellikle anteroposterior salınımlar, yürüyüş sırasında vücut ağırlık merkezinin öne doğru dengeli bir şekilde yer değiştirmesinde önemlidir. Anteroposterior salınımlarda plantar fleksör ve dorsifleksör kaslar etkin görev alırlar. Ayak bileğindeki kaslarda meydana gelen herhangi bir kuvvet kaybı durumunda diz ve kalça eklemleri ve daha üst merkezlerden kompensasyonla denge sağlanır. Lumbopelvik stabilitenin zayıfladığı durumlarda bu kompensasyon yeterli derecede yapılamadığı için denge kötüleşir (166, 175, 176). Çalışmamızda plantar fleksiyon kas kuvvetindeki azalmaların özellikle genel ve anteroposterior stabilite indekslerinde artışa sebep olduğunu yani dengeyi kötüleştirdiğini saptadık. Yürüyüşte vücut ağırlık merkezinin öne doğru aktarılması için maksimum plantar fleksör moment gerekir. Plantar fleksör kas zayıflığında anteroposterior stabilite indeksinin daha çok etkilenmesinde bu durumun etkili olduğunu düşünmekteyiz. Şimdiye kadar yapılan çalışmalar izole olarak ayak-ayak bileği postürü ile denge arasındaki ilişkiyi değerlendirmişken lumbopelvik stabilite ile denge arasındaki ilişkiyi ultrasonografik görüntüleme ile değerlendiren objektif bir çalışma mevcut değildi. Bu konuda çalışmamız, ayak bileği plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon kas kuvveti etkilenimi sonucu ortaya çıkan lumbopelvik kas zayıflığının dengeye olumsuz etkisini objektif bir biçimde ortaya koyan ilk çalışmadır. Dengenin bozulmasında ayak postüründeki bozulmanın yanı sıra m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidustaki kas zayıflıklarının da etkisinin olduğu görülmüştür. Bu nedenle sonuçlarımızın önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Menz ve ark., yaşlı bireylerde ayak-ayak bileği karakteristiklerinin dengeye etkisini incelemişlerdir. Ayak bileği dorsifleksiyonunun dik postürün sağlanmasında ve ileri uzanma aktivitelerinde denge için önemli bir komponent olduğunu ifade etmişlerdir (252). Birinci ve ark.'nın ark mobilitesi ile ilgili yaptıkları çalışmada, azalmış ark mobilitesinin, posterior salınım ve ufak perturbasyonlarda bile ayak bileği stratejisini engelleyerek kalça, diz gibi stratejilerin kullanılmasına yol açtığı ifade edilmiştir (189). Ark mobilitesinin kontrolünü sağlayan kasların kuvvetindeki azalma, destek yüzeyinden sapmaları ve toplam postural salınımı artırmaktadır.

Lumbopelvik kontrol, stabilizasyonu sağlamanın yanı sıra alt ekstremiteler için hareketlerin kontrollü ve etkili bir şekilde yapılabilmesine de olanak sağlamaktadır. Lumbopelvik kontroldeki azalma bireylerde yorgunluğa, enduransta azalmaya ve yaralanmalara sebep olarak fiziksel performansı etkileyebilmektedir (251). Çalışmamız sonuçlarına göre arka ayak pronasyonu ile düşük medial longitudinal ark için kullandığımız navikular düşme miktarı arttıkça side step testi ve mekik koşu testi performanslarının kötüleştiği görüldü. Ayak postür indeksi sonuçlarına göre ayak pronasyonunun yine side step testi ve mekik koşu testi performanslarında azalmalara sebep olduğu saptandı. Plantar basınç dağılımı analiz sonuçlarımız navikular düşme testi ve ayak postür indeksi sonuçlarımızı destekledi. Ayak medial hattına binen yük arttıkça side step testi ve mekik koşu testinin yanında dikey sıçrama testi skorlarında da bozulmalar saptandı.

Zhao ve ark. yetişkin erkeklerde ayak ark yüksekliği ile ayak bileği kas kuvveti ve fiziksel performans arasındaki ilişkiyi incelemek için yaptıkları çalışmalarında fiziksel performans parametrelerinden çeviklik, kuvvet ve propriosepsiyonu değerlendirmişlerdir. Yüksek arka sahip bireylerin 120°/sn.' de zirve konsantrik plantar fleksiyon ve inversiyon ve 30°/sn.' de zirve dorsifleksiyon kas kuvveti değerlerinin orta yükseklikte ayak arkına sahip bireylere göre düşük olduğunu ancak ayak ark yüksekliği ile fiziksel performans arasında herhangi bir ilişkinin olmadığını ifade etmişlerdir (220). Düşük arka sahip bireylerde, ayak bileği kas kuvvetinin fazla olmasının ağırlık taşıma ve şok absorbsiyonu için bir adaptasyon olabileceğini ifade etmişlerdir. Ark yüksekliği ile fiziksel performans arasında bir ilişkinin bulunmaması ile ilgili olarak pes planustaki kemiksel deformiteleri ve katılımcıların günlük yaşam aktivitelerini araştırmamış olmalarının bu sonuçta etkili olabileceğini ayrıca çalışmanın sadece yetişkin erkekler üzerinde yapılmış olmasından dolayı sonuçların kadın, çocuk ve yaşlı bireyler için geçerli olmayabileceğini ifade etmişlerdir. Bu bağlamda çalışmamızın hem kadın hem de erkek bireylerle yapılmış olmasının önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Ayak medial kısma fazla yük bindiren pes planusta fiziksel uygunluk ile ilgili yapılan bir çalışmada pes planusu olan erkeklerin fiziksel uygunluklarının pes planusu

olmayan bireylere göre düşük olduğu bulunmuştur. Hız değerlendirmesi için kullanmış oldukları 10 basamağı hızlı iniş, hızlı çıkış, hızlı iniş ve çıkış testlerinin düşük arka sahip olan bireylerde daha uzun süre aldığı saptanmıştır. Ark düştükçe fiziksel uygunluklarının azaldığı bulunmuştur (248). Bu çalışma, sonuçlarımızı desteklemektedir. Ayak-ayak bileği karakteristiklerinin fiziksel performansa etkisi ile ilgili Jung ve ark. yapmış oldukları çalışmada, ayak bileği plantar fleksiyonu ve diz ekstansiyonunun 5 metre yürüyüş testi ve zamanlı kalk ve yürü testinde, ayak bileği dorsifleksiyonunun da fonksiyonel uzanma testinde, ayak bileği plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon normal eklem hareketi değerlerinin 8 şekilli yürüme testinde başarılı olmak için önemli bir komponent olduğunu ortaya koymuşlardır (253). Çalışmamız sonuçlarına göre fiziksel performans ayak bileği plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon kas kuvvetinden etkilenmektedir. Plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon kas kuvveti arttıkça dikey sıçrama testi ve side step testi performanslarının arttığı görüldü. Sonuçlarımız günlük yaşam aktiviteleri sırasında özellikle yürüyüşte çok aktif olan ayak bileği kaslarındaki zayıflığın tüm vücuda yansıyan olumsuz etkileri olabileceğini gösterdi.

Lumbopelvik stabilitedeki azalmalar dengeyi ve bunun doğal bir sonucu olarak fiziksel performansı etkileyebilmektedir. Funk ve ark. askeri personel üzerinde yapmış oldukları çalışmada denge ve proprioseptif egzersizlerin askerlerin fiziksel performanslarını artırdığını ortaya koymuşlardır (255). Cantarero ve ark. kolon kanseri olan bireylerde 8 haftalık lumbopelvik stabilizasyon eğitiminin kanserli bireylerde fiziksel uygunluğu artırdığını ifade etmişlerdir (256). Çalışmamız sonuçlarına göre m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidustaki zayıflıklar bireylerin side step testi ve mekik koşu testi performanslarını olumsuz yönde etkilemektedir ve literatür ile uyumlu olmasının yanında literatüre objektif bir perspektif katmıştır. Fiziksel performans testlerinde m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun kas kalınlıklarını ultrasonografik görüntüleme ile değerlendiren ilk çalışmadır. Bu nedenle sonuçlarımızın önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Bu çalışmanın bazı limitasyonları vardır. Hatalı postürlere bağlı olarak gelişen kullanmama atrofisi özellikle m. lumbar multifidusta atrofiye sebep olabilmektedir. Bireylerin yaş aralığı itibarıyla yanlış postürde ders çalışmaları, teknolojik cihazların

yanlış postürde kullanılması gibi sebeplerle lumbopelvik bölge kasları olumsuz etkilenebilir. Bu faktörlerin göz önünde bulundurulması yapılacak diğer çalışmalar için bir kriter olabilir.

Bu çalışmada genç yetişkinlerde ayak-ayak bileği karakteristikleri ile lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performans arasındaki ilişkiyi inceledik. Çalışmamız sonuçları, distal yapı olan ayak-ayak bileğinin biyomekaniksel ve muskuloskeletal özelliklerinin lumbopelvik stabiliteyi etkilediğini gösterdi. Lumbopelvik stabiliteye yönelik koruyucu programların verilmesi ayak ve beraberinde diğer üst dizilimde ortaya çıkabilecek postüral bozukluklar veya yaralanmaların önlenmesi açısından önemlidir. Ayrıca ayak postüründeki herhangi bir problemde bireyler için planlanan tedavi programlarına lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performans ile ilgili uygulamaların da eklenmesinin fonksiyonel dönüş için önemli olduğunu düşünmekteyiz. Özellikle lumbopelvik kontroldeki azalmaların denge ve fiziksel performansa da olumsuz etkileri olduğundan dolayı lumbopelvik bölge eğitimlerinin ayak-ayak bileği patolojilerinde ihmal edilmemesi gerektiğini, aynı şekilde lumbopelvik stabilitenin zayıfladığı durumlarda da ayak-ayak bileği muayenesinin göz önünde bulundurulması gerektiğini düşünmekteyiz.

6. SONUÇLAR

Sağlıklı genç yetişkinlerde ayak-ayak bileği karakteristikleri ile lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performans arasındaki ilişkiyi incelemek amacıyla planladığımız çalışmamızda ulaştığımız sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:

- Ayak-ayak bileği postür bozukluklarının lumbopelvik bölgeye olumsuz etkisi yapılan çalışmalarla ortaya koyulmasına karşın lumbopelvik stabiliteden primer sorumlu olan m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun durumu ile ilgili herhangi bir veri literatürde mevcut değildi. Ayrıca lumbopelvik stabilitedeki bozulmaların, denge ve fiziksel performansa etkisinin incelendiği çalışmalar çok az sayıdaydı. Çalışmamızda m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun objektif yöntemlerle değerlendirilmesi literatürdeki bu boşluğu doldurması açısından önemlidir.
- Çalışmamızın sonuçları, ayakta artan pronasyonun, düşük medial longitudinal arkin ve bunların sonucu olarak doğru bir şekilde yapılamayan plantar basınç dağılımının, lumbopelvik stabiliteden primer sorumlu olan m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun kalınlıkları üzerinde etkisi olduğunu göstermiştir. Pronasyon yürüyüşte normal bir komponent olmasına karşın ayakta pronasyon artışı lumbopelvik stabilitede problemlere sebep olacaktır.
- Ayağın medial hattındaki basınç artışı ve özellikle plantar fleksör kas kuvvetindeki azalma m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusu olumsuz yönde etkilemektedir.
- Ayaktaki artan pronasyon ile artmış içe basmanın ve özellikle azalmış plantar fleksör kas kuvvetinin, lumbopelvik stabilite ile birlikte hem statik hem de dinamik denge üzerinde olumsuz etkisi olduğu bulunmuştur. Bu durumun oluşmasında ayak postür bozukluklarına ek olarak m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun kas kalınlıklarındaki ve dolayısıyla lumbopelvik stabilitedeki azalmanın etkisi büyüktür.
- Ayaktaki artan pronasyon ile artmış içe basmanın ve özellikle azalmış plantar fleksör kas kuvvetinin fiziksel performansı da olumsuz yönde etkilediği

görülmüştür. Bu durumun oluşmasında ayak postür bozukluklarına ek olarak m. transversus abdominis ve m. lumbar multifidusun kas kalınlıklarındaki ve dolayısıyla lumbopelvik stabilitedeki azalmanın etkisi büyüktür.

- Plantar fleksör ve dorsifleksör kas kuvvetindeki azalmalar, statik ve dinamik enduranstan sorumlu yüzeyel ve lokal kaslarda yorgunluğa sebep olmakta ve bu kasları zayıflatabilmektedir. Bu durum ayak-ayak bileği postür bozukluklarının yüzeyel ve derin kasların birlikte sağlamış olduğu enduransa dahi olumsuz etkileri olabileceğini göstermiştir.

Sonuç olarak H₁, H₂ ve H₃ hipotezlerimiz doğrulanmıştır. Sağlıklı popülasyonda lumbopelvik stabiliteye yönelik eğitim programlarının verilmesi ayak ve diğer üst dizilimde ortaya çıkabilecek postüral bozukluklar veya yaralanmaların önlenmesi, denge ve fiziksel performansın üst seviyede tutulabilmesi açısından önemlidir. Hasta popülasyonda ise ayak-ayak bileği postüründeki bozulmaların lumbopelvik stabilite, denge ve fiziksel performansı olumsuz etkilediği düşüncesinden yola çıkarak ayak-ayak bileği postürünün özellikle nörolojik rehabilitasyon kliniklerinde çalışan fizyoterapistler tarafından dikkatlice ele alınıp incelenmesi gerekir. Ayrıca azalmış lumbopelvik kontrolün denge ve fiziksel performansa olumsuz etkisi olduğundan lumbopelvik bölge muayenesinin ihmal edilmemesi gereken bir değerlendirme parametresi olduğu düşünülmektedir.

7. KAYNAKÇA

1. Sadler TW. Langman Medikal embriyoloji. 11. Baskı. Ankara:Palme Yayıncılık; 2005.
2. Staheli LT. Pediatrik ortopedinin temelleri. İstanbul:Nobel Tıp Kitabevi; 1998.
3. Staheli LT. Pediatrik ortopedi. İstanbul:Avrupa Tıp Kitapçılık; 2005.
4. Dalçık H. Klinik yönleri ile insan embriyolojisi. Ankara:Nobel Tıp Kitabevi; 2002.
5. Arıncı K, Elhan A. Anatomi. 5.Baskı. 2. Cilt. Ankara:Güneş Tıp Kitabevi; 2014.
6. Keith LM. The Lower Limb. In: Clinically oriented anatomy. 3th ed. Williams&Wilkins, Baltimore; 1992.
7. Richard DA, Wayne V, Adam WMM. Gray's öğrenciler için anatomi. 3. Baskı. Ankara:Nobel Tıp Kitabevi; 2017.
8. Keith LM, Dalley AF, Anne AMR. Clinically oriented anatomy. Seventh edition. Williams&Wilkins, Baltimore; 2014.
9. Snell RS. Klinik Anatomi. 6. Edisyon. Ankara:Nobel Tıp Kitabevi; 2004.
10. Mueller MJ. The ankle and foot complex. USA:F.A. Davis Company; 2005.
11. Gökmen GF. Sistematiik anatomi. İzmir:Güven Kitabevi; 2003.
12. Wernick J, Volpe GR. Lower extremity function and normal mechanics. clinical biomechanics of the lower extremities. RL. Valmassy (Ed.). St. Louis: Mosby; 1996.
13. Uygur SF. Ayak deformite ve ortezleri. Ankara:Hacettepe Üniversitesi; 1992.
14. Oatis CA. Kinesiology-the mechanics&pathomechanics of human movement. Wolters Kluwer/Lippincott Williams &Wilkins; 2009.
15. Kanatli U, Yetkin H, Cila E. Footprint and radiographic analysis of the feet. J Pediatr Orthop. 2001;21(2):225-8.
16. Lundberg A, Goldie I, Kalin B, Selvik G. Kinematics of the ankle/foot complex: plantar flexion and dorsiflexion. Foot Ankle. 1989;9(4):194-200.
17. Leardini A, O'connor JJ, Catani F, Giannini S. A geometric model of the human ankle joint. J Biomech. 1999;32(6):585-91.
18. Arıncı K, Elhan A. Anatomi. 4.Baskı. 1. Cilt. Ankara:Güneş Tıp Kitabevi; 2005.
19. Sarsılmaz M. İnsan anatomisi-klinik bilgiler eşliğinde sistematiik anlatımlı. İstanbul:Akademi Basın ve Yayıncılık; 2014.
20. Arıncı K, Elhan A. Eklemler (Arthrologia). Ankara:Ankara Üniversitesi Basımevi; 1985.
21. Lin CJ, Lai KA, Kuan TS, Chou YL. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. J Pediatr Orthop. 2001;21(3):378-82.
22. Turgut HB, Hatipoğlu ES, Doğruyol Ş. Hareket sistemi anatomisi. İstanbul:Nobel Tıp Kitabevi; 1998.

23. Leung AK, Mak AF, Evans JH. Biomechanical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. *Prosthet Orthot Int.* 1998;22(1):25-34.
24. McPoil TG, Hunt GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(6):381-8.
25. Perry J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;177:9-15.
26. Romanes GJ. Cunningham's manual of practical anatomy. 15th Edition. Egypt:Mass Publishing; 1997.
27. Sammarco GJ, Hockenbury RT. Biomechanics of the foot and ankle. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
28. Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture.* 2013;37(3):445-451.
29. Rodgers MM. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Phys Ther.* 1988;68(12):1822-30.
30. Ouzounian TJ, Shereff MJ. In vitro determination of midfoot motion. *Foot Ankle International.* 1989;10(3):140-6.
31. Mueller MJ. The ankle and foot complex. P. K. Levangie, C. C. Norkin (Ed.). Joint structure and function. USA: F. A. Davis Company; 2005.
32. Jenkins DB. Functional anatomy of the limbs and back. USA: Saunders; 2002.
33. Dere F. Anatomi atlası ve ders kitabı. 5. Baskı. Adana:Adana Nobel Tıp Kitabevi; 1999.
34. Cömert A, Uğurlu M. Ayak bileğinin lateral yüzünün cerrahi anatomisi. *TOTBİD.* 2011;10(1):53-60.
35. Donatelli RA. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;9(1):11-6.
36. Arıncı K, Elhan A. Kaslar (Myologia), 2. Baskı. Ankara:Murat Kitabevi Yayınları; 1990.
37. Williams PL, Bannister LH, Berry MM, Collins P, Dyson M, Dussek JE, et al. *Grays anatomy.* 37th edition. Edinburgh: Churchill Livingstone, Wiley; 1989.
38. Taner D. Fonksiyonel anatomi. Ekstremiteler ve sırt bölgesi. Ankara:HYB Basım Yayın; 2011.
39. Wang WJ, Crompton RH. Analysis of the human and ape foot during bipedal standing with implications for the evolution of the foot. *J Biomech.* 2004;37(12):1831-6.

40. Manter JT. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *The Anatomical Record*. 1941;80(4):397-410.
41. Close J, Inman V, Poor P, Todd F. The function of the subtalar joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1967;50:159-180.
42. Van Langelaan EJ. A kinematical analysis of the tarsal joints. An X-ray photogrammetric study. *Acta Orthop Scand*. 1983;204:1-269.
43. Blackwood CB, Yuen TJ, Sangeorzan BJ, Ledoux WR. The midtarsal joint locking mechanism. *Foot Ankle Int*. 2005;26(12):1074-1080.
44. Phillips RD, Phillips RL. Quantitative analysis of the locking position of the midtarsal joint. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1983;73(10):518-22.
45. Şener G, Erbahçeci F. Kinezyoloji ve biyomekanik. Ankara:Hipokrat Kitabevi; 2016.
46. Collis WJ, Jayson MI. Measurement of pedal pressures. An illustration of a method. *Ann Rheum Dis*. 1972;31(3):215-7.
47. Alsancak S. Yürüyüşün kinetik ve kinematikı. *Ankara Sağlık Hizmetleri Dergisi*. 2015;(14)2.
48. Chehab EF, Andriacchi TP, Favre J. Speed, age, sex, and body mass index provide a rigorous basis for comparing the kinematic and kinetic profiles of the lower extremity during walking. *J Biomech*. 2017;14(58):11-20.
49. Boyer KA, Johnson RT, Banks JJ, Jewell C, Hafer JF. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Exp Gerontol*. 2017;95:63-70.
50. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train*. 2005;40:41-6.
51. Neal BS, Griffiths IB, Dowling GJ, Murley GS, Munteanu SE, Franettovich Smith MM, et al. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *J Foot Ankle Res*. 2014;7:55.
52. Banwell HA, Mackintosh S, Thewlis D. Foot orthoses for adults with flexible pes planus: a systematic review. *J Foot Ankle Res*. 2014;7(1):23.
53. Valmassy RL. Pathomechanics of lower extremity function. R. L. Valmassy (Ed.). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: Mosby; 1996.
54. Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *J Foot Ankle Surg*. 2005;44(2):78-113.
55. Uzunca K, Taştekin N, Birtane M. Erişkin tip pes planusta ağrı ve dizabilitenin radyografik ve pedobarografik parametreler ile ilişkisi. *Romatizma Dergisi* 2006;21:91-5.
56. Leveille SG, Guralnik JM, Ferrucci L, Hirsch R, Simonsick E, Hochberg MC. Foot pain and disability in older women. *Am J Epidemiol*. 1998;148(7):657-65.

57. Galli M, Cimolin V, Pau M, Costici P, Albertini G. Relationship between flatfoot condition and gait pattern alterations in children with Down syndrome. *J Intellect Disabil Res.* 2014;58:269-76.
58. Şenaran H. Çocuklarda pes planus tanımı, doğal seyri ve tedavi seçenekleri. *TOTBİD.* 2006;5:27-33.
59. Harris EJ, Vanore JV, Thomas JL, Kravitz SR, Mendelson SA, Mendicino RW, et al. Diagnosis and treatment of pediatric flatfoot. *J Foot Ankle Surg.* 2004;43(6):341-73.
60. Benedetti MG, Ceccarelli F, Berti L, Luciani D, Catani F, Boschi M, et al. Diagnosis of flexible flatfoot in children : a systematic clinical approach. *Orthopedics* 2011;34:94.
61. Sung PS. Kinematic analysis of ankle stiffness in subjects with and without flatfoot. *Foot (Edinb)* 2016;26:58-63.
62. Mosca VS. Flexible flatfoot in children and adolescents. *J Child Orthop.* 2010;4:107–21.
63. Kosashvili Y, Fridman T, Backstein D, Safir O, Bar ZY. The correlation between pes planus and anterior knee or intermittent low back pain. *Foot Ankle Int.* 2008;29(9):910-3.
64. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med.* 2015;49(5):290.
65. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner *Orthop Clin North Am.* 1982;13(3):541-58.
66. Loudon JK, Jenkins W, Loudon KL. The relationship between static posture and acl injury in female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;24(2):91-7.
67. Morrison SC, Durward BR, Watt GF, Donaldson MDC. A literature review evaluating the role of the navicular in the clinical and scientific examination of the foot. *British Journal of Podiatry.* 2004;7(4):5.
68. Evans AM, Copper AW, Scharfbillig RW, Scutter SD, Williams MT. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2003;93(3):203-13.
69. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the foot posture index. *J Foot Ankle Res.* 2008;1(1).
70. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the foot posture index. *Clin Biomech.* 2006;21(1):10.
71. Yetkin H. Yürüme analizi ve ayak basınç ölçümleri. 2.Baskı. Türk Hava Kurumu Basımevi; 1999.
72. Abboud RJ, Rowley DI. Foot pressure measurements. *Surgery of the foot and ankle.* London:Martin Dunitz Ltd; 1996.

73. Mann RA. Overview of foot and ankle biomechanic. Disorders of the foot and ankle: Medical and surgical Management. 2nd Edition. Philadelphia:WB Saunders Company; 1992.
74. Morton DJ. Structural factors in static disorders of the foot. *Am J Surg.* 1930;9(2):315-28.
75. Lanza IR, Towse TF, Caldwell GE, Wigmore DM, Kent-Braun JA. Effect of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *J Appl Physiol.* 2003;95:2361-9.
76. Pincivero DM, Lephart SM, Karunakara RA. Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. *Int J Sports Med.* 1997;18(2):113-7.
77. Croisier JL, Foidart-Dessalle M, Tinant F, Crielaard JM, Forthomme B. An isokinetic eccentric program for the management of chronic lateral epicondylar tendinopathy. *Br J Sports Med.* 2007;41(4):269-75.
78. Coombs R, Garbutt G. Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med.* 2002;1:56-62.
79. Brown LE, Whitehurst M. Isokinetics in human performance. The United States of America: Human Kinetics;2000.
80. Kurdak SS, Ozgüven K, Adaş U, Zeren C, Aslangiray B, Yazıcı Z, et al. Analysis of isokinetic knee extension/flexion in male elite adolescent wrestlers. *J Sports Sci Med.* 2005;4:489-98.
81. Tankevicius G, Lankaite D, Krisciunas A. Test retest reliability of biodex system 4 pro for isometric ankle eversion and inversion measurement. *J Sport Rehabil.* 2013;22(3):212-5.
82. Oatis C. Biomechanics of the foot and ankle under static conditions. *Phys Ther.* 1988;68:1815-21.
83. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine: part 1.function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord.* 1992;5(4):383-9.
84. Crisco JJ, Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. part II: experiment. *Clin Biomech.* 1992;7:27-32.
85. Barr KP, Griggs M, Cadby T. Lumbar stabilization: core concepts and current literature, part 1. *Am J Phys Med Rehabil.* 2005;84(6):473-80.
86. Panjabi M. The stabilising system of the spine. part II. neutral zone and stability hypothesis. *J Spinal Disord.* 1992;5:390-7.
87. Krismer M, Haid C, Ogon M, Behensky H, Wimmer C. Biomechanics of lumbar instability. *Orthopade.* 1997;26(6):516-20.
88. Fujiwara A, Tamai K, An HS, Kurihashi T, Lim TH, Yoshida H, et al. The relationship between disc degeneration, facet joint osteoarthritis, and stability of the degenerative lumbar spine. *J Spinal Disord.* 2000;13(5):444-50.

89. Stokes IA, Gardner-Morse M. Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13(4): 397-402.
90. Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech.* 1996;11(1):1-15.
91. Jorgensen K, Mag C, Nicolaisen T, Kato M. Muscle fibre distribution, capillary density and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. significance for isometric endurance. *Spine.* 1993;18:1439-50.
92. Goel VK, Kong W, Han JS, Weinstein JN, Gilbertson LGA. Combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine.* 1993;18(11):1531-41.
93. Biedermann HJ, DeFoa JL, Forrest WJ. Muscle fibre directions of iliocostalis and multifidus: male-female differences. *J Anat.* 1991;179:163-7.
94. Hides J, Gilmore C, Stanton W et al. Multifidus size and symmetry among chronic low back pain and healthy asymptomatic subjects. *Man Ther.* 2008;13(1):43-49.
95. Wallwork TL, Stanton WR, Freke M, Hides JA. The effect of chronic low back pain on size and contraction of the lumbar multifidus muscle. *Man Ther.* 2009;14(5):496-500.
96. Jorgensen K, Mag C, Nicolaisen T, Kato M. Muscle fibre distribution, capillary density and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. significance for isometric endurance. *Spine.* 1993;18:1439-50.
97. Wu PB, Date ES, Kingery WS. The Lumbar multifidus muscle in polysegmentally innervated. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2000;40(8):483-5.
98. Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, Arand M, Wiesend A. Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. a biomechanical in vitro study. *Spine.* 1995;20(2):192-8.
99. Ward SR, Kim CW, Eng CM, Gottschalk LJ 4th, Tomiya A, Garfin SR, et al. Architectural analysis and intraoperative measurements demonstrate the unique design of the multifidus muscle for lumbar spine stability. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:176-85.
100. Barker KL, Shamley DR, Jackson D. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine.* 2004;29(22):515–9.
101. Hides J, Gilmore C, Stanton W, Bohlscheid E. Multifidus size and symmetry among chronic low back pain and healthy asymptomatic subjects. *Man Ther.* 2008;13(1):43–9.
102. Hodges P, Holm AK, Hansson T, Holm S. Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury. *Spine.* 2006;31(25):2926–33.

103. O'Sullivan PB, Twomey L, Allison GT. Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;27(2):114–124.
104. Choi MH, An SD, Lee DY, Hong JH, Yu JH, Kim JS. The comparison of various positions on lumbar multifidus activation. *Indian J Sci Technol.* 2006;(25):1-5.
105. Ian AFS, Mack G, Gardner M, Sharon MH. Abdominal muscle activation increases lumbar spinal stability: Analysis of contributions of different muscle groups. *Clin Biomech.* 2011;26:797–803.
106. Kiesel KB, Butler RJ, Duckworth A, Halaby T, Lannan K, Phifer C, et al. Experimentally induced pain alters the EMG activity of the lumbar multifidus in asymptomatic subjects. *Man Ther.* 2012;17(3):236-340.
107. D'hooge R, Cagnie B, Crombez G, Vanderstraeten G, Dolphens M, Danneels L. Increased intramuscular fatty infiltration without differences in lumbar muscle cross-sectional area during remission of unilateral recurrent low back pain. *Man Ther.* 2012;17(6):584-8.
108. Koppenhaver SL, Hebert JJ, Fritz JM, Parent EC, Teyhen DS, Magel JS. Reliability of rehabilitative ultrasound imaging of the transversus abdominis and lumbar multifidus muscles. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(1):87-94.
109. Beneck GJ, Kulig K. Multifidus atrophy is localized and bilateral in active persons with chronic unilateral low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012;93(2):300-6.
110. Askar OM. Surgical anatomy of the aponeurotic expansions of the anterior abdominal wall. *Ann R Coll Surg Engl.* 1977;59:313-21.
111. Williams PL, Warwick R, Dyson M, Bannister LH. *Grays Anatomy.* 38th Ed. Churchill Livingstone, Edinburgh; 1989.
112. Puckree T, Cerny F, Bishop B. Abdominal motor unit activity during respiratory and nonrespiratory tasks. *J Appl Physiol.* 1998;84(5):1707-15.
113. Hodges PW, Gandevia SC, Richardson CA. Contractions of specific abdominal muscles in postural tasks are affected by respiratory maneuvers. *J Appl Physiol.* 1997;83(3):753-60.
114. Essendrop M, Schibye B. Intra-abdominal pressure and activation of abdominal muscles in highly trained participants during sudden heavy trunk loadings. *Spine.* 2004;29(21):2445-51.
115. Juker D, McGill S, Kropf P, Steffen T. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(2):301–310.
116. Loukas M, Shoja MM, Thurston T, Jones VL, Linganna S, Tubbs RS. Anatomy and biomechanics of the vertebral aponeurosis part of the posterior layer of the thoracolumbar fascia. *Surg Radiol Anat.* 2008;30(2):125-9.

117. Cresswell AG, Grundstrom H, Thorstensson A. Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiol Scand.* 1992;144(4):409-18.
118. Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Exp Brain Res.* 1994;98(2):336-41.
119. Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res.* 1997;114(2):362-70.
120. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther.* 1997;77(2):132-42.
121. Neumann P, Gill V. Pelvic floor and abdominal muscle interaction: emg activity and intra-abdominal pressure. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct.* 2002;13(2):125-32.
122. Hemborg B, Moritz U, Löwing H. Intra-abdominal pressure and trunk muscle activity during lifting. IV. The causal factors of the intra-abdominal pressure rise. *Scand J Rehabil Med.* 1985;17(1):25-38.
123. Hodges PW, Butler JE, McKenzie D, Gandevia SC. Contraction of the human diaphragm during postural adjustments. *J Physiol.* 1997;1:539-48.
124. Allison G, Kendle K, Roll S, Schupelius J, Scott Q, Panizza J. The role of the diaphragm during abdominal hollowing exercises. *Aust J Physiother.* 1998;44(2):95-102.
125. Hodges PW. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Man Ther.* 1999;4(2):74-86.
126. Critchley D. Instructing pelvic floor contraction facilitates transversus abdominis thickness increase during low-abdominal hollowing. *Physiother Res In.* 2002;7(2):65-75.
127. Sapsford RR, Hodges PW, Richardson CA, Cooper DH, Markwell SJ, Jull GA. Co-activation of the abdominal and pelvic floor muscles during voluntary exercises. *Neurourol Urodyn.* 2001;20(1):31-42.
128. Raschke U, Chaffin DB. Support for a linear length-tension relation of the torso extensor muscles: an investigation of the length and velocity emg-force relationships. *J Biomech.* 1996;29(12):597-604.
129. Kuriyama N, Ito H. Electromyographic functional analysis of the lumbar spinal muscles with low back pain. *J Nippon Med Sch.* 2005;72(3):165-73.
130. Ishida H, Hirose R, Watanabe S. Comparison of changes in the contraction of the lateral abdominal muscles between the abdominal drawing-in maneuver and breathe held at the maximum expiratory level. *Man Ther.* 2012;17(5):427-31.
131. Lima PO, Oliveira RR, Moura Filho AG, Raposo MC, Costa LO, Laurentino GE. Concurrent validity of the pressure biofeedback unit and surface electromyography

in measuring transversus abdominis muscle activity in patients with chronic nonspecific low back pain. *Rev Bras Fisioter.* 2012;16(5):389–95.

132. Chhem RK, Kaplan PA, Dussault RG. Ultrasonography of the musculoskeletal system. *Radiol Clin North Am.* 1994;32(2):275–89.

133. Yang KH, Park DJ. Reliability of ultrasound in combination with surface electromyogram for evaluating the activity of abdominal muscles in individuals with and without low back pain. *J Exerc Rehabil.* 2014;10(4):230–5.

134. Kermode F. Benefits of utilising real-time ultrasound imaging in the rehabilitation of the lumbar spine stabilising muscles following low back injury in the elite athlete—a single case study. *Phys Ther Sport.* 2004;5(1):13–6.

135. Jesus FM, Ferreira PH, Ferreira ML. Ultrasonographic measurement of neck muscle recruitment: a preliminary investigation. *J Man Manip Ther.* 2008;16(2):89–92.

136. Hansen L, Zee DM, Rasmussen J, Andersen TB, Wong C . Anatomy and biomechanics of the back muscles in the lumbar spine with reference to biomechanical modeling. *Spine.* 2006;31(17):1888–99.

137. Kim CY, Choi JD, Kim SY, Oh DW, Kim JK, Park JW. Comparison between muscle activation measured by electromyography and muscle thickness measured using ultrasonography for effective muscle assessment. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014;24(5):614–20.

138. Kuriyama N, Ito H. Electromyographic functional analysis of the lumbar spinal muscles with low back pain. *J Nippon Med Sch.* 2005;72(3):165–73.

139. Tong TK, Wu S, Nie J. Sport-specific endurance plank test for evaluation of global core muscle function. *Phys Ther Sport.* 2014;15(1):58-63.

140. Jernstedt GM, Saporito G, Miller H. Test-retest reliability and validity of the plank exercise. *Linfield College Student Symposium*; 2015; A celebration of scholarship and creative achievement. Event. Submission 17.

141. Palmer TG, Uhl TL. Interday reliability of peak muscular power outputs on an isotonic dynamometer and assessment of active trunk control using the chop and lift tests. *J Athl Train.* 2011;46(2):150-9.

142. McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(8):941-44.

143. Leetun DT, Ireland, ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(6):926-34.

144. Fawcett M, DeBeliso M. The validity and reliability of push-ups as a measure of upper body strength for 11-12 year-old females. *Journal of Fitness Research.* 2014;3(1):4-11.

145. Walker BF, Muller R, Grant WD. Low back pain in Australian adults: prevalence and associated disability. *J Manipulative Physiol Ther.* 2004;27(4):238–44.
146. Dagenais S, Caro J, Haldeman S. A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine J.* 2008;8(1):8-20.
147. Koes BW, Van Tulder MW, Thomas S. Diagnosis and treatment of low back pain. *BMJ.* 2006;332(7555):1430–4.
148. Cohen SP, Argoff CE, Carragee EJ. Management of low back pain. *BMJ.* 2008;337(2718).
149. Krismer M, Van Tulder M. Strategies for prevention and management of musculoskeletal conditions low back pain (non-specific). *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2007;21(1):77-91.
150. Diab AA, Moustafa IM. Lumbar lordosis rehabilitation for pain and lumbar segmental motion in chronic mechanical low back pain: a randomized trial. *J Manipulative Physiol Ther.* 2012;35(4):246–53.
151. Chaleat-Valayer E, Mac-Thiong JM, Paquet J, Berthonnaud E, Siani F, Roussouly P. Sagittal spino-pelvic alignment in chronic low back pain. *Eur Spine J.* 2011;20(5):634–40.
152. Ball KA, Afheldt MJ. Evolution of foot orthotics – part 1: coherent theory or coherent practice? *J Manipulative Physiol Ther.* 2002;25(2):116–24.
153. Bird AR, Payne CB. Foot function and low back pain. *Foot.* 1999;9(4):175–80.
154. O’Leary CB, Cahill CR, Robinson AW, Barnes MJ, Hong J. A systematic review: the effects of podiatric deviations on nonspecific chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2013;26(2):117–23.
155. Botte RR. An interpretation of the pronation syndrome and foot types of patients with low back pain. *J Am Podiatry Assoc.* 1981;71(5):243–53.
156. Chuter VH, Janse de Jonge XA. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait Posture.* 2012;36(1):7–15.
157. Barwick A, Smith J, Chuter V. The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: a review of the literature. *Foot(Edinb).* 2012;22(3):224–31.
158. Brantingham JW, Adams KJ, Cooley JR, Globe D, Globe G. A single-blind pilot study to determine risk and association between navicular drop, calcaneal eversion and low back pain. *J Manipulative Physiol Ther.* 2007;30(5):380–5.
159. Ogon M, Aleksiev AR, Pope MH, Wimmer C, Saltzman CL. Does arch height affect impact loading at the lower back level in running? *Foot Ankle Int.* 1999;20(4):263–6.
160. Pinto RZ, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Man Ther.* 2008;13(6):513–9.
161. Duval K, Lam T, Sanderson D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait Posture.* 2010;32(4):637–40.

162. Kosashvili Y, Fridman T, Backstein D, Safir O, Bar Ziv Y. The correlation between pes planus and anterior knee or intermittent low back pain. *Foot Ankle Int.* 2008;29:910-3.
163. Bird AR, Bendrups AP, Payne CB. The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. *Gait Posture.* 2003;18(2):81-91.
164. Shumway-Cook A. *Motor control: theory and practical applications.* 3rd ed. Woollacott MH. Williams & Wilkins; 2005.
165. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clin Rehabil.* 2000;14(4):402–6.
166. Nashner LM. Organization and programming of motor activity during posture control. *Prog Brain Res.* 1979;50:177-84.
167. Peterka RJ, Loughlin PJ. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol.* 2004;91:410–23.
168. Nichols DS, Glenn TM, Hutchinson KJ. Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Phys Ther.* 1995;75(8):699-706.
169. Alexander NB. Postural control in older adults. *J Am Geriatr Soc.* 1994;42(1):93-108.
170. Izraelski J. Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach. *J Can Chiropr Assoc.* 2012;56(2):158.
171. Zhang X, Zakir M, Meng H, Sato H, Uchino Y. Convergence of the horizontal semicircular canal and otolith afferents on cat single vestibular neurons. *Exp Brain Res.* 2001;140(1):1-11.
172. Straube A, Paulus W, Brandt T. Influence of visual blur on object-motion detection, self-motion detection and postural balance. *Behav Brain Res.* 1990;40(1):1-6.
173. Massion J. Postural control systems in developmental perspective. *Neurosci Biobehav Rev.* 1998;22(4):465-72.
174. Nashner LM, Woollacott M, Tuma G. Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man. *Exp Brain Res.* 1979;36(3):463-76.
175. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol.* 1986;55(6):1369-81.
176. Massion J. Postural control systems in developmental perspective. *Neurosci Biobehav Rev.* 1998;22(4):465-72.
177. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol.* 1996;75(6):2334-43.

178. Han BI, Song HS, Kim JS. Vestibular rehabilitation therapy: review of indications, mechanisms, and key exercises. *J Clin Neurol*. 2011;7(4):184-96.
179. Gross R, Leboeuf F, Hardouin JB, Lempereur M, Perrouin-Verbe B, Remy-Neris O, et al. The influence of gait speed on co-activation in unilateral spastic cerebral palsy children. *Clin Biomech*. 2013;28(3):312-7.
180. Kennedy PM, Inglis JT. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J Physiol*. 2002;538(3):995-1002.
181. Woollacott MH, Shumway-Cook A, Williams HG. The development of posture and balance control in children. Columbia:SC University of South Carolina Press; 1989:77-96.
182. Najafi B, Talal TK, Grewal GS. Using plantar electrical stimulation to improve postural balance and plantar sensation among patients with diabetic peripheral neuropathy: a randomized double blinded study. *J Diabetes Sci Technol*. 2017;11(4):693-701.
183. Armstrong DG, Lavery LA. Clinical Care of the Diabetic Foot. American Diabetes Association. 2005.
184. Toosizadeh N, Mohler J, Armstrong DG, Talal TK, Najafi B. The influence of diabetic peripheral neuropathy on local postural muscle and central sensory feedback balance control. *PLoS ON*. 2015;10(8):e0135255.
185. Song K, Kangc TK, Wikstroma EA, Jund HP, Leec SY. Effects of reduced plantar cutaneous sensation on static postural control in individuals with and without chronic ankle instability. *J Sci Med Sport*. 2017;20(10):910-4.
186. Williams DS 3rd, Tierney RN, Butler RJ. Increased medial longitudinal arch mobility, lower extremity kinematics and ground reaction forces in higharched runners. *J Athl Train*. 2014;49(3):290-6.
187. Chang YW, Hung W, Wu HW, Chiu YC, Hsu HC. Measurements of foot arch in standing, level walking, vertical jump and sprint start. *Int J Sport Exerc Sci*. 2010;2:31-8.
188. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train*. 2005;40: 41-6.
189. Birinci T, Demirbas SB. Relationship between the mobility of medial longitudinal arch and postural control. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2017;51(3):233-7.
190. Sung PS, Zippel JT, Andraka JM, Danial P. The kinetic and kinematic stability measures in healthy adult subjects with and without flat foot. *Foot (Edinb)*. 2017;30:21-6.
191. Saghazadeh M, Tsunoda K, Soma Y, Okura T. Static foot posture and mobility associated with postural sway in elderly women using a three-dimensional foot scanner. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2015;105:412-7.

192. Sozzi S, Honeine J-L, Do M-C, Schieppati M: Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane. *Clin Neurophysiol.* 2013;124(6):1175–86.
193. De Ridder R, Willems T, De Mits S, Vanrenterghem J, Roosen P. Foot orientation affects muscle activation levels of ankle stabilizers in a single-legged balance board protocol. *Hum Mov Sci.* 2014;33:419–31.
194. Arnold BL, Schmitz RJ. Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *J Athl Train.* 1998;33(4):323-7.
195. Akhbari B, Salavati M, Mohammadi F, Safavi-Farokhi Z. Intra and inter-session reliability of static and dynamic postural control in participants with and without patellofemoral pain syndrome. *Physiother Can.* 2015;67(3):248-53.
196. Schmitz R, Arnold B. Intertester and intratester reliability of a dynamic balance protocol using the Biodex Stability System. *J Sport Rehabil.* 1998;7(2):95–102.
197. Testerman C, Griend RV. Evaluation of ankle instability using the Biodex Stability Systems. *Foot Ankle Int.* 1999;20(5):317–21.
198. Barati A, Safarcherati A, Aghayari A, Azizi F, Abbasi H. Evaluation of relationship between trunk muscle endurance and static balance in male students. *Asian J Sports Med.* 2013;4(4):289-94.
199. Bayraktar B, Kurtoğlu M. Sporda performans ve performans artırma yöntemleri. İstanbul; 2004.
200. Ergun N, Baltacı G. Spor yaralanmalarında fizyoterapi ve rehabilitasyon Prensipleri. Ankara:Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi Ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları; 1997.
201. Bayraktar B, Kurtoğlu M. Sporda performans, etkili faktörler, değerlendirilmesi ve artırılması. *Klinik Gelişim.* 2009;22(1):16-24.
202. Tomkinson GR, Olds TS, Gulbin J. Secular trends in physical performance of Australian children. evidence from the talent search program. *J Sports Med Phys Fitness.* 2003;43(1):90-8.
203. Loko J, Aule R, Sikkut T, Erelene J, Viru A. Motor performance status in 10 to 17-year-old Estonian girls. *Scand J Med Sci Sports.* 2000;10(2):109-13.
204. Korhonen MT, Mero A, Suominen H. Age-related differences in 100-m sprint performance in male and female master runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(8):1419-28.
205. Rickenlund A, Carlstrom K, Ekblom B, Brismar TB, von Schoultz B, Hirschberg AL. Hyperandrogenicity is an alternative mechanism underlying oligomenorrhea or amenorrhea in female athletes and may improve physical performance. *Fertil Steril.* 2003;79(4): 947-55.
206. Huston LJ, Wojtys EM. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *Am J Sports Med.* 1996;24(4):427-36.

207. Ergen E. Egzersiz fizyolojisi: ders kitabı. Ankara:Nobel Kitabevi; 2002.
208. Gayagay G, Yu B, Hambly B, Boston T, Hahn A, Celermajer DS, et al. Elite endurance athletes and the ACE I allele: the role of genes in athletic performance. *Hum Genet.* 1998;103(1):48-50.
209. Taylor RR, Mamotte CD, Fallon K, van Bockxmeer FM. Elite athletes and the gene for angiotensin-converting enzyme. *J Appl Physiol.* 1999;87(3):1035-7.
210. Strudwick A, Reilly T, Doran D. Anthropometric and fitness profiles of elite players in two football codes. *J Sports Med Phys Fitness.* 2002;42:239-42.
211. Leone M, Lariviere G, Comtois AS. Discriminant analysis of anthropometric and biomotor variables among elite adolescent female athletes in four sports. *J Sports Sci.* 2002;20(6):443-9.
212. Prokop L. Einführung In Die Sportmedizin Für Ärzte, Sportler Und Übungsleiter. Stuttgart: Fischer;1983.
213. Sevim Y. Antrenman bilgisi. 1.Baskı. Ankara:Nobel Yayın Dağıtım; 2002.
214. Özkara A. Futbolda testler. Ankara:İlksan Matbaacılık; 2002.
215. Ergun N, Baltacı G. Spor yaralanmalarında fizyoterapi ve rehabilitasyon prensipleri. 4.Baskı. Ankara:Pelikan Yayınevi; 2014.
216. Safrit MJ, Wood TM. Introduction to measurement in physical education and exercise science. 3th Ed. St. Louis: Mosby; 1995.
217. Zorba E. Herkes için spor ve fiziksel uygunluk. Ankara:GSGM Eğitim Dairesi; 1999.
218. Özer K. Fiziksel Uygunluk. Ankara:Nobel Yayın Dağıtım; 2001.
219. Graham G, Holt/Hale SA, Parker M. Children moving a reflective approach to teaching physical education. 5. Edition. California:Mayfield Publishing Company; 2001.
220. Zhao X, Tsujimoto T, Kim B, Tanaka K. Association of arch height with ankle muscle strength and physical performance in adult men. *Biol Sport.* 2017;34(2):119-26.
221. Bravo-Aguilar M, Gijón-Noguerón G, Luque-Suarez A, Abian-Vicen J. The influence of running on foot posture and in-shoe plantar pressures. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2016;106(2):109-15.
222. Chan CW, Rudins A. Foot biomechanics during walking and running. *Mayo Clin Proc.* 1994;69(5):448-61.
223. Saygın Ö, Polat Y, Karacabey K. Çocuklarda Hareket Eğitiminin Fiziksel Uygunluk Özelliklerine Etkisi. *F.Ü. Sağlık Bil. Dergisi.* 2005;19(3):205-12.
224. Donatelli RA. Normal biomechanics of the foot and ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1985;7(3):91-5.
225. Alt ekstremite kasları [İnternet]. 2016 [Erişim Tarihi 1 Aralık 2017]. Erişim adresi: <http://slideplayer.biz.tr/slide/10778148/>

226. Applied anatomy of the lower leg, ankle and foot [İnternet]. 2013 [Erişim Tarihi 3 Aralık 2017]. Erişim adresi:
http://www.orthopaedicmedicineonline.com/downloads/pdf/B9780702031458000909_web.pdf
227. Doğan A, Üzümcügil O, Zorer G, Yalçınkaya M. Çocuk ayak radyografisinin değerlendirilmesi ve sık görülen konjenital ayak deformitelerinin radyografik özellikleri. TOTBİD. 2007;6:77-87.
228. Macintosh JE, Valencia F, Bogduk N, Munro RR. The morphology of the human lumbar multifidus. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1986;1(4):196-204.
229. Juan-Recio C, López-Plaza D, Barbado Murillo D, García-Vaquero MP, Vera-García FJ. Reliability assessment and correlation analysis of 3 protocols to measure trunk muscle strength and endurance. J Sports Sci. 2018;36(4):357-64.
230. Lubans DR, Morgan P, Callister R, Plotnikoff RC, Eather N, Riley N, et al. Test-retest reliability of a battery of field-based health-related fitness measures for adolescents. J Sports Sci. 2011;29(7):685-93.
231. Fransson PA. Analysis of adaptation in human postural control. Per-Anders Fransson Department of Clinical Sciences. Lund Lund University. 2005;221-85.
232. Fay BH. Postural control. Encyclopedia of Neuroscience. 2009;3212-19.
233. Pickerill ML, Harter RA. Validity and reliability of limits-of-stability testing: a comparison of 2 postural stability evaluation devices. J Athl Train. 2011;46(6):600-6.
234. Kouvelioti V, Kellis E, Kofotolis N, Amiridis I. Reliability of single-leg and double-leg balance tests in subjects with anterior cruciate ligament reconstruction and controls. Res Sports Med. 2015;23(2):151-66.
235. Rodríguez-Rosell D, Mora-Custodio R, Franco-Márquez F, Yáñez-García JM, González-Badillo JJ. Traditional vs. sport-specific vertical jump tests: reliability, validity, and relationship with the legs strength and sprint performance in adult and teen soccer and basketball players. J Strength Cond Res. 2017;31(1):196-206.
236. Ortiz A, Olson SL, Roddey TS, Morales J. Reliability of selected physical performance tests in young adult women. J Strength Cond Res. 2005;19(1):39-44.
237. Dardouri W, Gharbi Z, Selmi MA, Sassi RH, Moalla W, Chamari K, et al. Reliability and validity of a new maximal anaerobic shuttle running test. Int J Sports Med. 2014;35(4):310-5.
238. Christensen BH, Andersen KS, Pedersen KS, Bengtsen BS, Simonsen O, Kappel SL, et al. Reliability and concurrent validity of a novel method allowing for in-shoe measurement of navicular drop. J Foot Ankle Res. 2014;7(1):12.
239. Niiler T, Church C, Lennon N, Henley J, George A, Taylor D, et al. Reliability and minimal detectable change in foot pressure measurements in typically developing children. Foot (Edinb). 2016;29:29-35.

240. Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB, Landorf KB. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait Posture*. 2013;38(3):363-72.
241. Kim EK, Kim JS. The effects of short foot exercises and arch support insoles on improvement in the medial longitudinal arch and dynamic balance of flexible flatfoot patients. *J Phys Ther Sci*. 2016;28(11):3136-9.
242. Cuellar WA, Blizzard L, Callisaya ML, Hides JA, Jones G, Ding C, et al. Test-retest reliability of measurements of abdominal and multifidus muscles using ultrasound imaging in adults aged 50-79 years. *Musculoskelet Sci Pract*. 2017;28:79-84.
243. Hides JA, Miokovic T, Belavý DL, Stanton WR, Richardson CA. Ultrasound imaging assessment of abdominal muscle function during drawing-in of the abdominal wall: an intrarater reliability study. *J Orthop Sports Phys. Ther*. 2007;37(8):480-6.
244. Riley PO, Mann RW, Hodge WA. Modelling of the biomechanics of posture and balance. *J Biomech* 1990;23(5):503-6.
245. Tamer K. Sporda fiziksel-fizyolojik performansın ölçülmesi ve değerlendirilmesi. 1. Baskı. Ankara:Türkerler Kitabevi; 1995.
246. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surg*. 2005;13(5):316-25.
247. Chaudhari AM, McKenzie CS, Borchers JR, Best TM. Lumbopelvic control and pitching performance of professional baseball pitchers. *J Strength Cond Res*. 2011;25(8):2127-32.
248. Kızılcı HM, Erbahçeci F. Pes planus olan ve olmayan erkeklerde fiziksel uygunluğun değerlendirilmesi. *Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi*. 2016;27(2):25-33.
249. Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2008;98(6):436-44.
250. Nakhostin-Roohi B, Hedayati S, Aghayari A. The effect of flexible flat-footedness on selected physical fitness factors in female students aged 14 to 17 years. *Journal of Human Sport and Exercise*. 2013;8(3):788-96.
251. Rivera CE. Core and lumbopelvic stabilization in runners. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2016;27(1):319-37.
252. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005;60(12):1546-52.
253. Jung H, Yamasaki M. Association of lower extremity range of motion and muscle strength with physical performance of community-dwelling older women. *J Physiol Anthropol*. 2016;8;35(1):30.

254. Kim DH, Park JK, Jeong MK. Influences of posterior-located center of gravity on lumbar extension strength, balance, and lumbar lordosis in chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2014;27(2):231-7.
255. Funk S, Jacob T, Ben-Dov D, Yanovich E, Tirosh O, Steinberg N. A balance and proprioception intervention programme to enhance combat performance in military personnel. *J R Army Med Corps.* 2017;14.
256. Cantarero-Villanueva I, Sánchez-Jiménez A, Galiano-Castillo N, Diaz Rodriguez L, Martin-Martin L, Arroyo-Morales M. Effectiveness of lumbopelvic exercise in colon cancer survivors: a randomized controlled clinical trial. *Med Sci Sports Exerc.* 2016;48(8):1438-46.
257. Brown SH, McGill SM. A comparison of ultrasound and electromyography measures of force and activation to examine the mechanics of abdominal wall contraction. *Clin Biomech.* 2010;25(2):115–123.
258. Beith I, Synnott R, Newman S. Abdominal muscle activity during the abdominal hollowing manoeuvre in the four point kneeling and prone positions. *Man Ther.* 2001;6(2):82–7.
259. Mohseni Bandpei MA, Rahmani N, Majdoleslam B, Abdollahi I, Ali SS, Ahmad A. Reliability of surface electromyography in the assessment of paraspinal muscle fatigue: an updated systematic review. *J Manipulative Physiol Ther.* 2014;37(7):510–21.
260. Hides JA, Boughen CL, Stanton W, Strudwick MW, Wilson SJ. A magnetic resonance imaging investigation of the transversus abdominis muscle during drawing-in of the abdominal wall in elite Australian Football League players with and without low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(1):4–10.
261. Hides JA, Belavy DL, Stanton W, Wilson SJ, Rittweger J, Felsenberg D, et al. Magnetic resonance imaging assessment of trunk muscles during prolonged bed rest. *Spine.* 2007;32(15):1687–92.
262. Hides JA, Wilson SJ, Stanton WR, McMahon S, Keto H, McMahon K, et al. An MRI investigation into the function of the transversus abdominis muscle during “drawing-in” of the abdominal wall. *Spine.* 2006;31(6):175–8.
263. Ghamkhar L, Emami M, Mohseni-Bandpei MA, Behtash H. Application of rehabilitative ultrasound in the assessment of low back pain: a literature review. *J Bodyw Mov Ther.* 2011;15(4):465–77.
264. Pulkovski N, Mannion AF, Caporaso F, Toma V, Gubler D, Helbling D, et al. Ultrasound assessment of transversus abdominis muscle contraction ratio during abdominal hollowing: a useful tool to distinguish between patients with chronic low back pain and healthy controls? *Eur Spine J.* 2012;21(6):750–9.
265. Whittaker JL. Ultrasound imaging of the lateral abdominal wall muscles in individuals with lumbopelvic pain and signs of concurrent hypocapnia. *Man Ther.* 2008;13(5):404–10.

266. Langevin HM, Stevens-Tuttle D, Fox JR, Badger GJ, Bouffard NA, Krag MH, et al. Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord*. 2009;10:151.
267. Rahmani N, Mohseni-Bandpei MA, Salavati M, Vameghi R, Abdollahi I. Comparative study of abdominal muscle thickness on ultrasonography in healthy adolescents and patients with low back pain. *J Ultrasound Med*. 2017;13.
268. Mok NW, Hodges PW. Movement of the lumbar spine is critical for maintenance of postural recovery following support surface perturbation. *Exp Brain Res*. 2013;231(3):305-13.
269. Ebenbichler GR, Oddsson LI, Kollmitzer J, Erim Z. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33(11):1889–98.
270. Hodges PW. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res*. 2001;141(2):261–6.
271. Saunders SW, Rath D, Hodges PW. Postural and respiratory activation of the trunk muscles varies with mode and speed of locomotion. *Gait Posture* 2004;20:280–90.
272. Thorstensson A, Carlson H, Zomlefer MR. Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiol Scand*. 1982;116(1):13–20.
273. Saunders SW, Schache AG, Rath D. Changes in three dimensional lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clin Biomech (Bristol Avon)* 2005;20(8):784–93.
274. Earl JE, Hoch AZ. A proximal strengthening program improves pain, function, and biomechanics in women with patellofemoral pain syndrome. *Am J Sports Med*. 2011;39(1):154–63.
275. Ferber R, Noehren B, Hamill J, Davis IM. Competitive runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(2):52–8.
276. Dorn TW, Schache AG, Pandy MG. Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *J Exp Biol*. 2012;215:1944–56.
277. Hamner SR, Delp SL. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *J Biomech*. 2013;46:780–7.
278. Roth S, Roth A, Jotanovic Z, Madarevic T. Navicular index for differentiation of flatfoot from normal foot. *Int Orthop*. 2013;37(6):1107-12.

8. EKLER

EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		"Sağlıklı Genç Yetişkinlerde Ayak-Ayak Bileği Karakteristikleri ile Lumbopelvik Kontrol, Denge ve Fiziksel Performans Arasındaki İlişkinin İncelenmesi "		
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU				
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	07.11.2017	1	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	07.11.2017	1	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SIGORTA	☐		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☐		
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐		
	İLAN	☐		
	YILLIK BİLDİRİM	☐		
	SONUÇ RAPORU	☐		
	GUVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐		
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2017-17 / 200	Tarih: 14/11/2017		
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına, toplantı yeter sayısı sağlandığı için katılan üyelerin oy birliği ile karar verilmiştir.			

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Figen TUNCAY

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi	Katılım *	İmza
Prof. Dr. Figen TUNCAY	Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon	Ahi Evran Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Yrd. Doç. Dr. Recai DAĞLI	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	Ahi Evran Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Yrd. Doç. Dr. Dilek KUZAY	Fizyoloji	Ahi Evran Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Yrd. Doç. Dr. Gülhan ÜNLÜ	Tıbbi Farmakoloji	Ahi Evran Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Uz. Dr. Uğur GÖNÜL	Halk Sağlığı	Petlas A.Ş.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Uz. Dr. Servet Uğur ÇELENK	Aile Hekimi	Neşet Ertaş Halk Sağlığı Merkezi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Uz. Dr. Aysu YETİŞ	Nöroloji	Ahi Evran Ün. Eğitim ve Araş. Hastanesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Öğr. Gör. Murat TURPÇU	Hukuk	Ahi Evran Ün. Sosyal Bilimler MYO	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
V.H.K.I Yasin KILIÇ	Memur	Ahi Evran Ün. Sürekli Eğitim Merkezi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Figen TUNCAY
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-2: Değerlendirme Formu**Sosyodemografik Özelliklerin Değerlendirilmesi**

Adı Soyadı :
 Cinsiyeti :
 Yaşı .
 Boy Uzunluğu :
 Vücut Ağırlığı :
 Vücut Kütle İndeksi :
 Mesleği :
 Özgeçmiş :
 Soygeçmiş :

Ayak-Ayak Bileği Karakteristiklerinin Değerlendirilmesi**Navikular Yükseklik Testi**

Sağ :

Sol :

Navikular Düşme Testi

Sağ :

Sol :

Ayak Postür İndeksi

Sağ/Sol

Talus Başının Palpasyonu :
 Lateral Malleolün Alt ve Üst Eğimi :
 Kalkaneal Pronasyon/Supinasyon :
 Talonavikular Eklem Bölgesinde Kubbeleşme :
 Medial Longitudinal Arkın Gözlenmesi :
 Ön Ayağın Arka Ayağa Göre Abduksiyonu/Adduksiyonu :

Plantar Basınç Dağılımı Analizi

Sağ /Sol

Statik

Topuk Mediali :

Topuk Lateralı :

1. Metatarsal :

2. Metatarsal :

3. Metatarsal :

4. Metatarsal :

5. Metatarsal :

Başparmak :

Diğer Parmaklar :

Dinamik

Topuk Mediali :

Topuk Lateralı :

1. Metatarsal :

2. Metatarsal :

3. Metatarsal :

4. Metatarsal :

5. Metatarsal :

Başparmak :

Diğer Parmaklar :

İzokinetik Kuvvet Dinamometresi

Sağ/Sol

60°/sn

Plantar Fleksiyon :

Dorsifleksiyon :

180°/sn

Plantar Fleksiyon :

Dorsifleksiyon :

3. Lumbopelvik Kontrolün Değerlendirilmesi

Kas Kalınlıklarının Değerlendirilmesi

	Statik	Dinamik
M. Transversus Abdominis		
M. Lumbar Multifidus		

Statik Endurans Testleri

Plank Endurans Testi	:
Sağ Lateral Köprü Testi	:
Sol Lateral Köprü Testi	:
Sorensen Testi	:
Gövde Fleksörleri Endurans Testi	:

Dinamik Endurans Testleri

Sit-Ups Testi	:
Modifiye Push Up	:

4. Dengenin Değerlendirilmesi

Biodex Denge Sistemi

	Statik	Dinamik
Genel Stabilite İndeksi	:	
Anteroposterior Stabilite İndeksi	:	
Mediolateral Stabilite İndeksi	:	

Tek Bacak Denge Testi

Sağ/Sol:

5. Fiziksel Performansın Değerlendirilmesi

Dikey Sıçrama Testi :

Side Step Testi :

Mekik Koşu Testi :



9. ÖZGEÇMİŞ



Adı Soyadı: Caner KARARTI

Doğum Yeri ve Tarihi: Kırıkkale / 15.07.1992

Uyruğu: T.C.

Görevi: Arş. Gör.

e-posta adresi: fzt.caner.92@gmail.com

Telefon İş: 03862805362

Telefon Cep: 05532235030

Adres: Kuşdili Mahallesi, Şehit Coşkun Taş Caddesi, No:2 Merkez/KIRŞEHİR

Öğrenim Bilgisi:

Yüksek Lisans:

- Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Nöroloji Fizyoterapistliği Programı Tezli Yüksek Lisans
- Mezuniyet Yılı: 2018

Lisans:

- Ahi Evran Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu
- Mezuniyet Yılı: 2016

Görevler:

2017- Devam Ediyor: Araştırma Görevlisi/Ahi Evran Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu

Bilimsel Faaliyetler:

- Karartı Caner, Bilgin Sevil, Büyükturan Öznur, Büyükturan Buket (2017).

Pronasyonda Ayak Postürünün Lumbopelvik Stabilite Üzerine Etkisi. II. Ulusal

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Kongresi KKTC Gazimagusa

- Büyükturan Buket, Karartı Caner, Büyükturan Öznur, Ceylan İsmail (2017).

Servikojenik Ağrıda Servikal Bölge Manipulasyonunun Etkinliğinin Araştırılması. II.

International Academic Research Congress / Alanya

- Ceylan İsmail, Büyükturan Buket, Karartı Caner (2017). Proksimal Sıra Karpektomi

Yapılmış Hastada Uzun Dönem Rehabilitasyon Sonuçları. II. International Academic

Research Congress / Alanya

