

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**SAĞLIKLI BİREYLERDE OTURMADA FARKLI AYAK POZİSYONLARININ
RAHATSIZLIK HİSSİ, AĞIRLIK AKTARIMI VE POSTÜR ÜZERİNE
BİYOMEKANİK ETKİLERİ**

FATMA BETÜL DEMİRCİ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON
ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Burcu TALU
Yüksek Lisans Tezi-2020

**T.C
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SAĞLIKLI BİREYLERDE OTURMADA FARKLI AYAK POZİSYONLARININ
RAHATSIZLIK HİSSİ, AĞIRLIK AKTARIMI VE POSTÜR ÜZERİNE
BİYOMEKANİK ETKİLERİ**

FATMA BETÜL DEMİRCİ

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Burcu TALU

MALATYA

2020

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vi
ABSTRACT.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Vertebral Kolon Anatomisi.....	3
2.1.1. Vertebra Anatomisi.....	4
2.1.2. İntervertebral disk	7
2.1.3. Vertebral Eklemler.....	8
2.1.4. Vertebral Kolonun Ligamentleri.....	8
2.1.5. Vertebral Kolonun Kasları.....	10
2.2. Vertebral Kolonun Biyomekaniği.....	11
2.2.1. İntervertebral Eklem Biyomekaniği.....	12
2.2.2. Faset Eklem Biyomekaniği	12
2.2.3. Vertebral Kolonun Normal Hareketi	13
2.2.4. Vertebral Kolonun Stabilitesi	16
2.2.5. Vertebral Kolona Binen Yükler	17
2.3. Sakrum ve Pelvis Biyomekaniği.....	18
2.3. Ayak Anatomisi	19
2.3.1. Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri ve Bağları	21
2.3.2. Ayağın Arkları	24
2.3.3. Ayak kasları; (110, 118-120).....	24
2.3.4. Ayak ve Ayak Bileği Biyomekaniği.....	27

2.3.5. Oturmada Ayaklara Aktarılan Ağırlık	29
2.4. Postür	29
2.4.1. İdeal Ayakta Duruş Postürü	31
2.4.2. Postür analizi.....	32
2.4.3. İdeal Oturma Postürü	35
2.4.4. Farklı Oturma Postürlerinde İntervertebral Disk Basıncı	35
2.4.5. Zayıf Oturma Postürünün Nedenleri Ve Etkileri	36
2.4.6. Oturma Postüründe Algılanan Rahatsızlık Hissi	38
2.4.8. Vertebral Kolonun Postür Bozuklukları	39
3. MATERYAL VE METOT	41
3.1. Bireyler	41
3.2.Yöntem.....	42
3.3. Değerlendirme	47
3.3.1. Bireylerin Demografik Özellikleri.....	47
3.3.2. Postür Değerlendirilmesi	47
3.3.3. Kas Kuvveti Değerlendirmesi.....	49
3.3.4. Core Kuvveti Değerlendirmesi	49
3.3.5. Öne ve Yana Uzanma Mesafesinin Değerlendirmesi	49
3.3.6. Ağırlık Aktarımı Değerlendirmesi.....	50
3.3.7. Omurga Açılarının ve Pelvik Tilt Açısının Değerlendirmesi	51
3.3.8. Rahatsızlık Hissi Değerlendirmesi.....	52
3.4. İstatistiksel Analiz.....	53
4. BULGULAR	55
5. TARTIŞMA.....	99
5.1. Postür, Kas Kuvveti ve Core Kuvveti Değerlendirmesi	99
5.2. Öne ve Yana Fonksiyonel Uzanma Mesafesinin Değerlendirmesi	100

5.3. Ağırlık Aktarımının Değerlendirmesi.....	101
5.4. Omurga Açılarının ve Pelvik Tilt Açısının Değerlendirmesi	102
5.5. Rahatsızlık Hissi Değerlendirmesi.....	106
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	112
6.1. Sonuçlar	112
6.2.Öneriler	113
KAYNAKLAR	114
EKLER.....	137
EK-1. Özgeçmiş.....	137
Özel Anadolu Özel Eğitim Ve Rehabilitasyon Merkezi/ Malatya-2017/2018	137
EK-2. Klinik Araştırmalar Etik Kurul Raporu.....	138
EK-3. Aydınlatılmış Onam Formu	139
EK-4. Normal Eklem Hareketi Ölçümü	143

TEŐEKKÜR

Her zaman beni cesaretlendirip, engin tecrübesi ile bana yol gösteren, eşsiz bilim tutkusu ve bakış açısıyla dünyayı farklı bir perspektiften görmemi sağlayan, yaşamımın her anında rehber edineceğim değerli tez danışmanım Doç. Dr. Burcu TALU'ya,

İyi zamanları daha iyi ve zor zamanları çok daha iyi hale getiren, her zaman yanımda hissettiğim, hayatımın her anında olduğu gibi tez sürecinde de desteklerini esirgemeyen can arkadaşım Selin Koç'a,

Her zaman olduğu gibi tez yazım sürecinde de moral, motivasyon kaynaklarım, hayatımı güzelleştiren canım arkadaşlarım Dilara Altay Öztürk, Haticenur Baytürk ve Hatice Ceyhanyaran'a,

Son olarak, beni yetiştiren, her zaman sabır, sevgi ve fedakarlıkla destekleyensevgili babam, canım annem, biricik kardeşlerime, ayrıca desteğini ve sevgisini hiçbir zaman esirgemeyen, her zaman yanımda olan sevgili nişanlım Mücahid Yahya ÇEKER'e, kalbimin derinliklerinden teşekkürlerimi sunuyorum.

ÖZET

Sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının rahatsızlık hissi, ağırlık aktarımı ve postür üzerine biyomekanik etkileri

Amaç: Bu çalışma, sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının rahatsızlık hissi, ağırlık aktarımı ve postür üzerine biyomekanik etkilerini değerlendirmek amacıyla planlandı.

Gereç ve yöntem: Çalışmaya 18-25 yaş aralığında 30 sağlıklı gönüllü birey dahil edildi. Demografik bilgiler alındıktan sonra bireylerin, kas kuvveti, postür analizi, core kuvveti değerlendirildi. Bireyler belirlenen farklı 6 ayak pozisyonundan test edilecek oturma pozisyonuna alınıp, omurga ve başlarını dik tutmaları istenerek 30 dakikalık bekleme süresi başlamadan modifiye fonksiyonel uzanma testi, ağırlık aktarımı ve rahatsızlık hissi değerlendirildi. Bireylerin omurga ve pelvik tilt açısını değerlendirmek amacıyla lateralden, torakal 12. vertebra seviyesinden görüntüleri kaydedildi. Bekleme sürecinde rahatsızlık hissini ilk arttığı zamanki süre ve rahatsızlık hissi tekrar değerlendirildi. Otuzuncu dakikada sırasıyla ağırlık aktarımı ve rahatsızlık hissi değerlendirildi, lateral görüntü kaydedildi ve modifiye fonksiyonel uzanma testi tekrarlandı.

Bulgular: Araştırmaya yaş ortalaması 22.63 ± 2.14 olan toplam 30 (13 kadın, 17 erkek) sağlıklı gönüllü birey ile tamamlandı. Oturma pozisyonunda belirlenen ayak pozisyonlarının başlangıç ve 30. dakikada ölçülen servikal, torakal, lumbal, pelvik tilt açıları, fonksiyonel uzanma mesafelerinde gruplar arası anlamlı farklılıklar gözlenmezken ($p < 0.05$), rahatsızlık hissi ve ağırlık aktarımında ise gruplar arası anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.05$). Tüm ayak pozisyonlarında 30. dakikada başlangıca göre omurga açıları ve pelvik tilt açısında, fonksiyonel uzanma mesafelerinde, rahatsızlık hissinde ve ağırlık aktarımında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.05$).

Sonuç: Sağlıklı bireylerde dış destek olmadan farklı ayak pozisyonlarında otuz dakika oturmanın, bireylerin rahatsızlık hissini arttırdığı, postürü ve oturma dengesini olumsuz etkilediği, ayaklara binen ağırlık aktarımını arttırdığı bulundu. Değişen postürle birlikte bulundu. Ayrıca postür bozukluğu ve kas kuvveti zayıflığının tüm ayak pozisyonlarında servikal ve torakal bölgede fizyolojik eğrilikden daha çok sapsmalara neden olduğu, rahatsızlık hissini bu durumlarda daha çok arttırdığı bulundu. Teknolojik gelişmelerle birlikte hareketsiz yaşam tarzının kaçınılmaz olduğu düşünüldüğünde, çalışmamızın uzun süreli oturan bireylerin postüral bozuklukların incelenmesinde, önlenmesi veya düzeltilmesi aşamasında fizyoterapi bilimine önemli katkılar sağlayacağını düşünmekteyiz. Bu sebeple uzun süre oturmanın omurga biyomekaniğine ciddi etkileri düşünüldüğünde çalışmamız normal postürün önemi açısından önemli sonuçlar sunmaktadır. Çalışmamız, literatürde ciddi bir eksik ve standardizasyonu zayıf olan bir konuya ışık tutmuş ve algılanan vücut rahatsızlık hissini ayak pozisyonlarındaki farklılığı ortaya koymuştur.

Ayrıca; bu alandaki ilk çalışma olarak hem klinik hem de literatüre farklı bir bakış açısı getirmektedir.

Anahtar kelimeler: Ayak, Biyomekanik, Postür, Rahatsızlık, Oturma

ABSTRACT

Biomechanical effects on the discomfort feeling, weight bearing and posture on the healthy individuals of the different foot positions in sitting

Aim: This study was planned to evaluate the discomfort of different foot positions in sitting healthy individuals, weight transfer and biomechanical effects on posture.

Material and Method: 30 healthy volunteers between the ages of 18-25 were included in the study. After demographic information was obtained, individuals' muscle strength, posture analysis, core strength were evaluated. Individuals were taken from 6 different foot positions to the sitting position to be tested and asked to keep their spine and head upright, before the 30-minute waiting period started, modified functional reach test, weight transfer and discomfort were evaluated. In order to evaluate the spine and pelvic tilt angle of the individuals, images from the lateral, thoracic 12th vertebra level were recorded. During the waiting period, the time when the discomfort first increased and the discomfort were reassessed. Thirty minutes, weight transfer and discomfort were evaluated respectively, the lateral view was recorded and the modified functional reach test was repeated.

Results: The study was completed with a total of 30 (13 women, 17 men) healthy volunteers with an average age of 22.63 ± 2.14 . While no significant differences were observed between the cervical, thoracic, lumbar, pelvic tilt angles, functional reach distances measured at the start and 30th minutes of the foot positions determined in the sitting position ($p < 0.05$), significant differences were found between the groups in terms of discomfort and weight transfer ($p < 0.05$). Statistically significant differences in spinal angles and pelvic tilt angle, functional reach distances, discomfort and weight transfer were found in all foot positions compared to baseline at the 30th minute ($p < 0.05$).

Conclusion: It was found that sitting in different foot positions for thirty minutes without external support in healthy individuals increased the discomfort of the individuals, negatively affects posture and sitting balance, and increased weight transfer to the feet. It was found with the changing posture. In addition, it was found that postural impairment and weakness of muscle strength caused more deviations in the cervical and thoracic region than physiological curvature in all foot positions, and the feeling of discomfort increased in these cases. Considering that a sedentary lifestyle is inevitable with technological developments, we think that our study will contribute to the science of physiotherapy in the examination, prevention or correction of postural disorders of long-term individuals. Therefore, considering the serious effects of sitting for a long time on spine biomechanics, our study offers important results in terms of the importance of normal posture. Our study shed light on a serious deficiency and weak standardization in the literature and revealed the difference in perceived body discomfort in the foot positions.

Also; As the first study in this field, it brings a different perspective to both clinical and literature.

Key words: Foot, Biomechanics, Posture, Discomfort, Sitting

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde Oranı
ark.	: Arkadaşları
Art.	: Articulatio (eklem)
BKI	: Beden Kitle endeksi
cm	: Santimetre
diğ.	: Diğerleri
kg	: Kilogram
lig.	: Ligamentum (bağ)
m.	: Musculus (kas)
mm	: Milimetre
Mm.	: Musculi (kaslar)
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	: Olgu sayısı
SİAS	: Spina İliaca Anterior Süperior
SİPS	: Spina İliaca Posterior Süperior
sn	: Saniye
SS	: Standart Sapma
vb.	: Ve benzeri
X	: Aritmetik ortalama

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. Vertebral kolonun lateral görünümü (22).....	3
Şekil 2.2. Vertebra gövdesi ve arkının süperior görünümü (25)	4
Şekil 2.3. İntervertebral diskin süperior ve lateral görünümü (41)	7
Şekil 2.4. Faset eklem görünümü (43).....	8
Şekil 2.5. Vertebral kolonun ligamentleri (25).....	10
Şekil 2.6. Yük / yer değiştirme eğrisi (20)	15
Şekil 2.7. Ayak kemiklerinin dorsal görünümü (107)	20
Şekil 2.8. Yerçekimi çizgisinin posterior, lateral ve anterior görünümü (149).....	32
Şekil 2.9. Farklı postürlerde intervertebral disk basınç değişimi (161).....	35
Şekil 2.10. Farklı oturma postürlerinde intervertebral diskin basınç değişimi (162-165)	36
Şekil 3.1. Markerların lateral görünümü	43
Şekil 3.2. Her iki ayak simetrik (1), Her iki ayak simetrik- rampalı (2)	45
Şekil 3.3. Sağ ayak önde (3), Sol ayak önde (4).....	45
Şekil 3.4. Çapraz bacaklı-sağ üstte (5), Çapraz bacaklı-sol üstte (6).....	46
Şekil 3.5. Her iki ayak simetrik pozisyonda ağırlık aktarımı ölçümü	50
Şekil 3.6. MB-Ruler açılma ölçer programının ekran görüntüsü	51
Şekil 3.7. MB-Ruler programı ile servikal açının başlangıçta (A) ve 30. dakikada (B) ölçümü.....	52
Şekil 4.1. Sağ ayak ağırlık aktarımının grafiksel gösterimi	65
Şekil 4.2. Sol ayak ağırlık aktarımının grafiksel gösterimi	68
Şekil 4.3. Ayak pozisyonlarına göre boyun rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi	76
Şekil 4.4. Ayak pozisyonlarına göre sırt rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi	76
Şekil 4.5. Ayak pozisyonlarına göre bel rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi	77
Şekil 4.6. Ayak pozisyonlarına göre sağ kalça rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi	78

Şekil 4.7. Ayak pozisyonlarına göre sol kalça rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi	79
Şekil 4.8. Ayak pozisyonlarına göre sağ diz rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi	81
Şekil 4.9. Ayak pozisyonlarına göre sol diz rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi	82
Şekil 4.10. Ayak pozisyonlarına göre sağ ayak bileği rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi.....	84
Şekil 4.11. Ayak pozisyonlarına göre sol ayak bileği rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi.....	85



TABLolar DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 2.1. Birinci tabaka plantar grup kasları, origo-insersiyö ve fonksiyonları	25
Tablo 2.2. İkinci tabaka plantar grup kasları, origo-insersiyö ve fonksiyonları	25
Tablo 2.3. Üçüncü tabaka plantar grup kasları, origo-insersiyö ve fonksiyonları	26
Tablo 2.4. Dördüncü tabaka plantar grup kasları, origo-insersiyö ve fonksiyonları.....	26
Tablo 2.5. Ayak dorsum kaslarının kas ismi, origo, insersiyö ve fonksiyonu	27
Tablo 3.1. Ayak pozisyonları	44
Tablo 3.2. Postür değerlendirmesi	48
Tablo 4.1. Araştırmaya katılan katılımcıların demografik özelliklerine göre dağılımları	55
Tablo 4.2. Araştırmaya katılan katılımcıların demografik özelliklerinin tanımlayıcı istatistikleri.....	55
Tablo 4.3. Postür değerlendirmesine göre servikal açının ayak pozisyonlarına göre 30. dakikadaki değerlerinin ortalamalarının karşılaştırılması.....	57
Tablo 4.4. Postür değerlendirmesine göre ayak pozisyonuna göre 30. dakikadaki boyun rahatsızlık hislerinin ortalamalarının karşılaştırılması.....	58
Tablo 4.5. Kuvvet ölçümüne göre açılarının her iki ayak simetrik pozisyonunda 30. dakikadaki değerlerinin ortalamalarının karşılaştırılması.....	59
Tablo 4.6. Kuvvet ölçümüne göre ayak pozisyonlarının 30. dakikadaki boyun rahatsızlık hislerinin ortalamalarının karşılaştırılması	60
Tablo 4.7. Kuvvet ölçümüne göre ayak pozisyonlarının 30. dakikadaki sırt rahatsızlık hislerinin ortalamalarının karşılaştırılması	60
Tablo 4.8. Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada ve 30. dakikada öne uzanma mesafelerinin medyanlarının karşılaştırılması	61
Tablo 4.9. Ayak pozisyonlarına göre 0. ve 30.dakikada yana uzanma mesafelerinin ortalamalarının karşılaştırılması.....	62
Tablo 4.10. Ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakikadaki öne uzanma mesafelerinin karşılaştırılması	62
Tablo 4.11. Ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. Dakikada yana uzanma mesafelerinin karşılaştırılması	63

Tablo 4.12. Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada sağ ayak ağırlık aktarımının ortalamalarının karşılaştırılması.....	64
Tablo 4.13. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ ayak ağırlık aktarımının ortalamalarının karşılaştırılması.....	65
Tablo 4.14. Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada sol ayak ağırlık aktarımının ortalamalarının karşılaştırılması.....	66
Tablo 4.15. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol ayak ağırlık aktarımının ortalamalarının karşılaştırılması.....	67
Tablo 4.16. Ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. Dakikada sağ ve sol ayağın ağırlık aktarımının karşılaştırılması.....	69
Tablo 4.17. Ayak pozisyonlarına göre 0. ve 30. dakikada ayaklara verilen ağırlıklar ve yüzdeleri.....	70
Tablo 4.18. Ayaklar simetrik durumda 0. dakikada ve 30. Dakikada sağ ve sol ayak ağırlık aktarımının ortalamalarının karşılaştırılması.....	71
Tablo 4.19. Ayak pozisyonlarına göre 0. ve 30. dakikada servikal, torakal, lumbal, pelvik açı puan ortalamalarının karşılaştırılması	72
Tablo 4.20. Ayak pozisyonununun 0. dakika ile 30. Dakikada servikal, torakal, lumbal pelvik açı değerinin karşılaştırılması	73
Tablo 4.21. Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada boyun, sırt, bel, sağ kalça, sol kalça, sağ diz, sol diz, sağ ayak bileği, sol ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması.....	74
Tablo 4.22. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada boyun, sırt, bel rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması.....	75
Tablo 4.23. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ kalça rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması.....	77
Tablo 4.24. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol kalça rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması.....	79
Tablo 4.25. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ diz rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması.....	80
Tablo 4.26. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol diz rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması.....	82
Tablo 4.27. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması.....	83

Tablo 4.28. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması.....	85
Tablo 4.29. Ayak pozisyonlarına göre boyun, sırt, bel rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması.....	86
Tablo 4.30. Ayak pozisyonlarına göre sağ kalça rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması.....	87
Tablo 4.31. Ayak pozisyonlarına göre sol kalça rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması.....	88
Tablo 4.32. Ayak pozisyonlarına göre sağ diz rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması.....	89
Tablo 4.33. Ayak pozisyonlarına göre sol diz rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması.....	90
Tablo 4.34. Ayak pozisyonlarına göre sağ ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması.....	91
Tablo 4.35. Ayak pozisyonlarına göre sol ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması.....	92
Tablo 4.36. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. Dakikada boyun rahatsızlık hissini karşılaştırılması	92
Tablo 4.37. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. Dakikada sırt rahatsızlık hissini karşılaştırılması	93
Tablo 4.38. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. Dakikada bel rahatsızlık hissini karşılaştırılması	94
Tablo 4.39. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. Dakikada sağ kalça rahatsızlık hissini karşılaştırılması	94
Tablo 4.40. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. Dakikada sol kalça rahatsızlık hissini karşılaştırılması	95
Tablo 4.41. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. Dakikada sağ diz rahatsızlık hissini karşılaştırılması	96
Tablo 4.42. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. Dakikada sol diz rahatsızlık hissini karşılaştırılması	96
Tablo 4.43. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. Dakikada sağ ayak bileği rahatsızlık hissini karşılaştırılması.....	97
Tablo 4.44. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. Dakikada sol ayak bileği rahatsızlık hissini karşılaştırılması.....	98

1. GİRİŞ

Herhangi bir anda vücudun tüm noktalarındaki duruşlarının bileşeni postür olarak tanımlanmaktadır (1). Sağlıklı bir kas iskelet sisteminin en önemli belirteçlerinden biri doğru postürdür. Amerikan Ortopedik Cerrahlar Akademisi Postür Komitesi'ne göre doğru postür "duruş pozisyonu farketmeksizin (ayakta duruş, squat, yatış vb.) vücudun destek yapılarını progresif deforme ve yaralanmalara karşı koruyan kassal ve kemiksel denge hali" dir (2). Postürün oluşumunda vücut segmentlerinin fonksiyonel bir aktivite amacıyla meydana getirdiği davranış ve pozisyonların tümü kritik öneme sahiptir. Vücutta destek görevini üstlenen hareketsiz elemanlar olarak fasyalar, kemikler, ligamentler ve eklemler sayılabilir. Vücudu sabit bir postürde tutan veya başka bir postüre taşıyan dinamik yapılar olarak nitelendirilen yapılar ise kaslar ve tendinöz bağlantılardır (3). Hareketsiz postür için statik postür kavramı kullanılmaktadır. Statik postürde kasların eklemleri tutabilmeleri için izometrik olarak (statik) kasılmaları ve yerçekimine karşı olmaları gerekmektedir (4). Özetle statik postür yatma, oturma ve ayakta durma eylemleri esnasındaki postür olarak ifade edilebilir (5).

Uzun süreli oturma günlük yaşam aktivitelerimiz arasında statik postürde en sık kullandığımız sedanter aktivitedir (6). Sanayileşmiş ülkelerde, ofis çalışanlarının % 75'inden fazlası yedi saatten daha uzun süre oturma pozisyonunda çalışmaktadır (7). Tüm ofis çalışanlarının yaklaşık yarısı sırt sorunlarından etkilenmektedir (8). Bu nedenle mevcut araştırmalar, oturmada rahatsızlık ve ağrıya odaklanmıştır (7, 9). Farklı oturma pozisyonlarında, uzun süreli oturma sırasında algılanan vücut rahatsızlığının belirgin şekilde arttığını gösteren önceki çalışmalar literatürde mevcuttur (9, 10). Oturmada rahatsızlık hissinin fiziksel değişiklikler tarafından oluşturulduğu ve eklem açıları, doku basıncı gibi fiziksel faktörlerin buna aracılık ettiği varsayılmaktadır (11). Keegan, oturmada uyluk-gövde açısının 200 dereceden 50 dereceye düşerken lumbal lordozun kifotik hale geldiğini ve pelvisin rotasyona uğradığını bildirmiştir (12).

Farklı vücut duruşlarının lordoz açısı ve lumbal biyomekanik üzerindeki etkisi genellikle spinal araştırmaların odak noktası olmuştur (8, 12-15). İdeal bir oturma pozisyonu hakkında tartışmalar vardır, çünkü yıllar içinde en iyi oturma pozisyonu konusunda farklı önerilerde bulunulmuştur. Bununla birlikte, ortak bir fikir birliği, iyi bir oturma pozisyonunun asgari miktarda stres ve gerilme içermesi gerektiği ve vücut kısmının kullanımında verimliliği en üst düzeye çıkarmak için elverişli olması gerektiğidir (16).

Mbada ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada oturma yükünün iskiyal, iskiyofemoral ve sakroiskial oturma pozisyonlarında önemli ölçüde değiştiğini, ayakların sakroiskial oturma sırasında en az yükü taşıdığını ve sakroiskial oturma pozisyonunda daha fazla oturma yükü olduğunu, en az oturma yükünün ise iskiyal oturma pozisyonunda olduğunu bildirmişlerdir (17). Ayak, vücudun bütün yükünü üstlendiğinden mekanik olarak en çok zorlanan vücut bölümüdür. Ayağa binen artmış kuvvetin; ayakta postür değişikliklerini ve eklem hareket aralığını etkilediği bilinmektedir (18). Schoberth 3 oturma duruşu tanımladı ve bunları anterior, orta ve posterior olarak adlandırdı. Bu 3 pozisyonun da lumbal omurganın şekline göre farklılık gösterdiğini belirtti. Radyografik olarak, deneklerinin oturma pozisyonlarına geçişte pelvislerini ortalama 40 derece döndürdüğünü gösterdi ve anterior oturmalarda vücut ağırlığının % 25'inden fazlasının ayaklar tarafından desteklendiğini, posterior oturma pozisyonunda % 25'ten azının desteklendiğini bildirmiştir (19).

Bu bilgiler ışığında, çalışmamızın amacı sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının rahatsızlık hissi, ağırlık aktarımı ve postür üzerine biyomekanik etkilerini değerlendirmektir.

Bu çalışmadaki hipotezler şunlardır:

H0a hipotezi: Sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının rahatsızlık hissine etkisi yoktur.

H1a hipotezi: Sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının rahatsızlık hissine etkisi vardır.

H0b: Sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının ağırlık aktarımına etkisi yoktur.

H1b: Sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının ağırlık aktarımına etkisi vardır.

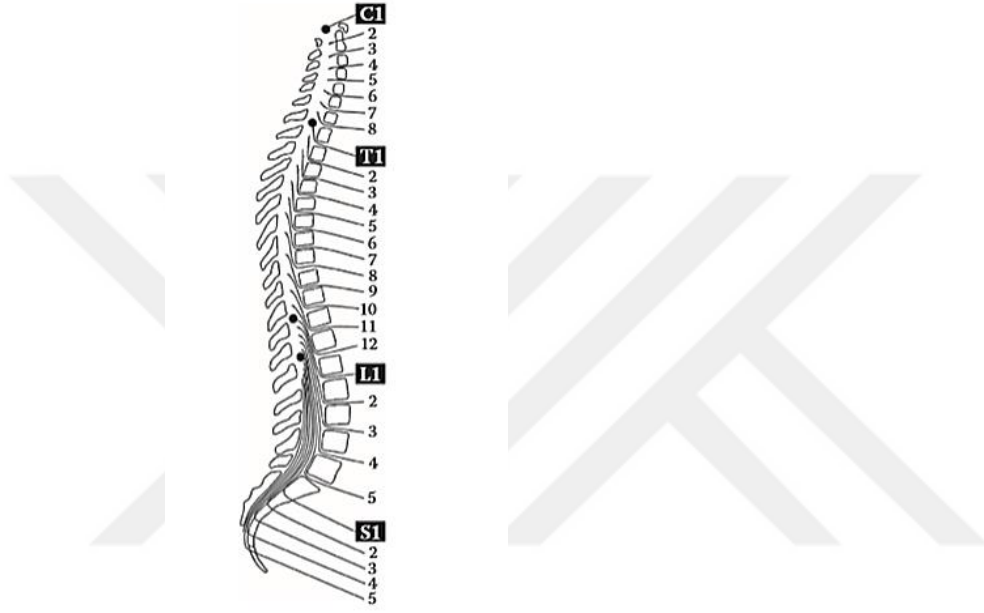
H0c: Sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının ve postür üzerine biyomekanik etkileri yoktur.

H1c: Sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının ve postür üzerine biyomekanik etkileri vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Vertebral Kolon Anatomisi

Vertebral kolon, 7 servikal, 12 torakal, 5 lumbal, 5 sakral ve 4 koksigeal olmak üzere 33 vertebradan oluşan duruş sırasında baş, gövde ve omuriliği destekleyen, sinir köklerini ve servikal seviyede vertebral arterleri çevreleyen, koruyan ve kasları kontrol eden, çok eklemlili, karmaşık bir yapıdır (Şekil 2.1) (20, 21).

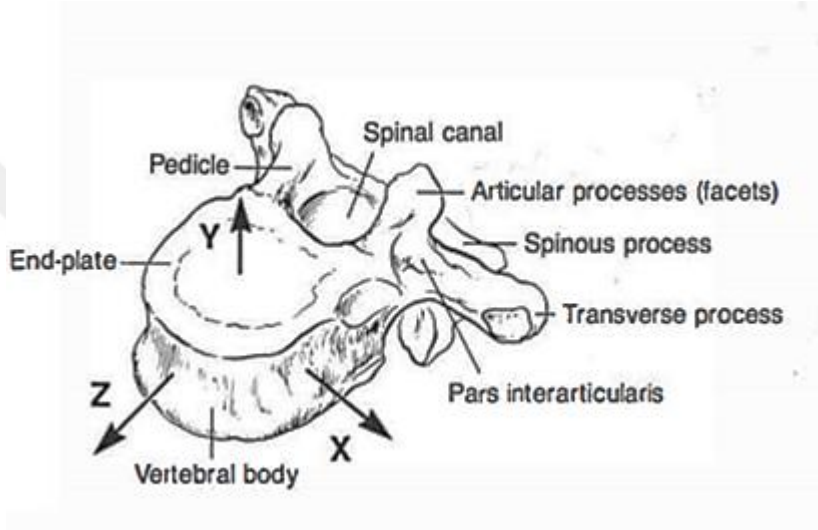


Şekil 2.1. Vertebral kolonun lateral görünümü (22)

Omurga, sagittal düzlemde iki kifoz ve iki lordoz olmak üzere dört kavisli bir yapıya sahiptir (Şekil 2.1). Fetal gelişimin ilk evrelerinde T2'den T12'ye kadar uzanan torasik kifoz ve sakrum boyunca lumbosakral eklemden koksisin ucuna kadar uzanan pelvik kifoz oluştuğu için primer eğriler olarak bilinmektedirler (Şekil 2.1). Fetal gelişim sırasında tespit edilmelerine rağmen, doğum sonrası döneme kadar belirginleşmeyen servikal lordoz ve lumbal lordoz ise sekonder eğrilerdir (Şekil 2.1). Servikal lordoz intrauterin yaşamda geç başlar, ancak bir bebek başını yüzüstü pozisyondan kaldırmaya başladığında belirginleşir (doğumdan yaklaşık 3 ila 4 ay sonra). Erektor spina kaslarının hareketleri, bel omurgasını yürüme için dik konuma getirerek, lumbal lordoz olarak bilinen posterior konkaviteyi oluşturur (Şekil 2.1). Bu nedenle lumbal lordoz bebek yürüdükten (doğumdan yaklaşık 9 ila 18 ay) sonra gelişir. Lumbal lordoz T12'den lumbosakral eklemlenmeye kadar uzanır (21).

2.1.1. Vertebra Anatomisi

Omurgayı oluşturan vertebralar, büyüklükleri ve şekilleri bakımından ilk iki vertebra olan atlas ve aksis hariç bazı farklılıklar dışında genel olarak birbirlerine benzemektedirler (21, 23). Tipik bir vertebranın kabaca; gövdesi (corpus), kemeri (arcus) ve yedi tane çıkıntısı (spinöz prosessus) mevcuttur (Şekil 2.2) (23). Bu prosesler kaslar ve ligamentler için yapışma alanlarıdır ve torakal vertebraların korpusları kostovertebral eklemleri oluştururlar. Vertebral korpus ve arkuslar vertebral forameni çevrelerler. Bütün vertebral foramenler birlikte vertebral kanalı oluştururlar (24).



Şekil 2.2. Vertebra gövdesi ve arkının süperior görünümü (25)

Vertebra gövdesi, kalın ve yoğun kemik dokusu sayesinde en az kemik miktarıyla en fazla vücut yükünü taşımaya yarayan geniş, silindirik anterior kısımdır (Şekil 2.2) (21, 26). Korpusun periferik kısımları kompakt kemik dokusundan oluşan epifizyal bir halka yapıda, orta ve iç bölümleri spongiyöz yapıdadır. Epifizyal halka, epifisis anularisin bir parçası olarak gövdeyle birleşmesi ile oluşur. Epifizyal plaklar, vertebraların gelişimi sırasında gövde etrafında halka oluşturarak büyümelerine yardım ederler (23). Vertebral korpusun anterior ve lateral yüzleri açıklığı laterale bakacak şekilde konkavdır, posterior yüzü ise transvers yönde konkav olup vertebral kanalın anterior yüzünü oluşturur (27). Vertebra gövdesinin posterior ve inferior kısımları, hiyalin kıkırdak ile kaplıdır. Birbirine fibrokartilajen intervertebral disklerle tutunur ve korpuslar aradaki disklerle birleştirildiğinde, vücut gövdesinin ve kafanın yükünü destekleyen esnek bir sütun haline gelirler. Vertebra gövdesi ayrıca, aksiyal ve proksimal ekstremite kaslarının kasılmasından ek kuvvetlere dayanabilmelidir (21). Vertebra gövdesinin transvers çapı C2 (servikal 2. vertebra)'den L3 (lumbal 3. vertebra)'e yükselir. Bu durum art arda gelen

vertebraların korpuslarını bir öncekinden daha fazla yük taşımasından dolayıdır. Son iki lumbal vertebranın genişliğinde değişiklik vardır, ancak bu genişlik ilk sakral segmentten apeksine kadar giderek azalır (28).

Vertebral (posterior) ark birkaç benzersiz yapıya sahiptir. Bunlar arasında pediküller, laminalar ve süperior eklem, inferior eklem, transvers eklem ve spinöz prosesler bulunur (29).

Pediküller (Şekil 2.2) vertebra arkının anterior kısımlarını oluşturur. Vertebra gövdesinin posterior ve lateral bölümlerine tutunurlar. Pediküllerin iç süngerimsi kemiğini çevreleyen kompakt kemik yüzdesi omurganın bölgelerine göre değişmektedir ve bu, o bölgede meydana gelen hareket miktarına bağlı görünmektedir (30). Daha kompakt, daha güçlü kemik, daha fazla hareket olan bölgelerde bulunur. Bu nedenle, orta servikal ve üst lumbal bölgelerinin pedikülleri diğer bölgelere kıyasla daha hareketsiz olan torasik bölgeden daha fazla kompakt kemik içerir. Torasik pediküller öncelikle süngerimsi kemikten yapılıdır (30).

Laminalar (Şekil 2.2) pediküllerle anteriordan posteriora doğru düzleşirler ve vertebral arkın geniş posterior kısmını oluştururlar. Servikal bölgedeki laminalar geniştir. Torakal 11. ve torakal 12. vertebra hariç torakal laminalar dardır ve torakal 11'den lumbal 5'e kadar sürekli olarak genişler. Lameller torakal 2'de (5.0 ± 0.2 mm) en kalın yapıdadır. En ince yapı C5'te (1.9 ± 0.6 mm) olup, lamina kalınlığı süperior dan inferiora yani torasik bölgelere doğru düşmektedir. İnferyor servikal lamina en az kalınlığa sahip ve lumbal lamina orta kalınlıktadır (31, 32).

Spinöz proseslerin boyutu, şekli ve doğrultusu, vertebral sütunun bölgesine göre farklılıklar gösterir (21). Vertebral kolon boyunca spinöz prosesler postür kasları ve aktif hareket kasları için kaldıraç görevi görürler. Spinöz proseslere tutunan kasların çoğunluğu vertebral kolonu ekstansiyona almak için hareket eder. Spinöz proseslere tutunan bazı kaslar da tutundukları vertebraları rotasyona alırlar (33).

Vertebra forameninin çapı ve şekli vertebral kolonun bölgesine ve vertebralara göre değişir. Vertebra kanalı, vertebral foramenin tümünün birleşimidir. Vertebral kanal birçok önemli yapıyı içerisinde bulundurur (33).

Transvers prosesler, pedikül ve lamina birleşiminden lateral olarak çıkıntı yapar (Şekil 2.2). Spinöz proseslerde olduğu gibi yönleri omurganın bölgesine göre değişir (21). Süperior artiküler prosesler (zigapofizler), transvers prosesler gibi pediculolaminar kavşağından köken alır (21). İnferyor artiküler prosesler (zigapofizler) ve fasetler pedikulolaminöz birleşme yerinden inferiora doğru çıkıntı oluşturur ve eklem yüzeyi

(faset) anteriora dönüktür. Bitişik zigapofizler de zigapofiziyal eklemleri (Z eklemleri) meydana getirir (21, 23).

Servikal vertebralar: Boyunda 7 adettir ve birincisi atlas olarak, ikincisi aksis olarak adlandırılır. Servikal vertebraların gövdeleri diğer vertebralara göre daha incedir. Servikal vertebralar transvers spinözlerinde transvers foramen denilen bir yapı oluşturur. Bu yapıdan serebrumu besleyen vertebral arter geçer. 2.-5. Servikal vertebraların spinöz proseslerinin ucu çatalıdır (34). Atlas'ın spinöz prosesi yoktur. Atlasın anterior kavisinin (arcus anterior) posterior yüzünde bulunan eklem yüzü dens aksis ile eklenleşir (34). Aksis'in gövdesinden süperiora doğru uzanan dens aksis denilen çıkıntısı mevcuttur. Bu çıkıntı atlasın anterior bölümü ile eklenleşir (34).

Torakal vertebralar: 12 adet torakal vertebra bulunmaktadır. İnferyora indikçe vertebral kolon üzerine binen ağırlık arttığından dolayı vertebra korpusları da büyür. Torakal vertebraların en önemli özelliği korpuslarının lateralinde biri süperior ve biri de inferior olmak üzere iki tane yarım eklem yüzünün olmasıdır. Komşu iki vertebranın eklem yüzleri birleşerek tam bir eklem yüzü meydana getirirler. Transvers proses kısımlarında tüberkülüm kosta ile eklenleşen bir tane eklem yüzü bulunur (35).

Lumbal vertebralar: Beş adettir. Hareketli vertebralar içerisinde korpusu en büyük olanlardır. Transvers prosesleri uzundur ve diğer segmentlerdeki vertebralardan farklı olarak iki tane ek çıkıntıları vardır. Vertebral foramenleri geniş ve üçgen yapıdadır (35).

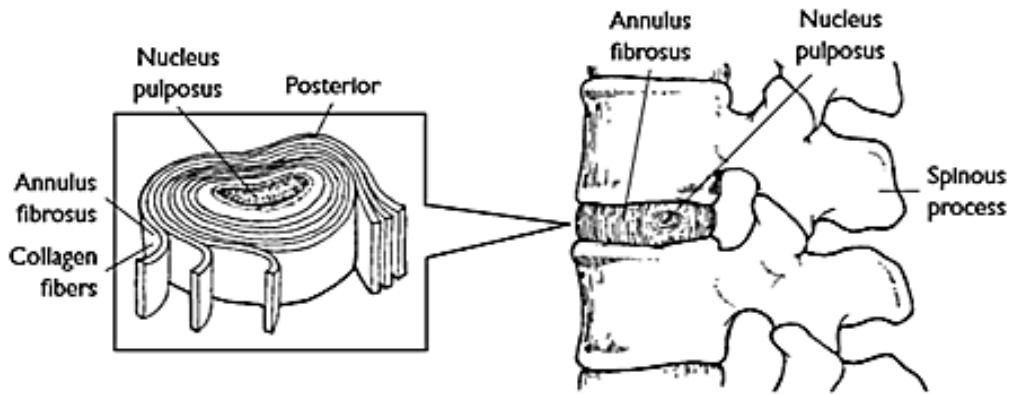
Sakral vertebralar: Beş adet vertebranın birleşmesiyle oluşan üçgen şeklinde bir kemiktir. Tabanı 5. lumbal vertebra ile tepesi koksiz ile eklenleşir. Sakrum, pelvis iskeletinin posterior-süperior bölümünü oluşturur. Sacrumun içinde, tabanından tepesine kadar uzanan, canalis sacralis olarak adlandırılan bir kanal vardır. Bu kanalın inferior açıklığı hiatus sacralis olarak adlandırılır (35).

Yetişkin bir insanda servikal bölgede 30-50° lordoz, torakal bölgede 30-50° kifoz, lumbal bölgede 40-60° lordoz ve sakral bölgede 40-50° kifoz vardır. Bu sınırların altı ve üstü sagittal planda patolojiye sebep olur (34, 27). Bu fizyolojik eğrilikler günlük işlerimizi yaparken enerji tüketimini en aza indirir. İnsanın dik yürümesi için lumbal lordoz ile torakal kifoz arasında pozitif korelasyon olması gerekir. Modern yaşamda bilgisayarlaşmanın artmasıyla fiziksel aktivite azalmakta ve bu durum omurganın pozisyonun şekillenmesinde dezavantajlar oluşturmaktadır (36). Omurganın kifozları ve lordozları, intervertebral disklerle birlikte, omurgaya uygulanan yükleri emmeye yardımcı olur (21).

2.1.2. İntervertebral disk

İnsan vücudunda yer alan 23 intervertebral diskten 6'sı servikal bölgede, 12'si torakal bölgede ve 5'i lumbal bölgede yer almaktadır. İntervertebral diskler vücutta vertebra aralarında yerleşim göstermektedir. Yükün vertebra korpuslarına dağıtılmasında etkin görev alan intervertebral diskler aynı zamanda vertebral kolonun hareketine de yardımcı olmaktadır. Vertebral kolon uzunluğunun $\frac{1}{4}$ 'ünü oluşturan intervertebral disklerin kalınlığı lumbal bölgede 9 mm, torakal bölgede 5 mm, servikal bölgede 3mm'dir (37, 38).

İntervertebral diskler, nukleus pulposus ve nukleus pulposusu çevreleyen anulus fibrosus olmak üzere iki kısımdan oluşur (Şekil 2.3) (39). İçeriğinde su ve glikoaminoglikan bulunan nukleus pulposus, Basınç altında yüklere karşı gelmek için % 80-90 su ve % 15-20 tip-2 kollajenden oluşur ve fibrokartilaj özelliği bulunan anulus fibrosus ile çevrilidir. Diskte oluşan gerilim kuvvetlerini karşılayabilmeleri için anulus fibrosuzu oluşturan lifler % 50-60 oranında kollejenden oluşmaktadır. Düzleşen intervertebral diskler lateralden şişip genişleyerek anulus fibrozusun liflerine disk gerilimini iletir ve böylece kompresyon kuvvetini gerilim kuvvetine dönüştürmüş olur (39, 40).

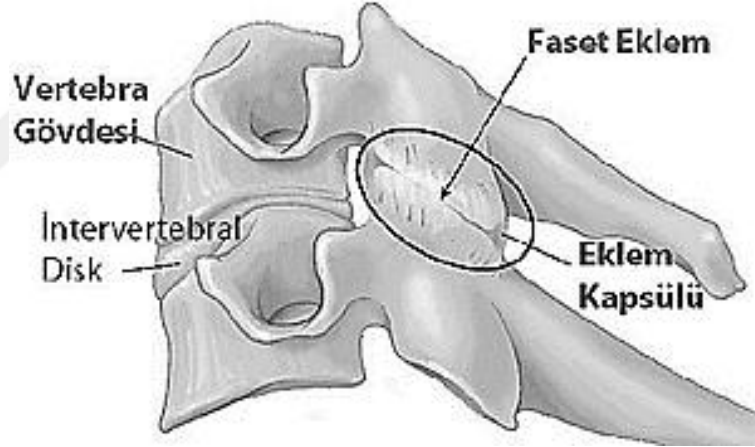


Şekil 2.3. İntervertebral diskin süperior ve lateral görünümü (41)

2.1.3. Vertebral Eklemler

Vertebralar, eklem çıkıntıları ve gövdeleri ile sırasıyla kartilajinöz ve sinovyal eklemler aracılığıyla birbirleri ile eklemleşirler (37). Üst ve alt komşu vertebra korpuslarının yüzeyleri ince bir hiyalin kıkırdak plağı ile örtülü olup intervertebral diskler bu plaklar arasında yerleşmiştir (Şekil 2.4) (38).

Üstteki vertebranın alt artiküler çıkıntısı ile bir alttaki vertebranın üst artiküler çıkıntısı arasındaki eklem faset eklem olarak adlandırılmaktadır. Başlangıçta faset eklem yüzleri arasında koronal bir uyum mevcutken, bu durum büyüme çağı süresince zamanla biplanar özellik göstermeye başlar. Diartrodiyal eklemleşme gösteren faset eklem düzlemleri vertebranın posteriorunda anatomik seviyelere göre değişiklikler gösterir. Faset yüzeyleri üst servikal bölge sınırlarında bir miktar mediale ve süperior-posteriora doğru iken torakal seviyede laterale ve posterior-süperiora bakar. Bu durum lumbal seviyede ise posterior ve mediyale bakar şeklindedir (Şekil 2.4) (42).



Şekil 2.4. Faset eklem görünümü (43)

2.1.4. Vertebral Kolonun Ligamentleri

Fibröz ligamentler vücutta vertebra bölümlerini birbirine bağlayıp aksiyal yükleri kontrol etmek ve aksiyal basınca karşı durmakta görevlidirler. Yeteri kadar esnek olmaları normal harekete izin verebilmelerinin gereği iken, güçlü olmaları ise meydana gelebilecek aşırı hareketi engelleyebilmelerinin bir gereğidir. Ligamentler, hem statik hem de dinamik hareketler boyunca vertebral kolonun stabilitesinin sağlanmasında görevlidirler. Vertebral kolonun ligamentleri Şekil 2.5’de gösterilmiştir (40, 44).

Posterior longitudinal ligament (PLL): Servikal 2. Vertebra ve sakrum arasında yerleşim gösteren PLL, vertebra korpuslarının posterioru boyunca uzanarak intervertebral disk ve vertebra gövdesinin kenarlarına yapışmaktadır. Aşağı seviyelerdeki torakallerde ve lumbal segmentlerde vertebra korpuslarının üzerinde darlaşır ve dişli durumdadır. Derin lifler annulus fibrosusa tutunup 1 vertebrayla köprü kurarken süperfisiyal lifler 3-4 vertebra arasında köprü oluştururlar. PLL fleksiyon hareketini sınırlandırır (40, 44).

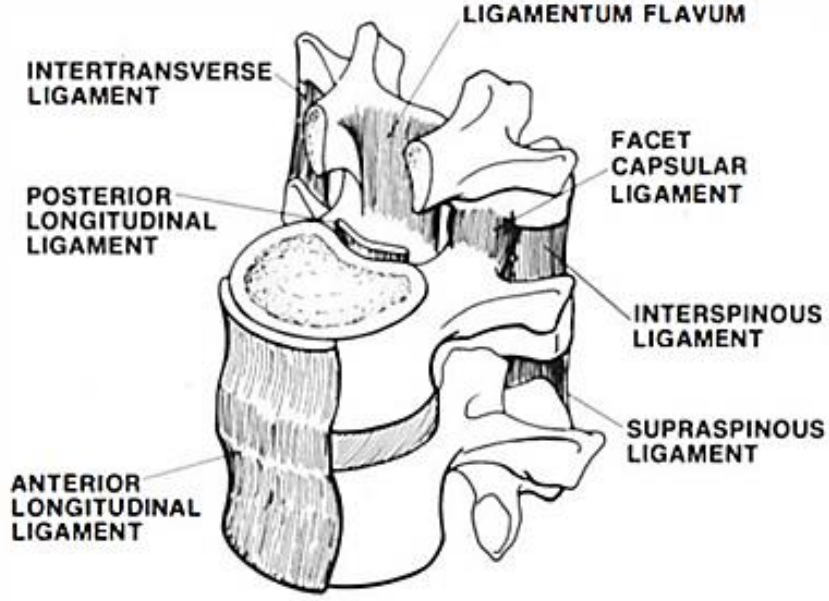
Anterior longitudinal ligament (ALL): Oksiputtan başlayarak vertebra korpuslarının anterior orta kısımlarına tutunarak sakruma iner. Orta bölümleri kalındır ve kenarlara doğru incelik. Torakal segmentte servikal ve lumbal segmente göre yapısı daha geniş ve kalındır. ALL ekstansiyon hareketini limitler (40, 44).

Ligamentum flava: Servikal 1. vertebradan sakruma uzanır. Vertebra gövdesinin posteriorunda bulunan en güçlü bağıdır. Bitişik vertebranın laminasına tutunur. Lifler anterior inferior kısımdan superiyor laminaya doğru esneyerek süperior posterior kısım laminanın inferioruna bağlanır. Kalınlıkları servikal vertebralardan lumbal vertebralara doğru artar. Vertebral kanalın posterior olarak tutunmasında görev alır. Laminaların hareketlerine engel olarak fleksiyonun kısıtlar ve vertebral kolonun hareketinin tamamlanmasından sonra fizyolojik haline tekrardan gelmesini sağlar. Fleksiyon hareketinde % 35-45 oranında esner (40, 44).

Supraspinöz ligament: Servikal 7. Vertebra ve sakrum arasında uzanır. Lumbal segmentte daha kalın ve geniş olan supraspinöz ligament, anteriorda interspinöz ligament ve posteriorda yumuşak doku ile birleşir (40, 44).

İnterspinöz ligament: Servikal 7 – sakrum arasındadır. Anteriorda ligamentum flavum, posteriorda supraspinöz ligamentlerle birleşir. Servikal bölgede ince, torakal bölgede dar ama uzun, lumbal bölgede ise geniş ve kalındır. Fleksiyon hareketini kısıtlar (40, 44).

İntertransvers ligament: Servikal 1. vertebra ile sakrum arasında yer alır. Servikal segmentte düzensiz, torasik segmentte yuvarlak ve lumbal segmentte ise ince zarımsıdır. Lateral fleksiyonu ve rotasyonu kısıtlar (40, 44).



Şekil 2.5. Vertebral kolonun ligamentleri (25)

2.1.5. Vertebral Kolonun Kasları

Sırt kaslarının güçlenmesindeki önemli etkenlerden biri de ayakta duruş esnasında vücut ağırlığının büyük kısmının vertebral kolonun anteriorunda bulunmasıdır. Vertebral kolondaki bu fizyolojik eğriliklerin devamında sorumlu olan asıl sebep bu kaslardaki postüral tonusdur (45).

Vertebral kolonun kasları (46);

Flexör grup:

Musculus Rectus abdominis,
Musculus Obliquus eksternus ve musculus internus abdominis,
Musculus Psoas,
Musculus Sternocleidomastoideus,
Musculus Longuscolli,
Mm. Scalenius.

Extansör grup:

Musculus Latissimus dorsi,
Musculus Sakrospinalis,

Musculus Spinaes,
Mm. İnterspinales,
Musculus Levatorscapula,
Musculus Splenius.

Lateral flexör kaslar:

Musculus Sakrospinalis,
Musculus Quadratus lumborum,
Mm. Transverso-costales,
Musculus Levator scapulae,
Mm. Scalenii,
Mm. Semispinalis

İpsilateral rotatör kaslar:

Musculus Latissimusdorsi,
Musculus Splenius,
Musculus Longus coli,
Musculus Obliquus abdominus internus

Kontralateral rotatör kaslar:

Mm. Transversospinalis,
Mm. Multifidus,
Musculus Longus colli,
Musculus Obliquus abdominis externus

2.2. Vertebral Kolonun Biyomekaniği

Mekanik prensiplerin canlı organizmalara uygulanması olan biyomekanik, tüm kemik ve yumuşak spinal bileşenlerin, spinal stabiliteyi sağlamak için bireysel ve birlikte nasıl katkıda bulunduğunu anlamamızı sağlar (20).

Vertebral kolonun normal işlevi stabilitesini gerektirir. Sinir yapılarının korunmasının yanı sıra, omurga stabilitesi, üst ve alt ekstremiteler arasında kuvvetlerin transferi, gövdede aktif kuvvet üretimi, omurga bileşenlerinin erken biyomekanik

bozulmasının önlenmesi ve kas hareketi sırasında enerji harcamasının azaltılması için temel gereksinimdir (20, 25, 47-49).

2.2.1. İntervertebral Eklem Biyomekaniği

Anulus lifleri süperior ve inferior vertebra korpuslarına tutunurlar. Matriks bölümü büyük oranda kolloidal jelden meydana gelir ve mukopolisakkarit, daha az oranda sellüler ve kollajenöz yapılardan oluşur (50, 51). Kolloidal jel kimyasal yapısından dolayı eksternal sıvılarla aradaki geçişi sağlayarak ekstrinsik sıvı dengesini düzenler (52).

Herhangi bir eksternal kuvvet nükleus pulposusun % 80'inin sıvı olması nedeniyle her tarafa eşit dağılır. Hasar görmemiş diskte anulus fibrozus esnektir (52). Anulus tip 1 kollajen lifleri aracılığıyla gerilir. Tip 2 kollajen lifleri kompresyon kuvvetlerine karşı korur. Tip 1 lifleri sıvı bakımından tip 2'ye göre daha fazladır (53). Anulus fibrozusun anterior liflerinin tamamı vertebral kolonun ayrılmaz bir parçasıdır ve anterior longitudinal ligament ile iç içe geçmiştir. Anulus fibrozusun posterior bölümünde bu ilişki azalır. Anulusun posterior liflerinin esnekliği anterior liflere göre daha fazladır ve posterior longitudinal ligamente daha zayıf bir şekilde bağlanmaktadır.

Anulus fibrozisin birincil görevlerinden birisi de nükleus pulposusun yer değiştirmesine engel olmaktır. Nükleus pulposus vücut ağırlığından dolayı yükü karşılaştığından vertikal çapını azaltma eğilimindedir. Buna anulus fibrozus elastikiyetiyle engel olur. Fleksiyonda nükleus posteriora doğru, ekstansiyonda anteriora doğru yer değiştirir. Anulus fibrozus, nükleus pulposusun bu hareketlerini kısıtlar (54, 55).

2.2.2. Faset Eklem Biyomekaniği

İnferiyor artiküler prosesus eklem yüzeyi inferiora, anteriora, laterale dönük ve yüzeyi konvektir. Süperior artiküler prosesusun eklem yüzeyi ise konkav olup inferiora, posteriora, mediyale doğrudur. Apofizer eklemlerin yatay düzlemle yaptıkları açı her segmentte aynı değildir. Servikal segmentte, horizontal düzlemle 45°, dorsal bölgede 60°, lumbal segmentte ise 80-90°'lik açılara sahiptirler. Bu yüzden lumbal segmentte fleksiyon ve ekstansiyon hareket açıklığının fazla olmasına rağmen lateral hareket ve rotasyonlar limitlidir (56-58). Süperior lumbal bölgedekiler sagittal düzlemde olup, lumbosakral bölgedekiler diğerlerine göre daha koronal düzlemde dirler (52, 59). Böylece lumbosakral

bölgede limitli de olsa lateral fleksiyona izin veren anatomik bir yapı vardır (59). Vertebral hareketler ile birlikte artiküler prosesler ve ligamentler de harekete katılarak kolonun aşırı hareketini sınırlar. Fleksiyon sırasında, süperior lumbal vertebranın artiküler prosesleri anteriora hareket eder bu hareket eklemdaki ligamentleri gerer ve fleksiyon limitlenir. Ekstansiyonda ise inferior ve süperior artiküler yüzeyler birbirine temas ederek ekstansiyon hareketi limitlenir. Lateral fleksiyonlarda ise artiküler yüzeyler birbiri üzerine kayarak, kontralateral ligamentum flava ve kapsüler ligamentler gerilir (60).

Faset eklemler ağırlık taşıma fonksiyon ve kapasiteleri bakımından düşünüldüğünde çok daha kompleks yapılardır. Ağırlık taşıma esnasında intervertebral disk ve faset eklemlerin ağırlık paylaşım oranları farklılık gösterir. Vertebral kolonda intervertebral disk ve longitudinal ligamentler torsiyonel kuvvetlerin % 45'ini yüklenirken; interspinöz ligament % 10'unu ve kalan % 45'lik kısmı ise bilateral faset eklemler yüklenmektedir (60, 62). Süperior lumbal fasetler inferior lumbal fasetlere oranla daha az yük taşırlar. Eklem yüzleri aksiyal yüklenme esnasında kroniokaodal teleskopik olarak hareket ederler. Anterior yöndeki bu makaslama kuvvetinin 1/3'lük bölümünün fasetler eklemlerce karşılandığı düşünülmektedir (61). Vertebral kolonun farklı bölgelerindeki faset eklemlerin şekli ve uyum farklılıkları vertebral segmentin hareket yeteneğini doğrudan etkilemektedir. Faset eklemlerin kritik rollerinden biri de intervertebral disk ve vertebral kolondaki kuvvet dağılımındadır (63). Lumbal faset eklemlerindeki bu anatomik uyum burdaki eklemlerin öncelikli görevlerinin torsiyonel kuvvetlerin kontrol ve stabilizasyonu olduğunu kanıtlar niteliktedir (64). Vertebranın posterior yapıları aksiyal rotasyonlar esnasında vertebral diskte yırtılmayla sonuçlanabilecek aşırı yüklenmelere karşı koruyucu olarak görev yaparlar (63). Disk yapısında meydana gelen yükseklik ve volüm değişiklikleri faset eklemlerde de değişikliklere sebebiyet verir (65).

2.2.3. Vertebral Kolonun Normal Hareketi

Vertebral kolon sagittal düzlemden incelendiğinde, servikal ve lumbal segmentlerde lordotik, torakal ve sakral segmentlerde kifotik bir görünüm gözlemlenir. Mevcut olan bu eğrilikler vertebral kolonda aksiyal kompresyon yüklenmelerine karşı stabilizasyonu sağlayarak omurga hareketlerini kolaylaştırmak içindir (66).

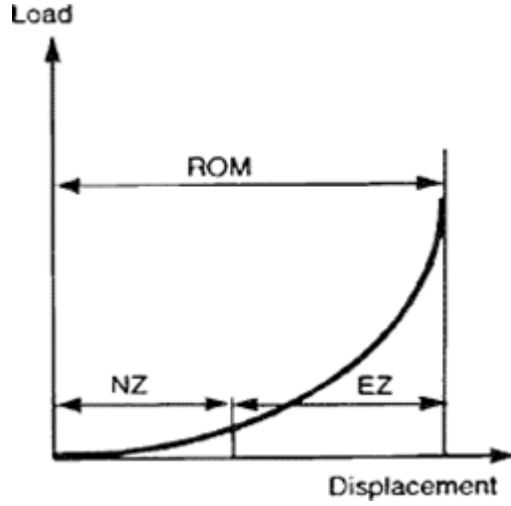
Spinal biyomekaniği daha iyi anlamak için standart terminoloji ve ölçme-değerlendirme yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Spinal hareketi tanımlamak amacıyla

üç boyutlu bir koordinat sistemi kullanılmaktadır. Spinal hareketler birbirinden farklı iki hareket tipiyle karakterize edilmekte olup, bunlar: rotasyonlar ve lineer hareketlerdir. Her bir hareket tipi hareketin üç ekseninde (x, y ve z eksenleri) tanımlanmaktadır. Klinik olarak x eksenindeki rotasyon, fleksiyon veya ekstansiyon olarak adlandırılmaktayken y eksenindeki rotasyon, aksiyal rotasyon ve z eksenindeki rotasyon ise lateral fleksiyon olarak tanımlanmaktadır (67, 68). Bir vertebra, uzayın x, y, z eksenlerinin her biri ve ana ve birleştirilmiş hareketlerin çeşitli kombinasyonları boyunca üç translayonel ve üç rotasyonel hareket gerçekleştirebilir (69).

Aksiyal rotasyon ve lateral fleksiyon, hem faset eklemlerin hem de kasların eğik yönelimi nedeniyle her zaman birleştirilmiş hareketlerdir. Bağlantı en çok servikal düzeyde belirgindir. Lateral fleksiyonun merkezi her zaman fasetler arasında yer alırken, aksiyal rotasyonun merkezi seviyeye göre değişir: dorsal omurga için vücutta, lumbal omurgalar için proses spinözlerde yer alır (70).

Uygun omurga fonksiyonunun anahtarı fonksiyonel omurga ünitesinin yüksek oranda doğrusal olmayan yük/yer değiştirme oranıdır çünkü hareket için gereken çaba çeşitli aşamalarında önemli ölçüde değişir (71).

Omurganın yük/yer değiştirme eğrisi doğrusal değildir. Omurga eklemlerinin hareket aralığı, başlangıçta düşük yükte büyük yer değiştirmelere sahip nötr bir bölge (NZ) ve kapsüllerin ve bağların gerilmesi nedeniyle yer değiştirme birimi başına daha fazla yük gerektiren elastik bir bölge (EZ) içerir. Fizyolojik hareket aralığı (ROM) nötr bir bölge (NZ) ve elastik bir bölge (EZ) içerir (71). NZ, nötr pozisyonun her iki tarafındaki intervertebral hareketin, düşük dirençle karşılaştığı ve omurga, kapsüllerin, bağların ve tendonların gevşeklik durumu nedeniyle yüksek esneklik sergilediği ilk kısmıdır (Şekil 2.6). NZ'yi, ligamentler, kapsüller, fasyalar ve tendonlar birim yer değiştirme başına daha fazla yük gerektiren gerilime maruz bıraktıklarında, hareket direncinin ve eğrinin eğiminin doğrusal olarak arttığı EZ izler (Şekil 2.6) (71). EZ, spinal hareketin önemli dirençle karşılaştığı yüksek sertlikte bir bölgeyi temsil eder (71,72).



Şekil 2.6. Yük / yer değiştirme eğrisi (20)

Spinal segmentlerin hareketleri omurganın fonksiyonel hareketlerini açığa çıkarır. Komşu iki vertebra arasında hareket sınırlıdır. Fakat her bir eklemin yaptığı sınırlı hareketlerin birleşmesiyle omurgada geniş bir hareket meydana gelir. Vücuttaki kas ve sinirlerin koordineli çalışmaları ile omurga hareketleri gerçekleşmektedir. Hareketi başlatan ve sürdüren kas grupları agonist kaslar iken, hareketin kontrolü antagonist kaslar tarafından sağlanır (66). Fleksiyon, lateral fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon ve sirkümdiksiyon hareketleri omurgada oluşan hareketlerdir. Omurga için fleksiyonun yaklaşık ilk 50°-60°'si lumbal bölgeden yapılır. Bu hareket psoas kası ve abdominal kasların vertebral kısımlarının kasılmasıyla başlar ve gövdenin üst kısmının ağırlığıyla fleksiyon hareketinin artışıyla devam eder (66, 73, 74).

Fleksiyon hareketi sırasında lig. longitüdinale anterior gevşer, lig. longitüdinale posterius, lig. flavum, lig. interspinale, lig. supraspinale gerilir. Laminalar ve processus spinosuslar arasındaki aralıklar genişler. Discus intervertebralisler'in ön tarafları sıkışır ve basıncı artar. Prosesus artikularis inferior, prosesus artikularis superior üzerinde yukarıya ve çok az da ön tarafa doğru kayar. Omurgada en geniş yapılabilen hareket fleksiyondur. Omurgada ekstansiyon hareketi en geniş servikal ve lumbal vertebralar da görülür. Fleksiyonda gevşeyen ligamentler ekstansiyonda gerilir (74). Lateral fleksiyon hareketinde aynı taraflı intervertebral disk sıkışır ve intertransvers ligament gerilir. Omurgada rotasyon hareketi bir omurun diğer omur üzerinde dönmesiyle oluşur. İki vertebra arasındaki intervertebral diskin anulus fibrosusları hareketi kısıtlar. Rotasyon en fazla servikal bölgenin üst kısmında, en az ise lumbal bölgenin alt kısmında görülür. Sirkümdiksiyon hareketi ise bu hareketlerin kombinasyonu şeklindedir ve oldukça sınırlıdır (74).

Servikal omurga'nın nötral pozisyonu 35° ekstansiyondur. Servikal bölgede 40° fleksiyon, 75° ekstansiyon hareketi açığa çıkar. Fleksiyon / ekstansiyon ve rotasyon hareketleri en fazla C5-C6 arasında görülür ve servikal bölgenin en hareketli segmentidir. Rotasyon hareketi 80°-90° arasında yapılır (74, 75). Torakal bölgede fleksiyon ve ekstansiyon hareketi kaudale gidildikçe artar. Üst torakal bölgedeki segmentlerde fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı 4°, orta torakal bölgede 6°, alt torakal bölgede 12° dir. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin aksine torakal bölgede rotasyon kaudale doğru azalır. Rotasyon hareket açıklığı üst torakal seviyede 9°, alt lumbal seviyelerde 2° civarındadır. Lateral fleksiyon ise alt torakal bölgede en fazladır. Lateral fleksiyon alt torakal bölgede 9° üst torakal seviyede 6° civarındadır. Lumbal bölgede fleksiyon-ekstansiyon kaudal segmentlere gittikçe artar. Lumbosakral bölge en mobil segmenttir ve 20° ye kadar fleksiyon ekstansiyon hareketi görülebilir. Lumbal segmentlerde lateral fleksiyon hareket açıklığı 6° iken bu değer lumbo-sakral segmentte 3° civarındadır. Lumbal bölgede rotasyona hareketi yok denecek kadar azdır fakat lumbosakral eklemden hareket belirginleşir. Lumbosakral segmentte rotasyon hareket açıklığı 5° kadardır (74, 76).

İki vertebra cismi arasında bulunan intervertebral disk, omurganın yüksekliğinin üçte birini oluşturur. Diskler, viskoelastisitenin biyomekanik prensiplerine dayanarak, normalden fazla kompresyon kuvvetlerine dayanabilir. Bu özellik omurganın dayanıklılığını artırır. Anulus fibrosus iç ve dış lifler olmak üzere 2 tabaka kollajen lifden meydana gelir. İç lifler; hyalin kıkırdak ve nucleus pulposusa tutunur ve dayanıklılığı azdır. Dış lifler (Sharpey lifleri) corpus vertebra, lig. longitudinale anterius ve lig. longitudinale posterius'a tutunur. Anulus fibrosus'u oluşturan lifler birbirine çapraz yönde seyrederek ve 120° açıyla birbirlerini keserler (75, 76).

Faset eklemler stabilite açısından çok önemli yapılardır. Faset eklemlerin yük taşıma fonksiyonu da vardır. Ancak bu yük taşıma discus intervertebralis'ler ile yürütülür. Discus intervertebralis'in yapısındaki bir bozukluk faset eklemlere binen yükü artırır ve ağrılara neden olabilir. Omurga hiperekstansiyondayken faset eklemlere binen yük en üst düzeydedir. Özellikle makaslama kuvvetlerine karşı koymada da önemli rol oynarlar (77).

2.2.4. Vertebral Kolonun Stabilitesi

Stabilite, NZ ve EZ arasında uygun bir ilişki anlamına gelir (69) . NZ boyutunun, özellikle, ROM' un küçük bir kısmı, ROM ve EZ'den daha erken ve daha fazla arttıkça

hem travmatik hem de dejeneratif spinal instabiliteyi tanımlamak için en hassas parametre olduğu kanıtlanmıştır (71, 78) .

Omurga stabilitesi birbirine yakından bağlı üç alt sistemden oluşan bir stabilizasyon sistemi ile sağlanır (71):

- (1) vertebral sütun veya pasif alt sistemler,
- (2) kaslar ve tendonlar veya aktif alt sistemler,
- (3) merkezi sinir sistemi

Kemikler, diskler, bağlar ve eklem kapsülleri ayrıca transdüser görevi gören ve yükler hakkında sürekli propriyoseptif bilgi akışı gönderen mekanik alıcılar içerir, her fonksiyonel omurga ünitesinden merkezi sinir sistemine hareketler ve postür için uygun ve eşzamanlı geri bildirim kas hareketi ile yanıt verir (71, 79, 80).

2.2.5. Vertebral Kolona Binen Yükler

Yerçekimi, vücut ağırlığı, ligamentlerin pasif gerginliği ve kas aktivitesi vertebral kolona etki eden yüklenmeler arasında sayılmaktadır. Anatomik postürde hareket segmentinde yük iki kaynak sebepli oluşum göstermektedir. Bunlardan ilki hareket segmentinin üzerinde yer alan vücut kısımları kaynaklı meydana gelen direk kompresif yüküdür. İkincisi ise desteklenen bu yapının ağırlık merkezinin vertebral kolonun ön kısmında olmasından kaynaklı olarak gelişen, hareket segmentindeki fleksiyon momentidir ve ligamentlerin ve sırt kaslarının kuvvetleri ile denge sağlanır (81).

Vertebral kolona binen yükün indirekt göstergesi, lumbal vertebraların disk içi basınç ölçümüdür. Gevşek ayakta dik durma pozisyonunda disk içi invivo basınç, hareket segmentine etki eden kas aktivasyonları, ölçüm seviyesindeki gövde ağırlığı ve diskteki intrinsek basıncın sonucu olarak karşımıza çıkmaktadır. Ağırlığı 70 kg olan birey için disk basıncına göre hesaplanan 3. lumbal disk yükü 70 kg'dır. Ölçüm seviyesindeki gövde ağırlığı toplam ağırlığın ortalama olarak % 60'ı olduğu için, disk üzerine etkileyen yük gövde ağırlığının hemen hemen iki katıdır. 3. lumbal disk üzerindeki yüklenme oturma sırasında artarken ayakta duruş esnasında azalır ve supin pozisyondayken minimum seviyeye ulaşır. Oturan bireylerde bu yük 100-175 kg arasında değişirken bu yük ayakta duran bir bireyde 90-120 kg arasında değişmektedir (82-84).

Vertebral kolona binen yüklerin ölçümü, rölatif izometrik gövde dirençleri kullanılarak ölçülmüştür. Gövde ekstansiyonu esnasında vertebral kolona etkileyen kompresif yük maksimal (225 kg)'dir. Sırt bölgesinde ağrısı olan bireyler ile sağlıklı

bireylerin karşılaştırıldığı bir çalışmada sonuçlar sırt bölgesinde ağrı olan bireylerde gövde direncinin sağlıklı bireylerin % 60'ı kadar olduğu yönündedir (85).

2.3. Sakrum ve Pelvis Biyomekaniği

Pelvis vücut pozisyonlarının temelini oluşturduğundan düzgün vücut postürü için anahtar rol oynamaktadır. Pelvisin pozisyonunu belirleyen ve sagittal diizlemde yer alan üç önemli açı bulunmaktadır; lumbosakral, pelvik ve sacral açılarıdır. Lumbosakral açı, lumbal vertebralann uzun ekseni ile sakrumun uzun ekseni arasında kalan ve açıklığı arkaya bakan lumbosakral (sacrovertebral) açının 140 derece olması gerekmektedir (86). Bu açının azalması normal (fizyolojik) lordozun artmasına, azalması lordozun düzleşmesine neden olmaktadır. Pelvik açı, simfisiz pubisin üst sınırından geçen hat ile horizontal düzlem arasındaki açı pelvisin inklinasyon açısıdır. Normalde 30 derecedir. Bu değer 40 derecenin üstüne çıkması pelvisin öne doğru kaymasına ve lumbal lordozun artmasına neden olmaktadır (86). Eğer 20 derecenin altına inerse bu durumda pelvis vertikalleşmiş olur ve lordoz azalır. Sakral açı, sakrumun üst yüzeyinin horizontal düzlem ile yaptığı açıdır. Bu açı da 30 derecedir ve pelvis pozisyonunu, dolayısıyla, lumbal vertebralann pozisyonunu etkilemektedir (86, 87).

Vertebral kolonun her fonksiyonel ünitesi, tüm lumbal bölge vertebrasıyla birlikte yaklaşık 8-10 derece fleksiyon yapar. Fakat her üniteye fleksiyonun derecesi farklıdır. Fleksiyonun % 75'i L4-L5-S1 vertebra aralıklarında gerçekleşir. Hareket açıklığı lumbosakral eklemden en fazla, torakolumbal eklemeyle sınırlıdır (88). Sakrumun ilium ile sıkı bağlantısı olduğundan pelvisin hareketleri tüm omurga eğriliklerini farklı oranlarda etkiler. Sakral açı ya da lumbosakral açı, L5 vertebra gövdesinin alt yüzeyine paralel çizilen çizgi ile S1 vertebra gövdesi üst yüzeyine paralel çizilen çizgiler arasında kalan açıdır. Symphysis pubis'in süperiora hareketi sakrumu aşağıya çeker ve sakral açığı küçültür. İnferyora hareketi ise sakrumu yukarı çeker ve açığı artırır. Artmış sakral açı sonucunda alt lumbal vertebra fasetleri üzerine bir makaslama stresi uygular ve bu durumda vücut ağırlık merkezindeki kaymayı engelleyebilmek amacıyla lumbal lordozda artış meydana gelir. Bu durumu kompanse edebilmek için de total segment hareketi halinde torakal kifozda artma meydana gelir (87).

Sakroiliak eklem, çocukluk döneminde bir miktar hareket sağlar, ancak yetişkinliğe göre çok az hareket etmesine veya hiç hareket etmesine izin vermeyen değiştirilmiş bir sinarrodiyal ekleme geçiş yapar (89, 90). Pelvis ve femur arasındaki

eklem, ilium, iskiyum ve pubisin kısımlarından oluşan asetabulumdur (91). Asetabulum sagittal düzlemde önemli hareketlere izin verir, frontal ve transvers düzlemlerde ek hareket sağlar. Asetabulum, femur başının koksiz ile eklem yaptığı at nalı şeklinde eklem kıkırdağına sahiptir. Asetabulumun normal yönünün, frontal düzlemde dikey olarak yaklaşık 20–40 derece dönük olarak laterale baktığı (92) ve anteriora doğru 20-30 derece dönük olduğu tarif edilmektedir (93-95). Bu yönelim kemiği en fazla stabiliteyi sağlayacak şekilde konumlandırır (96).

Genel olarak, pelvisin hareketleri, her biri düzlemlerden birinde hareket yaratan üç kardinal eksenden biri etrafındaki rotasyonlar olarak tanımlanır (97). Mediolateral eksen etrafında dönme sagittal düzlemde hareket üretir ve genellikle anterior veya posterior pelvik tilt olarak adlandırılır. Anterior pelvik tilt ile anterior superiyor iliak çıkıntılar (SİAS) öne ve aşağıya hareket ederken posterior superior iliak çıkıntılar (SİPS) yukarıya hareket eder (98, 99). Tersine, posterior pelvik tiltde, SİAS posteriora ve süperiora hareket ederken, SİPS aşağı hareket eder. Bir anterioposterior eksen etrafında rotasyon frontal veya koronal düzlemde hareket meydana getirir. Bu hareket, pelvisin bir tarafı, diğer tarafına göre daha süperiora hareket ettikçe ortaya çıkar ve genellikle pelvik yürüyüş olarak adlandırılır. Tipik olarak, bu, tek bir alt ekstremitede ağırlık taşırken meydana gelir ve pelvisin kontralateral tarafının hareketi ile tanımlanır (98, 99). Her iki alt ekstremitte arasında eşit olarak dağılmış ağırlık ile ayakta dururken, pelvisin sol ve sağ SİAS'ı aynı yükseklikte bulunur (100). Sagittal düzlemde, “nötr” pelvis bazen SİAS'ın simfiz pubis ile aynı vertikal düzlemde olması olarak tanımlanmıştır (98, 101). Bu tanım genellikle SİAS ve SİPS arasında çizilen bir çizginin yatay olduğunu gösterir ve eğim olmadığını gösterir. Bu kemik işaretlerinin kullanımı klinisyenin pelvik eğimi kolayca palpe etmesini ve ölçmesini sağlar. Tipik olarak, insanlar 11 ila 13 derece anterior pelvik tiltde dururlar (102, 103). Bu pelvik eğim, omurgaya odaklanan literatürde yaygın olarak belirtilen “pelvik tilt” in radyolojik ölçüsü ile aynı değildir. Yürüyüş sırasında pelvik hareketler, kütle merkezinin hareketini optimize etmeye ve pürüzsüz ve enerjisel olarak verimli bir hareket üretmeye hizmet eder (104).

2.3. Ayak Anatomisi

Toplamda 26 kemikten oluşan ayaktaki kemiklerin dağılımı 7 tarsal (kalkaneus, talus, naviküla, küboid ve 3 küneiform), 5 metatarsal kemik ve 14 falanks şeklindedir. Ayaktaki bu 26 kemik 5 tarsometatarsal eklem, 5 metatarsofalangeal eklem, 7

interfalangeal eklem, talonavikular eklem, subtalar eklem ve kalkaneoküboid eklemi meydana getirirler (105). Ayak iskeletinde distalden proksimale doğru sırasıyla falankslar, metatarsaller ve tarsal kemikler yer almaktadır (Şekil 2.7) (105, 106).



Şekil 2.7. Ayak kemiklerinin dorsal görünümü (107)

Os Talus: Süperiorde tibia ve fibula, inferiorde kalkaneus ve anteriorde da navicula ile eklem yapar. Talus, yük aktarımı sırasında vücut ağırlığını diğer tarsal kemiklere aktarmaktadır. Tarsal kemiklerin ikinci en büyük kemiğidir. Talusa birçok bağ tutunur fakat hiçbir kas tutunmaz (108, 109).

Os Kalkaneus: Ayak iskeletinin en büyük kemiğidir. Süperiorde talus, anteriorde küboid kemik ile eklenmiştir. Altı yüzü vardır. Anterior yüzü küçük olup küboid kemik ile eklenmiştir. Posterior yüzü topuğu oluşturur ve burada kalkaneal tendon bulunur. Süperior yüzünde, birbirinden ayrılmış iki eklem yüzü bulunur. Bu yüzler talus ile eklenmiştir. Mediyal yüzünde talusun geldiği çıkıntıya sustentaculum tali denir (110, 111).

Os Navikulare: Proksimal ve distal tarsal kemikler arasında bulunur ve tarsal bölgenin mediyal tarafındadır. Kemiğin süperior yüzü konveks pürtüklü, inferior yüzü ise düzensiz pürtüklüdür. Anteriorde üç kuneiform kemik, posteriorde ise caput tali ile eklem yapar. Caput tali ile eklem yapan posterior yüzü konkavdır. Anterior yüzde üç eklem yüzü vardır. Mediyal yüzündeki çıkıntıda tibialis posterior kasının tendonu sonlanır. Lateral yüzü düzensiz ve pürtüklü olup, bazen küboid kemik ile eklem yapan bir yüz bulunabilir (110).

Os kuboideum: Tarsal bölgenin lateral kısmında bulunur ve anteriorda 4.-5. metatarsal kemiklerle, posteriorda da kalkaneus ile eklem yapar (110).

Ossa kuneiform: Kuneiform kemikler üç adettir ve kama şeklindedir. Mediyaldeki en büyükleri, ortadaki ise en küçükleridir. Mediyaldekinin ince, keskin kenarı ayağın dorsal tarafında, diğer ikisinin ise plantar tarafta bulunur. Mediyalden laterale doğru os kuneiforme mediyale, intermediyum ve laterale olarak isimlendirilir (110). Os kuneiforme mediyale, kama şeklinde bir kemik olup, os naviculare, os kuneiforme intermedium, 1. ve 2. metatarsal kemikler ile eklem yapar. Os kuneiforme intermedium, os naviculare, 2. metatarsal, os kuneiforme mediyale ve os kuneiforme laterale ile eklem yapar. Os kuneiforme laterale, os naviculare, os kuneiforme intermedium, os kuboideum, 3.- 4. ve bazen 2. metatarsal kemik ile eklem yapar (110, 111).

Ossa metatarsi: Metatarsal bölgede 5 tane metatarsal kemik (os metatarsale) bulunmaktadır. Ayak tarağını oluşturan bu kemikler, mediyalden laterale doğru büyüyen rakamlarla (I-V) belirlenir. Bu kemiklerin proksimal ucuna basis ossis metatarsi, distal ucuna da caput ossis metatarsi denilir. Birinci metatarsal kemik en kısa ve yürürken vücut ağırlığı bu kemik üzerine yüklendiğinden dolayı en kalın olandır. İkinci metatarsal kemik en uzun olandır (112, 113).

Ossa digitorum (Phalanges): Başparmakta iki, diğerlerinde ise 3'er adet olmak üzere toplam 14 tanedir. Eldekilere göre daha kısayırlar ve özellikle 1. falanksın yan taraflardan basıktırlar (114).

2.3.1. Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri ve Bağları

Articulatio (Art.) talocruralis: Ayak iskeletini bacağına bağlar ve ginglymus grubu bir eklemdir. Ginglymus grubu bir eklem olması nedeniyle tek ve transvers eksenidir. Bu eksen tam transvers yönde olmayıp biraz meyillidir. Bu transvers eksen etrafında bacak sabit ise ayağımız dorsal fleksiyon (ekstansiyon) ve plantar fleksiyon yapabilir. Plantar fleksiyon, dorsal fleksiyona oranla daha fazla yapılır (110).

Bağları:

Lig. collaterale mediyale (deltoideum): Üçgen seklinde kuvvetli bir bağıdır. Tepesi yukarıda olup malleolus medialis'in ön ve arka kenarı ile tepesine tutunur. Aşağıda ise pars tibiotalaris anterior ile collum tali'ye, pars tibionavicularis ile tuberositas ossis

navicularis'e, pars tibiotalaris posterior ile talus'un iç yüzü ile tuberculum mediyale'sine, pars tibioalcalanea ile kalkaneus'un sustentaculum tali'sine yapışır (110, 112).

Lig. collaterale laterale: Lig. talofibulare anterius, lig. talofibulare posterius ve lig. calcaneofibulare olmak üzere üç bölümden oluşur. Lig. talofibulare anterius: Malleolus lateralis'ten collum tali'ye uzanır. Bu üç bağın en kısası, en güçsüzü ve burkulmalarda en sık etkilenenidir (115). Lig. talofibulare posterius: Bu üç bağın en kuvvetlisi ve derinde olanıdır. Fossa malleolaris lateralis'in arka kısmından talus'un tuberculum laterale'sine uzanır. Lig. calcaneofibulare: Dış-yan bağların en uzunudur. Malleolus lateralis'ten kalkaneus'un dış yüzüne uzanır (110, 112).

Art. subtalaris (art. talocalcanea):

Talus ile kalkaneus'un arka bölümleri arasında oluşan art. plana grubu bir eklemdir. Talus ile kalkaneus iki yerde birbirleriyle eklem yaparlar. Bunlardan ön taraftaki eklem, kalkaneus'daki facies articularis talaris anterior ve media ile talus'daki facies articularis calcanea anterior ve media arasında oluşur. Bu eklem art. talocalcaneonavicularis'in bir bölümüdür. Arka taraftaki eklem ise kalkaneus'un facies articularis talaris posterior'u ile talus'un facies articularis calcanea posterioru arasında oluşur. Bu eklem de art. subtalaris denilir (110, 112).

Bağları:

Lig. talocalcaneum laterale: Kısa ve kuvvetli liflerden oluşan bu bağ, lig. calcaneofibulare'nin liflerine paralel, fakat daha derinde, talus ile kalkaneus arasında yukarıdan aşağıya, önden arkaya doğru meyilli olarak seyrederek (110).

Lig. talocalcaneum mediyale: Talus'un tuberculum mediyale'sini kalkaneus'un sustentaculum tali'sinin arka bölümüne bağlayan kısa bir bağıdır (110).

Lig. talocalcaneum interosseum: Talus ile kalkaneus'u birbirine bağlayan en kuvvetli bağıdır. Ön bölüm art. talokalkaneonavikularis'in, arka bölüm ise art. subtalaris'in fibröz kapsülünün yapısına katılır (107, 110).

Art. talocalcaneonavicularis:

Talus ve kalkaneus'un ön yarılı ile os naviculare arasında oluşan, plana tipi bir eklemdir. Bu eklemi, talus'un başı ile os naviculare'nin arka konkav eklem yüzü arasındaki eklemle, talus ile kalkaneus'un ön yarılı arasında oluşan eklemler oluşturur (110, 112).

Bağları:

Lig. talonaviculare: Geniş, ince bir bant tipinde olan bu bağ, talus boynu ve os naviculare'nin dorsal yüzlerini birbirine bağlar. Ekstansor kas kirişleri bu bağın üzerinden geçer (112).

Art. calcaneokuboidea:

Kalkaneusun ön tarafındaki facies articularis kuboidea ile os kuboideum'un facies articularis kalkaneası arasında oluşan art. plana grubu bir eklemdir. Sadece kayma hareketleri yapılabilir (113).

Bağları:

Lig. bifurcatum: Kalkaneusun dorsal kısmından başlayan bu bağ ön tarafa doğru Y harfi şeklinde iki bölmeye ayrılarak uzanır (113).

Lig. plantare longum: Tarsal bölgedeki en uzun bağıdır. Ayak tabanında tuber calcaneinin ön tarafından başlar, metatarsal kemiklerin tabanında sonlanır. Os cuboideum üzerindeki m. (musculus) fibularis longus'un oluşuna uzanır ve bu oluşu alttan kapatarak, bir kanala dönüştürür. Bu kanaldan m. fibularis longus'un kirişi geçer. Lig. plantare longum ayak tabanı kavislerini korumakta önemli görev üstlenir (115, 116).

Lig. kalkaneokuboideum plantare (lig. plantare brevis): Lig. plantare longumun daha derininde bulunur. Kısa ve kalın olan bu bağ, kalkaneusun alt yüzünün ön tarafı ile os cuboideumun altındaki oluşun arka tarafı arasında uzanır (116).

Lig. kalkaneokuboideum dorsale: Fibröz kapsülün kalın olduğu dorsal tarafına, lig. calcaneocuboideum dorsale denilir (113, 116).

Art. tarsi transversa (Chopart eklemi): Bu bölge de iki eklem (talonaviküler ve kalkaneo-kuboid) bir arada fonksiyon görür. Pozisyonunu zemin reaksiyon kuvveti ile kaslar belirler, hareketi ise tamamen subtalar ekleme bağlıdır. Hareket açıklığını pratik olarak ölçmek mümkün değildir. Yürüme sırasında çok önemli fonksiyonlara sahiptir. Özellikle basma ortası ve parmak kalkışı arasında subtalar eklem supinasyona gelmesi ile bu ekleme "kilitleme" olur. "Kilitleme" midtarsal ve tarsometatarsal eklemlerin birbirlerinin mobilitesini azaltacak bir pozisyona gelmesidir. Talusun anterior faseti cuboid ile harekete olanak vermeyecek şekilde birleşirken, naviküler kemik kuneiformlara dayanarak hareketi sınırlar (116, 117).

Art. cuneonavicularis: Naviküler kemik ile 3 küneiform kemik arasında oluşur. Sınırlı düzeyde kayma hareketine izin verir (116).

Articulationes (Artt.) intercuneiformes ve art. cuneocuboidea: Mediyal, intermediyal, lateral küneiform kemik ve küboid kemik birbirleriyle art. plana grubu eklem oluştururlar. Sınırlı kayma hareketi yaparlar (117).

Artt. tarsometatarsales (Lisfrank eklemi): Mediyal, intermediyal, lateral küneiform kemikler ön taraflarındaki beş metatarsal kemik ile eklenişirler (117).

Artt. metatarsophalangeae: MTF eklemler oldukça hareketlidir. Bu eklemden ekstansiyon (70°) fleksiyondan (45°) daha fazla eklem hareket açıklığına sahiptir. Bu yürüme için gereklidir. Yürüme sırasında ortalama 65° halluks dorsifleksiyonu gereklidir. Sesamoidler ise metatarsal başın plantar yüzeyi ile eklem yapar. Bu eklemden özellikle dorsifleksiyon kısıtlılığı sık görülür ve birçok patolojiye yol açabilir (116).

Artt. interphalangea pedis: Ginglimus tipinde, sadece fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yapabilen eklemlerdir (108).

2.3.2. Ayağın Arkları

Aponeurosis plantaris arkada kalkaneus'dan başlar, arkus pedis longitudinalis'in distalinde uzanarak, vagina fibrosa digitorum pedis'in kenarlarına ve hallux'un ossa sesamoidea'larına tutunan beş banda ayrılarak fleksör kasların tendonlarını örtecek şekilde uzanır. Aponeurosis plantaris'in kenarlarından derine uzanan vertikal septumlar ayak tabanını üç kompartmana ayırır. Mediyal kompartman: İnce olup, m. abductor hallucis'in üzerini örter. M. abductor hallucis, m. fleksör hallucis brevis, arteria (a.), vena (v.) ve nervus (n.) plantaris medialis'i içerir. Santral kompartman: En kalın bölümdür ve arka tarafta dar olup, kalkaneus'un process medialis tuberis kalkaneus sine tutunur. Ayak tabanında parmaklara doğru uzanırken incelerek genişler ve metatarsal kemiklerin başları yakınında parmaklara giden beş hüzmeye ayrılır. M. fleksör digitorum brevis, m. fleksör digitorum longus, m. quadratus plantae, muscoli lumbricales, m. fleksör hallucis longus tendonunun proksimal bölümü ile a. v. ve n. plantaris lateralis'i içerir. Lateral kompartman: Mediyal kompartmandan daha incedir ve m. abductor digiti minimi'nin üzerini örter. M. abductor digiti minimi ve m. fleksör digiti minimi'yi içerir (110-112, 117).

2.3.3. Ayak kasları; (110, 118-120)

Ayak kasları vücutta plantar ve dorsal yüz olmak üzere iki başlık altında incelenmektedir. Bununla birlikte ayak hareketlerinde görev alan bacak kasları da ayak kasları grubu içinde incelenebilir.

Plantar kaslar: birinci tabaka (Tablo 2.1)

Tablo 2.1. Birinci tabaka plantar grup kasları, origo-insersiyoy ve fonksiyonları

Kas ismi	Origo	İnsersiyoy	Fonksiyon
M. abductor hallucis	Fleksör retinaculum, calcaneal tuberosity, aponeurosis plantaris	Baş parmakta proksimal falanksın mediyal taraf basisi	Baş parmağa abdüksiyon hareketinde görev alır.
M. fleksör digitorum brevis	Calcaneal tuberosity, aponeurosis plantarisin orta kısmı	Kas dört bölüme ayrılır ve tekrarında her bölüm proksimal falanks tabanlarında tekrar iki başa ayrılarak lateral taraf dört parmağın orta falanklarına tutunur	Lateral taraftaki dört parmağa fleksiyon hareketinde görev alır.
M. abductor digiti minimi	Calcaneal tuberosity, aponeurosis plantaris	Beşinci parmakta proksimal falanks tabanının dış tarafı	Beşinci parmakta metatarsofalangeal eklemde abdüktör kas olarak rol almasından ziyade daha çok fleksör kas olarak görev alır.

Plantar kaslar: ikinci tabaka (Tablo 2.2)

Fleksör grup kaslardan M. Fleor hallucis longus ve M. Fleksör digitorum longus kaslarının tendonları da ikinci tabakada seyir gösterir.

Tablo 2.2. İkinci tabaka plantar grup kasları, origo-insersiyoy ve fonksiyonları

Kas ismi	Origo	İnsersiyoy	Fonksiyon
Quadratus plantae (M. Fleksör accesorius)	Os kalkaneustan mediyal başlangıç gösterirken yine os kalkaneus ve lig. Plantare longumdan lateral başlangıç alır.	M. fleksör digitorum longus tendonunda lateral kenar yüzeyi	M.fleksör digitorum longus tendonlarına uyguladığı çekim kuvveti ile lateral taraf dört parmağı fleksiyona almakta görevlidir.
Mm. lumbricales (4 adet)	M. fleksör longus tendonları	Dorsal proksimal falanklardaki genişlikler	2, 3, 4 ve 5. Parmakların distal ve orta falanklarına ekstansiyon hareketini, proksimal falanklarına ise fleksiyon hareketini yaptırmakla görevlidir.

Plantar kaslar: üçüncü tabaka (Tablo 2.3)

Tablo 2.3. Üçüncü tabaka plantar grup kasları, origo-insersiyoy ve fonksiyonları

Kas ismi	Origo	İnsersiyoy	Fonksiyon
M. fleksör hallucis brevis (2 başı vardır)	M. tibialis posteriorun lateral bölmesi doğrultusunda mediyal başlangıç gösterirken; lateral başlangıç lateral cuneiforme ve os cuboideumdur.	Birinci parmak proksimal falanksının lateral ve mediyal kenarları	Birinci parmak proksimal falanksına fleksiyon hareketi yaptırmakla görevlidir.
M. adductor hallucis (Transvers ve oblik iki başı vardır)	Caput obliquum: 2,3 ve 4. Metatarsal tabanları Caput transversum: 3,4 ve 5. Metatarsofalangeallerin lig. Plantaria'ları, lig. Metatarsale profunfum	Birinci parmak proksimal falanks tabanı	Metatars başlarının stabilizasyonunda ve birinci parmak proksimal falanksına fleksiyon hareketini yaptırmakta görevlidir.
M. fleksör digiti minimi brevis	Beşinci metatarsal kemik tabanının plantar taraf yüzü	Beşinci parmak proksimal falanks tabanının lateral yüzü	Beşinci parmak metatarsofalangeal eklemi için fleksiyon hareketinde görev alır.

Plantar kaslar: dördüncü tabaka (Tablo 2.4)

Tablo 2.4. Dördüncü tabaka plantar grup kasları, origo-insersiyoy ve fonksiyonları

Kas ismi	Origo	İnsersiyoy	Fonksiyon
Mm. interossei dorsales (4 adet)	Metatarsal kemikler orjinli iki başlangıca sahiptir.	Proksimal falanks tabanları ve dorsal taraftaki genişlikler	Metatarsofalangeal eklemlerin fleksiyon hareketinde ve parmakların abduksiyon yönündeki hareketlerinde görev alır.
Mm. interossei plantares (3 adet)	3,4 ve 5. Metatarsların mediyal taraf ve tabanları	3,4 ve 5. Parmak proksimal falanks tabanlarının mediyal kısmı ve dorsal tarafta yer alan genişlikler	3,4 ve 5. Parmakların addüksiyon yönlü hareketlerinde ve metatarsofalangeal eklemlerin fleksiyon hareketlerinde görev alır.

Ayak dorsum kasları (Tablo 2.5)

Tablo 2.5. Ayak dorsum kaslarının kas ismi, origo, insersiyoy ve fonksiyony

Kas ismi	Origo	İnsersiyoy	Fonksiyony
M. extensor digitorum brevis	Os kalkaneus, lig. talocalcaneum interosseum, retinaculum musculorum inferius	M. extansor hallucis brevis isimli kasın mediyal parçası birinci parmağın proksimal falanks tabanının üst sınırında sonlanır. Lateral kısım ise m. Extansor digitorum longus tendonlarının lateral kısmına tutunur.	M. extensor hallucis brevis birinci parmak falanklarına ekstansiyony hareketi, lateral kısım 2,3 ve 4. Parmaklara ise ekstansiyony hareketi yaptırılmakta görev alır.

2.3.4. Ayak ve Ayak Bileği Biyomekaniği

Çoğunlukla tibiotalar ve subtalar eklem hareketleri beraber olarak ayak bileğinde meydana gelen hareketleri ifade etmektedir. Fleksiyony ve ekstansiyony hareketleri ayak bileği eklemının ana hareketleridir. Rotasyony hareketi, bu ana hareketler arasında yer almamaktadır. Ayakta medial ve lateral malleollerin uçları arasında ayak mekanik eksenini yer almaktadır. Rotasyony hareketi, ayak bileği ekseninin oblik olması sebebiyle fleksiyony ve ekstansiyony hareketleri esnasında sekonder olarak meydana gelmektedir. Ayak bileği eklemi için plantar fleksiyony ortalama 36° iken dorsal fleksiyony ortalama 20° dir. Ayaktaki rotasyony genişiliği ise fleksiyony derecesine bağlı olarak değişmekle birlikte ortalama olarak 19–20° dir. Normal yürüyüş paternini için ayak eklemінде en az 10° dorsi fleksiyony ve 20° plantar fleksiyony gerekmektedir (121, 122). Tibia eklem yüzeyi, tibia uzun aksına oranla yaklaşık olarak 3° (2 °-10 °) valgustadır. Talokrural açı, ayak bileği eksenini ile tibia eklem yüzeyi arasındaki açı olarak tanımlanır ve yaklaşık değeri 8–15° dir (123-125).

Apeksi lateralde, tabanı ise medial yönde olan koni modeli, ayak bileğinin işlevselliği ve anatomisi göz önünde bulundurularak tanımlanmıştır. Mekanik eksen, bu koninin eksenini olarak belirlenmiştir. Mediyalden laterale, anteriordan posteriora ve süperiordan inferiora doğru olan bu eksen, koronal planda tibianın uzun ekseniniyle 82° lik (117) bir açı oluşturur. Ayak bileğinde meydana gelen hareketler bu eksen etrafındaki rotasyony hareketleri şeklinde tanımlanır (121, 122, 125). Ayak bileğinin pozisyonuna göre, fleksiyony esnasında meydana gelen iç rotasyony ve ekstansiyony esnasında meydana gelen dış rotasyony hareket eksenindeki obliklik sebebiyledir. Rotasyony eksenine çok

yakın olacak şekilde yerleşim gösteren ve ayak bileğinin her iki yanında yer alan bağ kompleksleri, ayak bileğinde meydana gelen hareketler esnasında gerilerek rotasyonel stabiliteyi sağlamakta görevlidirlern (125).

Talus eklem yüzeyi, tibiotalar eklemde yarıçapı 2 cm olan bie silindir yüzüne eşdeğer olarak belirlenmiştir. Talus 140°'lik bir eklem yüzeyi içermesine rağmen tibia plafond eklem yüzeyi 70°'lik örtünme sağlamaktadır. Böylelikle bu yüzey farklı dorsal ve plantar fleksiyondaki eklem hareket genişliğini sağlamaktadır (123-125).

Talusun medial malleol eklem yüzeyi laterale göre daha darken, tibial eklem yüzeyinin posterior kenarı da anterior kenarına göre daha dardır. Plantar fleksiyon hareketi esnasında fibula distal yönde hareket ederken; anteromedial yönde kayarak internal rotasyona gelir. Dorsifleksiyon hareketi esnasında ise plantar fleksiyonun tersi şekilde fibula proksimal yönde hareket ederken posteromediale kayar ve eksternal rotasyona gelir (124). Talusun anterior kenarı dorsifleksiyon sırasında ayak bileğini kısıtlar ve dış rotasyona zorlar. Bu durum plantar fleksiyon sırasında ligamentlerin desteğiyle stabil olmakla birlikte daha hareketli bir yapı oluşmasına müsaade eder. Malleoller ve talus arasındaki bu ilişkiyle beraber ayak bileği eklemi hareketlerinde ve de ayak bileğine yük verildiğinde 1mm'den daha az bir genişleme meydana gelmektedir (121, 122, 124, 126). Ayak bileğindeki stabilite halka şeklinde olacak şekilde mevcut ligament ve kemik lompleksleri ile sağlanmaktadır. Göreceli olan bu halka modeli; mediyal malleol ve mediyal ligament kompleksi, lateral malleol ve lateral ligament kompleksi, anterior sindezmotik ligament ve yapışma yerleri, posterior sindezmotik bağ ve posterior malleolden meydana gelmektedir. Bu halkanın tek bir yerinde meydana gelen kırık, talusun ayak bileğinde anterior-posterior veya lateral-mediyal yönde yer değiştirmesine sebebiyet vermez. Ayak bileğinde instabilite gelişmesi için bu halkanın en az iki yerden kırılması gerekmektedir (127). Vücut ağırlığının 1/6'sı fibula distaline iletilirken geri kalan kısmı tibia distali ile distal kısımlara iletilmektedir. Kalça ve diz eklemlerinin yük taşıyan yüzeyleri, ayak bileğinin yük taşıyan eklem yüzeylerine göre daha dardır. Talusta meydana gelecek olan yer değiştirme, yük taşıyan bölmelerde azalmaya ve diğer bölmelerde ise aşırı yüklenmeye sebebiyet vermektedir. Talusta meydana gelen 1 mm'lik deplesman, eklem temas yüzeyini % 42 oranında azaltır (127-129).

2.3.5. Oturmada Ayaklara Aktarılan Ağırlık

Oturma pozisyonunda pelvisin nötr olduğu durumda ağırlık merkezi iskiyal tüberozitelerin üzerindedir ve ayaklar vücut ağırlığının yaklaşık % 25'ini zemine iletir. Pelvisin anterior pelvik tiltinde, ağırlık merkezi iskiyal tüberozitelerin önündedir ve ayaklar vücut ağırlığının % 25'inden fazlasını zemine iletir. Posterior pelvik tiltde ağırlık merkezi iskiyal tüberozitelerin üstünde veya arkasındadır ve vücut ağırlığının % 25'inden azı ayaklar tarafından iletilir. İdeal oturma postüründe, tuber ischiadicum'lar en büyük destek yüzeyini oluştururken, omurganın fizyolojik eğrilikleri sürdürülmeli ve bacakların ağırlığı ayaklar ile desteklenmelidir (19, 130).

2.4. Postür

Amerikan Ortopedik Cerrahlar Akademisi Postür Komitesi'ne göre postür, ‘‘vücudu deformasyonlardan korumak, zedelenmesini önlemek için iskelet öğelerinin dengeli ve düzgün dizilişidir (131)’’. Postür vücut bölümlerinin ayakta durma, uzanma ve oturma gibi fiziksel pozisyona göre konumlandırılması olarak tanımlanır (132). Ayrıca vücudun her kısmının kendisine bitişik segmente ve tüm vücuda oranla en uygun pozisyonda yerleştirilmesidir (133).

Postür otomatik ve bilinçsiz bir pozisyonudur (134, 135) ve vücudun yerçekimi kuvvetine tepkisini gösterir. Postür, genel görünüş için anlamlı bir belirteçdir. Vücut postürü, postür düzenleyici sistemler tarafından sadece hareketten önce değil hareket boyunca da sürekli düzenlenir (136).

Türlerin evrimi ile bağlantılı olarak nörofizyolojik, biyomekanik ve psiko-duygusal faktörler de dahil olmak üzere çeşitli faktörler postüre katkıda bulunur (134, 137). Bir dizi uyarı ile koordine edilen ve nöromusküler tipin sürekli ayarlanmasıyla iskelet kaslarının kasılması yoluyla korunur (138). Duruşun nihai amacı, hem statik hem de dinamik koşullarda dengenin korunmasıdır (139).

Postür, vücut bölümlerinin veya tüm vücudun oluşturduğu pozisyon veya davranış olarak da tanımlanmaktadır (4). Ligamentler, fasyalar, kemikler ve eklemler vücudu destekleyen hareketsiz yapılar iken, kaslar ve tendonlar vücudu belirli bir postürde tutan veya diğer bir postüre taşıyan dinamik elemanlardır. Vücudu dik tutan yapılar üzerinde yerçekimi ile bir stres meydana gelir (140). Yer çekimi çizgisi, vertebral kolonun fizyolojik eğrilerinden düz olarak geçer ve dengede kalmalarında görev yapar. Bir

segmentte yerçekimi çizgisinin yönü değişirse geri kalan vertebral elemanlar, dengeyi tekrar sağlamak için kompanzasyona başvururlar (4, 140).

Postür, kendi içerisinde statik ve dinamik olmak üzere iki şekilde incelenmektedir (136, 141, 142). Kaslar eklemleri stabilize etmek ve yerçekimine karşı koymak için izometrik olarak kasılır ve statik postürün temelini oluşturur. Dinamik postür dik duruş ve hareketler esnasında oluşan duruşları kapsar. Herhangi bir harekete temel teşkil etmesi açısından dinamik postürün önemi büyüktür. Dinamik postür, meydana gelen hareketler sonucunda sürekli değişiklik gösteren çevre koşullarına uyum sağlayan aktif bir postürdür (136, 142). Dinamik postür hareketler esnasında vücudun aldığı pozisyonken, statik postür yatma, oturma ve ayakta durma esnasındaki pozisyonudur (136). Bu postüral pozisyonların devamı ise birçok kasın koordineli çalışması ile mümkündür (141, 142).

Vücut, kas aktivitesi sırasında ligamanların desteği ile stabilite sağlamak veya bir harekete temel teşkil etmek için, birçok kasın uyumlu çalışması sonucunda düzgün bir duruş elde eder (143).

Fizyolojik ve biyomekanik açıdan, minimum çaba ile vücutta maksimum verimliliği sağlayan postür, ideal postür olarak bilinmektedir (143, 144). Memeliler arasında, dik duruş alındıktan sonra insanın yerçekimi önleme mekanizması ve kasların enerji harcama yüzdesi en ekonomik olanıdır (145). İyi bir postür için güç, esneklik ve kas dengesi gerekmektedir. İyi postürde, vertebral kolon normal eğrilikte ve alt ekstremitte kemikleri yük taşıma için uygun hizadadır. Pelvisin "nötr" pozisyonu, abdomen ve gövde ile alt ekstremitelerin iyi hizalanmasına elverişlidir. Göğüs ve üst sırt, solunum organlarının optimal fonksiyonunu destekleyen bir pozisyonudur. Baş dik ve boyun kasındaki stresi en aza indiren dengeli bir konumdadır (144). İyi postürün diğer bir unsuru ise agonist ve antagonist kasların güçlerinin dengeli olmasıdır. Kas dengesinin anlaşılması için, gerilmiş bir pozisyonda kalan kaslar zayıflama eğilimi gösterirken, kasılmış bir pozisyonda kalanlar ise antagonistlerine göre daha sert ve daha güçlüdür (144, 145).

Kötü postür çoğu zaman yetersiz hizalanmış vücut pozisyonudur (144). Amaca tam olarak hizmet etmediği gibi aynı zamanda kasların gereksiz kasılmasına neden olur ve kaslarda kompensasyonlara neden olabilir. Kompansasyonların temel sebebi kasların adaptif olarak gerilme ya da kısalmasıdır. Kötü postürdeki denge bozukluğu yorgunluğa, iskelette asimetriye ve nosiseptif uyarılarla ağrıya neden olur. Anormal postürü korumak için kaslar aşırı gerilirler. Zamanla spazm ve ağrı meydana gelir (146).

Doğru postürle:

- Her vücut bölümüne ağırlık ideal bir şekilde dağılır,
- Eklemlere uygulanan kuvvetler dengeli bir biçimde dağılır,
- Şok absorbe edilir,
- Hareket açıklığı korunur,
- Stabilite ve mobilite için gerekli hareketler kontrol edilir,
- Kas iskelet sisteminde bir zorlanmaya sebep olmaz,
- Vücudun normal eğrilikleri korunur (147, 148).

İdeal postür anterior, posterior ve lateral planda vücut kısımlarının hayali çizgi etrafında karşılaştırılması ile saptanır (147, 148).

2.4.1. İdeal Ayakta Duruş Postürü

İdeal ayakta duruş postürü, vücut kısımlarının anterior, posterior ve lateral görünümündeki diziliminin “çekül hattı” denilen hayali bir çizgi ile karşılaştırılmasıyla ortaya çıkarılır. Vücut dik pozisyonda iken ağırlık merkezi sakral ikinci vertebranın 1-2 cm önüne düşer (148).

Anteriorda, standart postürde sarkacın geçmesi gereken referans noktaları (Şekil 2.8):

- İki topuk arasından,
- Simfisis pubisden,
- Umblicusdan,
- Manubrium sterniden ve
- Nasion’dan geçer (148).

Kalkaneuslar birbirinden yaklaşık olarak 8 cm uzaklıkta durmalıdır. Çekül hattı vücudu sagitalden eşit iki parçaya böler. Symphysis pubis, spina iliaca anterior superiyor’lar ve her iki acromion horizontal planda aynı seviyededir (148).

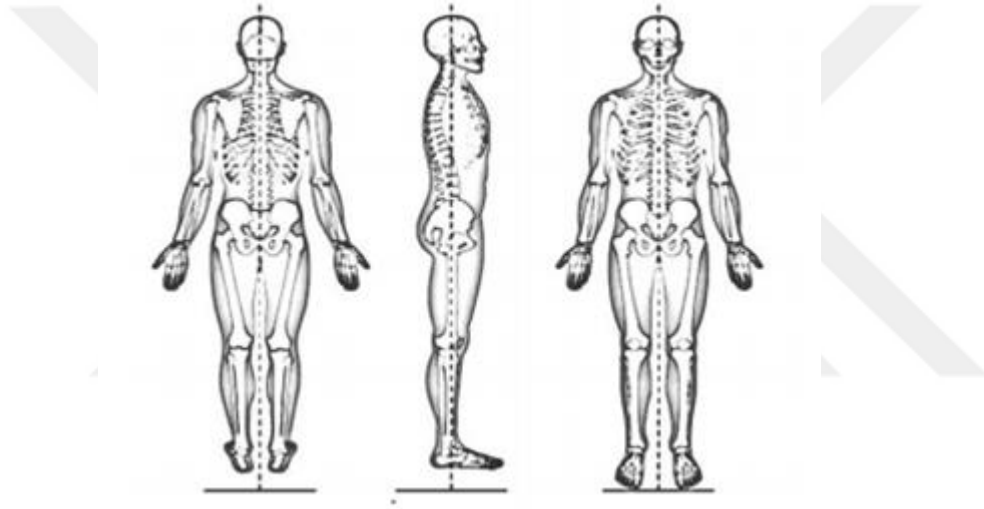
Lateralde, standart postürde sarkacın geçmesi gereken referans noktaları (Şekil 2.8):

- Lateral malleolün 3-3.5 cm önünden,
- Diz eklemine çok az önünden,
- Lumbal vertebraların merkezinin arkasından,
- Torakolumbal birleşme noktasından,
- Serviko-torasik birleşme noktasından,
- Servikal vertebraların merkezinin az arkasından,

- Acromion orta noktasından ve
- Lobulus aurikula'dan geçer (144, 148-150).

Posteriorda, standart postürde sarkacın geçmesi gereken referans noktaları (Şekil 2.8):

- Servikal 7. Vertebranın prosesus spinözundan,
- İnterskapular bölgenin ortasından,
- Vertebraların prosesus spinözlarından,
- Sakrumun orta hattından,
- Diz eklem merkezlerini birleştiren horizontal çizginin orta noktasından,
- Ayak bileği eklem merkezlerinin orta noktasından geçer (151-153).



Şekil 2.8. Yercekimi çizgisinin posterior, lateral ve anterior görünümü (149)

2.4.2. Postür analizi

Postür analizi, bireylerde mevcut postüral sapmaların belirlenmesi ve tedavilerinin uygulanması için yapılır. Postürün değerlendirilmesinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bunlar çekül, postür tahtaları, Symmetrigrاف, MRI, X-ray, fotoğraf üzerinden postür değerlendirmesidir. Postür değerlendirilirken, kendini rahat hissettiği pozisyonda olmalıdır. Fotoğraf üzerinde postürün değerlendirilmesi hem frontal hem de sagittal düzlemleri kullanarak ayakta duruşun fotoğraflanmasıdır. MRI gibi bazı yöntemler pahalıyken, X-ray radyasyona maruz kalma problemi içermektedir (154).

Lateral postür analizi

Baş: Kulak kepçesinin acromionla ilişkisine göre önde veya geride olması değerlendirilir. İdeal dizilişte servikal omurganın lordotik bir eğimi vardır. Bu lordozun artışı veya azalışı değerlendirilir. Ayrıca çenenin yukarıya veya aşağıya tilti değerlendirilir (149, 155).

Omuzlar: Omuzların yuvarlaklaşarak öne gelmesine protraksiyon, omuzların aşırı miktarda geriye çekilmesine omuz retraksiyonu denir. Lateral bakışta omuzların protraksiyon ve retraksiyonu değerlendirilir (149, 155).

Omurga: Kifoz, lordoz, kifolordoz, yuvarlak sırt, düz sırt olarak değerlendirilir. Normalde torakal omurgalar hafifçe posteriora doğrudur. Torasik omurların dizilimi baş ve boyun postürünü etkiler. Pelvisin ve lumbal omurganın pozisyonu torakal omurganın dizilimini etkiler (149, 155).

Pelvis: Lateral analizde pelvisin anteriora pelvik tilti ve posteriora pelvik tilti değerlendirilir. Pelvik inklinasyon açısının artması anteriora tilti, azalması posteriora pelvik tilti işaret eder. Pelvik tilt inklinometre adı verilen aletle ölçülür. Pelvik inklinasyon açısı pelvisin mekaniği için önemlidir. Pelvik inklinasyon açısının artması omurgada lumbal lordozun artmasına neden olur ve ayakta duruş pozisyonunda ağırlığın ayaklara dengeli aktarılamamasına neden olur. Ayrıca pelvise tutunan kaslarda kuvvet dengesizliğine yol açar; özellikle anterior kas grupları uzayıp zayıflarken posterior kas grupları kısalmaya ve sertleşir (149, 155).

Dizler: Dizlerde fleksiyon ve hiperekstansiyon (genu rekurvatum) değerlendirilir. Genu rekurvatum, 5°'den fazla diz ekstansiyonudur. 10°'ye kadar dizde hiperekstansiyon normal kabul edilir. Genu rekurvatumlu bireylerde dizin arka yan bölümüne çok stres biner. Bu patolojiye sahip bireylerde dizin posterolateral bölgesinde stabilite zayıflar, bu da kişilerde diz ağrısına, uzamış yürüme paternine ve terminal diz ekstansiyonunun proprioseptif kontrolünde zorlanmaya yol açar (155).

Ayaklar: Lateral bakışta ayağın mediyal longitudinal arkı değerlendirilir. Bu değerlendirmede pes planus ve pes kavus olup olmadığı incelenir. Ayakta bulunan longitudinal arkın azalması pes planus, artması pes kavuş olarak adlandırılır (155).

Anterior postür analizi

Baş: Önden görünümde başın sağa veya sola lateral fleksiyonu ve rotasyonu değerlendirilir (149).

Omuzlar: Omuzların yükseklik farkına bakılır. Omuzlar arasındaki fark bariz olduğu zaman yükseklik vardır yorumu yapılabilir (149).

Göğüs: Bu bölgedeki postüral bozukluklar (çökük göğüs, fıçı göğüs, harrison oluğu vb.) değerlendirilir (149).

Abdominal bölge: Buradaki kasların kuvveti ve karın duvarında bulunan transvers oluk değerlendirilir.

Pelvis: Sağ ve sol tarafta yükseklik farkı değerlendirilir. SİAS'ın (spina iliaca anterior superior) manuel olarak palpasyonu yapılır ve buradan yere veya mediyal malleollere olan uzunluk farkı saptanır (149).

Dizler: Dizlerin değerlendirmesi alt ekstremitenin dizilimi açısından önemlidir. Özellikle Q açısına bağlı olarak gelişen genu varum ve genu valgum hem kalçanın hemde ayakların postürünü etkiler. Dizde tibial torsiyon, genu varum, genu valgum'a bakılır (156):

Tibial torsiyon: Tibial torsiyon, tibia'nın uzun eksenini etrafında tibia kemiğinin distal ucunun proksimal ucuna göre dışa dönmesidir. Ayaklar birbirinden omuz genişliğinde ayrı ayakta durulduğu zaman, patellalar mediyale dönük görünümdeyse, tibial torsiyon vardır (156, 157).

Genu varum: normalde tibiyofemoral aks radyografik olarak 0–6° valgustadır. Bu aksın varusda olması veya alt ekstremitte mekanik aksının diz eklemi merkezi yerine mediyal eklem aralığından geçmesidir (156).

Genu valgum: Anatomik tibiofemoral açının 7°'nin üzerinde, valgusta olduğu açısal deformitedir (157).

Ayaklar: İnversiyon veya eversiyona bakılır. Parmaklarda halluks valgus veya çekiç parmak deformitesine bulunup bulunmadığına bakılır. Ayak başparmağının, ayak orta çizgisi yönünde, metatarsofalangeal eklem itibariyle dönmesi halluks valgus olarak tanımlanır. Ayak parmaklarının metatarsofalangeal eklem seviyesinde hiperekstansiyon, interfalangeal eklem seviyesinde fleksiyon yönünde deforme olması durumu ise çekiç parmak olarak tanımlanmaktadır (149).

Posterior postür analizi

Omurga: Skolyoz değerlendirilir. Skolyoz omurganın lateral fleksiyonu ve rotasyonu ile karakterize bir deformitedir (149).

Kalçalar ve dizler: Kalçada gluteal çizgilerin eşitliği değerlendirilir. Diz arkası çizgilerinin sağ ve solda eşit olmasına bakılır (149).

Ayaklar: Kalkaneal tendonun pozisyona bakılır. Kalkaneus'un normal durup durmadığı değerlendirilir. Kalkaneus nötral veya hafif valgustadır (149).

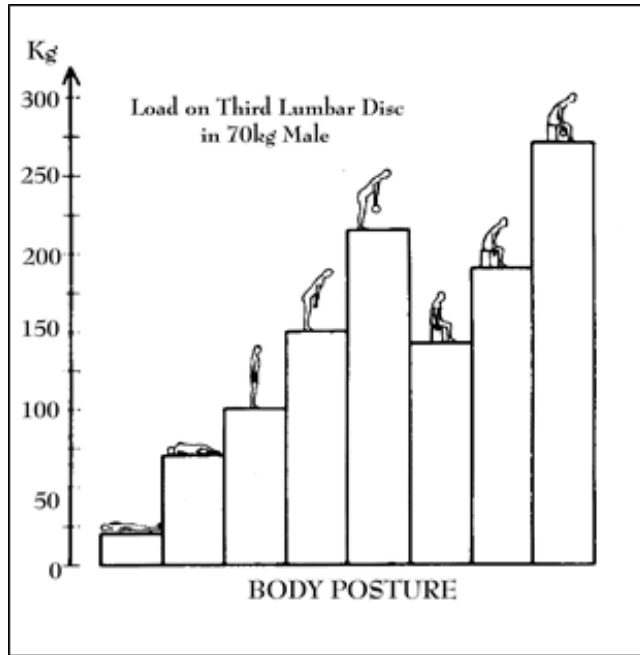
2.4.3. İdeal Oturma Postürü

Vücudun oturma pozisyonunda iyi bir şekilde hizalanmasını sağlamak, duruşla ilgili problemlerle ilişkili ağrıyı azaltabilir, hatta önleyebilir. Oturma postüründe kaslar, ayakta durmaya göre daha gevşek durumdadır. Oturma kalçaların, uylukların ve ayakların destek yüzeyi ile temasını içeren orta düzeyde destek tabanına sahip stabil bir duruşdur. Servikal, torasik ve lomber omurganın kasları, dik postürel kontrol ve core stabilitesinin korunmasında aktiftir (158, 159).

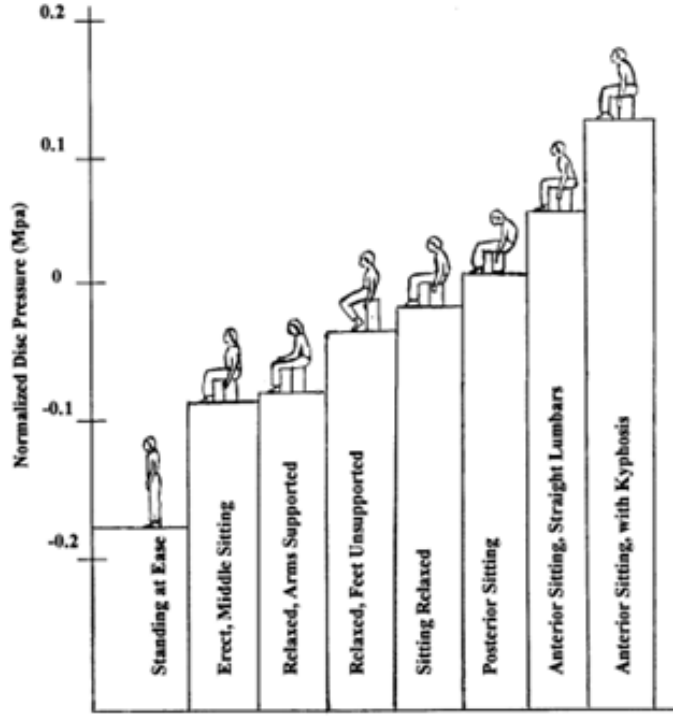
İdeal oturma postüründe; yerçekimi merkezi, tuber ischiadicum ve 11. torakal vertebranın hemen önünde uzanır. Otururken yükün büyük bir bölümü tüberositas ischii tarafından taşınır ve bu da tüm vücut ağırlığının ayakta durma postüründe olduğu gibi taşınmadığını gösterir (160). Fakat farklı postürlerde yerçekimi merkezinin geçtiği noktalar ve vücut ağırlığının dağılımı için literatürde eksiklikler vardır (16, 19, 25).

2.4.4. Farklı Oturma Postürlerinde İntervertebral Disk Basıncı

Oturma pozisyonunda disklere binen basıncın ayakta duruştan daha fazla olduğu kanıtlanmıştır. Sırt desteklendiğinde ise bu basınç azalmaktadır (Şekil 2.9) (160).



Şekil 2.9. Farklı postürlerde intervertebral disk basınç değişimi (161).



Şekil 2.10. Farklı oturma postürlerinde intervertebral diskin basınç değişimi (162-165)

Torakal ve lumbosakral bölge pozisyonları ile ilgili kas gruplarının aktivitesi ideal oturma postürünün sağlanabilmesi için çok önemlidir (166, 167). Oturma bölümünün fazla yüksek olması durumunda pelvise binen yük artar. Oturma bölümü yüksekliği bireye göre ayarlanmış bir sandalye ile bacaklar iyi desteklenir ve böylece stabil bir oturma sağlanmış olur. Omurgada intervertebral disklere binen yükün azaltılabilmesi için sandalyelerin oturma bölümlerinin öne doğru yaklaşık 15° eğimli olması gerekmektedir. Omurganın doğal eğriliklerinin korunabilmesi için sırt desteğinin önemi büyüktür (168). Sırt ve/veya bel desteği olmadan dik oturulduğu takdirde bireylerde lumbal lordozda artış ve anterior pelvik tilt oluşumu gözlenir. Gövdeyi sırt ve/veya bel desteğine yaslayarak arkaya doğru gevşek oturulduğunda ise lumbal lordozun düzleşmesiyle torakal kifozda artış ve posterior pelvik tilt oluşumu gözlemlenir (Şekil 2.10) (169).

2.4.5. Zayıf Oturma Postürünün Nedenleri Ve Etkileri

Kötü duruş "nötr omurga" dan uzun süreli sapmalar olarak tanımlanır (158). Genellikle kas dengesizliğinden kaynaklanır, yani bazı kaslar gerilir veya kısaltılırken diğerleri uzar ve zayıflar. Bugün, duruş sorunları, özellikle bilgisayar kullanımı ile

birlikte, sağlıksız sedanter davranışla ilgilidir. Uzun süre oturmak, pelvisi öne doğru çekerek kalça flexörlerinin kas aktivitesini bozar. Dahası, insanlar klavyelerinin üzerinden geçip başını ekrana doğru uzatmaya eğilimlidir, bu durum da yuvarlak omuzlara yol açar. Ek olarak, nötr omurgadan uzun süreli bir sapmada oturmak, vertebraları baskılayarak yaparak kas kramplarına, sinir blokajına ve kan akışının azalmasına neden olur. Bu da bel ağrısı ve bacak ağrısına yol açabilir. Bu nedenle, bu duruşları ele almanın bel ağrısını azaltmaya yardımcı olabileceğine dair kanıtlar vardır (170).

Postüre etki eden faktörler:

- Kemikler,
- Ligament laksitesi,
- Fasya veya kas-tendon gerginliği,
- Kas tonusu,
- Pelvik açı,
- Eklem pozisyonu ve mobilite,
- Nörojenik afferent ve efferentler (171).

Ancak zayıf postür için başka birçok neden vardır: İnsanlar alışkanlık haline gelebilecek vücut pozisyonlarını değiştirerek ağrının üstesinden gelme eğiliminde olduğu için ağrı veya geçmiş yaralanmalar zayıf postüre neden olabilir. Fazla kilo, vücudun ağrılık merkezini değiştirdiğinden bu durumukolaylaştırabilir. Genetik yatkınlık, düşük beslenme durumu, doğru duruş konusunda farkındalık eksikliği, zayıf çekirdek stabilitesi ve hatta yüksek topuklu ayakkabı giymek kötü postürün olası nedenlerindedir. Dahası, zayıf postür uzun zamandır çeşitli psikolojik konular, olumsuz duygular, stres duyguları ve motivasyon eksikliği ile ilişkilendirilmektedir (172). Bunlar zayıf postürün hem nedenleri hem de etkileri olabilir. Deneysel olarak dik, fiziksel duruşa göre yığılmış olarak yerleştirilen katılımcılar, standart öğrenilmiş çaresizlik görevinde önemli ölçüde daha az kalıcılık gösterdiler ve kendilerini stres seviyelerinde daha yüksek olarak derecelendirdiler (173). Ayrıca başkaları tarafından daha depresif ve çaresiz olarak algılanıyorlardı. Depresif atakları olan hastalar kifoza belirgin bir artış gösterdi ve bu da remiyon sırasında azaldı. Kifoz, kasları etkiler, ön toraks (interkostal) kasların, torakstan kaynaklanan üst ekstremitte kaslarının (küçük ve majör pektoralis, latissimus dorsi ve ön serratus kasları) ve servikal omurga kaslarının (levator skapula ve trapezius kasları) esnekliğini azaltır (174).

Küçük yaşlarda başlanan sporun içeriği ve postüral düzeltmeleri içeren çalışmaların sonucunda oluşan postür alışkanlığı postürü etkilemektedir. Tek taraflı yapılan antrenmanlarda fiziksel yapının asimetrisine yol açabilmektedir. Postür ve performans arasında anlamlı bir ilişkinin olduğu bildirilmiştir (149, 175).

Kültürel faktörle de postürü etkilemektedir. Örneğin, dua ederken yapılan çömelme, ayakta durma, öne eğilme gibi dinsel faktörler de postürü etkiler. Ayakta duruş postürünü etkileyen oturma postürü de kültürlere göre farklılık gösterir (160, 176).

2.4.6. Oturma Postüründe Algılanan Rahatsızlık Hissi

Rahatsızlık hissi, algılanan gerilim, kas yorgunluğu, uyuşma ve ağrı hissi gibi belirtileri ifade eder (11, 177). Ayrıca oturma postüründe rahatsızlık, kas-iskelet sistemine uygulanan biyomekanik yük ile ilgili erken bir ağrı algısını yansıtabilir (178). Rahatsızlığın çoğunlukla kalça, boyun ve belde meydana geldiği bildirilmiştir (10, 179). Bel bölgesindeki rahatsızlığın, oturma pozisyonundaki genel rahatsızlığın artmasının ana nedeni olduğu bildirilmektedir (179). Çalışmalar, oturmadaki rahatsızlık hissini bel ağrısının gelişimi için bir risk faktörü ve öngörücüsü olabileceğini öne sürmüştür (180, 181, 182). Böylece, uzun süreli oturma ile ilgili rahatsızlık ve ağrı arasındaki geçişin önemli yönlerini ortaya çıkarır. Ayrıca otururken kötü postüre maruz kalan meslek gruplarında lumbal ağrı gelişme riski oldukça yüksektir (183).

Uzun süreli oturmalarda artan rahatsızlık artmış kas yorgunluğuna (184), intervertebral disk beslenmesinde azalmaya (185), kaslarda kan akışındaki azalmaya (186) ve postüral değişikliklere (179, 187, 188) ve ağırlık merkezinin yer değiştirmesine (162) bağlanmıştır. Masa başında çalışma sırasında oluşan rahatsızlık ile postüral değişikliklerin sıklığı arasında pozitif bir ilişki olduğu bildirilmiştir (188).

Öne eğik postürde uzun süre oturmak, sırtta dik ve yığılmış postürlerde oturmaya kıyasla rahatsızlığı önemli ölçüde artırır. Öne eğik oturma duruşunda, pelvis öne doğru eğilir ve ağırlık merkezi iskiyal tüberozitelerin önünde bulunur. Oturma sırasında pelvisin öne doğru dönmesi veya gövdenin öne doğru eğilmesi sırt kas aktivitesini önemli ölçüde artırır (189, 190). Uzun süreli kas aktivasyonu lokalize kas gerginliğine, kas yorgunluğuna ve diğer yumuşak doku hasarına yol açabilir. Paraspinal kas yorgunluğu, omurgaya kas desteğini azaltır, motor koordinasyon ve kontrol bozukluğunun yanı sıra bağlar ve intervertebral diskler üzerinde artan mekanik strese neden olur (186, 191). Ek olarak, 15 derecelik gövde fleksiyonunda vertebral cisim üzerindeki yük yaklaşık % 48 artar (179, 192) pelvisin anterior rotasyonunun ve artmış lomber lordozun, lumbal

bölgedeki ağrı ile ilişkili olduğunu bildirmiştir. En yüksek bel rahatsızlığının öne eğik duruşla, ardından dik ve yığılmış oturma duruşlarıyla meydana geldiği bildirilmiştir. Öne eğik oturma postürü artmış iliocostalis lumborum ve lumbal multifidus kas aktivitesi ile ilişkilidir ve dik oturma postürü artmış internal oblik, transversus abdominis ve iliocostalis lumborum kas aktivitesi ile ilişkilidir. Dik oturma postürü genellikle uzun süre oturarak geçiren bireylerde lumbal ağrı gelişimini önlemek için uygun bir oturma pozisyonudur (193).

2.4.8. Vertebral Kolonun Postür Bozuklukları

Torasik kifoz: Vertebral kolonun fizyolojik sınırlar dışında sagittal planda posteriora deviasyonudur. Torasik kifoz artışı göğüs kafesindeki genişlemeyi ve omuzdaki hareketleri de azaltır (37, 194).

Skolyoz: Skolyoz frontal planda lateral deviasyon, transvers planda vertebral rotasyon ve sagittal planda hiperlordoz, hipolordoz, hiperkifoz veya hipokifozdan oluşan vertebral kolonun üç boyutlu deformitesidir (37, 195).

i. Fonksiyonel skolyoz: Vertebralarda rotasyon yoktur, lateral fleksiyon vardır. Sırtüstü, yüzükoyun gibi bazı durumlarda, aktif veya pasif hareketlerde eğrilik düzelebilir.

ii. Yapısal skolyoz: Vertebraların lateral fleksiyonu ve rotasyonu göğüs kafesinde bulunan kemiklerde asimetriye neden olur. Vertebraların korpusları konveks, prosesus spinozuları konkav tarafa rotasyon yapar. En fazla rotasyon apeksdedir. Rotasyon eklem yapan kostaları etkiler ve konveks taraf arkada, konkav taraf önde olmak üzere bir gibozite oluşturur (149).

Artmış lordoz: Normal sınırlarda kabul edilen konveks lumbal eğriliğin artışıdır. Artmış lordoz durumu bireylerin kaslarında düzensiz duruş ve/veya artmış karın hacmine, abdominal ve gluteal kaslarda zayıflığa, iliopsoas ve spinal ekstansör kaslarda gerginliğe sebebiyet verebilmektedir (149).

Kifolordotik postür: Lumbal lordoz ve torakal kifoz durumlarının birlikte görülmesiyle karakterizedir. Kifolordotik postürde servikal vertebralar hiperekstansiyonda ve baş anteriordadır. Dorsal kifoz ve lumbal lordozda artış gözlenirken skapula abduksiyondadır. Pelviste anterior pelvik tilt ve kalça ekleminde fleksiyon gözlenir. Diz eklemi hafifçe hiperekstansiyonda ve ayak bileği hafif plantar fleksiyondadır (194).

Düz Sırt Postürü: Bu postürde servikal vertebralar ekstansiyonda ve baş anteriordadır. İnferiyor torakal vertebralarda düzleşmeler meydana gelmiş ve süperiyot torasik vertebraların fleksiyonu artmıştır. Lumbal lordoz azalmalar meydana gelmiş ve pelvis posterior pelvik tilttedir. Kalça ve diz eklemleri ekstansiyonda, ayak bileği hafifce plantar fleksiyondadır (149).

Yuvarlak sırt postürü: Bu psotürde servikal vertebralar hafif ekstansiyonda ve baş anteriordadır. Lumbal lordozda düzleşme meydana gelmişken torakal vertebraların fleksiyonunda artış vardır. Pelvis posterior pelvik tilttedir. Kalça eklemının pelvisin anterioruna yer değiştirmesi nedeniyle kalça hiperekstansiyondadır. Dizler hiperekstansiyonda ve ayak bileği nötral pozisyondadır (194) .

Düşük omuz: Uzun süre masa başında aynı pozisyonda çalışanlarda, bilgisayar kullananlarda, el işi yapanlarda omuzlarda düşme ve boynun anteriora tiltidir (149).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Bireyler

Bu çalışma sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının rahatsızlık hissi, ağırlık aktarımı ve postür üzerine biyomekanik etkilerini değerlendirmek amacıyla, Haziran 2019-Aralık 2019 tarihleri arasında İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Uygulama Laboratuvarında yapıldı. Çalışma ön test-son test ölçümünü içeren altı gruplu prospektif, randomize deneysel bir çalışma olarak planlandı.

Araştırmanın yapılabilmesi için İnönü Üniversitesi Malatya Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 2019/295 numarası ile izlenen çalışmamız, 30.07.2019 tarihinde değerlendirilmiş olup, tıbbi etik açısından uygun bulunmuşdu (EK 2). Araştırmaya katılan sağlıklı gönüllü bireyler araştırmanın amacı, süresi ve kapsamı hakkında bilgilendirilmiş, araştırmaya katılımın gönüllü olduğu açıklanarak katılımcılardan yazılı onam alındı (EK 3).

Araştırmanın evrenini veri toplama tarihleri arasında 18-25 yaş arası sağlıklı gönüllüler oluşturdu. Araştırmaya katılmayı kabul eden ve dahil edilme kriterlerini sağlayan sağlıklı gönüllüler ilgili evrenden olasılıklı basit rastlantısal örnekleme yöntemiyle seçildi. Basit rastgele örnekleme yöntemi için üniversitemizdeki öğrenciler yoklama listeleri aracılığıyla listelendi, dahil edilme kriterlerini karşılayan bireyler numaralandırılıp ve rastgele sayılar tablosu kullanılarak, örnekleme girecek bireyler seçildi. Çalışmayı yarıda bırakan (değerlendirmeler uzun sürdüğü için) 5 birey, hamstring kısırlığı sebebiyle de dışlanan 18 birey oldu. Rastgele sayılar tablosuna göre örneklem sayımız kadar dahil edilme kriterlerimize uyan kişiye ulaşana kadar birey alındı.

Yapılan örneklem büyüklüğü analizinde $\alpha=0.05$ ve $1-\beta$ (güç)=0.80 ile sağlıklı bireylerde farklı iki oturma pozisyonunda lumbal açılar (düz postür: 1.5 ± 5.2 derece; geniş lordotik postür: 9.2 ± 12.4 derece) arasındaki farkın 7.7 olduğu varsayıldığında (16) en az 24 deneğin alınması gerektiği hesaplandı. Örneklem büyüklüğünün hesaplanmasında NCSS PASS 11 programı kullanıldı (196). Araştırmaya dahil edilme kriterlerini sağlayan toplam 30 birey alındı.

Araştırmaya Dahil Edilme Kriterleri;

- 18-25 yaş arası,
- Daha önce herhangi bir kas-iskelet sistemi cerrahisi olmayan,
- İstirahatte kas-iskelet sistemi problemi ve ağrıları olmayan,
- Herhangi bir nörolojik problemi ve ortopedik deformitesi/problemi olmayan,
- Gönüllü olarak çalışmaya dahil olmak isteyen,
- Oturmada denge problemi olmayan,
- EK 4’de belirtilen normal eklem hareketleri tam olan,
- Kendilerinden aydınlatılmış onam alınan bireyler,

Dışlanma Kriterleri;

- Gastrocnemius ve Hamstring kas kısalığı olan,
- Çalışmaya katılmayı reddeden,
- İletişime kapalı olan bireyler,

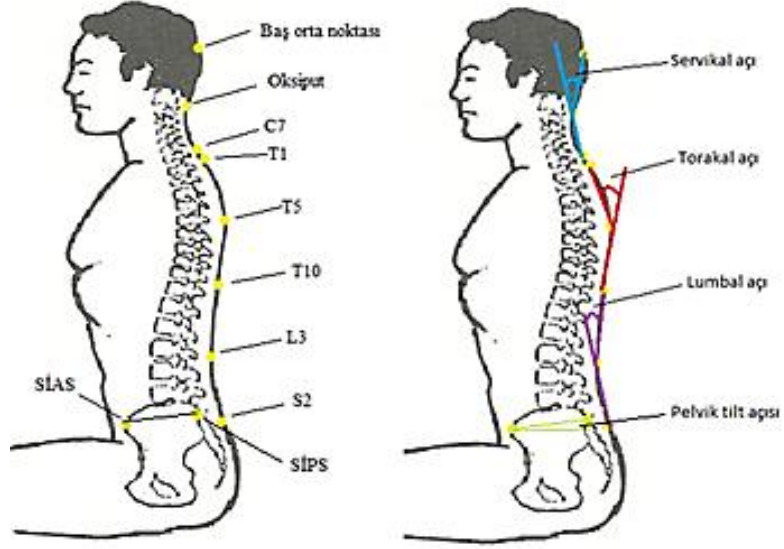
3.2. Yöntem

Çalışma başlamadan otururken en çok kullanılan ayak pozisyonlarını belirlemek amacıyla yaptığımız anketimize 50 kişi katılmış ve “otururken en sık kullandığınız ayak pozisyonu hangisidir?” sorumuza, bireylerin % 8’i her iki ayak simetrik, % 6’sı her iki ayak simetrik-rampalı, % 17’si sağ ayak önde, % 13’ü sol ayak önde, % 32’si çapraz bacaklı iken-sağ bacak üstte, % 20’si çapraz bacaklı iken-sol bacak üstte ve % 4’ü de diğer ayak pozisyonunlarını gün içinde otururken tercih ettiklerini belirtmişlerdir.

Çalışmaya başlamadan önce bireylerden spor ayakkabısı giymeleri ve yorgunluğun ve sıcaklığın postürü ve rahatsızlık hissini etkilememesi için 30 dakika dinlenmiş olmaları istendi ve oda sıcaklığı vücut sıcaklığına ayarlandı. Test sırasında ayak pozisyonundaki değişimlere izin verilmedi.

1. 18-25 yaş arası gönüllü bireylerin demografik bilgileri alındıktan sonra;







- Kas kuvveti, postür ve core kuvveti değerlendirildi.
- Baş orta noktası, C7, T1, T5, T10, L3 ve S2, vertebralarının prosesus spinosusları, SİPS ve SİAS markerlarla işaretlendi (Şekil 3.1).

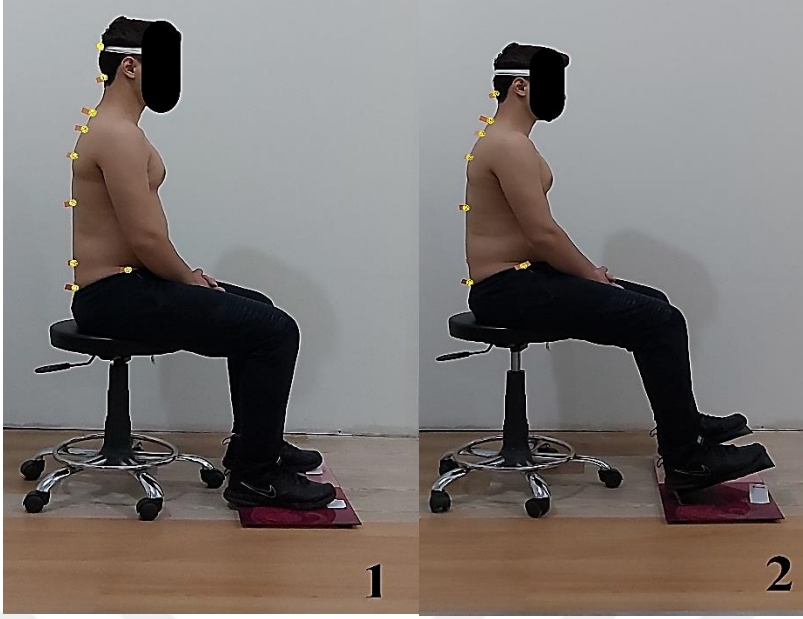


şekil 3.1. Markerların lateral görünümü

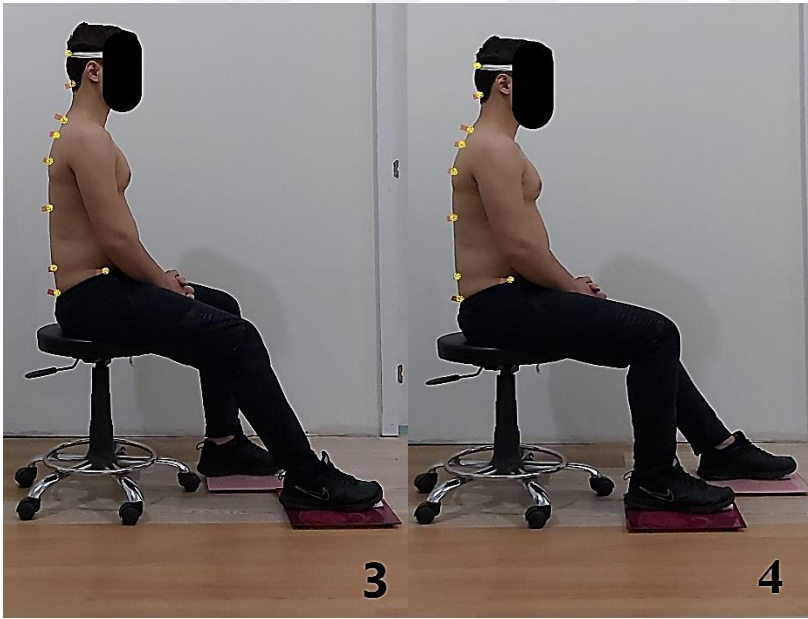
2. Tablo 3.1’de belirtilen ölçülecek pozisyon için birey hazırlandı. Ayak/lar altına dijital basküller yerleştirildi.

Tablo 3.1. Ayak pozisyonları

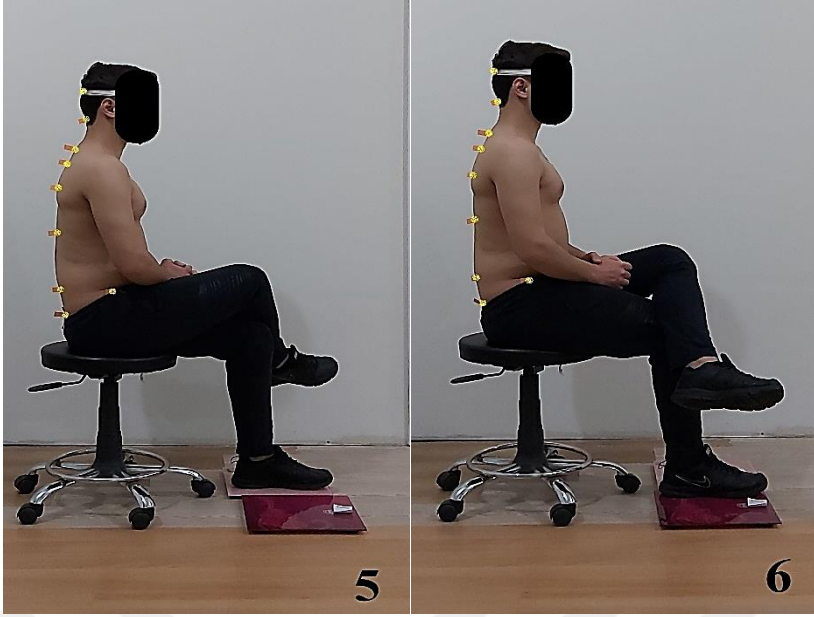
1. Her iki ayak simetrik 	Her iki diz 90 derece fleksiyonda, her iki ayak 90 derece simetrik olarak yan yana ve omuz genişliğinde açık, ayak tabanları yerle tam temas halinde (Şekil 3.2)
2. Her iki ayak simetrik-rampalı 	Her iki ayak simetrik pozisyonda yan yana, omuz genişliğinde açık ve ayaklar altında ayak bileği eklem açısı 90 derece olacak şekilde eğimli, ayak tabanında rampa mevcut (Şekil 3.2)
3. Sağ Ayak Önde 	Sol diz 90 derece fleksiyonda, ayaklar omuz genişliğinde açık, sağ ayağın kalkaneusu sol ayağın 3. parmak hizasında önde, ayaklar yerle tam temas halinde (Şekil 3.3)
4. Sol Ayak Önde 	Sağ diz 90 derece fleksiyonda, ayaklar omuz genişliğinde açık, sol ayağın kalkaneusu sağ ayağın 3. parmak hizasında önde, ayaklar yerle tam temas halinde (Şekil 3.3)
5. Çapraz bacaklı iken- Sağ Üstte 	Sol diz 90 derece fleksiyonda, sol ayak yerle tam temas halinde ve sağ bacak sol bacağın üstünde (Şekil 3.4)
6. Çapraz bacaklı iken- Sol Üstte 	Sağ diz 90 derece fleksiyonda, Sağ ayak yerle tam temas halinde ve sol bacak sağ bacağın üstünde (Şekil 3.4)



Şekil 3.2. Her iki ayak simetrik (1), Her iki ayak simetrik- rampalı (2)



Şekil 3.3. Sağ ayak önde (3), Sol ayak önde (4)



Şekil 3.4. Çapraz bacaklı-sağ üstte (5), Çapraz bacaklı-sol üstte (6)

3. Bireylerden 1. ölçüm için omurga ve başları dik bir pozisyonda oturmaya başlamaları istendi ve sırasıyla;

- Bireyler yüksekliği ayarlanabilir, sırt desteği olmayan tabureye diz eklemleri 90 derece olacak şekilde oturtuldu.
- Öne ve yana modifiye fonksiyonel uzanma testi yapıldı.
- Basküllere aktarılan yükler fizyoterapist tarafından kaydedildi.
- Kronometre açılarak 30 dakikalık bekleme süresi başlatıldı.
- Omurga ve pelvik tilt açısını ölçmek amacıyla, lateralden bireylerin görüntüsü kaydedildi.
- i. İlk saniyelerde bireyden;
 - Rahatsızlık hissettiği anatomik bölgeyi,
 - Rahatsızlık derecesini, söylemesi istendi ve fizyoterapist tarafından rahatsızlık hissi ölçeğine kaydedildi.
- ii. Eğer başlangıç değerlendirmesinde rahatsızlık mevcut ise; Bekleme süresinde,
 - Rahatsızlığının arttığı anı,
 - Rahatsızlık hissettiği anatomik bölgeleri,
 - Rahatsızlık derecesini, söylemesi istendi ve fizyoterapist tarafından kaydedildi.
- iii. Eğer başlangıç değerlendirmesinde rahatsızlık mevcut değil ise; Bekleme süresinde,
 - Rahatsızlık hissettiği ilk anı,

- Rahatsızlık hissettiği anatomik bölgeleri,
- Rahatsızlık derecesini, söylemesi istendi ve fizyoterapist tarafından kaydedildi.

4. Otuzuncu dakikada (2. Ölçüm) sırasıyla;

- Omurganın ve pelvik tilt açısını ölçmek amacıyla, lateralden bireylerin görüntüsü kaydedildi.
- Ağırlık aktarımı kaydedildi.
- Bireylerin rahatsızlık hissettiği anatomik bölgeler ve rahatsızlık dereceleri fizyoterapist tarafından kaydedildi.
- Öne ve yana fonksiyonel uzanma testleri yapıldı.

5. Tüm ayak pozisyonları için aynı işlemler tekrarlandı ve her ayak pozisyonu arasında yorgunluğun ölçümleri etkilememesi için 2 saatlik molalar verildi.

3.3. Değerlendirme

3.3.1. Bireylerin Demografik Özellikleri

Bekleme süresi başlamadan test başında bireylerin, yaşları (yıl), boy uzunlukları (cm), vücut ağırlıkları (kg), dominant ekstremitesi kaydedildi. Vücut kütle indeksi (VKİ); vücut ağırlığı/ boy² (kg/m²) formülünden hesaplandı.

3.3.2. Postür Değerlendirilmesi

Postür bekleme süresi başlamadan anterior, posterior ve lateral görünümünden çekül hattı ile Tablo 3.2 üzerinden değerlendirildi (197).

Tablo 3.2. Postür değerlendirmesi

BAŞ		OMURGA	
Baş orta hatta normal	<input type="checkbox"/>	Normal	<input type="checkbox"/>
Baş önde	<input type="checkbox"/>	Torakal kifozda artma	<input type="checkbox"/>
Baş arkada	<input type="checkbox"/>	Flatback	<input type="checkbox"/>
Baş sağa eğik	<input type="checkbox"/>	Lumbal lordozda düzleşme	<input type="checkbox"/>
Baş sola eğik	<input type="checkbox"/>	Hiperlordoz	<input type="checkbox"/>
		Skolyoz	<input type="checkbox"/>
GÖĖÜŐ		BACAKLAR	
Normal	<input type="checkbox"/>	Normal	<input type="checkbox"/>
Huni	<input type="checkbox"/>	Genu varum	<input type="checkbox"/>
Fıçı	<input type="checkbox"/>	Genu valgum	<input type="checkbox"/>
Güvercin	<input type="checkbox"/>	Genu rekurvatum	<input type="checkbox"/>
Harrison oluğu	<input type="checkbox"/>	Tibial torsiyon	<input type="checkbox"/>
OMUZLAR		BACAK UZUNLUKLARI	
Normal	<input type="checkbox"/>	Eşit	<input type="checkbox"/>
Sağ-yüksek	<input type="checkbox"/>	Farklı	<input type="checkbox"/>
Sol-yüksek	<input type="checkbox"/>		
Sağ-düşük	<input type="checkbox"/>		
Sol-düşük	<input type="checkbox"/>		
Yuvarlak omuz	<input type="checkbox"/>		
SKAPULA		AYAKLAR	
Normal	<input type="checkbox"/>	Normal	<input type="checkbox"/>
Abdukte	<input type="checkbox"/>	Morton ayak	<input type="checkbox"/>
Kanat skapula	<input type="checkbox"/>	Halluks valgus	<input type="checkbox"/>
		Çekiç parmak	<input type="checkbox"/>

3.3.3. Kas Kuvveti Değerlendirmesi

Manuel kas testi sonucu 0-5 puan arasında ifade edilir. Dr. Robert W. 1917 yılında test yöntemini açıklamıştır (198, 199).

Kas kuvveti ölçümü; bireylerin kalça kas gruplarına manuel kas testi yöntemi ile aynı fizyoterapist tarafından yapılmıştır. Bekleme süresi başlamadan kas testinde, kişi başlangıç pozisyonuna yerleştirilerek, hareketi yapması istendi ve manuel olarak ölçümü yapıldı.

3.3.4. Core Kuvveti Değerlendirmesi

Plank hareketi ile değerlendirildi. Literatürde plank, crunc, çakı, makas, çapraz kol çapraz bacak, çift bacak yukarı kaldırma ve topuğa değeme testleri core kuvvetini değerlendirmek için güvenilirliği olan testler olarak belirlenmiştir (200). Özellikle plank hareketinin kor bölgesinin kuvvetini belirlemek için güvenilir ve geçerliliği en yüksek test olarak kullanılması önerilmektedir. Plank hareketi, tüm abdominal kasları çalıştırır. Bunun dışında servikal, torakal, lumbal, pektoral bölge ve bacak kaslarının çalışmasını sağlar. Dirsekler yerle temas halindedir, ayak parmak ucu yardımıyla tüm vücut dengede tutulmaya çalışılır ve baş karşıya bakar (200).

Bekleme süresi başlamadan bireylere plank hareketi öğretilmiş ve plank hareketini sürdürebilme saniyeleri ölçüldü. Katılımcılar hareketi sonlandırana dek beklenmiştir.

3.3.5. Öne ve Yana Uzanma Mesafesinin Değerlendirmesi

Modifiye Fonksiyonel Uzanma Testi oturma pozisyonunda ileriye ve yanlara (sağa ve sola) uzanma mesafesini değerlendirmektedir. Hastadan oturma pozisyonunda, öne ve yanlara (sağa ve sola) doğru kolunu 90 derece kaldırması ve pelvisini kaldırmadan uzanabildiği kadar uzağa uzanması istenir (201).

Sağlıklı gönüllülerden Tablo 3.1'deki ayak pozisyonlarının tümünde bekleme süresi başlamadan ve bekleme süresi bitiminde (30. Dakika), dominant kolun 90 derece kaldırılması istendi ve o nokta işaretlendi; daha sonra bireylerden o tarafa yana uzanmaları istendi, işaretlendi; orta parmak ile uzanılan ilk-son nokta arasındaki mesafe mezura ile ölçüldü. Öne uzanmada ise bireyin dominant elini 90 derece fleksiyona getirerek, öne doğru uzanması istendi. Orta parmak ile uzanılan ilk-son nokta arasındaki mesafe mezura ile ölçüldü.

3.3.6. Ağırlık Aktarımı Değerlendirmesi

Oturmada ayaklara aktarılan yük, ayaklar altına yerleştirilen 2 eş dijital tartı ile değerlendirildi.

Tablo 3.1’de belirtilen,

- 1. ve 2. ayak pozisyonunda 2 dijital tartı yan yana getirilip hasta destek alanını ortalayacak şekilde dijital tartılar ayaklar altına yerleştirildi.

- 3. ayak pozisyonunda sağ ayak önde olduğu için sağ dijital tartı öne getirildi.

- 4. ayak pozisyonunda sol ayak önde olduğu için sol dijital tartı öne getirildi.

- 5. ve 6. ayak pozisyonları bir bacak üstte olduğu için tek tartı kullanılarak değerlendirildi.

Tablo 3.1’deki 6 ayak pozisyonunun tümünün testinin başladığı saniyede ve 30. dakikada gösterge ekranından okunan değer o ayağa verilen yük olarak kaydedildi. Tüm ayak pozisyonlarında ağırlık değerini etkilememesi için ayakkabının ağırlığı ve 2. ayak pozisyonundaki rampanın ağırlığı çıkarıldı. Tartıların gösterge ekranı kapatılarak değerlendirme sırasında bireyin istemli olarak ağırlık vermesi önleni (202).



Şekil 3.5. Her iki ayak simetrik pozisyonda ağırlık aktarımı ölçümü

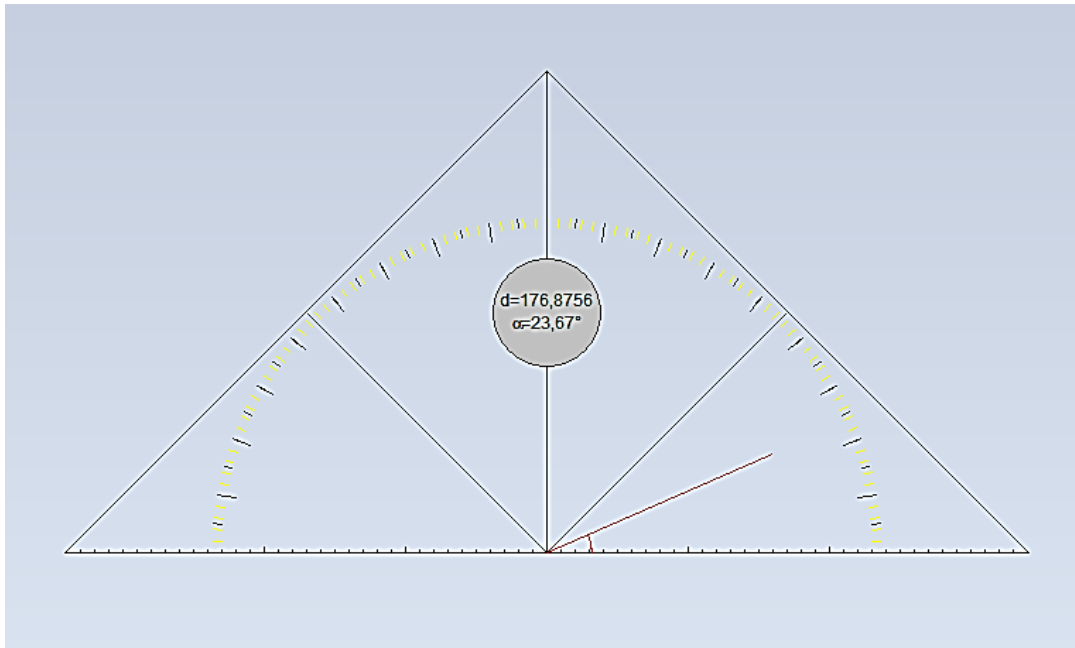
3.3.7. Omurga Açılarının ve Pelvik Tilt Açısının Değerlendirmesi

Şekil 3.1’de belirtilen markerlar üzerinden belirlenen servikal açı, torakal açı, lumbal açı ve pelvik tilt açısı ‘MB-RULER’ açı ölçer programı (Şekil 3.6) ile fotoğraflar üzerinden ölçüldü. Oksiput, C7, T1, T5, T10, L3 ve S2 vertebralarının prosesus spinozuslarını tanımlamak ve markerları yerleştirmek için manuel palpasyon kullanıldı. Omurga eğrileri sagittal açılarla temsil edildi (16, 203).

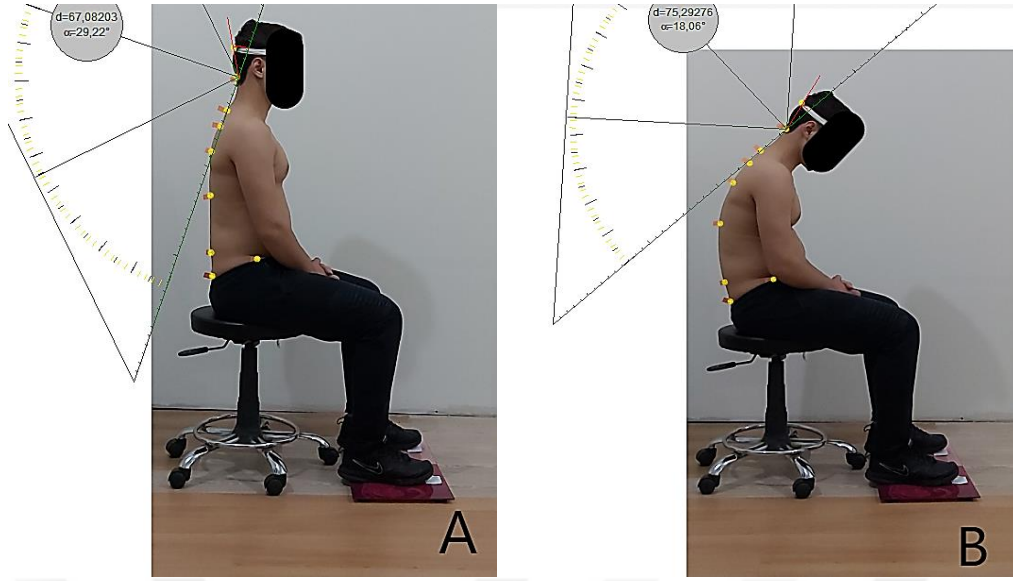
- 1) Baş orta noktası – oksiput - C7 arasında kalan açı: Servikal açı
- 2) T1 - T5 - T10: torakal açı.
- 3) T10 - L3 - S2: lumbal açı (16)
- 4) SİAS ve SİPS’i birleştiren doğrunun yere paralel düzlem ile yaptığı açılışma da pelvik tilt açısı olarak belirlendi (204).

T10’un, faset eklem oryantasyonundaki değişime (205) dayanarak torasik ve lumbal eğriler arasındaki sınır olarak seçildi.

Tablo 3.1’de belirtilen 6 ayak pozisyonlarının tümünde lateralden torakal 12 vertebra hizasından, 250 cm uzaklıktan, yere dik (hiçbir açılışma yok) olarak sabitlenmiş fotoğraf makinesi ile markerlar belirli şekilde, bekleme süresinin başlangıcında ve 30. dakikasında bireylerin görüntüleri alındı. Daha sonra bu görüntüler bilgisayar ortamına aktarıldı ve açılar ölçüldü (Şekil 3.7).



Şekil 3.6. MB-Ruler açıölçer programının ekran görüntüsü



Şekil 3.7. MB-Ruler programı ile servikal açının başlangıçta (A) ve 30. dakikada (B) ölçümü

3.3.8. Rahatsızlık Hissi Değerlendirmesi

Bireylerin bekleme süresinin başında ve sonunda rahatsızlık hissini değerlendirmek amacıyla, Corlett ve Bishop Rahatsızlık Ölçeği kullanıldı. Rahatsızlık skorları, bir vücut haritası ve 0 ile 10 arası skorlanan sayısal derecelendirme ölçeği (NRS) kullanılarak toplanmıştır. Bu yöntem, vücudu omuz, kol, sırt, kalça, bacak gibi birçok parçaya bölmektedir. Vücut boyun, sırt, bel, sağ/sol kalça, sol kalça, sağ/sol diz sağ/sol ayak bileği olarak belirlendi. Güvenilir verilerin elde edilebilmesi için skalanın özellikle uç noktaları bireylere tekrar tekrar açıklandı. (206, 207) (0:rahatsızlığım yok, 10:maksimum, dayanılmayacak kadar çok rahatsızlığı ifade ettiği açıklandı).

- 1) Bireylerden bekleme süresi başlamadan hissettikleri rahatsızlık derecelerini ve rahatsızlık hissettikleri anatomik bölgeyi söylemeleri istendi ve fizyoterapist tarafından rahatsızlık hissi değerlendirme ölçeğine kaydedildi.
- 2) Başlangıçta rahatsızlık hissi değeri sıfır olan bireyler için bekleme süresi içerisinde rahatsızlık duyduğu ilk anı, derecesini ve rahatsızlık hissettikleri anatomik bölgeyi, rahatsızlık hissi sıfır olmayan bireyler için rahatsızlık hissini arttığı ilk anı, derecesini ve rahatsızlık hissettikleri anatomik bölgeyi söylemeleri istendi. Fizyoterapist tarafından rahatsızlık hissi değerlendirme ölçeğine kaydedildi.

- 3) Bireylerden bekleme süresi bitiminde de (30. Dakika) rahatsızlık hissettikleri anatomik bölgeleri ve rahatsızlık derecelerini söylemeleri istendi. Fizyoterapist tarafından rahatsızlık hissi değerlendirme ölçeğine kaydedildi.

3.4. İstatistiksel Analiz

Araştırmada elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 25.0 programı kullanılarak analiz edilmiştir. Verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotlar (sayı, yüzde, ortalama, standart sapma) kullanılmıştır.

Yapılan analizlerde verilerin bazıları normal dağılıma uygun, bazıları ise uygun bulunmamıştır. Normal dağılıma uygunluk Q-Q Plot çizimi ile incelenebilir (208). Ayrıca, kullanılan verilerin normal dağılım göstermesi çarpıklık ve basıklık değerlerinin ± 3 arasında olmasına bağlıdır (209). Aykırı değerler, hata varyansının değerini arttırdığından istatistiksel testlerin güçleri üzerinde de etkili olmaktadır. Bu nedenle istatistiksel testlerden önce aykırı değerlerin incelenen veri setlerinde mevcut olup olmadığına bakılmıştır.

Normal dağılıma sahip veriler için istatistik değerlendirmelerde parametrik testler kullanılmıştır. Normal dağılıma sahip verilerde niceliksel verilerin karşılaştırılmasında iki bağımsız grup arasındaki farkı bağımsız t testi, ikiden fazla karşılaştırılmada ise tek yönlü varyans analizi kullanılmıştır. 0. Dakika ve 30. Dakika arasındaki bağımlı 2 grup arasındaki farkı bulmak için ise bağımlı t testi kullanılmıştır.

Normal dağılıma sahip olmayan veriler için istatistik değerlendirmelerde nonparametrik testler kullanılmıştır. Normal dağılıma sahip olmayan verilerde niceliksel verilerin karşılaştırılmasında ikiden fazla karşılaştırılmasında Kruskal Wallis analizi kullanılmıştır. 0. Dakika ve 30. Dakika arasındaki bağımlı 2 grup arasındaki farkı bulmak için ise Wilcoxon testi kullanılmıştır.

İki sürekli değişken arasındaki ilişkiyi test etmek için ise korelasyon analizi uygulanmıştır. Korelasyon katsayısı, "r" ile gösterilir ve iki değişken arasındaki doğrusal ilişkinin kuvvetinin bir ölçüsüdür. Korelasyon katsayısı, tanımı gereği teorik olarak +1 veya -1 son değerleri de dahil olmak üzere +1 ile -1 arasındaki herhangi bir değeri alabilir. Aşağıdaki noktalar korelasyon katsayısını yorumlamak için kabul edilen kurallardır (210):

- a. 0, doğrusal bir ilişki olmadığını gösterir.

- b. 1, mükemmel bir pozitif doğrusal ilişkiyi gösterir. Bir değişken değerlerinde arttıkça, diğer değişken de değerlerinde kesin bir doğrusal kuralla artar.
- c. -1 mükemmel bir negatif doğrusal ilişkiyi gösterir - bir değişken değerlerinde arttıkça, diğer değişken de değerlerinde kesin bir doğrusal kuralla azalır.
- d. 0 ile 0.3 arasındaki değerler (0 ile -0.3), zayıf bir pozitif (negatif) doğrusal ilişki olduğunu gösterir.
- e. 0.3 ve 0.7 (-0.3 ve -0.7) arasındaki değerler, orta derecede pozitif (negatif) bir doğrusal ilişki olduğunu gösterir.
- f. 0.7 ile 1.0 (-0.7 ve -1.0) arasındaki değerler, güçlü bir pozitif (negatif) doğrusal ilişki olduğunu gösterir.



4. BULGULAR

Sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının rahatsızlık hissi, ağırlık aktarımı ve postür üzerine biyomekanik etkilerini değerlendirmek amacıyla planlanan araştırma kapsamında toplam 30 sağlıklı birey incelendi. İncelenen tüm bireylerin yaş ortalaması 22.63 ± 2.14 (min:19-maks:25) yıl olup; % 43.3'ü (n=13) erkek, % 56.7'si (n=17) kadındı. Katılımcıların tamamının dominant ekstremitesi sağ tarafı (Tablo 4.1).

Bireylerin boy uzunlukları ve vücut ağırlıkları ölçülerek beden kütle indeksleri (BKİ) hesaplandı. Buna göre incelenen 30 bireyin BKİ ortalaması 21.89 ± 3.60 (min:16.53-maks:30.30) kg/m^2 ydi (Tablo 4.2).

Tanımlayıcı Bulgular

Araştırmaya katılan katılımcıların demografik özelliklerine göre dağılımları Tablo 4.1'de verilmiştir. Katılımcıların cinsiyetlerine göre dağılımları incelendiğinde, katılımcıların % 43.3'ünün erkek, % 56.7'sinin ise kadın olduğu görüldü. Katılımcıların % 100'ünün sağ tarafı baskındı (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Araştırmaya katılan katılımcıların demografik özelliklerine göre dağılımları

Değişkenler		n	%
Cinsiyet	Erkek	13	43.3
	Kadın	17	56.7
Baskın Ekstremit	Sağ	30	100.0
	Sol	0	0.0
Toplam		30	100.0

Katılımcıların demografik özellikleri Tablo 4.2'de verilmiştir. Araştırmaya katılan katılımcıların core kuvveti değerlendirilmesinin tanımlayıcı istatistikleri incelendiğinde, katılımcıların core kuvveti değerlendirilmesinin ortalaması 67.53 saniye, standart sapması ise 46.17'dir (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Araştırmaya katılan katılımcıların demografik özelliklerinin tanımlayıcı istatistikleri

	Min	Maks	\bar{X}	SS
Yaş	19	25	22.63	2.14
Boy (cm)	150.00	180.00	167.56	7.58
Kilo (kg)	43.00	96.00	61.73	13.54
BKİ (kg/m^2)	16.53	30.30	21.89	3.60
Core Kuvveti (sn)	12.00	200.00	67.53	46.17

min: minimum; maks: maksimum.

Postür, Kas Kuvveti ve Core Kuvveti Değerlendirmesi

Postür değerlendirmesine göre omurga ve pelvik açıların tüm ayak pozisyonlarında 0. dakikadaki değerlerinin ortalamalarını karşılaştırılmak için bağımsız t testi kullanıldı. Test sonucuna göre postür değerlendirmesine göre açıların 0. dakikadaki değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($p>0.05$).

Postür değerlendirmesinde ayak pozisyonlarına göre 0. dakikadaki belirlenen tüm vücut bölgelerinin rahatsızlık hislerinin ortalamalarının karşılaştırmak için bağımsız t testi uygulandı. Tüm ayak pozisyonlarında postüre göre 0. dakikadaki belirlenen vücut bölgeleri rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($p>0.05$).

Postür değerlendirmesine göre açıların tüm ayak pozisyonlarında 30. dakikadaki değerlerinin ortalamalarını karşılaştırılmak için bağımsız t testi kullanıldı. Test sonucuna göre tüm ayak pozisyonlarında katılımcıların baş postürlerine göre servikal açı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$). Baş postürü normal olan katılımcıların servikal açı puan ortalamalarının, başı önde olan katılımcılara göre daha fazla olduğu görülmektedir ($p<0.001$). Test sonucuna göre katılımcıların tüm ayak pozisyonlarında omuz postürlerine göre servikal açı puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$). Omuz postürü normal olan katılımcıların servikal açı puan ortalamasının, omuzu yuvarlak olan katılımcılara göre daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Postür değerlendirmesine göre servikal açının ayak pozisyonlarına göre 30. dakikadaki değerlerinin ortalamalarının karşılaştırılması

	Postür	Servikal açı			<i>t</i> değeri	<i>p</i>	
		n	X	SS			
Her iki ayak simetrik	Baş	Normal	21	38.10	3.59	4.893	0.000*
		Baş önde	9	29.30	6.25		
	Omuz	Normal	24	37.45	3.99	4.760	0.000*
		Yuvarlak	6	27.51	6.60		
Her iki ayak simetrik-rampalı	Baş	Normal	21	37.14	4.04	3.407	0.002*
		Baş önde	9	31.38	4.67		
	Omuz	Normal	24	36.27	4.13	3.286	0.003*
		Yuvarlak	6	30.27	4.90		
Sağ ayak önde	Baş	Normal	21	38.00	3.52	4.468	0.000*
		Baş önde	9	30.85	5.03		
	Omuz	Normal	24	37.50	3.77	4.512	0.000*
		Yuvarlak	6	39.36	4.88		
Sol ayak önde	Baş	Normal	21	37.87	3.51	4.460	0.000*
		Baş önde	9	30.83	4.90		
	Omuz	Normal	24	37.37	3.72	4.450	0.000*
		Yuvarlak	6	29.31	4.91		
Çapraz bacaklı-sağ üstte	Baş	Normal	21	37.87	3.57	5.005	0.000*
		Baş önde	9	29.76	5.09		
	Omuz	Normal	24	37.24	3.95	4.708	0.000*
		Yuvarlak	6	28.25	5.07		
Çapraz bacaklı-sol üstte	Baş	Normal	21	37.85	3.68	4.615	0.000*
		Baş önde	9	29.41	6.29		
	Omuz	Normal	24	37.22	4.03	4.515	0.000*
		Yuvarlak	6	27.68	6.72		

*p<0.05

Postür değerlendirmesinde ayak pozisyonlarına göre 30. dakikadaki boyun rahatsızlık hislerinin ortalamalarının karşılaştırmak için bağımsız t testi uygulandı. Ölçülen farklı ayak pozisyonlarında baş postürüne göre 30. dakikadaki boyun rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05). Tüm ayak pozisyonlarında başı önde olan katılımcıların boyun rahatsızlık hissini ortalamasının, başı normal olan katılımcılara göre daha fazla olduğu görüldü. Omuz durumu göre ayak pozisyonlarına göre 30. dakikadaki boyun rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05). Omuzu yuvarlak olan katılımcıların boyun rahatsızlık hissini ortalamasının, omuzu normal olan katılımcılara göre daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Postür değerlendirmesine göre ayak pozisyonuna göre 30. dakikadaki boyun rahatsızlık hislerinin ortalamalarının karşılaştırılması

	Postür	Boyun Rahatsızlık Hissi			<i>t</i> değeri	<i>p</i>	
		n	\bar{X}	SS			
Her iki ayak simetrik	Baş	Normal	21	4.04	1.74	-3.542	0.001*
		Baş önde	9	6.22	0.83		
	Omuz	Normal	24	4.16	1.63	-3.921	0.001*
		Yuvarlak	6	6.83	0.40		
Her iki ayak simetrik-rampalı	Baş	Normal	21	3.61	1.53	-3.236	0.003*
		Baş önde	9	5.55	1.42		
	Omuz	Normal	24	3.83	1.57	-2.252	0.017*
		Yuvarlak	6	5.66	1.63		
Sağ Ayak Önde	Baş	Normal	21	3.42	1.46	-3.940	0.000*
		Baş önde	9	5.77	1.56		
	Omuz	Normal	24	3.54	1.47	-4.605	0.000*
		Yuvarlak	6	6.50	1.04		
Sol Ayak Önde	Baş	Normal	21	3.38	1.46	-3.563	0.001*
		Baş önde	9	5.33	1.11		
	Omuz	Normal	24	3.45	1.35	-4.346	0.000*
		Yuvarlak	6	6.00	0.89		
Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	Baş	Normal	21	3.42	1.28	-2.346	0.026*
		Baş önde	9	4.66	1.41		
	Omuz	Normal	24	3.58	1.34	-3.722	0.009*
		Yuvarlak	6	4.66	1.50		
Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte	Baş	Normal	21	3.71	1.10	-3.842	0.001*
		Baş önde	9	5.55	1.42		
	Omuz	Normal	24	4.00	1.41	-2.117	0.043*
		Yuvarlak	6	5.33	1.21		

* $p < 0.05$

Kuvvet ölçümünde ayak pozisyonlarına göre 0. dakikadaki rahatsızlık hislerinin ortalamalarının karşılaştırmak için bağımsız t testi uygulandı. Boyun ekstansorleri, sırt ekstansorleri, abdominal kaslar ve gövde ekstansorleri kas kuvvetine göre ayak pozisyonlarının 0. dakikadaki rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($p > 0.05$).

Kuvvet ölçümüne göre açılarının her iki ayak simetrik pozisyonunda 30. dakikadaki değerlerinin ortalamalarını karşılaştırmak için bağımsız t testi kullanıldı. Katılımcıların boyun ekstansor kas kuvvetine göre servikal açı puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p < 0.05$). Boyun ekstansor kas kuvveti 5 olan katılımcıların servikal açı puan ortalamasının, boyun ekstansor kas kuvveti 4 olan katılımcılara göre daha fazla olduğu görüldü ($p < 0.05$). Katılımcıların sırt ekstansor kas kuvvetine göre torakal açı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p < 0.05$). Sırt ekstansor kas kuvveti 4 olan katılımcıların torakal açı puan

ortalamalarının, sırt ekstansör kas kuvveti 5 olan katılımcılara göre daha fazla olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Kuvvet ölçümüne göre açılarda her iki ayak simetrik pozisyonunda 30. dakikadaki değerlerinin ortalamalarının karşılaştırılması

		Kas kuvveti	Her iki ayak simetrik			<i>t</i> değeri	<i>p</i>
			n	\bar{X}	SS		
Servikal Açı	Boyun	4	14	32.09	6.74	-3.311	0.003*
	Extensörleri	5	16	38.41	3.36		
	Sırt	4	12	36.14	5.88	0.496	0.624
	Extensörleri	5	18	35.01	6.27		
	Abdominal	4	11	36.99	3.98	1.052	0.302
	Kaslar	5	19	34.58	6.91		
Gövde	4	20	34.55	6.89	-1.179	0.248	
Extensörleri	5	10	37.29	3.41			
Torakal Açı	Boyun	4	14	38.30	4.49	1.418	0.167
	Extensörleri	5	16	35.32	6.64		
	Sırt	4	12	39.83	4.15	2.607	0.014*
	Extensörleri	5	18	34.64	5.98		
	Abdominal	4	11	38.23	3.06	1.083	0.288
	Kaslar	5	19	35.85	6.90		
Gövde	4	20	37.00	6.34	0.373	0.712	
Extensörleri	5	10	36.14	4.97			

* $p<0.05$

Kuvvet ölçümüne göre 30. dakikadaki boyun rahatsızlık hislerinin ortalamalarını karşılaştırmak için bağımsız t testi kullanıldı. Test sonucuna göre, ayak pozisyonlarının boyun ekstansörleri kas kuvvetine göre boyun rahatsızlık hissi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$). Boyun ekstansör kas kuvveti 4 olan katılımcıların boyun rahatsızlık hissini ortalamasının, boyun ekstansör kas kuvveti 5 olan katılımcılara göre daha fazla olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Kuvvet ölçümüne göre ayak pozisyonlarının 30. dakikadaki boyun rahatsızlık hislerinin ortalamalarının karşılaştırılması

		Kas kuvveti	Boyun Rahatsızlık Hissi			t değeri	p
			n	\bar{X}	SS		
Her iki ayak simetrik	Boyun	4	14	5.78	1.12	3.641	0.000*
	Extensörleri	5	16	3.75	1.80		
Her iki ayak simetrik-rampalı	Boyun	4	14	5.28	1.20	3.938	0.000*
	Extensörleri	5	16	3.25	1.57		
Sağ Ayak Önde	Boyun	4	14	5.57	1.34	5.933	0.000*
	Extensörleri	5	16	2.87	1.14		
Sol Ayak Önde	Boyun	4	14	5.28	0.99	6.392	0.000*
	Extensörleri	5	16	2.81	1.10		
Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	Boyun	4	14	4.50	1.28	2.800	0.000*
	Extensörleri	5	16	3.18	1.27		
Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte	Boyun	4	14	5.00	1.51	2.877	0.000*
	Extensörleri	5	16	3.62	1.08		

*p<0.05

Kuvvet ölçümüne göre 30. dakikadaki sırt rahatsızlık hislerinin ortalamalarını karşılaştırılmak için bağımsız t testi kullanıldı. Test sonucuna göre, ayak pozisyonlarının sırt extensörleri durumuna göre sırt rahatsızlık hissi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05). Sırt extensör kas kuvveti 4 olan katılımcıların sırt rahatsızlık hissini ortalamasının, sırt extensör kas kuvveti 5 olan katılımcılara göre daha fazla olduğu görüldü (p>0.05) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Kuvvet ölçümüne göre ayak pozisyonlarının 30. dakikadaki sırt rahatsızlık hislerinin ortalamalarının karşılaştırılması

		Kas kuvveti	Sırt Rahatsızlık Hissi			t değeri	p
			n	\bar{X}	SS		
Her iki ayak simetrik	Sırt	4	12	5.00	1.12	3.852	0.009*
	Extensörleri	5	18	2.77	1.76		
Her iki ayak simetrik-rampalı	Sırt	4	12	4.16	1.46	2.344	0.000*
	Extensörleri	5	18	2.77	1.66		
Sağ Ayak Önde	Sırt	4	12	4.91	1.08	4.005	0.000*
	Extensörleri	5	18	2.72	1.67		
Sol Ayak Önde	Sırt	4	12	4.25	1.35	2.118	0.000*
	Extensörleri	5	18	3.16	1.38		
Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	Sırt	4	12	4.25	1.35	2.439	0.000*
	Extensörleri	5	18	3.50	1.42		
Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte	Sırt	4	12	4.58	0.90	3.958	0.000*
	Extensörleri	5	18	2.83	1.33		

*p<0.05

Core kuvveti değerlendirmesi ile açların, tüm ayak pozisyonlarında 0. ve 30 dakikadaki değerleri arasındaki ilişkiyi test için korelasyon analizi uygulandı. Korelasyon

analizi sonucuna göre core kuvveti değerlendirmesi ile açıların 0. ve 30 dakikadaki değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığı görüldü (p>0.05).

ne ve Yana Uzanma Mesafesinin Değerlendirmesi

Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada ve 30. dakikada ne uzanma mesafelerinin medyanlarını karşılaştırmak için Kruskal Wallis analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada ve 30. dakikada ne uzanma mesafelerinin medyanları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü (p>0.05) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada ve 30. dakikada ne uzanma mesafelerinin medyanlarının karşılaştırılması

		ne uzanma			KW	P
		Min	Maks	Medyan		
0. Dakika	Her iki ayak simetrik	26.00	45.00	35.50	1.107	0.953
	Her iki ayak simetrik-rampalı	26.00	45.00	35.00		
	Sağ Ayak nde	26.00	45.00	36.50		
	Sol Ayak önde	26.00	45.00	37.00		
	çapraz bacaklı iken-Sağ üstte	26.00	45.00	34.50		
	çapraz bacaklı iken-Sol stte	25.00	44.00	35.00		
30. Dakika	Her iki ayak simetrik	20.00	40.00	29.00	4.011	0.548
	Her iki ayak simetrik-rampalı	20.00	40.00	29.50		
	Sağ Ayak nde	23.00	40.00	33.50		
	Sol Ayak önde	21.00	42.00	32.50		
	çapraz bacaklı iken-Sağ üstte	20.00	40.00	28.50		
	çapraz bacaklı iken-Sol üstte	20.00	40.00	29.00		

min: minimum; maks: maksimum.

Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada ve 30. dakikada yana uzanma mesafelerinin ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada ve 30. dakikada yana uzanma mesafelerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü (p>0.05) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Ayak pozisyonlarına göre 0. ve 30.dakikada yana uzanma mesafelerinin ortalamalarının karşılaştırılması

		Yana Uzanma		F	P
		\bar{X}	SS		
0. Dakika	Her iki ayak simetrik	26.00	6.17	1.041	0.395
	Her iki ayak simetrik-rampalı	26.06	6.18		
	Sağ Ayak Önde	25.36	4.77		
	Sol Ayak Önde	26.03	5.81		
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	23.93	6.10		
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte	23.73	5.72		
30. Dakika	Her iki ayak simetrik	21.43	6.91	0.642	0.668
	Her iki ayak simetrik-rampalı	21.40	6.85		
	Sağ Ayak Önde	20.83	5.29		
	Sol Ayak Önde	20.30	5.00		
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	19.76	4.95		
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte	19.46	4.47		

Ayak pozisyonuna göre 0. ve 30. dakikada öne ve yana uzanma mesafelerini karşılaştırılmak için Wilcoxon testi uygulandı. Test sonucuna göre 0. ve 30. dakikadaki öne ve yana uzanma mesafeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p < 0.05$). 0. dakikadaki öne (Tablo 4.10) ve yana (Tablo 4.11) uzanma mesafesinin medyanının, 30. dakikadan daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.10. Ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakikadaki öne uzanma mesafelerinin karşılaştırılması

		Öne Uzanma			Z	P
		Min	Maks	Medyan		
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	20.00	45.00	35.50	-4.760	0.000*
	30. Dakika	20.00	40.00	29.00		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	26.00	45.00	35.00	-4.762	0.000*
	30. Dakika	20.00	40.00	29.50		
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	26.00	45.00	36.50	-4.296	0.000*
	30. Dakika	23.00	40.00	33.50		
Sol Ayak Önde	0. Dakika	26.00	45.00	37.00	-4.632	0.000*
	30. Dakika	21.00	42.00	32.50		
Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	0. Dakika	26.00	45.00	34.50	-4.650	0.000*
	30. Dakika	20.00	40.00	28.50		
Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte	0. Dakika	25.00	44.00	35.00	-4.564	0.000*
	30. Dakika	20.00	40.00	29.00		

* $p < 0.05$, min: minimum; maks: maksimum.

Tablo 4.11. Ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakikada yana uzanma mesafelerinin karşılaştırılması

		Yana uzanma			Z	P
		Min	Maks	Medyan		
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	18.00	38.00	24.00	-4.786	0.000*
	30. Dakika	12.00	36.00	19.00		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	18.00	38.00	24.00	-4.806	0.000*
	30. Dakika	12.00	36.00	19.00		
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	18.00	36.00	25.00	-4.819	0.000*
	30. Dakika	14.00	33.00	18.50		
Sol Ayak Önde	0. Dakika	18.00	35.00	24.50	-4.796	0.000*
	30. Dakika	13.00	30.00	18.50		
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	15.00	36.00	23.50	-4.475	0.000*
	30. Dakika	12.00	32.00	19.50		
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	15.00	35.00	23.00	-4.486	0.000*
	30. Dakika	14.00	30.00	19.50		

*p<0.05, min: minimum; maks: maksimum.

Ağırlık Aktarımı Değerlendirmesi

Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada sağ ayak ağırlık aktarımının ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre 0. dakikada sağ ayak ağırlık aktarımının ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05) (Tablo 4.12). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 6. ayak pozisyonunda 0. dakikada sağ ayak ağırlık aktarımının ortalamasının daha fazla olduğu görüldü. (Tablo 4.12).

Tablo 4.12. Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada sağ ayak ağırlık aktarımının ortalamalarının karşılaştırılması

	Sağ ayak ağırlık aktarımı		F	P	Bonferroni										
	\bar{X}	SS													
0. Dakika	Her iki ayak simetrik (1)	7.59	4.37	32.514	0.000*	6>1, 6>2, 6>3, 6>4, 6>5, 1>5, 2>5, 3>5, 4>5									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	6.56	3.21												
	Sağ Ayak Önde (3)	6.08	3.20												
	Sol Ayak Önde (4)	7.75	4.27												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	0.00	0.00												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	12.11	5.16												
Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
P	1.000	1.000	1.000	0.000*	0.000*	1.000	1.000	0.000*	0.000*	1.000	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*

*p<0.05

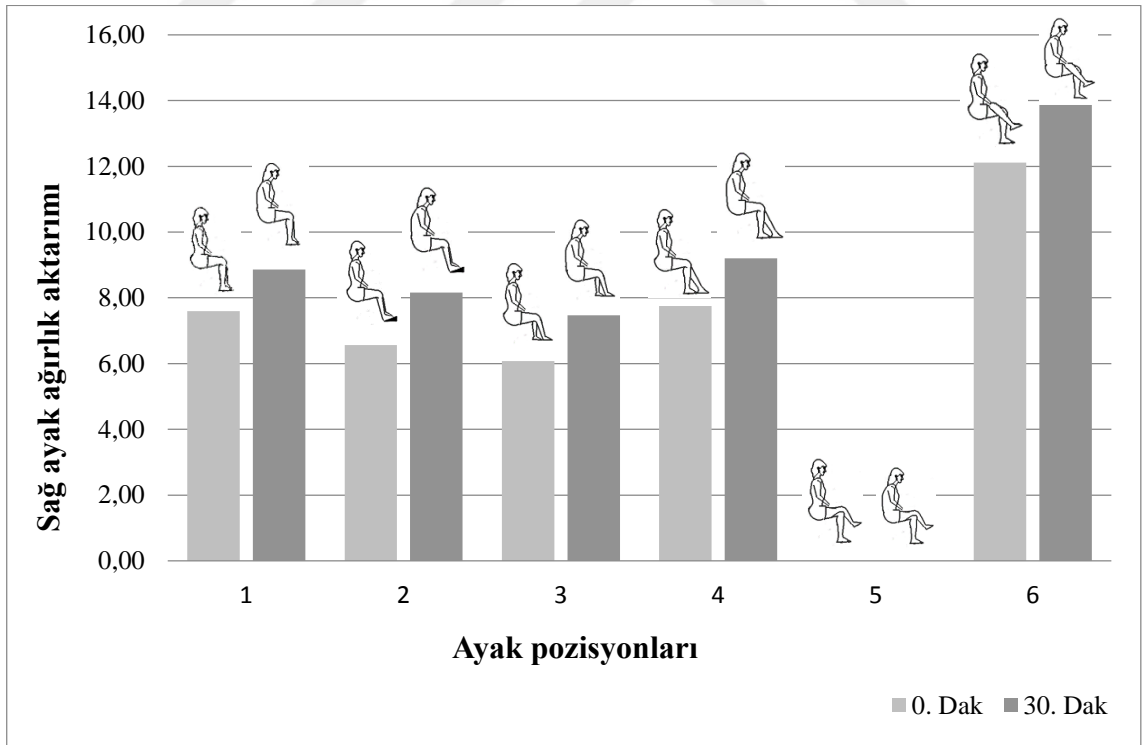
Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ ayak ağırlık aktarımının ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre 30. dakikada sağ ayak ağırlık aktarımının ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05) (Tablo 4.13). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 6. ayak pozisyonunda 30. dakikada sağ ayak ağırlık aktarımının ortalamasının daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ ayak ağırlık aktarımının ortalamalarının karşılaştırılması

	Sağ ayak ağırlık aktarımı		F	P	Bonferroni	
	\bar{X}	SS				
30. Dakika	Her iki ayak simetrik (1)	8.86	4.60	37.501	0.000*	6>1, 6>2, 6>3, 6>4, 6>5, 1>5, 2>5, 3>5, 4>5
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	8.16	3.68			
	Sağ Ayak Önde (3)	7.47	3.58			
	Sol Ayak Önde (4)	9.20	4.39			
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	0.00	0.00			
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	13.86	5.46			

Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
p	1.000	1.000	1.000	0.000*	0.000*	1.000	1.000	0.000*	0.000*	1.000	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*

*p<0.05



Şekil 4.1. Sağ ayak ağırlık aktarımının grafiksel gösterimi

Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada sol ayak ağırlık aktarımının ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre 0. dakikada

sol ayak ağırlık aktarımının ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.14). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 5. ayak pozisyonunda 0. dakikada sol ayak ağırlık aktarımının ortalamasının daha fazla olduğu görüldü. (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada sol ayak ağırlık aktarımının ortalamalarının karşılaştırılması

		Sol ayak ağırlık aktarımı		F	P	Bonferroni									
		\bar{X}	SS												
0. Dakika	Her iki ayak simetrik (1)	7.57	4.42	33.245	0.000*	5>1, 5>2, 5>3, 5>4, 5>6, 1>6, 2>6, 3>6, 4>6									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	6.56	3.22												
	Sağ Ayak Önde (3)	7.69	4.27												
	Sol Ayak Önde (4)	6.08	2.95												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	12.18	5.14												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	0.00	0.00												
Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
p	1.000	1.000	1.000	0.000*	0.000*	1.000	1.000	0.000*	0.000*	1.000	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*

* $p<0.05$

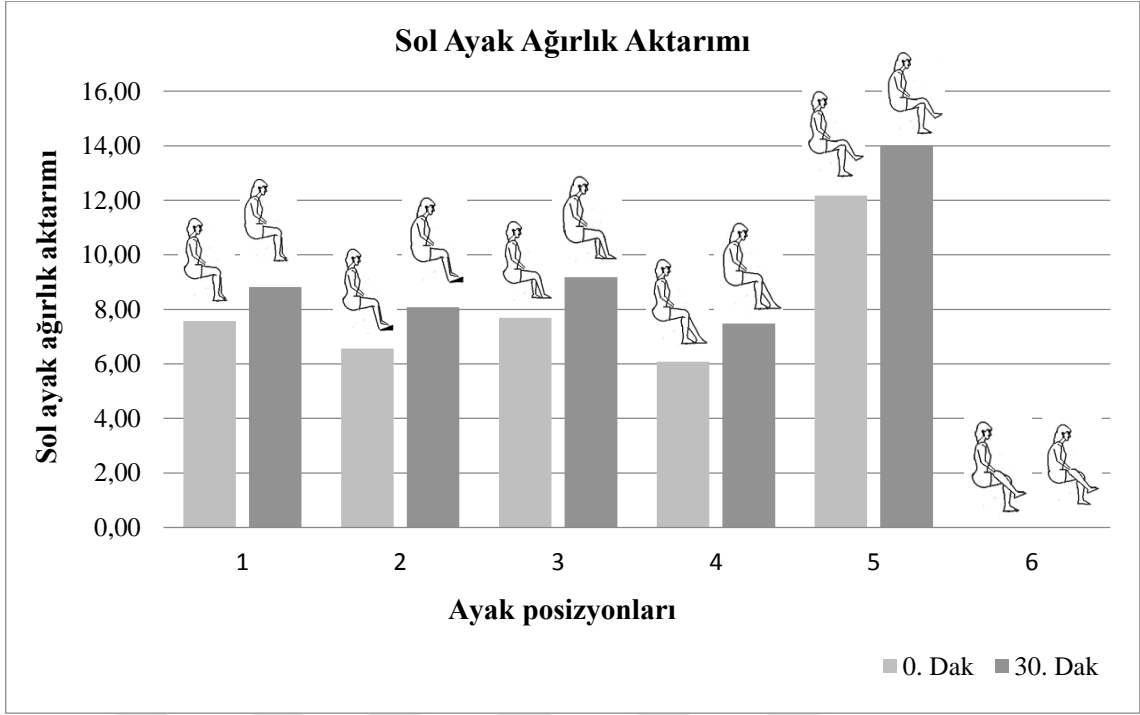
Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol ayak ağırlık aktarımının ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre 30. dakikada sol ayak ağırlık aktarımının ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.15). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 5. ayak pozisyonunda 30. dakikada sol ayak ağırlık aktarımının ortalamasının daha fazla olduğu görüldü. (Tablo 4.15).

Tablo 4.15. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol ayak ağırlık aktarımının ortalamalarının karşılaştırılması

	Sol ayak ağırlık aktarımı		F	P	Bonferroni										
	\bar{X}	SS													
30. Dakika	Her iki ayak simetrik (1)	8.82	4.52	38.894	0.000*	5>1, 5>2, 5>3, 5>4, 5>6, 1>6, 2>6, 3>6, 4>6									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	8.08	3.57												
	Sağ Ayak Önde (3)	9.18	4.41												
	Sol Ayak Önde (4)	7.48	3.36												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	14.01	5.54												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	0.00	0.00												
Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
p	1.000	1.000	1.000	0.000*	0.000*	1.000	1.000	0.000*	0.000*	1.000	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*

*p<0.05

Ayak pozisyonununun 0. dakika ile 30. dakikada ağırlık aktarımının karşılaştırılmak için bağımlı t testi uygulandı. Test sonucuna göre sağ (Tablo 4.16) ve sol ayak (Tablo 4.16) durumununun 0. ve 30. dakikadaki ağırlık aktarımının ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05). Sağ ve sol ayak içinde, 30. dakikadaki ağırlık aktarımının ortalamasının, 0. Dakikadan daha fazla olduğu görüldü.



Şekil 4.2. Sol ayak ağırlık aktarımının grafiksel gösterimi

Tablo 4.16. Ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakikada sağ ve sol ayağın ağırlık aktarımının karşılaştırılması

		Sağ		Sol	
		\bar{X}	SS	\bar{X}	SS
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	7.59	4.37	7.57	4.42
	30. Dakika	8.86	4.60	8.82	4.52
	t değeri	-9.532		-11.367	
	p	0.000*		0.000*	
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	6.56	3.21	6.56	3.22
	30. Dakika	8.16	3.68	8.08	3.57
	t değeri	-9.880		-10.658	
	p	0.000*		0.000*	
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	6.08	3.20	7.69	4.27
	30. Dakika	7.47	3.58	9.18	4.41
	t değeri	-7.662		-9.677	
	p	0.000*		0.000*	
Sol Ayak Önde	0. Dakika	7.75	4.27	6.08	2.95
	30. Dakika	9.20	4.39	7.48	3.36
	t değeri	-9.347		-9.479	
	p	0.000*		0.000*	
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	-	-	12.18	5.14
	30. Dakika	-	-	14.01	5.54
	t değeri	-		-8.720	
	p	-		0.000*	
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	12.11	5.16	-	-
	30. Dakika	13.86	5.46	-	-
	t değeri	-9.129		-	
	p	0.000*		-	

*p<0.05

Ayak pozisyonlarına göre 0. ve 30. dakikada ayaklara verilen ağırlıkların yüzdeleri Tablo 4.17’de verilmiştir.

Tablo 4.17. Ayak pozisyonlarına göre 0. ve 30. dakikada ayaklara verilen ağırlıklar ve yüzdeleri

		Sağ ayak ağırlık aktarımı		Sol ayak ağırlık aktarımı		Toplam %
		(\bar{X})	%	(\bar{X})	%	
0. Dakika	Her iki ayak simetrik	6.68	12	6.68	12	0.24
	Her iki ayak simetrik-rampalı	6.56	11	6.56	11	0.22
	Sağ Ayak Önde	6.08	10	7.69	12	0.22
	Sol Ayak Önde	7.75	12	6.08	10	0.22
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	0.00	00	12.18	20	0.20
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte	12.11	20	0.00	00	0.20
30. Dakika	Her iki ayak simetrik	7.92	14	7.92	14	0.28
	Her iki ayak simetrik-rampalı	8.16	13	8.16	13	0.26
	Sağ Ayak Önde	7.47	12	9.18	15	0.27
	Sol Ayak Önde	9.20	15	7.48	12	0.27
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	0.00	00	14.01	23	0.23
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte	13.86	23	0.00	00	0.23

0. ve 30. dakikada sağ ve sol ayak ağırlık aktarımının ortalamalarını karşılaştırmak için paired t testi uygulandı. Ayak pozisyonu sağ ayak önde, son ayak önde, çapraz bacaklı iken-sağ üstte ve çapraz bacaklı iken-sol üstte olduğu durumda 0. (Tablo 4.18) ve 30. (Tablo 4.18) dakikada sağ ve sol ayak ağırlık aktarımının ortalamaları arasında fark vardır ($p < 0.05$).

Tablo 4.18. 0. dakikada ve 30. dakikada sağ ve sol ayak ağırlık aktarımının ortalamalarının karşılaştırılması

		Ağırlık aktarımı		<i>t değeri</i>	<i>p</i>
		$\bar{X} \pm SS$			
Her iki ayak simetrik	0.dakika	Sağ	6.68±4.37	0.891	0.380
		Sol	6.68±4.42		
	30.dakika	Sağ	7.92±4.60	1.000	0.326
		Sol	7.92±4.52		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0.dakika	Sağ	6.56±3.21	-0.226	0.823
		Sol	6.56±3.22		
	30.dakika	Sağ	8.16±3.68	1.415	0.168
		Sol	8.16±3.57		
Sağ Ayak Önde	0.dakika	Sağ	6.08±3.20	-7.103	0.000*
		Sol	7.69±4.27		
	30.dakika	Sağ	7.47±3.58	-7.668	0.000*
		Sol	9.18±4.41		
Sol Ayak Önde	0.dakika	Sağ	7.75±4.27	9.403	0.000*
		Sol	6.08±2.95		
	30.dakika	Sağ	9.20±4.39	7.005	0.000*
		Sol	7.48±3.36		
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0.dakika	Sağ	0.000±0.00	-12.969	0.000*
		Sol	12.18±5.14		
	30.dakika	Sağ	0.000±0.000	-13.838	0.000*
		Sol	14.01±5.54		
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0.dakika	Sağ	12.11±5.16	12.852	0.000*
		Sol	0.000±0.000		
	30.dakika	Sağ	13.86±5.16	13.899	0.000*
		Sol	0.000±0.000		

*p<0.05

Omurga Açılarının ve Pelvik Tilt Açısının Değerlendirmesi

Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada ve 30. dakikada servikal, torakal, lumbal, pelvik açı puan ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada ve 30. dakikada servikal torakal, lumbal, pelvik açı puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü (p>0.05) (Tablo 4.19).

Tablo 4.19. Ayak pozisyonlarına göre 0. ve 30. dakikada servikal, torakal, lumbal, pelvik açı puan ortalamalarının karşılaştırılması

N:30		Servikal	Torakal	Lumbal	Pelvik
		$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$
Her iki ayak simetrik	0.Dakika	41.14±3.44	31.10±4.30	21.41±4.69	9.30±1.69
	30.Dakika	35.46±6.04	36.71±5.85	10.80±2.64	14.61±2.58
Her iki ayak simetrik-rampalı	0.Dakika	41.78±3.10	31.07±4.42	20.97±4.37	9.35±1.51
	30.Dakika	35.41±4.95	36.92±5.69	10.98±2.65	14.60±2.77
Sağ Ayak Önde	0.Dakika	41.63±3.19	31.40±4.19	21.83±4.83	9.51±1.82
	30.Dakika	35.85±5.16	36.92±6.01	10.89±2.64	14.97±2.54
Sol Ayak Önde	0.Dakika	41.65±3.10	31.40±4.36	21.88±5.01	9.37±2.12
	30.Dakika	35.76±5.09	37.87±6.10	11.12±2.58	14.35±2.73
Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	0.Dakika	41.63±3.37	31.24±4.48	21.34±4.71	9.38±1.74
	30.Dakika	35.44±5.49	36.84±5.82	10.74±2.44	14.23±2.63
Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte	0.Dakika	41.09±3.41	30.96±4.24	21.49±4.60	9.30±1.87
	30.Dakika	35.32±5.98	37.14±5.51	11.26±2.44	14.33±2.34
F	0.Dakika	0.243	0.053	0.155	0.052
	30.Dakika	0.046	0.154	0.177	0.325
p	0.Dakika	0.943	0.998	0.978	0.998
	30.Dakika	0.999	0.978	0.971	0.897

Ayak pozisyonununun 0. dakika ile 30. dakikada servikal, torakal, lumbal pelvik açı değerini karşılaştırılmak için bağımlı t testi uygulandı. Test sonucuna göre ayak durumunun 0. ve 30. dakikadaki servikal, torakal, lumbal pelvik açı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p < 0.05$) (Tablo 4.20). 0. dakikadaki servikal, lumbal açı ortalamasının, 30. dakikadan daha fazla olduğu görüldü. 30. dakikadaki torakal ve pelvik açı ortalamasının, 0. Dakikadan daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.20. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada servikal, torakal, lumbal pelvik açı değerinin karşılaştırılması

N:30		Servikal	Torakal	Lumbal	Pelvik
		$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$	$\bar{X} \pm SS$
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	41.14±3.44	31.10±4.30	21.41±4.69	9.30±1.69
	30. Dakika	35.46±6.04	36.71±5.85	10.80±2.64	14.61±2.58
	<i>t</i> değeri	5.470	-10.126	11.704	-10.500
	<i>p</i>	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	41.78±3.10	31.07±4.42	20.97±4.37	9.35±1.51
	30. Dakika	35.41±4.95	36.92±5.69	10.98±2.65	14.60±2.77
	<i>t</i> değeri	9.402	-10.830	12.462	-9.481
	<i>p</i>	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	41.63±3.19	31.40±4.19	21.83±4.83	9.51±1.82
	30. Dakika	35.85±5.16	36.92±6.01	10.89±2.64	14.97±2.54
	<i>t</i> değeri	7.048	-8.954	12.189	-11.743
	<i>p</i>	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
Sol Ayak Önde	0. Dakika	41.65±3.10	31.40±4.36	31.40±4.36	9.37±2.12
	30. Dakika	35.76±5.09	37.87±6.10	37.87±6.10	14.35±2.73
	<i>t</i> değeri	7.199	-9.732	11.671	-11.336
	<i>p</i>	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	41.63±3.37	31.24±4.48	31.24±4.48	9.38±1.74
	30. Dakika	35.44±5.49	36.84±5.82	36.84±5.82	14.23±2.63
	<i>t</i> değeri	6.209	-9.960	11.694	-9.423
	<i>p</i>	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	41.09±3.41	30.96±4.24	30.96±4.24	9.30±1.87
	30. Dakika	35.32±5.98	37.14±5.51	37.14±5.51	14.33±2.34
	<i>t</i> değeri	5.626	-10.952	11.338	-9.794
	<i>p</i>	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*

* $p < 0.05$

Rahatsızlık Hissi Değerlendirmesi

Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada boyun, sırt, bel, sağ kalça, sol kalça, sağ diz, sol diz, sağ ayak bileği, sol ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre 0. dakikada boyun, sırt, bel, sağ kalça, sol kalça, sağ diz, sol diz, sağ ayak bileği, sol ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($p > 0.05$) (Tablo 4.21).

Tablo 4.21. Ayak pozisyonlarına göre 0. dakikada boyun, sırt, bel, sağ kalça, sol kalça, sağ diz, sol diz, sağ ayak bileği, sol ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması

0. Dakika						
N:30	Her iki ayak simetrik	Her iki ayak simetrik-rampalı	Sağ Ayak Önde	Sol Ayak Önde	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte
	$\bar{X} \pm SS$	0.26±0.44	0.26±0.44	0.26±0.44	0.20 ± 0.40	0.20 ±0.40
Boyun	F	0.187				
	p	0.967				
	$\bar{X} \pm SS$	0.26±0.52	0.26±0.52	0.26±0.52	0.20±0.48	0.20±0.48
Sırt	F	0.137				
	p	0.983				
	$\bar{X} \pm SS$	0.30±0.65	0.30±0.65	0.33±0.66	0.26±0.58	0.30±0.65
Bel	F	0.032				
	p	0.999				
	$\bar{X} \pm SS$	0.03±0.18	0.06±0.25	0.03±0.18	0.03±0.18	0.00±0.00
Sağ kalça	F	0.405				
	p	0845				
	$\bar{X} \pm SS$	0.00±0.00	0.00±0.00	0.00±0.00	0.00±0.00	0.03±0.18
Sol kalça	F	1.000				
	p	0.419				
	$\bar{X} \pm SS$	0.10±0.30	0.10±0.30	0.10±0.30	0.10±0.30	0.03±0.18
Sağ diz	F	0.267				
	p	0.930				
	$\bar{X} \pm SS$	0.03±0.18	0.03±0.18	0.03±0.18	0.03±0.18	0.10±0.30
Sol diz	F	0.504				
	p	0.773				
	$\bar{X} \pm SS$	0.03±0.18	0.03±0.18	0.03±0.18	0.03±0.18	0.03±0.18
Sağ ayak bileği	F	0.000				
	p	1.000				
	$\bar{X} \pm SS$	0.03±0.18	0.03±0.18	0.03±0.18	0.03±0.18	0.03±0.18
Sol ayak bileği	F	0.000				
	p	1.000				

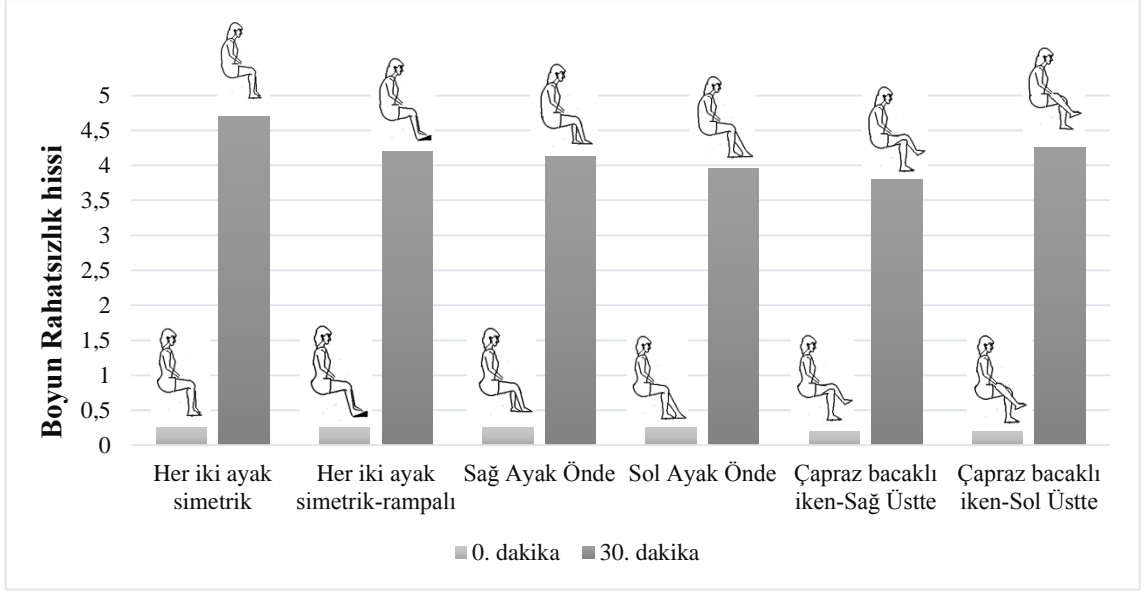
Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada boyun, sırt, bel rahatsızlığı puan ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna

göre 30. dakikada boyun, sırt, bel rahatsızlığı puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($p>0.05$) (Tablo 4.22).

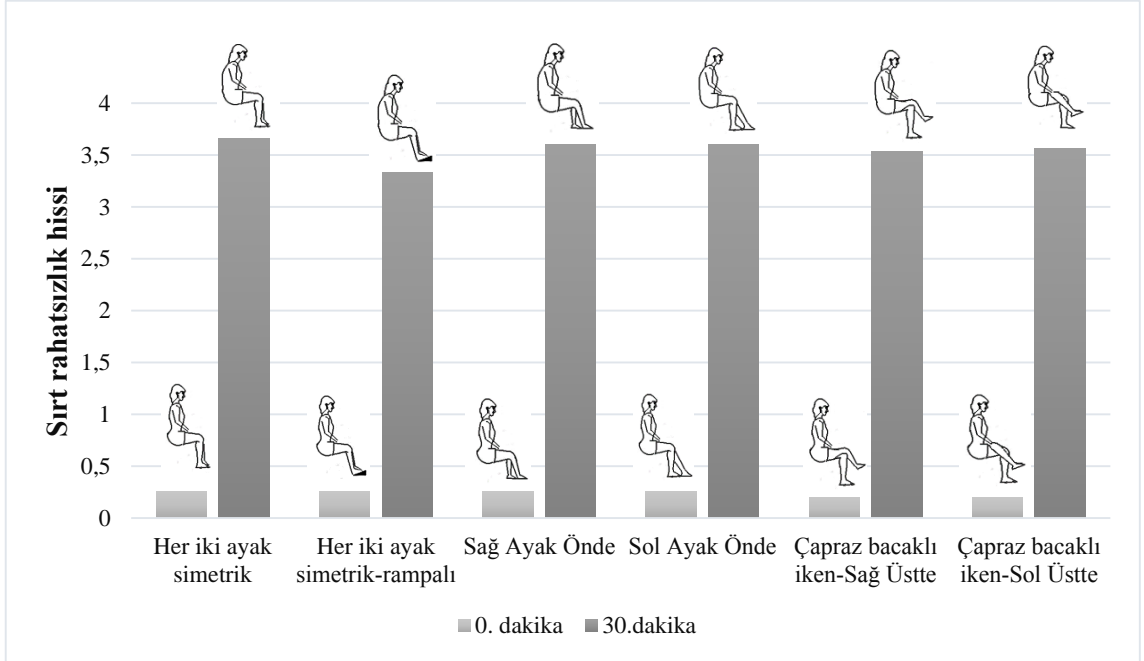
Tablo 4.22. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada boyun, sırt, bel rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması

30.Dakika							
N:30	Her iki ayak simetrik	Her iki ayak simetrik-rampalı	Sağ Ayak Önde	Sol Ayak Önde	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte	
Boyun	$\bar{X} \pm SS$	4.70±1.82	4.20±1.73	4.13±1.83	3.96±1.62	3.80±1.42	4.26±1.46
	F	1.027					
	p	0.403					
Sırt	$\bar{X} \pm SS$	3.66±1.88	3.33±1.70	3.60±1.81	3.60±1.45	3.53±1.45	3.56±1.52
	F	0.146					
	p	0.981					
Bel	$\bar{X} \pm SS$	4.40±1.81	4.26±1.89	4.56±1.73	4.43±1.63	3.66±1.44	4.10±1.62
	F	1.081					
	p	0.373					

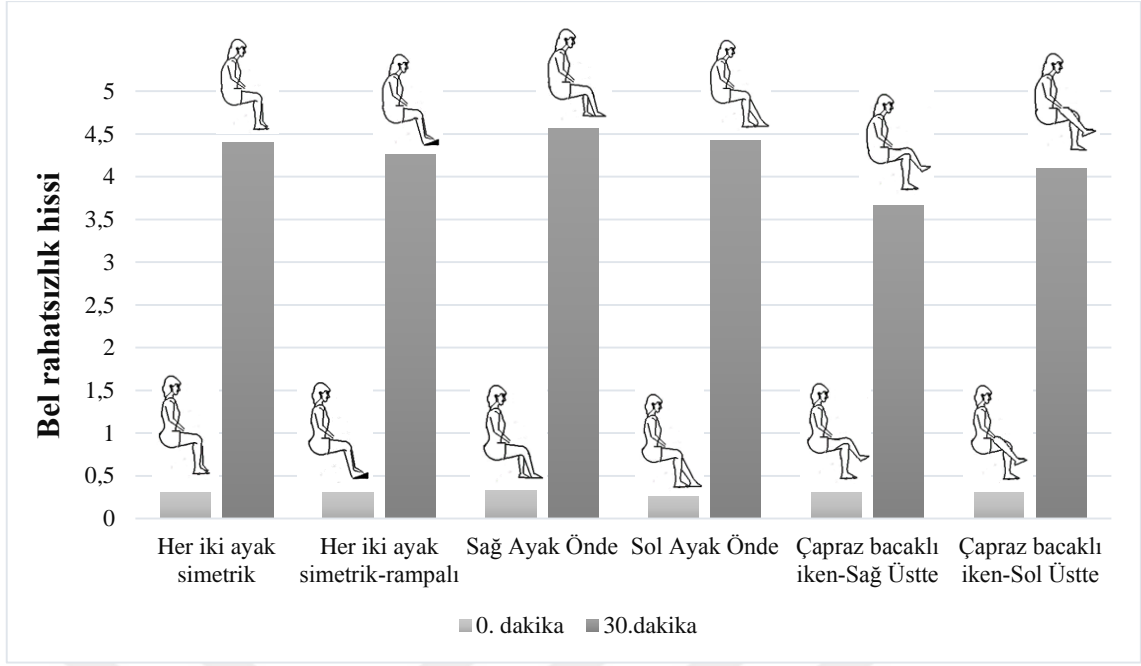
Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ kalça rahatsızlığı puan ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre 30. dakikada sağ kalça rahatsızlığı puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.23). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 6. Ayak pozisyonunda sağ kalça rahatsızlığı puan ortalamasının diğer ayak pozisyonlarından daha fazla olduğu görüldü.



Şekil 4.3. Ayak pozisyonlarına göre boyun rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi



Şekil 4.4. Ayak pozisyonlarına göre sırt rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi

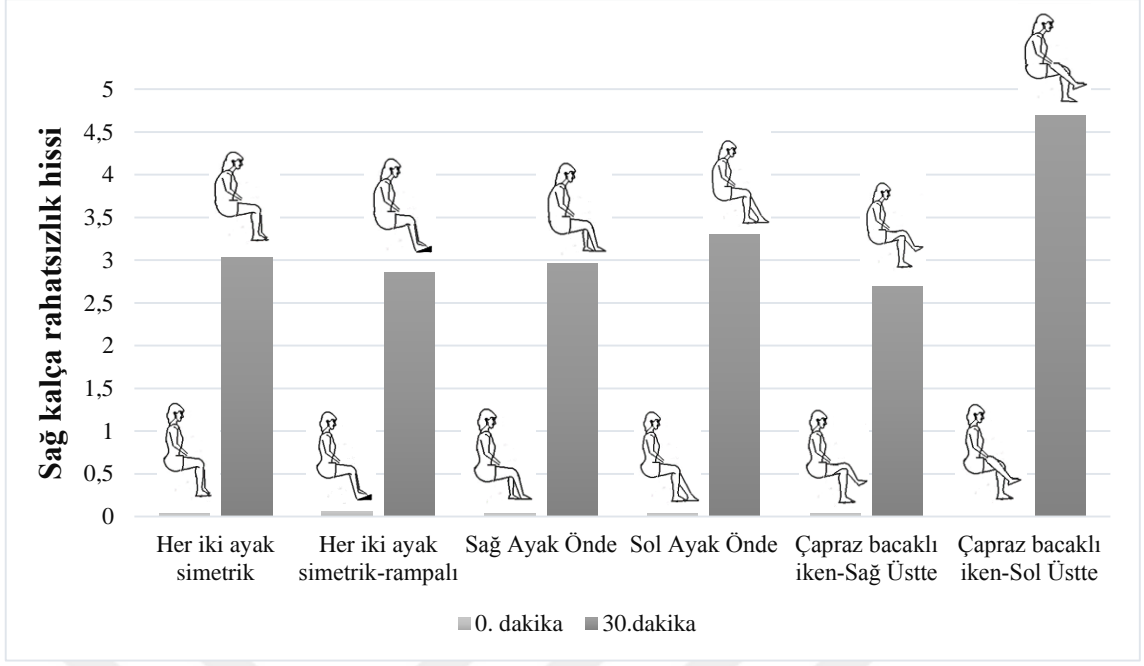


Şekil 4.5. Ayak pozisyonlarına göre bel rahatsızlık hissinin 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi

Tablo 4.23. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ kalça rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması

	Sağ kalça rahatsızlık hissi		F	P	Bonferroni										
	\bar{X}	SS													
30. Dakika	Her iki ayak simetrik (1)	3.03	1.51	9.383	0.000*	6>1, 6>2, 6>3, 6>4, 6>5									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	2.86	1.27												
	Sağ Ayak Önde (3)	2.96	1.32												
	Sol Ayak Önde (4)	3.30	1.17												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	2.70	1.23												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	4.70	1.29												
Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
P	1.000	1.000	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000	0.000*	1.000	0.001*	0.000*

*p<0.05



Şekil 4.6. Ayak pozisyonlarına göre sağ kalça rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi

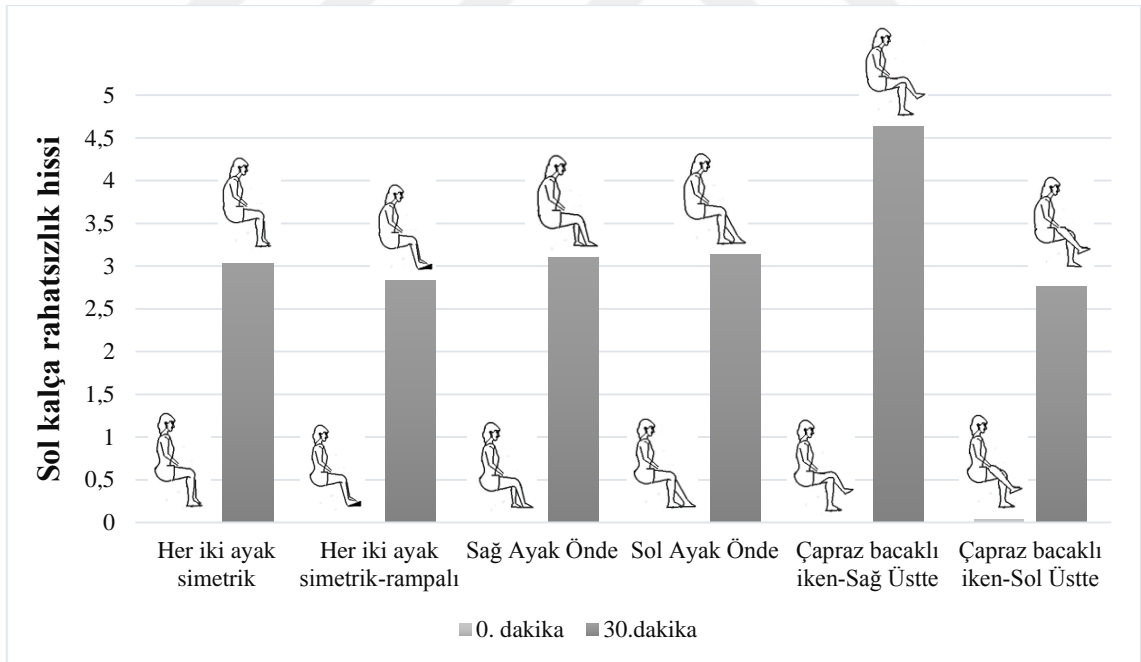
Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol kalça rahatsızlığı puan ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre 30. dakikada sol kalça rahatsızlığı puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p < 0.05$) (Tablo 4.24). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 5. ayak pozisyonunda sol kalça rahatsızlığı puan ortalamasının diğer dayak pozisyonlarından daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.24. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol kalça rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması

	Sol kalça rahatsızlık hissi		F	P	Bonferroni	
	\bar{X}	SS				
30. Dakika	Her iki ayak simetrik (1)	3.03	1.47	7.568	0.000*	5>1, 5>2, 5>3, 5>4, 5>6
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	2.83	1.53			
	Sağ Ayak Önde (3)	3.10	1.24			
	Sol Ayak Önde (4)	3.13	1.47			
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	4.63	1.35			
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	2.76	1.16			

Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
p	1.000	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000*	1.000	0.000*

*p<0.05



Şekil 4.7. Ayak pozisyonlarına göre sol kalça rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi

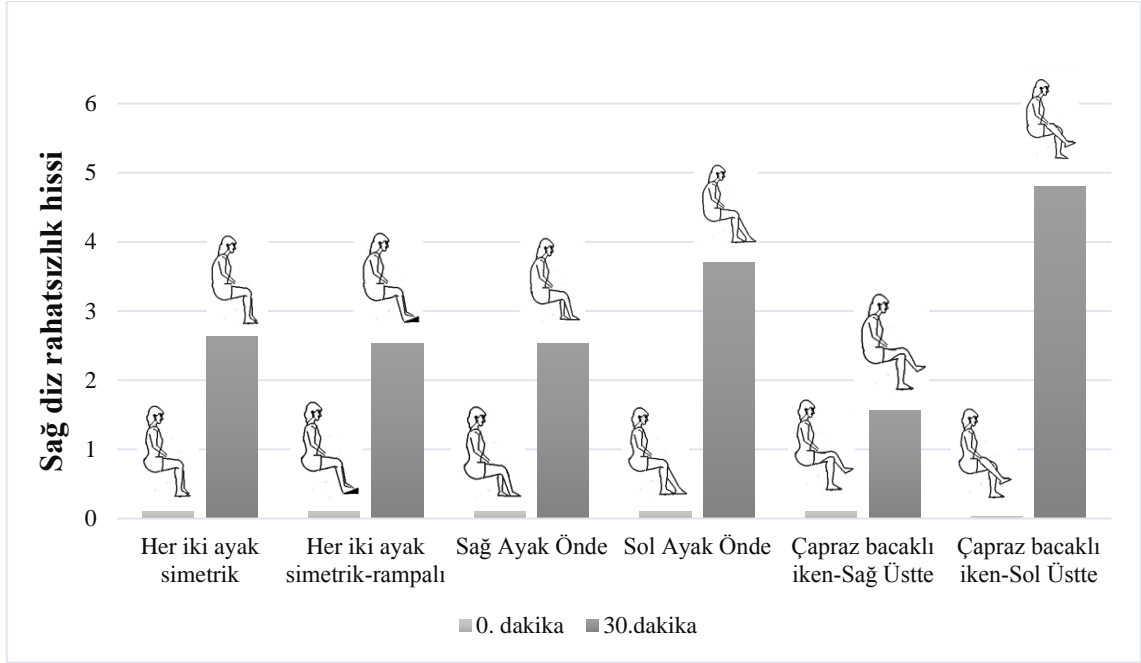
Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ diz rahatsızlığı puan ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre 30.

30 dakikada sağ diz rahatsızlığı puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.25). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 6. ayak pozisyonunda sağ diz rahatsızlığı puan ortalamasının diğer ayak pozisyonlarından daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.25. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ diz rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması

	Sağ diz rahatsızlık hissi		F	P	Bonferroni										
	\bar{X}	SS													
30. Dakika	Her iki ayak simetrik (1)	2.63	1.24	28.027	0.000*	6>1, 6>2, 6>3, 6>4, 6>5									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	2.53	1.00												
	Sağ Ayak Önde (3)	2.53	1.13												
	Sol Ayak Önde (4)	3.70	1.23												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	1.56	1.04												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	4.80	1.29												
Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
p	1.000	1.000	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000	0.000*	1.000	0.001*	0.000*

* $p<0.05$



Şekil 4.8. Ayak pozisyonlarına göre sağ diz rahatsızlık hissinin 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi

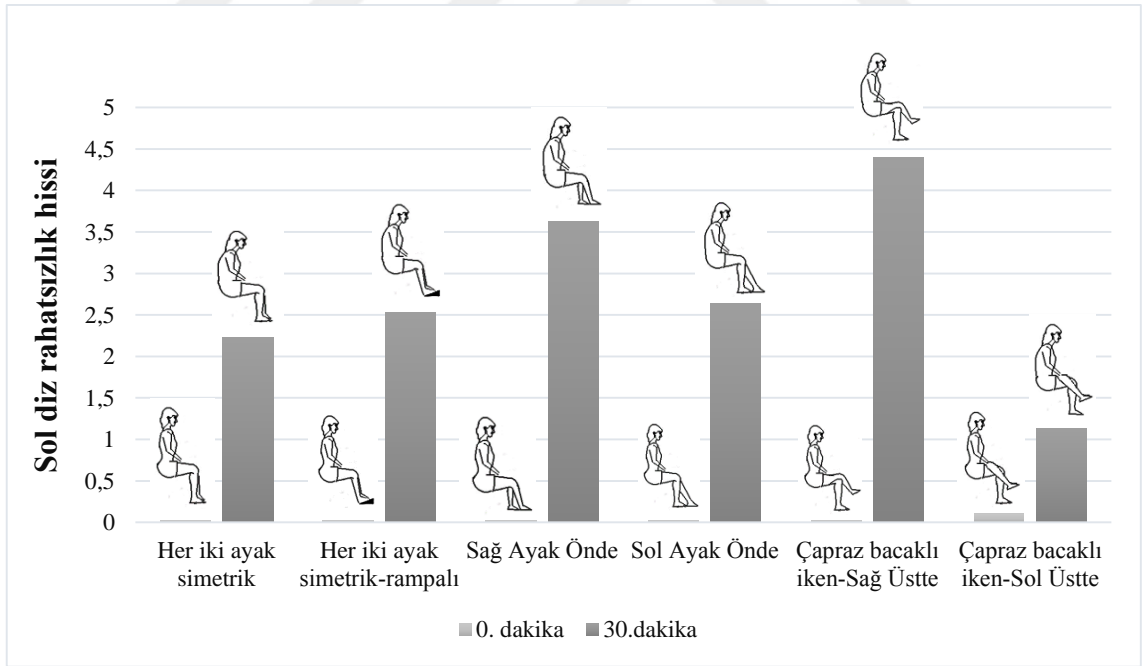
Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol diz rahatsızlığı puan ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre 30. dakikada sol diz rahatsızlığı puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p < 0.05$) (Tablo 4.26). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 5. ayak pozisyonunda sol diz rahatsızlığı puan ortalamasının diğer dayak pozisyonlarından daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.26. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol diz rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması

	Sol diz rahatsızlık hissi		F	P	Bonferroni	
	\bar{X}	SS				
30. Dakika	Her iki ayak simetrik (1)	2.23	0.81	29.319	0.000*	5>1, 5>2, 5>3, 5>4, 5>6
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	2.53	1.04			
	Sağ Ayak Önde (3)	3.63	1.35			
	Sol Ayak Önde (4)	2.63	1.09			
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	4.40	1.63			
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	1.13	0.68			

Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
P	1.000	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000	0.000*	1.000	0.001*	1.000	0.000*

*p<0.05



Şekil 4.9. Ayak pozisyonlarına göre sol diz rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi

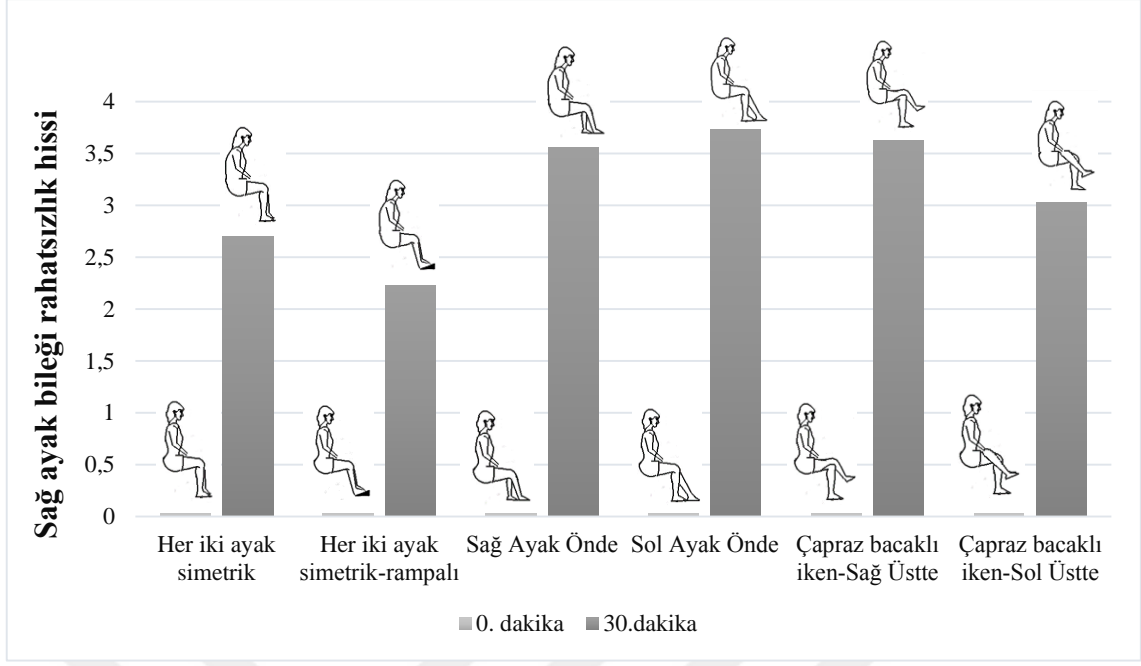
Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna

göre 30. dakikada sağ ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.27). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 4. ayak pozisyonunda, sağ ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamasının 1., 2., 3. ayak pozisyonundan daha fazla olduğu görüldü. 5. ayak pozisyonunda, sağ ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamasının 2. ve 3. ayak pozisyonundan daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.27).

Tablo 4.27. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sağ ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması

	Sağ ayak bileği rahatsızlık hissi		F	P	Bonferroni										
	\bar{X}	SS													
30. Dakika	Her iki ayak simetrik (1)	2.70	1.41	7.276	0.000*	4>1, 4>2, 5>2, 4>3, 5>3									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	2.23	1.07												
	Sağ Ayak Önde (3)	2.56	1.40												
	Sol Ayak Önde (4)	3.73	1.11												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	3.63	1.35												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	3.03	0.85												
Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
P	1.000	1.000	0.019*	0.052	1.000	1.000	0.000*	0.000*	0.179	0.004*	0.013*	1.000	1.000	0.413	0.876

* $p<0.05$



Şekil 4.10. Ayak pozisyonlarına göre sağ ayak bileği rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi

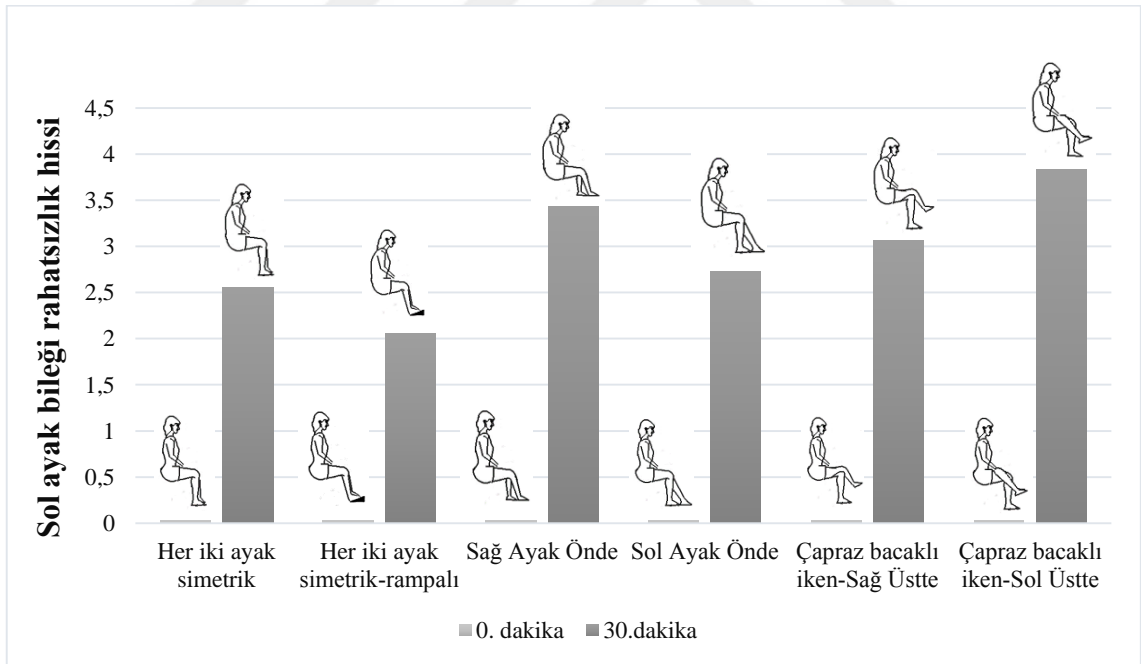
Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre 30. dakikada sol ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p < 0.05$) (Tablo 4.28). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 6. ayak pozisyonunda, sol ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamasının 1., 2. ve 4. ayak pozisyonundan daha fazla olduğu görüldü. 5. ve 3. ayak pozisyonunda, sol ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamasının 2. ayak pozisyonundan daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.28).

Tablo 4.28. Ayak pozisyonlarına göre 30. dakikada sol ayak bileği rahatsızlığı puan ortalamalarının karşılaştırılması

	Sol ayak bileği rahatsızlık hissi		F	P	Bonferroni	
	\bar{X}	SS				
30. Dakika	Her iki ayak simetrik (1)	2.56	1.38	8.147	0.000*	6>1, 3>2, 5>2, 6>2, 6>4
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	2.06	1.04			
	Sağ Ayak Önde (3)	3.43	1.25			
	Sol Ayak Önde (4)	2.73	1.33			
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	3.06	1.14			
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	3.83	1.08			

Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
p	1.000	0.095	1.000	1.000	0.001*	0.000*	0.523	0.025*	0.000*	0.402	1.000	1.000	1.000	0.009*	0.232

*p<0.05



Şekil 4.11. Ayak pozisyonlarına göre sol ayak bileği rahatsızlık hissini 0. ve 30. dakikadaki değerlerinin grafiksel gösterimi

Rahatsızlık hissi başlama sürelerinin değerlendirilmesi

Ayak pozisyonlarına göre boyun, sırt, bel rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre boyun, sırt, bel rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($p>0.05$) (Tablo 4.29).

Tablo 4.29. Ayak pozisyonlarına göre boyun, sırt, bel rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması

Geçen süre							
N:30	Her iki ayak simetrik	Her iki ayak simetrik-rampalı	Sağ Ayak Önde	Sol Ayak Önde	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte	
Boyun	$\bar{X} \pm SS$	14.40±5.98	15.60±5.39	16.16±4.41	16.30±4.35	16.43±3.69	15.70±3.13
	F				0.791		
	p				0.557		
Sırt	$\bar{X} \pm SS$	15.06±5.59	15.93±5.37	16.96±4.44	17.50±3.80	16.20±2.68	16.10±2.74
	F				1.184		
	p				0.319		
Bel	$\bar{X} \pm SS$	15.00±4.44	14.63±5.72	14.43±4.74	14.20±3.84	14.76±4.68	15.03±3.97
	F				0.149		
	p				0.980		

Ayak pozisyonlarına göre sağ kalça rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre sağ kalça rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.30). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 1., 2., 3. ve 5. ayak pozisyonunda sağ kalça rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının 4. ve 6. ayak pozisyonundan daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.30).

Tablo 4.30. Ayak pozisyonlarına göre sağ kalça rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması

		Sağ kalça rahatsızlık hissi başlama süresi		F	P	Bonferroni									
		\bar{X}	SS												
Geçen Süre	Her iki ayak simetrik (1)	21.10	4.60	9.998	0.000*	1>4, 1>6, 2>4, 2>6, 3>4, 3>6, 5>4, 5>6									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	21.13	3.61												
	Sağ Ayak Önde (3)	21.00	4.43												
	Sol Ayak Önde (4)	17.50	3.72												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	21.30	3.32												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	16.23	3.41												
Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
P	1.000	1.000	0.006*	1.000	0.000*	1.000	0.006*	1.000	0.000*	0.009*	1.000	0.000*	0.003*	1.000	0.000*

*p<0.05

Ayak pozisyonlarına göre sol kalça rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre sol kalça rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05) (Tablo 4.31). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 1., 2. ve 6. ayak pozisyonunda sol kalça rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının 3. ve 5. ayak pozisyonundan daha fazla olduğu görüldü. 4. Ayak pozisyonunda, sol kalça rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının 5. ayak pozisyonundan daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.31).

Tablo 4.31. Ayak pozisyonlarına göre sol kalça rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması

	Sol kalça rahatsızlık hissi başlama süresi		F	P	Bonferroni										
	\bar{X}	SS													
Geçen Süre	Her iki ayak simetrik (1)	20.93	4.49	8.430	0.000*	1>3, 1>5, 2>3, 2>5, 6>3, 4>5, 6>5									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	21.30	3.55												
	Sağ Ayak Önde (3)	17.46	4.17												
	Sol Ayak Önde (4)	20.46	4.80												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	16.23	3.44												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	21.06	3.86												
Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
P	1.000	0.018*	1.000	0.000*	1.000	0.006*	1.000	0.000*	1.000	0.075	1.000	0.012*	0.001*	1.000	0.000*

*p<0.05

Ayak pozisyonlarına göre sağ diz rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre sağ diz rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05) (Tablo 4.32). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 5. ayak pozisyonunda sağ diz rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının diğerlerinden daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.32).

Tablo 4.32. Ayak pozisyonlarına göre sağ diz rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması

		Sağ diz rahatsızlık hissi başlama süresi		F	P	Bonferroni									
		\bar{X}	SS												
Geçen Süre	Her iki ayak simetrik (1)	19.70	4.20	28.801	0.000*	5>1, 5>2, 5>3, 5>4, 5>6									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	19.76	4.20												
	Sağ Ayak Önde (3)	20.46	3.99												
	Sol Ayak Önde (4)	17.16	2.88												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	24.63	4.25												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	13.60	2.48												
Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
p	1.000	1.000	0.143	0.000*	1.000	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000	0.000*	1.000	0.000*	1.000	0.000*

*p<0.05

Ayak pozisyonlarına göre sol diz rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre sol diz rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05) (Tablo 4.33). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 6. ayak pozisyonunda sol diz rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.33).

Tablo 4.33. Ayak pozisyonlarına göre sol diz rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması

		Sol diz rahatsızlık hissi başlama süresi		F	P	Bonferroni									
		\bar{X}	SS												
Geçen Süre	Her iki ayak simetrik (1)	20.30	4.24	33.316	0.000*	6>1, 6>2, 6>3, 6>4, 6>5									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	19.06	3.91												
	Sağ Ayak Önde (3)	16.60	3.71												
	Sol Ayak Önde (4)	20.76	3.57												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	13.96	3.90												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	25.46	2.81												
Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
P	1.000	1.000	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000	1.000	0.000*	1.000	1.000	0.000*	1.000	0.000*	0.000*

*p<0.05

Ayak pozisyonlarına göre sağ ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre sağ ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05) (Tablo 4.34). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 1., 2. ve 3. ayak pozisyonunda sağ ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının 4. ve 5. ayak pozisyonundan daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.34).

Tablo 4.34. Ayak pozisyonlarına göre sağ ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması

	Sağ ayak bileği rahatsızlık hissi başlama süresi		F	P	Bonferroni										
	\bar{X}	SS													
Geçen Süre	Her iki ayak simetrik (1)	21.70	4.91	11.813	0.000*	1>4, 1>5, 2>4, 2>5, 3>4, 3>5									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	22.70	3.86												
	Sağ Ayak Önde (3)	20.83	4.90												
	Sol Ayak Önde (4)	16.23	3.74												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	16.63	4.67												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	19.49	3.32												
Gruplar arası															
	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	2-3	2-4	2-5	2-6	3-4	3-5	3-6	4-5	4-6	5-6
p	1.000	1.000	0.000*	0.000*	0.169	1.000	0.000*	0.000*	1.000	0.001*	0.003*	1.000	1.000	0.276	0.676

*p<0.05

Ayak pozisyonlarına göre sol ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarını karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi uygulandı. Analiz sonucuna göre sol ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05) (Tablo 4.35). Fark yaratan grubu bulmak için Bonferroni ikili karşılaştırma yöntemi kullanıldı. 1. ve 2. ayak pozisyonunda, sol ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının 3. ve 6. Ayak pozisyonlarından daha fazla olduğu görüldü. 2. ayak pozisyonunda sol ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının 3. ve 5. ayak pozisyonlarından daha fazla olduğu görüldü. 4. ayak pozisyonunda sol ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının 6. ayak pozisyonundan daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.35).

Tablo 4.35. Ayak pozisyonlarına göre sol ayak bileği rahatsızlığı başlama sürelerinin ortalamalarının karşılaştırılması

		Sol ayak bileği rahatsızlık hissi başlama süresi		F	P	Bonferroni									
		\bar{X}	SS												
Geçen Süre	Her iki ayak simetrik (1)	21.73	4.91	10.778	0.000*	1>3, 1>6, 2>3, 2>5, 2>6, 4>6									
	Her iki ayak simetrik-rampalı (2)	22.73	4.29												
	Sağ Ayak Önde (3)	16.86	4.07												
	Sol Ayak Önde (4)	19.86	5.31												
	Çapraz bacaklı iken-Sağ Üstte (5)	19.03	3.69												
	Çapraz bacaklı iken-Sol Üstte (6)	15.86	4.28												
Gruplar arası															
1-2 1-3 1-4 1-5 1-6 2-3 2-4 2-5 2-6 3-4 3-5 3-6 4-5 4-6 5-6															
p	1.000	0.001*	1.000	0.304	0.000*	0.000*	0.207	0.024*	0.000*	0.151	0.927	1.000	1.000	0.010*	0.100

*p<0.05

Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. Dakikada boyun rahatsızlık hislerinin ortalamalarını karşılaştırmak için bağımlı t testi kullanıldı. Test sonucuna göre, ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakika boyun rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05) (Tablo 4.36). 30. dakika boyun rahatsızlık hissini ortalamasının, 0. dakikadan daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.36. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada boyun rahatsızlık hissini karşılaştırılması

		Boyun rahatsızlık hissi		t değeri	P
		\bar{X}	SS		
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	0.26	0.44	-14.153	0.000*
	30. Dakika	4.70	1.82		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	0.26	0.44	-13.320	0.000*
	30. Dakika	4.20	1.73		
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	0.26	0.44	-12.058	0.000*
	30. Dakika	4.13	1.83		
Sol Ayak Önde	0. Dakika	0.26	0.44	-13.016	0.000*
	30. Dakika	3.96	1.62		
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	0.20	0.40	-13.801	0.000*
	30. Dakika	3.80	1.42		
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	0.20	0.40	-15.250	0.000*
	30. Dakika	4.26	1.46		

*p<0.05

Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sırt rahatsızlık hislerinin ortalamalarını karşılaştırmak için bağımlı t testi kullanıldı. Test sonucuna göre, ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakika sırt rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.37). 30. dakika sırt rahatsızlık hissini ortalamasının, 0. dakikadan daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.37. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sırt rahatsızlık hissini karşılaştırılması

		Sırt rahatsızlık hissi		<i>t değeri</i>	<i>P</i>
		\bar{X}	SS		
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	0.26	0.52	-10.172	0.000*
	30. Dakika	3.66	1.88		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	0.26	0.52	-10.525	0.000*
	30. Dakika	3.33	1.70		
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	0.26	0.52	-10.326	0.000*
	30. Dakika	3.60	1.81		
Sol Ayak Önde	0. Dakika	0.26	0.52	-13.813	0.000*
	30. Dakika	3.60	1.45		
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	0.20	0.48	-12.836	0.000*
	30. Dakika	3.53	1.45		
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	0.20	0.48	-12.514	0.000*
	30. Dakika	3.56	1.52		

* $p<0.05$

Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada bel rahatsızlık hislerinin ortalamalarını karşılaştırmak için bağımlı t testi kullanıldı. Test sonucuna göre, ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakika bel rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.38). 30. dakika bel rahatsızlık hissini ortalamasının, 0. dakikadan daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.38. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada bel rahatsızlık hissini karşılaştırılması

		Bel rahatsızlık hissi		<i>t</i> değeri	<i>P</i>
		\bar{X}	SS		
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	0.30	0.65	-13.462	0.000*
	30. Dakika	4.40	1.81		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	0.30	0.65	-11.420	0.000*
	30. Dakika	4.26	1.89		
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	0.33	0.66	-14.196	0.000*
	30. Dakika	4.56	1.73		
Sol Ayak Önde	0. Dakika	0.26	0.58	-13.726	0.000*
	30. Dakika	4.43	1.63		
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	0.30	0.65	-14.191	0.000*
	30. Dakika	3.66	1.44		
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	0.30	0.65	-13.321	0.000*
	30. Dakika	4.10	1.62		

*p<0.05

Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sağ kalça rahatsızlık hislerinin ortalamalarını karşılaştırmak için bağımlı t testi kullanıldı. Test sonucuna göre, ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakika sağ kalça rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05) (Tablo 4.39). 30. dakika sağ kalça rahatsızlık hissini ortalamasının, 0. dakikadan daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.39. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sağ kalça rahatsızlık hissini karşılaştırılması

		Sağ kalça rahatsızlık hissi		<i>t</i> değeri	<i>P</i>
		\bar{X}	SS		
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	0.03	0.18	-11.238	0.000*
	30. Dakika	3.03	1.51		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	0.06	0.25	-11.822	0.000*
	30. Dakika	2.86	1.27		
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	0.03	0.18	-12.014	0.000*
	30. Dakika	2.96	1.32		
Sol Ayak Önde	0. Dakika	0.03	0.18	-16.089	0.000*
	30. Dakika	3.30	1.17		
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	0.03	0.18	-12.649	0.000*
	30. Dakika	2.70	1.23		
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	0.00	0.00	-19.947	0.000*
	30. Dakika	4.70	1.29		

*p<0.05

Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sol kalça rahatsızlık hislerinin ortalamalarını karşılaştırmak için bağımlı t testi kullanıldı. Test sonucuna göre, ayak

pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakika sol kalça rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.40). 30. dakika sol kalça rahatsızlık hissini ortalamasının, 0. dakikadan daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.40. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sol kalça rahatsızlık hissini karşılaştırılması

		Sol kalça rahatsızlık hissi		<i>t değeri</i>	<i>P</i>
		\bar{X}	SS		
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	0.00	0.00	-11.275	0.000*
	30. Dakika	3.03	1.47		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	0.00	0.00	-10.122	0.000*
	30. Dakika	2.83	1.53		
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	0.00	0.00	-13.676	0.000*
	30. Dakika	3.10	1.24		
Sol Ayak Önde	0. Dakika	0.00	0.00	-11.601	0.000*
	30. Dakika	3.13	1.47		
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	0.00	0.00	-18.778	0.000*
	30. Dakika	4.63	1.35		
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	0.03	0.18	-13.462	0.000*
	30. Dakika	2.76	1.16		

* $p<0.05$

Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sağ diz rahatsızlık hislerinin ortalamalarını karşılaştırmak için bağımlı t testi kullanıldı. Test sonucuna göre, ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakika sağ diz rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.41). 30. dakika sağ diz rahatsızlık hissini ortalamasının, 0. dakikadan daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.41. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sağ diz rahatsızlık hissini karşılaştırılması

		Sağ diz rahatsızlık hissi		<i>t değeri</i>	<i>P</i>
		\bar{X}	SS		
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	0.10	0.30	-11.082	0.000*
	30. Dakika	2.63	1.24		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	0.10	0.30	-12.815	0.000*
	30. Dakika	2.53	1.00		
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	0.10	0.30	-11.159	0.000*
	30. Dakika	2.53	1.13		
Sol Ayak Önde	0. Dakika	0.10	0.30	-15.794	0.000*
	30. Dakika	3.70	1.23		
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	0.10	0.30	-8.572	0.000*
	30. Dakika	1.56	1.04		
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	0.03	0.18	-20.010	0.000*
	30. Dakika	4.80	1.29		

*p<0.05

Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sol diz rahatsızlık hislerinin ortalamalarını karşılaştırmak için bağımlı t testi kullanıldı. Test sonucuna göre, ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakika sol diz rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0.05) (Tablo 4.42). 30. dakika sol diz rahatsızlık hissini ortalamasının, 0. dakikadan daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.42. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sol diz rahatsızlık hissini karşılaştırılması

		Sol diz rahatsızlık hissi		<i>t değeri</i>	<i>P</i>
		\bar{X}	SS		
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	0.03	0.18	-14.228	0.000*
	30. Dakika	2.23	0.81		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	0.03	0.18	-12.740	0.000*
	30. Dakika	2.53	1.04		
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	0.03	0.18	-14.040	0.000*
	30. Dakika	3.63	1.35		
Sol Ayak Önde	0. Dakika	0.03	0.18	-12.249	0.000*
	30. Dakika	2.63	1.09		
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	0.03	0.18	-14.681	0.000*
	30. Dakika	4.40	1.63		
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	0.10	0.30	-9.204	0.000*
	30. Dakika	1.13	0.68		

*p<0.05

Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sağ ayak bileği rahatsızlık hislerinin ortalamalarını karşılaştırmak için bağımlı t testi kullanıldı. Test sonucuna göre, ayak

pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakika sağ ayak bileği rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.43). 30. dakika sağ ayak bileği rahatsızlık hissinin ortalamasının, 0. dakikadan daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.43. Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sağ ayak bileği rahatsızlık hissinin karşılaştırılması

		Sağ ayak bileği rahatsızlık hissi		<i>t değeri</i>	<i>P</i>
		\bar{X}	SS		
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	0.03	0.18	-10.449	0.000*
	30. Dakika	2.70	1.41		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	0.03	0.18	-11.330	0.000*
	30. Dakika	2.23	1.07		
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	0.03	0.18	-9.857	0.000*
	30. Dakika	2.56	1.40		
Sol Ayak Önde	0. Dakika	0.03	0.18	-17.634	0.000*
	30. Dakika	3.73	1.12		
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	0.03	0.18	-14.558	0.000*
	30. Dakika	3.63	1.35		
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	0.03	0.18	-18.866	0.000*
	30. Dakika	3.03	0.85		

* $p<0.05$

Ayak pozisyonunun 0. dakika ile 30. dakikada sol ayak bileği rahatsızlık hislerinin ortalamalarını karşılaştırmak için bağımlı t testi kullanıldı. Test sonucuna göre, ayak pozisyonuna göre 0. dakika ile 30. dakika sol ayak bileği rahatsızlık hislerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0.05$). (Tablo 4.44). 30. dakika sol ayak bileği rahatsızlık hissinin ortalamasının, 0. dakikadan daha fazla olduğu görüldü.

Tablo 4.44. Ayak pozisyonununun 0. dakika ile 30. dakikada sol ayak bileği rahatsızlık hissinin karşılaştırılması

		Sol ayak bileği rahatsızlık hissi		<i>t değeri</i>	<i>P</i>
		\bar{X}	SS		
Her iki ayak simetrik	0. Dakika	0.03	0.18	-10.416	0.000*
	30. Dakika	2.56	1.38		
Her iki ayak simetrik-rampalı	0. Dakika	0.03	0.18	-10.446	0.000*
	30. Dakika	2.06	1.04		
Sağ Ayak Önde	0. Dakika	0.03	0.18	-15.624	0.000*
	30. Dakika	3.43	1.25		
Sol Ayak Önde	0. Dakika	0.03	0.18	-11.012	0.000*
	30. Dakika	2.73	1.33		
Çapraz bacaklı İken-Sağ Üstte	0. Dakika	0.03	0.18	-14.333	0.000*
	30. Dakika	3.06	1.14		
Çapraz bacaklı İken-Sol Üstte	0. Dakika	0.03	0.18	-19.000	0.000*
	30. Dakika	3.83	1.08		

*p<0.05

5. TARTIŞMA

Sağlıklı bireylerde dış destek olmadan farklı ayak pozisyonlarında otuz dakika oturmanın, bireylerin farklı vücut bölgelerindeki rahatsızlık hissine, ağırlık aktarımına, bireylerin oturma dengesi ile omurganın servikal, torakal, lumbal ve pelvik tilt açıları üzerine olumsuz etkilerinin olduğu bulundu. Postür bozukluğu ve kas kuvveti zayıflığının tüm ayak pozisyonlarında servikal ve torakal bölgede fizyolojik eğrilikte daha fazla sapmalara neden olduğu, rahatsızlık hissini bu durumlarda daha çok arttığı bulundu. Oturma süresi arttıkça tüm ayak pozisyonlarında oturma dengesinin olumsuz etkilediği, ayaklara binen yükün arttığı, servikal ve lumbal açının azaldığı, torakal ve pelvik tilt açısının arttığı, belirlenen tüm vücut bölgelerinde rahatsızlık hissini arttığı bulundu. Oturma dengesi, omurga açıları ve pelvik tilt açısının belirlenen tüm ayak pozisyonlarında benzer olduğu görüldü.

5.1. Postür, Kas Kuvveti ve Core Kuvveti Değerlendirmesi

Günlük rutinlerde kalıcı zayıf duruşun kas ve eklem aşırı yüklenmesine yol açtığı ve bunun da fiziksel sorunlara yol açtığı varsayılmaktadır (211-213). Literatürde kötü postürün kas kuvveti dengesizlikleri ve işlevsiz beden algısından kaynaklandığı varsayılmaktadır (214, 215). Kas dengesizliklerinin, eklemi nötr pozisyonundan hareket ettiren agonist ve antagonist kaslar arasındaki kuvvet farklılığı olduğu anlaşılmaktadır. Önleyici öneriler arasında vücut yapılarını nötr pozisyona alan kasların güçlendirilmesi yer alır (214, 216). Hipolordozun etkileri henüz tam olarak belirlenememiş olsa da, lordoz kaybının önemli olumsuz sonuçları olabilir (217, 218). Birçok çalışma yüksek oturma süresinin özellikle boyun-omuz ağrısı için bir risk faktörü olduğunu bulmuştur (219-225). Ofis çalışanları tarafından bildirilen en yaygın semptomlardan bazıları, baş ağrısı ve boyun ağrısıdır (226, 227). Szeto, bu semptomların nedenlerini, boyun ve omuz kaslarının uzun süreli kas gerginliği olarak gösterir ve bu durum kasların aşırı boyun fleksiyonu sırasında başı stabilize etmeye çalışmasından kaynaklanmaktadır (228). Çalışmamızda tüm ayak pozisyonlarındaki 30 dakika oturma süresi sonunda servikal lordoz kaybının boyun ekstansorleri zayıf, baş postürü önde ve yuvarlak omuz sergileyenlerde daha fazla olduğu görüldü. Ayrıca bu kişilerde boyun rahatsızlık hissi daha fazla bulundu. Sırt ekstansorleri kas kuvveti zayıf olan ve katılımcıların torakal kifozunun da daha fazla arttığı görüldü. Bu kişilerde sırt rahatsızlık hissi daha fazlaydı. Sonuçlarımız 30 dakikalık

oturma sonucunda kas kuvveti zayıf olan bireylerin postüral stabiliteyi daha az koruduğunu göstermektedir. Kas kuvveti zayıflığının omurganın fizyolojik eğriliklerini etkileyerek postüral sapmaları daha da artırdığını; bunun sonucu olarak da rahatsızlık hissinin arttığını düşünmekteyiz. Küreselleşen dünyada teknolojik gelişmelerle birlikte hareketsiz yaşam tarzının kaçınılmaz olduğu düşünüldüğünde, çalışmamız uzun süreli oturan bireylerin postüral bozuklukların incelenmesinde, önlenmesi veya düzeltilmesi aşamasında fizyoterapi bilimine önemli katkılar sağlayacağını düşünmekteyiz. Bu yüzden uzun süre oturma omurga biyomekaniğine ciddi etkileri düşünüldüğünde çalışmamız normal postürün önemi açısından önemli sonuçlar sunmaktadır.

Yapılan bir çalışmada oturmada boyun ağrısı olan ve olmayan deneklerde servikal açı ve servikal postür araştırılmış ve boyun ağrısı olan deneklerin baş postürü daha önde bulunmuş ve servikal açıda daha fazla değişim gözlenmiştir. Kranioservikal fleksör kaslarını eğitmeyi amaçlayan egzersizler verildiğinde ise postürün düzeldiğini bildirmişlerdir (229). Oturma sırasında servikal duruşun iyileştirilmesinin, tekrarlayan boyun ağrısı ataklarını azaltmanın ek uzun vadeli bir yararı olabileceğini bildirmişlerdir (229). Rahatsızlık hissinin ağrının bir öngörücüsü olarak (179) düşünüldüğünde çalışmamızın uzun süreli oturan bireylerin ağrı gelişebilecek dokular için referans sonuçlar sunduğunu ve ağrı rehabilitasyonu için fizyoterapi bilimine önemli katkılar sunacağını düşünmekteyiz.

5.2. Öne ve Yana Fonksiyonel Uzanma Mesafesinin Değerlendirmesi

Oturma dengesi fonksiyonel bağımsızlık için, özellikle ayakta duramayanlar için önemlidir (230). Ayrıca oturma pozisyonundan düşmeler endişe vericidir (230). Oturma dengesini iyileştirmek ve oturmadan düşmeleri önlemek için etkili müdahaleler geliştirmek için klinisyenler öncelikle dinamik oturma dengesini ölçmek için objektif yollar geliştirmelidir (230). Fonksiyonel uzanma testi klinik olarak kanıtlanmış bir denge ölçüsüdür (231). Oturma pozisyonundan uzanmak, ayakta durma pozisyonundan uzanmak kadar zor olmasa da, statik oturma ötesinde denge kontrolünü zorlamaktadır (232, 233). Bununla birlikte insanlar yanlarında bulunan bir nesneyi almak gibi görevleri tamamlamak için bir tarafa uzanır. Bu nedenle, otururken yana uzanımı incelemek öne uzanma kadar önemlidir (232, 233). Oturmada yana uzanmanın, destek tabanının farklı olması nedeniyle öne uzanmadan farklı olması muhtemeldir (230). Bilinmeyen şey, engellilik veya oturma dengesi bozukluğu olmayan bireylerin oturma yönünü birden çok

yönde nasıl gerçekleştirdikleri ve uzun süre oturmadan nasıl etkilendikleridir (230, 231, 234, 235). Bizim çalışmamızda oturma dengesi açısından başlangıçta ve 30. dakikada ayak pozisyonları benzerdi ancak tüm ayak pozisyonlarında başlangıçtan ve 30. dakikaya kadar olan sürede ise oturma dengesinin kötüleştiği bulundu. Lynch ve arkadaşları (236), omurilik yaralanması olan hastaların öne doğru oturma mesafesi ortalamalarını bildirmemişlerdir, ancak öne uzanmalar 2.5 cm ile 29.1 cm arasında değişmektedir (236). Buna karşılık, çalışmamızda sağlıklı gençler 45 cm'ye kadar ulaşmıştır. Bu nedenle, öne doğru uzanma omurilik yaralanması olan katılımcılar ve sağlıklı gençler arasında farklı görünmektedir. Thompson ve arkadaşları (230) genç, orta yaşlı ve yaşlı yetişkinlerde oturmada öne ve yana fonksiyonel uzanma mesafelerini ölçmüş ve sağlıklı gençlerin öne uzanma mesafesini 25.7 ile 58.4 cm arasında, yana uzanma mesafesini 17.8 ile 47.4 cm arasında olduğunu bildirmişlerdir (230). Bizim sonuçlarımız literatür ile uyumlu olup, 30 dakikalık oturma süresindeki postüral değişikliklerin oturma dengesini azalttığını göstermektedir.

Hirose ve ark.'nın yaptığı bir çalışmaya (237), 80 yaşındaki geriatrik 237 katılımcı alınmış olup, bireyleri anormal postürde olanlar (kifoz ve lordoz), normal postürde olanlar olarak iki gruba ayırmış ve bu katılımcıların yürüyüş parametrelerini ve fonksiyonel performanslarını ölçmüşlerdir. Fonksiyonel performans ölçümleri arasında fonksiyonel uzanma testi de yer almaktadır. Bu çalışma sonucunda anormal postüre sahip bireylerin fonksiyonel uzanma mesafesinin normal postüre sahip bireylere göre daha az olduğu bildirilmiştir (237). Greendal ve arkadaşları (238) kifoz derecesi yüksek bireyler çalışmaya alınmış ve ayakta fonksiyonel uzanma testleri ölçülmüştür. Yoga ile bireylerin kifoz derecesi azalmış ve bu azalmayla fonksiyonel uzanma testlerinde de iyileşme olduğunu bildirmişlerdir (238). Oturma dengesi normal olmayan kişilerde ve kas iskelet sistemi bozukluğu olan kişilerde uzun süreli oturmanın etkileri değerlendirilmelidir. Spesifik olarak, önlemlerin klinik yararlılığının yanı sıra eşzamanlı ve öngörücü geçerliliği de ele alınmalıdır. Bizim çalışmamız, klinik karşılaştırmalar için yararlı olabilecek genç bireyler ve uzun süreli çalışanlar için referans değerler sağlamaktadır.

5.3. Ağırlık Aktarımının Değerlendirmesi

Oturma postürü, ayakta durma pozisyonuna kıyasla vücut konfigürasyonu ve ağırlık taşımadaki değişiklikler ile karakterizedir (239, 240). Oturduğunda ağırlık, ayaklar, koltuk, sırtlık, çalışma yüzeyi ve kol dayama yeri üzerindeki destek noktaları

arasında dağıtılır (240). Uzun süreli oturan çalışanlarda ergonomik ayarların olmaması, kas-iskelet aşırı yüklenmesi nedeniyle sağlık riskini artırabilir (239). Oturma postürünün vücut desteği için önemli bir sistem oluşturduğu düşünüldüğünde, ağırlığı destekleyen noktaları ve bu noktalarda oluşan ağırlıkları belirlemek önemlidir (241, 242). Ayrıca ayaklara dağıtılan ağırlığın analizi ağırlık merkezini tahmin etmeyi de sağlar (241). Çalışmamız önemli olarak dış destek olmadan, izole olarak ayaklara binen yükü belirledi. Başlangıçta ve 30. dakikada çapraz bacaklı pozisyonlarda ağırlık aktarımının zeminle temas eden ekstremitede diğer ayak pozisyonlarına göre daha fazla olduğu bulundu.

Schoberth (1962) ağırlık merkezindeki değişikliklerin oturma pozisyonundaki postüral sapmaların bir sonucu olarak değerlendirmiştir (19). Schoberth sakroiskiial oturma pozisyonunda ağırlık merkezinin iskiyal tüberositasların posteriorunda, iskiyal oturma pozisyonunda ise ağırlık merkezinin iskiyal tüberositasların anteriorunda yer aldığını bildirmiştir. Ayrıca sakroiskiial oturma pozisyonunda vücut ağırlığının % 25'inden azının, iskiyal oturma pozisyonunda vücut ağırlığının % 25'inden fazlasının ayaklara aktardığını belirtmiştir (19). Bizim çalışmamızda belirtilen ayak pozisyonlarının tümünde, otuz dakikalık oturma başlangıcı ve sonrası değerlerine bakıldığında, postüral değişim ile birlikte ayaklara aktarılan yükün arttığı bulundu. Bireylerin pelvik tilt açısına bakıldığında tüm ayak pozisyonlarında sakroiskiial oturma pozisyonunu benimsedikleri görüldü. Her iki ayak simetrik pozisyonda literatürle uyumlu olarak vücut ağırlığının % 24'ünün ayaklara aktarıldığı ve 30 dakikalık oturma süresi sonunda bu yükün % 28'e çıktığı görüldü. Belirlediğimiz, toplumda en sık kullanılan ayak pozisyonlarında yapılmış ayrıntılı çalışma literatürde mevcut olmadığından, bu pozisyonlar için ayaklara aktarılan yük literatürde belirsizdir (12, 16, 17, 19). Çalışmamızın farklı ayak pozisyonları ile oturmada ayaklara dağıtılan yükün belirlenmesinde, ayrıca aşırı yüklenmeye bağlı alt ekstremité problemlerinde, problemin kaynağını tespitite, allta yatan durumların belirlenmesinde, uygun oturma pozisyonunun saptanmasında literatüre önemli katkılar sağlayacağını düşünmekteyiz.

5.4. Omurga Açılarının ve Pelvik Tilt Açısının Değerlendirmesi

İnsan vücudunun fizyolojisi vücut duruşu ile yakından ilişkilidir, bu da nefes almadan hormon üretimine kadar her şeyi etkiler ve yönetir (243). Doğru biyomekanik duruş, kas-iskelet sağlığının önemli bir göstergesi olarak kabul edilir, bu sistemde öncelikle mekanik stresin neden olduğu bozukluklar önemlidir (244, 245). Omurganın

servikal, torasik ve lumbal bölgelerden oluşup ve pelvise bağlı etkileşimli, karmaşık bir biyodinamik sistemden oluştuğu bilinmektedir (246). Bu yapısal özellikler sayesinde, omurga her zaman vücut ağırlığını destekler ve sürekli gerginlik ve basınç altındadır (246, 247). Bu nedenle, dengesiz postürlerin spinal deformitelere neden olabileceği kanıtlanmıştır (247). Değiştirilmiş kraniyoservikal duruşların (özellikle boyun flexiyonu) servikal omurga kinematiğini etkilediği (248) ve değişen bu kinematiğin omurga yapıları üzerinde ağrıya yol açan bir gerginlik oluşturduğu bildirilmiştir (249). Baş ve boyun ağrısı sıklıkla yanlış oturma pozisyonu ile ilişkilidir (250). Oturma pozisyonu genellikle sandalyenin tasarımı, bireye ergonomik adaptasyonu ve yapılacak görev dahil olmak üzere çeşitli faktörlerden etkilenir (250). Dış destek olmadan otururken, pelvis geriye doğru eğilir ve lomber eğrilik azaltılır (244, 250). Lomber lordoz kaybı ve başın öne eğiminin artmasının genellikle önemli mekanik stres ürettiği düşünülmektedir (251). Aşırı lordoz, postüral ağrı, faset ağrısı ve radikülopati için ana neden olarak savunulmaktadır (252). Lumbal bel ağrısının nedenleri arasında, çoğunlukla postür sapması nedeniyle lumbal eğriliğin sagittal düzlemde değişmesi büyük rol oynamaktadır (253). Bizim çalışmamızın sonucunda omurga biyomekaniğinin otuz dakikalık oturma süresi sonunda önemli derecede etkilendiği bulundu. Çalışmamızda farklı ayak pozisyonları incelendiğinde başlangıçta ve 30. dakikada servikal, torakal, lumbal ve pelvik tilt açıları için, tüm ayak pozisyonları benzerdi. Otuz dakikalık oturma süresi sonunda tüm ayak pozisyonlarında servikal açı değerinin azaldığı, torakal açı değerinin arttığı, lumbal açı değerinin azaldığı ve pelvik tilt açısının arttığı bulundu. Çalışmamız oturma sırasında boyun, sırt, bel, kalça, diz ve ayak bileği rahatsızlık hissi ile değişen biyomekani arasında bağlantı kurulması, bu bölgelerde oluşan rahatsızlık hissi olan hastaların tedavisinde postüral yeniden eğitim programları için endikasyonlar sağlayacaktır.

Yapılan bir çalışmada 31 deneğin gövde kas kuvveti ölçülmüştür ve çalışma sonucunda gövde kas gücünde dengesizlik, lumbal omurganın lordotik eğrisini önemli ölçüde etkileyebileceği ve bel ağrısı için potansiyel bir risk faktörü olabileceği belirtilmektedir (254). Ayrıca, gövde kas kuvvetinde bir dengesizlik abdominal kasların ve omurga ekstansörlerinin kuvveti veya oranları da bel ağrısı (254) için ve lumbal lordoz derecesini etkileyen önemli bir risk faktörü olarak literatürde yer almaktadır (255). Kifozlu lumbal duruşların, dik duruşlardan daha az kas aktivitesi gerektirdiği (256, 257), ancak eklem ve bağ yapılarına daha fazla strese neden olabileceği belirtilmiştir (258). Claus ve arkadaşları (16) oturmada farklı postürlerde omurga eğrilerini ölçmüş ve

deneklerin torako lumbal ve lumbal bölgelerde omurga eğrisinin klinik olarak 'ideal' yönlerini taklit edip edemeyeceğini incelemiştir. Torakkolumbal ve lumbal açıların kifotik olduğu, torakolumbal ve lumbal açıların dikey olarak hizalandığı, lumbal lordozun çok arttığı ve lumbal lordozun az arttığı dört oturma postürü tanımlamışlardır (16). Tüm duruşlarda torasik açının kifotik, torakolumbal açının kifotik ve lumbal açının da kifotik olduğunu bildirmişlerdir (16). Çalışmamız sonucunda tüm ayak pozisyonlarında 30 dakikalık oturma süresi sonunda literatürle uyumlu olarak servikal ve lumbal lordozun düzleştiği, torakal açının kifotik olduğu tespit edildi. Lumbal omurganın dinlenme sırasında lordotik bir eğriye sahip olması normaldir (ayakta, sırtüstü) (259), ancak 'ideal' veya 'kabul edilebilir' lumbal lordozun nitel açıklaması olan cilt yüzeyi ölçümü için araştırmacıların aynı omurga eğrileri hakkında konuşup konuşmadıklarını bilmek zordur. Cilt yüzeyi takibi (prosesus spinozların üstündeki cilde yapışan belirteçler / sensörler), omurga eğrilerini ölçmek için uygun bir araçtır, çünkü radyografi ile (258) ve MRI (260) ölçülerek doğrulanmıştır. Fakat cilt yüzey ölçüleri spinal görüntüleme ile yapılan ölçümlerden daha küçük lordoz açıları gösterebilir (258). Postürün klinik değerlendirmesi cilt yüzeyi gözlemine dayandığından ve pratik oluşundan dolayı çalışmamızda bu yöntem kullanıldı.

Kathleen ve ark.nın farklı oturma pozisyonlarında baş, servikal, lumbal ve pelvik postürlerdeki değişiklikleri değerlendirmek ve ayrıca oturma sırasında lumbal postür ile servikal postür arasında bir ilişki olup olmadığını belirlemek amacıyla yaptığı çalışmada (251), 30 sağlıklı bireyin çalışmaya alındığı ve 4 farklı oturma pozisyonunda omurga açılarının ölçüldüğü çalışma sonucunda lumbal ve pelvik bölgedeki postür değişikliklerinin servikal bölgeyi etkilediğini bildirmişlerdir (251). Başka bir çalışmada lumbal-pelvik anatomi göz önüne alındığında, omurganın şekli pelvisle bağlantılı olduğu için, anterior-posterior yönünde ağırlık merkezinin yer değiştirmeleri, lumbal lordozdaki değişiklikler ile yakından ilişkili olduğu kanıtlanmıştır (10). Çalışmamız literatürü destekler sonuçlar sunmaktadır.

Bilgisayarlı fotogrametri ile duruş analizi kullanarak başın pozisyonunu üç farklı oturma pozisyonunda lumbal kavis ile karşılaştırmak amacıyla yapılan başka bir çalışmada, lumbal desteği olmayan, 100 derece eğimli sert bir desteği olan, 100 derece eğimli lumbal desteği ve yastığı olan sandalyeler kullandıklarını belirtmişlerdir (250). Sonuç olarak, desteksiz oturmada L3 düzeyinde diğer oturmalara göre % 40 daha fazla intervertebral disk basıncı kaydetmişlerdir (250). Bu çalışma, otururken ideal servikal postürü sağlamak için L3 omurunun pozisyonu ile karakterize lumbal eksenin

fizyolojisini korunması gerektiğini göstermiştir (250). Bizim çalışmamızdaki tüm ayak pozisyonlarında bireylerde sırt desteği yoktu, sonuçlarımız bu çalışmadaki sırt desteği olmayan grupla uyumludur ve omurgada görülen fizyolojik değişiklikler benzerdir.

Dünya çapında insanlar bilgisayar kullanırken ve televizyon izlerken daha fazla zaman harcadıkları için giderek daha hareketsiz hale geliyorlar (261, 262). Çocuklar ve yetişkinler ortalama 7,7 saat / gün oturmaktadır (263). Uzun süreli dik oturma pozisyonunu korumak zordur, çünkü denge ve kas dayanıklılığı gerektirir (74). Bu nedenle, birçok insan çapraz bacaklı oturma gibi diğer oturma pozisyonlarını benimser. Ayrıca, bu duruş farklı lomber, pelvik ve kalça açılarını içerir. Kang ve diğ. (264) çapraz bacaklı oturmalarda lomber fleksiyona yol açar. Bu duruşta, üst bacak daha fazla addüksiyonlu ve esnektir ve pelvis normal oturmadan daha arkaya doğru eğimlidir (265). Kalça eklemindeki farklı duruşlarda ölçülen geometrik değişiklikler, çapraz bacaklı oturma hem sol hem de sağ kalçada önemli ölçüde fleksiyon ve addüksiyon hareketinin oluştuğunu göstermektedir (265). Bu durum piriformis kasının önemli ölçüde uzamasına sebep olduğu bildirilmektedir (265). Bizim çalışmamızda çapraz bacaklı oturma her iki alt ekstremitenin için de rahatsızlık hissini artırdığı bulundu. Bu durumun pelvik halka geometrisi göz önüne alındığında, piriformis kas gerginliğinin bir sonucu olarak sol ve sağ asetabulumda uygulanan basıncın kalça kemiklerini içe doğru ittiği ve sakroiliak eklem ve pubik simfizisin sıkışmasına neden olduğu sonucuna varılabilir. Ayrıca 30 dakikalık oturma sonucunda oluşan rahatsızlık hissini omurga açıları ve pelvik tilt açısıyla birlikte ağırlık merkezinin değişiminin alttaki ayağa binen yükü artırdığı bulundu.

Snijders ve ark.nın yaptığı bir çalışmada pelvisin normal oturma postürüne göre daha fazla posterior pelvik tilt sebep olduğunu bildirmiştir (265). Çapraz bacak ile dik oturma ve dik oturma karşılaştırıldığında çapraz bacak ile dik oturma pozisyonunda pelvisin daha fazla posterior pelvik tilt gösterdiği sonucuna varılmıştır (265). Bizim çalışmamızda çapraz bacak ile dik oturma ve iki ayak simetrik dik oturma postüründe pelvik tilt açısı benzerdi. Bunun yaptığımız 2D ölçümden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Snijders ve ark.nın yaptığı çalışmada çapraz bacak ile eğimli oturma postürüyle, çapraz bacak ile dik oturma arasında yapılan karşılaştırmada lomber ve pelvik açıları için kinematik verilerde çapraz bacak ile eğimli duruşta daha fazla fiziksel değişiklikler olduğu bildirilmiştir (265). Çalışmamız sonucunda, çapraz bacaklı 30 dakika oturma sonucunda servikal, torakal, lomber ve pelviste biyomekanik değişiklikler

oluşturdu bu değişiklikler diğer ayak pozisyonları ile benzerdi ve rahatsızlık hissi bu değişim sonucunda önemli derecede arttı.

5.5. Rahatsızlık Hissi Değerlendirmesi

Hareketsiz davranışlar (TV izleme, bilgisayar ve oyun konsolu kullanımı, işyerinde oturma ve otomobillerde geçirilen zaman) fiziksel aktivite ve sağlık üzerine yeni bir odak noktası olarak ortaya çıkmıştır (266-270). Uzun süreli oturma (yani ≥ 30 dakika kesintisiz oturmak) (271) işyerinde bilgisayarlaşma, ulaşım modernizasyonu ve ev teknolojisindeki ilerlemeler ile giderek norm haline gelmiştir (268). Uzun süreli oturma (hareketsiz davranış) sayısız sağlık problemi ve erken mortalite ile ilişkili olduğunu gösteren tutarlı kanıtlar ışığında (272, 273), bu yaygın davranışın ele alınması önemli bir müdahale hedefi olarak kabul edilmektedir (274, 275). Uzun süreli oturma sadece yükselen obezite, diyabet ve kardiyovasküler hastalık seviyeleri ile fizyolojik sağlık ve refah için zararlı değildir (276), aynı zamanda son araştırmalar uzun süreli oturma ile kas-iskelet hastalığı arasında bir ilişki bulmaktadır. Ayrıca kas-iskelet sistemi hastalıkları işle ilgili en sık bildirilen hastalıklardan biridir (277-280).

Rahatsızlık literatürde bulunan ve genellikle ağrı ile ilgili bir kavramdır (281). Rahatsızlık tanımı doku hasarı içermez ve bu nedenle rahatsızlığı ağrıdan ayırmak için bir mekanizmadır (281). Kas iskelet sistemi rahatsızlıklarının mesleki çevreye etkisi oldukça önemlidir ve yıllık iş günü kaybına ve verimlilik kaybına yol açtığı bildirilmektedir (282, 283). İşyerinde kas iskelet sistemi hastalığının sebep olduğu verimlilik kaybı nedeniyle maliyetler de büyük olmaktadır (284). Uzun süreli oturma kas-iskelet ağrısı ile ilişkili olduğundan (281, 284), çalışmamızın sonuçları da uzun oturma süresinde oluşan biyomekanik değişikliklerin kas-iskelet sistemi rahatsızlığını arttırdığını göstermiştir. Buna bağlı iş gücü kaybına sebep olma oranları ile koruyucu önlemlerin alınarak verimliliğin artırılması; iş gücü kaybının ve devlete olan sağlık harcamalarının azaltılması yönünde çalışmaların yapılmasının hem bireysel sağlık açısından hem ülke ekonomisi açısından faydalı olacağı düşüncesindeyiz.

Birçok çalışma uzun süreli oturma özelliği boyun-omuz ağrısı için bir risk faktörü olduğunu bulmuştur (219-225). Kronik bel ağrısı % 23 uluslararası prevalansa sahiptir ve bu nedenle kronik ağrının en yaygın şeklidir (285, 286). Çok sayıda psikososyal ve fiziksel yön, gelişiminden ve kronik bir duruma ilerlemesinden sorumlu olabilir (287). Bununla birlikte, nedenselliği belirli bir faktöre bağlayan literatür eksiktir

(287, 288). Bu unsurlarla birlikte, statik yüklenme, fiziksel ve psikolojik stres, ofis ortamında mevcut baskılardır (288). Bu nedenle, uzun süreli statik oturmanın da sırt, boyun, omuzlar, kollar ve bacaklarda kas-iskelet sistemi bozuklukları geliştirme riski ile ilişkili olduğu düşünülmelidir (289). Olumsuz veya ergonomik olmayan oturma pozisyonları, oturma postürünün veya çalışma koşullarının neden olduğu rahatsızlığın kas-iskelet şikayetlerine yol açabileceği düşünülebilir (290). Gazzola ve ark. (291) 71 genç diş hekiminde yüksek bir kas-iskelet sistemi rahatsızlığı (% 98.6) saptamış ve en fazla etkilenen bölgelerin servikal omurga (% 77.5), lomber omurga (% 73.3) ve omuzlar (% 69) olduğunu bildirmişlerdir (291). Çalışmamızda başlangıçta farklı ayak pozisyonları arasında rahatsızlık hissi benzerdi. 30. dakikada farklı ayak pozisyonları arasında boyun, sırt ve bel rahatsızlığı benzerdi. Fakat başlangıçta boyun ekstansor kuvveti zayıf olan katılımcıların 30 dakika sonra ayak pozisyonu farketmeksizin boyunda daha çok rahatsızlık hissettikleri tespit edildi. Sağ kalça ve sağ diz rahatsızlığının çapraz bacaklı iken- sol üstte olduğu pozisyonda, sol kalça ve sol diz rahatsızlığının çapraz bacaklı iken-sağ üstte olduğu pozisyonda daha fazla olduğu bulundu. Sağ ayak bileği için en fazla rahatsızlık hissi çapraz bacaklı iken-sağ bacağın üstte olduğu durumda, sol ayak bileğinin rahatsızlık hissi en fazla çapraz bacaklı iken sol üstte olduğu pozisyonda oluştu. Tüm ayak pozisyonlarında otuz dakikalık oturma süresi sonunda rahatsızlık hissi belirlenen vücut bölgelerinin tümünde artmıştı. Literatürde kas-iskelet rahatsızlığı, algılanan gerginlik, kas yorgunluğu veya ağrı, uyuşma ve ağrı hissi gibi tezahürleri ifade eder (10, 11, 177). Bel bölgesindeki rahatsızlığın, oturma pozisyonundaki genel rahatsızlığın artmasının ana nedeni olduğu bildirilmektedir (179). Bununla birlikte, sırt ağrısının altında yatan mekanizmalar açıkça anlaşılmamıştır (292-294). Ayrıca, sırtlık veya kolçakların varlığı veya yokluğu çalışmalar arasındaki karşılaştırmayı zorlaştırmaktadır. Kısıtlı vücut duruşları ve nötr duruşlardan sapmalar, statik kas çabasının en sık görülen şekli olduğu literatürde kanıtlanmıştır (295, 296). Yapılan çalışmalarda statik efora uzun süre günlük olarak maruz kalınması, kaslarda, eklemlerde, tendonlarda ve diğer yumuşak dokularda ağrı ve ağrıların yanı sıra rahatsızlığa neden olduğu kanıtlanmıştır (297, 298). Çalışmalarda, algılanan vücut rahatsızlık hissini uzun süreli oturmada oluşan postüral değişiklikler ile ilişkili olduğu bildirilmektedir (179, 188, 299). Literatür ışığında planladığımız çalışmamızda farklı ayak pozisyonları arasında boyun, sırt ve bel için rahatsızlık hissini başlama süreleri benzerdi. Fakat farklı ayak pozisyonlarının kalça, diz ve ayak bileğindeki rahatsızlık hissine etkisi ekstremitelere yüklenmeyle doğru orantılı

olarak arttı. Altta yatan postural problemlerin bu rahatsızlık hissinin daha da tetiklediği görüldü.

Vergara ve Page uzun süreli oturma sırasında algılanan vücut rahatsızlığının önemli ölçüde arttığını bildirmiştir (179). Vergara ve Page rahatsızlığın çoğunlukla boyunda ve belde meydana geldiğini ve algılanan kas-iskelet rahatsızlığının sağlıklı kişiler arasında lumbal bel ağrısının öngörücüsü olduğunu savunmuşlardır (179). Bizim sonuçlarımızda 30 dakikalık oturma sonucunda, servikal, torakal, lumbal omurganın kifotik duruşu ve pelvisin posteriora tilti ile değişen postür ve artan ağırlık aktarımı ile birlikte rahatsızlık hissinin arttığı bulundu. Çalışmamızda her bir ayak pozisyonuna göre vücut bölgelerinin rahatsızlık hissinin değiştiği bulundu. Çalışmamız, literatürde ciddi bir eksik ve standardizasyonu zayıf olan bir konuya ışık tutmuş ve algılanan vücut rahatsızlık hissinin ayak pozisyonlarındaki farklılığı ortaya koymuştur. Deney düzeneğimiz sandalye kollarının olmaması, sırt desteğinin olmaması ve kişilerin hareket etmemesi açısından kişinin self-oturma denge ve postürünü objektif görmek açısından önemli olmakla birlikte, oturma postüral dinamiklerinde algılanan oturmadaki rahatsızlığa göre zaman içindeki değişiklikleri değerlendirmeyi de mümkün kıldı.

Oturma postürünün algılanan rahatsızlığın gelişimi ile ilişkili olarak lineer ve nonlineer analizlerle değişkenliğini incelemek amacıyla yapılan başka bir çalışmada, dokuz erkek denek katılmıştır (10). Markerlar yerleştirildikten sonra, denekler sırt, ayak desteği veya kol dayama yeri olmayan ve yastıklama olmadan bir kuvvet platformuna oturtulmuştur. Uzun süreli oturma sırasında rahatsızlık dereceleri, kinetik ve kinematik verileri kaydedilmiştir (10). Bu çalışmada 90 dakikalık oturma süresi belirlenmiş fakat rahatsızlık değerlendirmesi ve deneklerin bacaklarda kan dolaşımını sağlamak için alt bacaklarını ve ayaklarını hareket ettirmelerine izin vermek için aralar eklenmiştir (10). Sonuç olarak, lumbal eğri azalmış ve ağırlık merkezinin yer değiştirmesi miktarı zamanla artmıştır yazarlar bunu rahatsızlık ile ilişkilendirmiştir. Ayrıca değişen postürle en erken rahatsızlık hissi kalça ve sırtta başlamıştır (10). Çalışmamızda da literatür ile benzer şekilde lumbal eğrilik azalmış ve belirlenen tüm vücut bölgelerinde rahatsızlık artmıştır. Alt extremitte hareketinin boyun, sırt, ve bel rahatsızlığını değiştirmemiş olmasının süreyle bağımlı bir durum olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızdaki farklı ayak pozisyonları ile kalça, diz ve ayak bileği rahatsızlığını azaltmak için alternatif pozisyonlar ile literatüre katkı sağlayacağımızı düşünmekteyiz. Ayrıca literatürle uyumlu olarak, değişen servikal, torakal ve lumbal eğrilikliliklerle birlikte oluşan postüral stresin ve ağırlık merkezinin yer değişiminin rahatsızlık derecelerini

etkilediği düşüncesine katkı sağladığımızı düşünmekteyiz. Bizim çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak alt ekstremitte hareketi 30 dakika boyunca kısıtlanmıştı ve çalışmamızdaki kalça altındaki uzun doku basıncı ile oturmadaki rahatsızlık arasındaki ilişkinin, kalça altındaki yumuşak dokuların daha büyük veya daha etkili basınca maruz kaldığı için rahatsızlık hissinin de giderek daha da şiddetlendiğini düşünmekteyiz.

Günlük olarak uzun süre statik efor sarf edilmesi dizdeki kaslarda, eklemlerde, tendonlarda ve diğer yumuşak dokularda ağrı ve ağrıların yanı sıra rahatsızlığa neden olabilmektedir (297, 298). Bunlar uzun süre oturan bireylerin sağlığını ve üretkenliğini etkileyen önemli problemlerdir. Oturmada alt ekstremitte problemleri risk faktörleri de birçok araştırmacı tarafından araştırılmaktadır (300, 301). Sürekli olan diz fleksiyonu diz yaralanmalarının bir nedeni olarak bildirilir (300, 301). Çalışmamızda otuz dakikalık oturma sonunda rahatsızlık hissi fazla olan vücut bölgesinin rahatsızlık hissinin daha erken başladığını görmekteyiz. Diz rahatsızlığında fark bulunan pozisyonların extremitelere yük binmesinden kaynaklandığı görülmektedir. Vücuda binen yükler arttıkça rahatsızlık hissinin arttığı göz önünde bulundurulursa, özellikle ayak bileği, diz, kalça gibi izole bir bölgeden rahatsızlık hissi ile başvuran ofis çalışanlarında oturma pozisyonlarının sorgulanması gerektiği görülmektedir. Ayrıca çalışmamız bu yönüyle literatüre önemli katkı sağlayarak, klinik pratik yaklaşımlara farklı perspektif sunmaktadır. Çalışmamızda sağ ve sol ayak bileği rahatsızlık hissi otuz dakika oturma süresi sonunda tüm ayak pozisyonlarında artmıştır. Sağ ayak bileği rahatsızlığı için, sol ayak önde ve çapraz bacaklı iken-sağ üstte durumunda daha fazla olduğu ve bu durumlarda daha erken başladığı görülmektedir. Sol ayak bileği için tersi geçerlidir. Bu durumun dokulara binen yük farkından ve kan dolaşımından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Winkel ve Jorgensen, oturma postüründe distal alt ekstremitte şişmesi ile ayak rahatsızlığı arasındaki ilişkiyi araştırmak amacıyla 3 farklı bacak aktivitesi (inaktif, semi-aktif, aktif) tanımlamış ve 7 katılımcı ile 8 saatlik bir çalışma gerçekleştirmiştir (302). Çalışma sonucunda, ayağın rahatsızlığı, ayak şişmesi anlamlı derecede korele olduğunu bildirmişlerdir (302). Ancak bu sonuç, bizim çalışmamızdan farklı olarak farklı postürlerin araştırıldığı değil, farklı izin verilen aktivite seviyelerini temsil ettiği bir çalışma tasarımı ile elde edilmiştir.

Literatürde, otururken bir bacağın çaprazlanması vücut için birden fazla risk oluşturabileceği düşünülmektedir (303, 304). Örneğin, iki taraftaki abdominal internal oblik kaslarının asimetrik kullanımı nedeniyle gövde asimetrisine neden olabileceği (304) ve pelvisin rotasyonu ile sınırlı bir kalça eklemi hareketi olan bireylerde omurganın

rotasyonunu artırabileceği bildirilmiştir (303). Ayrıca, omurga dikey olarak uygulanan strese dayanacak kadar güçlü olsa da, rotasyon veya fleksiyondan kaynaklanan strese karşı savunmasızdır ve bu durumun sırt ağrısına neden olabileceği bu düşünceler arasındadır (305). Bizim çalışmamızda otuz dakika oturma sonrası omurga üzerindeki literatürde varsayılan parçalayıcı stres kaynaklı rahatsızlık farklı ayak pozisyonlarında benzerdi. Bu benzerliğin çalışmamızın süresi ile ilişkili olduğunu düşünmekteyiz. Fakat çapraz bacaklı oturma yük alan alt ekstremitede rahatsızlık hissini artırdı.

Limitasyonlar

Cilt yüzeyi ölçümleri klinikte çok kullanılan yöntemdir ve çalışmamızda pelvisin 2D analizi yapılmıştır, rotasyonlar ölçüme dahil edilememiştir. Uzun süreli oturmanın pelvis üzerinde biyomekanik etkilerini belirlemek için 3 boyutlu kapsamlı klinik ölçümler yapılabilir. Çalışmamızdaki katılımcılar sağlıklıdır bu yüzden ciddi kas kuvveti zayıflığı olan ve ciddi postüral bozuklukları olan popülasyonlara genellenmesi zordur.

Bu bilgiler ışığında sağlıklı bireylerde dış destek olmadan farklı ayak pozisyonlarında otuz dakika oturmanın, bireylerin boyun, sırt, bel, kalçalar, dizler ve ayak bileği bölgelerindeki rahatsızlık hissini arttırdığı, servikal lordozun ve lumbal lordozun düzleşmesine, torasik bölgede kifoz oluşumuna ve pelvik bölgede posterior tilte neden olduğu bulundu. Değişen postürle birlikte ayaklara binen ağırlık aktarımını arttığı ve oturma dengesinin olumsuz etkilendiği bulundu. Ayrıca postür bozukluğu ve kas kuvveti zayıflığının tüm ayak pozisyonlarında servikal ve torakal bölgede fizyolojik eğrilikden daha çok sapmalara neden olduğu, rahatsızlık hissini bu durumlarda daha çok arttığı bulundu. Çalışmamızın, uzun süreli oturma sonrası değişen denge, omurga biyomekaniğinin ve postural değişimlerin anlaşılması, uzun süreli oturan bireylerde oluşabilecek kas iskelet sistemi hastalıklarını önleme ve iyileştirme stratejileri açısından literatüre fikir sunacağını düşünmekteyiz. Uzun süre oturmaya bağlı kas iskelet sistemi rahatsızlıklarının önlenmesi ile birlikte mesleki verimlilik ve iş gücü kaybının; bunların neticesinde de artmış iş yükü maliyetinin azalacağını düşünmekteyiz. Teknolojik gelişmelerle hareketsiz yaşam tarzının kaçınılmaz olduğu düşünüldüğünde, çalışmamızın uzun süreli oturan bireylerin postüral bozukluklarının incelenmesi, önlenmesi ve düzeltilmesi aşamasında fizyoterapi bilimine önemli katkılar sağlayacağını düşünmekteyiz. Bu sebeple uzun süre oturmanın omurga biyomekaniğine ciddi etkileri düşünüldüğünde çalışmamız normal postürün önemi açısından aydınlatıcı sonuçlar sunmaktadır. Çalışmamız, literatürde ciddi bir eksik ve standardizasyonu zayıf olan bir

konuya ışık tutmuş ve algılanan vücut rahatsızlık hissinin ayak pozisyonlarındaki farklılığını ortaya koymuştur. Ayrıca; uzun süre oturma pozisyonunda kalmak zorunda olan ofis çalışanları ve diğer bireylerden belirli bölgelerinde rahatsızlık ve postural biyomekanik problemler yaşayanların bu rahatsızlık hissi ve postural problemlerinin altında oturma pozisyonunda kullandıkları ayak pozisyonunun da etkili olabileceği düşünüldüğünde çalışmamız bu alanda yapılan ilk çalışma olarak hem kliniğe hem literatüre farklı bir bakış açısı getirmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının rahatsızlık hissi, ağırlık aktarımı ve postür üzerine biyomekanik etkilerini incelediğimiz bu çalışma, 18-25 yaş aralığındaki 30 katılımcı (13 erkek, 17 kadın) ile gerçekleştirildi ve aşağıdaki sonuçlara varıldı:

1. Ayak pozisyonları arasında bireylerin başlangıç postürü ile açılarda başlangıç değerleri benzerdi. 30. dakikada ölçülen servikal açının başı önde olan katılımcılarda ve yuvarlak omuz olan bireylerde daha az olduğu görüldü. Postürü normal olmayan bireylerin 30 dakikalık oturma sonrası rahatsızlığının daha çok arttığı bulundu. Core kuvveti ile omurga ve pelvik tilt açılarının 0. ve 30. dakikadaki değerleri arasında bir ilişki yoktu.

2. Başlangıçta ve 30. dakikada oturma dengesi ayak pozisyonları arasında benzerdi. Tüm ayak pozisyonlarında oturma dengeleri otuz dakika sonra kötüleşti. Bu durumun kişilerin omurga açılarının değişmesi, öne dengelerinin artması ve böylece ayaklara ağırlık aktarımının artışı üzerinde önemli bir faktör olabileceğini düşünmekteyiz.

3. Başlangıçta ve 30. dakikada 6. ayak pozisyonunda sağ ayağa ağırlık aktarımının diğer ayak pozisyonlara göre daha fazla olduğu ve sol ayağa ağırlık aktarımının 5. ayak pozisyonunda daha fazla olduğu bulundu. Sağ ve sol ayak için, 30. dakikadaki ağırlık aktarımı, başlangıçtan daha fazlaydı.

4. Otuz dakikalık oturma süresi sonunda tüm ayak pozisyonlarında servikal ve lumbal açı değerinin azaldı, torakal ve pelvik tilt açı değerinin arttı. Bu durum oturma süresi arttıkça postür üzerine biyomekanik sapmaların arttığını ortaya koymaktadır. Ancak bu durumun ayak pozisyonlarından etkilenmediği görüldü.

5. Farklı ayak pozisyonları arasında başlangıçta ve 30. dakikada rahatsızlık hissi benzerdi. Fakat başlangıçta boyun ekstansör kuvveti zayıf olan katılımcıların 30 dakika sonra boyunda daha çok rahatsızlık hissettikleri tespit edildi. Kalça, diz ve ayak bileği rahatsızlık hissini artan yüklerle doğru orantılı olarak arttığı bulundu. Tüm ayak pozisyonlarında otuz dakikalık oturma süresi sonunda rahatsızlık hissi belirlenen vücut bölgelerinin tümünde arttı.

6. Rahatsızlık hissinin başlama süreleri boyun, sırt ve bel için ayak pozisyonları arasında benzerdi. Ancak ekstremite üzerine binen yük ile doğru orantılı olarak bir artış olduğu görüldü.

6.2. Öneriler

✓ Uzun süreli oturmada değişen omurga biyomekaniğinin rahatsızlık hissini artırdığı sonuçlarımız arasında olup, rahatsızlık hissinin ağrının öngörücüsü olarak nitelendirdiğimizde; ileride yapılacak başka çalışmalarda uzun süre masa başında çalışan bireylerin değerlendirilmesinin ve kas iskelet sistemi hastalıkları oluşmadan önlem alınmasının yararlı olacağını düşünüyoruz. Ayrıca çalışmamızda kas kuvveti zayıflığı postürü etkilediği görüldüğü için bu önlemler arasında olan egzersizlere kas kuvvetlendirme egzersizleri eklenmelidir. Bu bağlamda çalışmamız ağrı sebebiyle oluşan verimlilik ve iş gücü kaybı ile oluşabilecek olumsuzlukları önleme ve çözüm odağını belirlemede klinik uygulamaları önemli derecede şekillendirecektir.

✓ Otmada uygun pozisyon ve yük dağılımı yapılması gereken patello femoral ağrı sendromu gibi izole diz ağrıları ve/veya ayak bileği ağrılarına sebebiyet veren patolojilerde ve ağırlık aktarımı, yük dağılımının önemli olduğu diğer durumlarda, ekstremite tolerans edebileceği yük ile orantılı pozisyonun belirlenmesi açısından klinisyenlere yardımcı olacağımızı düşünmekteyiz.

✓ Bu çalışma sağlıklı genç yetişkinler arasında yürütülmüştür; uzun süreli oturmada rahatsızlık hissi her yaşta insanlarda kas iskelet sistemi hastalıklarına yol açabilecek bir durumdur. Bu yüzden yaş aralığının daha geniş tutulduğu tüm yaş grubundan popülasyonların değerlendirildiği çalışmalar yapılabilir.

✓ Oturma dengesinin iyileştirilmesi için oluşturulan egzersiz reçetelerine postür eğitiminin de eklenmesi yararlı olabilir.

KAYNAKLAR

1. Kendall FP, Mcceary EK, Provance PG. *Muscles Testing And Function*. Lippincott Williams and Wilkins, Usa, 1993: 71,84,101.
2. Lis AM, Black KM, Korn H, Nordin M. Association between sitting and occupational LBP. *Eur Spine J* 2007, 16(2): 283–98.
3. Otman A, Demirel H, Sade A. *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. Hacettepe Yayınları, Ankara, 1995: 11-2.
4. İnce İ. Türk Halter Milli Takımının Postür Yapılarının İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Bilimleri Fakültesi, Antrenörlük Eğitimi Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi, 2008.
5. Beyazova M, Gökçe KY. *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon*, Ankara: Güneş Kitapevi, 2000: 1465-83.
6. Lurati AR. Health issues and injury risks associated with prolonged sitting and sedentary lifestyles. *Workplace Health Saf* 2017, 66(6): 285–90.
7. Lloyd MH, Gauld S, Soutar CA. Epidemiology study of back pain in miners and office workers. *Spine* 1986, 11(2): 136–40.
8. Baumgartner D, Zemp R, List R, Stoop M, Naxera J, Elsig JP, Lorenzetti S. The spinal curvature of three different sitting positions analysed in an open MRI scanner. *Sci. World J* 2012, 2012: 1-7.
9. Guggenbuhl M, Krueger H. Investigations on the effects of seat shape and slope on posture comfort, and back muscle activity. *Int. J of Ind. Ergonom* 1993, 12: 91–103.
10. Søndergaard KH, Olesen CG, Søndergaard EK, de Zee M, Madeleine P. The variability and complexity of sitting postural control are associated with discomfort. *J Biomech* 2010, 43: 1997–2001.
11. De Looze MP, Lottie FM, Kuijt-Evers, Jaap VD. Sitting comfort and discomfort and the relationships with objective measures. *IJEG* 2003, 46: 10, 985-97.
12. Keegan JJ. Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. Reprinted with permission from. *J Bone Joint Surg* 1953, 35-A: 589-603.
13. Lord MJ, Small JM, Dinsay JM, Watkins RG. Lumbar lordosis. Effects of sitting and standing. *Spine* 1997, 22: 2571-4.
14. Von Meyer H. Das sitzen mit gekreuzten Oberschenkeln und dessen möglichen folgen. *Arch Anat Physiol* 1890, 14: 204-8.

15. Staffel F. Zur Hygiene des sitzens. *Zbl F Allg Gesundheitspflege*. 1884, 3: 403-21.
16. Claus AP, Hides JA, Moseley GL, Hodges, PW. Is “ideal” sitting posture real?: Measurement of spinal curves in four sitting postures. *Man. Ther* 2009, 14(4): 404–8.
17. Mbada CE, Olaogun M, Oladeji OB, Omole JO, Ogundale AO. Biomechanical effect of sitting postures on sitting load and feet weight in apparently healthy individuals, *Niger J Health Sci* 2016, 16: 15-21.
18. Hennig EM, Staats A, Rosenbaum D. Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot Ankle Int* 1994, 15: 35-4.
19. Schoberth H. *Seating: Posture, Injuries And Furniture*. Berlin: Springer Verlag; 1962.
20. Izzo R, Guarnieri G, Guglielmi G, Muto M. Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability. *Eur. J Radiol* 2013, 82(1): 118–26.
21. Cramer GD, Darby SA, Cramer GD. *Clinical Anatomy Of The Spine, Spinal Cord, And ANS* (3rd ed). Elsevier, 2014.
22. Beth A. Winkelstein. *Orthopaedic Biomechanics*. Spine Biomechanics 2013: 181.
23. Kavak S. Acil Servise Travma İle Başvuran Hastaların Vertebral Kolon Muayenesi İle Radyolojik Bulgularının Karşılaştırılması. Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Askeri Tıp Fakültesi, Acil Tıp Anabilim Dalı. Tıpta Uzmanlık Tezi. Ankara, 2012.
24. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. *Promethaus Anatomi Atlası*. Genel Anatomi ve Hareket Sistemi (Türkçe çeviri). Türkçeleştirme editörleri: Yıldırım M, Marur T. 1. Baskı, Cilt 1. İstanbul: Nobel Tıp Kitapları; 2007.
25. White III AA, Panjabi MM. The basic kinematics of the human spine. *Spine* 1978, 3(1): 12–20.
26. Feltrin GP, Macchi V, Saccavini C, Tosi E, Dus C, Fassina A, Parenti A, De Caro R. Fractal analysis of lumbar vertebral cancellous bone architecture. *Clin Anat* 2001, 14: 414-17.
27. Ege R. *Vertebra-Omurga*. Ed. R. Ege. Ankara, Türk Hava Kurumu Basımevi. 1992, 29: 189-91.
28. Snell RS. *Klinik Anatomi*. Çev Ed: Yıldırım M. 5. baskı, Nobel Tıp Kitabevi, 1998: 823-29.

29. Pansky B, Gest TR. *Lippincott Açıklamalı İnsan Anatomisi Atlası* (Türkçe çeviri). Türkçe çeviri editörü: Karahan ST, Cilt 1. İstanbul: Güneş Tıp Kitabevleri; 2015.
30. Pal GP, Cosio L, Routal RV. Trajectory architecture of the trabecular bone between the body and the neural arch in human vertebrae. *Anat Rec.* 1988, 222: 418-25.
31. Masharawi Y, Salame K. Shape variation of the neural arch in the thoracic and lumbar spine: characterization and relationship with the vertebral body shape. *Clin Anat* 2011, 24: 858-67.
32. Xu R, Burgar B, Ebraheim NA, Mayalama RA. The quantitative anatomy of the laminae of the spine. *Spine* 1999, 24: 107-13.
33. Standring. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*, (40th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone, 2008.
34. Arıncı K, Elhan A. *Anatomi*, 2.cilt, 4. baskı, Güneş Kitabevi, Ankara, 2006: 58-65.
35. Unur E, Ülger H, Ekinci N. *Anatomi*, 3. Baskı, Kıvılcım Kitapevi, Kayseri 2009: 13-17.
36. Bogdanović Z, Živković M, Marković Ž. The presence of foot deformities depending on age and sex, *5-th European and 2-nd Serbian Congress of Pedagogues of Physical Culture-Niš, Serbia, Proceedings 2009: 779-86.*
37. Ecerkale Ö. Postür Analizinde Symmetrigraf ile Orthoröntgenogram Sonuçlarının Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Uzmanlık tezi, İstanbul 2006; 68-80.
38. Kapandji IA. *The Physiology of the Joints*. Edinburg, Churchill Livingstone 1974, 3: 10-74.
39. Şimşek İE. (Ed). *Omurga*. Ankara: Hipokrat Kitabevi. 2017: 3-62.
40. Bulut S. Asemptomatik Bireylerde Kayropratik Torakal Eklem Manipülasyon Tekniğinin Torasik Omurgadaki Normal Eklem Hareket Açıklığına Olan Anlık Etkisi. Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Kayropratik Yüksek Lisans Tezi, İstanbul: Bahçeşehir Üni. 2018.
41. Hall SJ. *Basic Biomechanics*. Seventh Edition. College of Health Sciences University of Delaware.2015: 272.
42. Sonoda T. Studies on the strength for compression, tension and torsion of the human vertebral column. *Kyoto. Med. Univ.* 1962, 71: 659.

43. Gellhorn AC, Katz JN, Suri P. Osteoarthritis of the spine: the facet joints. *Nat. Rev. Rheumatol* 2012, 9(4): 216–24.
44. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. *Promethaus Anatomi Atlası*. Genel Anatomi ve Hareket Sistemi (Türkçe çeviri). Türkçeleştirme editörleri: Yıldırım M, Marur T. 1. Baskı, Cilt 1. İstanbul: Nobel Tıp Kitapları; 2007: 94-99.
45. Çimen A. *Anatomi kitabı*. Uludağ Üniversitesi Basımevi, 3. Baskı. 1992: 540–43.
46. Şar C. *Lumbal omurganın anatomisi biyomekaniği ve biyokimyası, bel ağrısı tan ve tedavi*. Çeviren: Özcan E. 1. baskı. İstanbul, Nobel Kitabevi. 2002: 9-14.
47. Guillot M, Fournier J, Scheye T, Escande G, Chaza J, Tanguy A, Vanneuville G. Mechanics of the characteristic geometry of the human spine undergoing vertical pressure. *Bull Assoc Anat (Nancy)* 1988, 55: 351–9.
48. Kirkaldy-Willis WH. Presidential symposium on instability of the lumbar spine. Introduction. *Spine* 1985, 10: 254.
49. Pope MH, Panjabi M. Biomechanical definitions of spinal instability. *Spine* 1985, 10: 255–6.
50. Finneson B. *The lower back in the diagnosis of Rheumatic Diseases*. In Katz Warren A. *Rheumatic Diseases, Diagnosis and Management*; J.B. Lippincott company 1977: 114-135.
51. Donahue D, Whetsell W, Pathological considerations of the herniated nucleus pulposus. In: Camins and P. *Oleary Lumbar Spine*. New York: Raven Press, 1987: 427-37.
52. Caillet R. *Low back pain syndrome*. 3rd Edition, F.A. Davis, Philadelphia. 1981: 1-52.
53. Modic MT, Masaryk T, Ross J. Imaging of degenerative Disk Disease. *Radiology* 1988, 168: 177-86.
54. Andersson GDJ. *Back Scholls*. Chp. 15 The Lumbar Spine and Back Pain, 1987.
55. Neftci FH. The Ciba Collection of Medical illustrations Volume I Nervous System Part I. *Anatomy and Physiology*. Donnelly and Sons Company Printed in USA.
56. Hüseyinoğlu N. Lumbal Disk Hernisine Bağlı Siyataljilerin Tedavisinde Lumbal Manüpülasyon Ve Fizik Tedavi Uygulamalarından Hot-Pack, Ultrason ve Lumbal İntermittan Traksiyonla Alınan Sonuçların Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri

- Enstitüsü, İstanbul Tıp Fakültesi, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 1989.
57. Kahanovitz N. *Diagnosis and Treatment of Low Back Pain*. 1991: 5-23.
58. Hochschuler H. Stephen Rehabilitation of the spine. *Science and practice* 1993: 79-113.
59. Serdar Erdine Ağrı. *Lumbar vertebral kolonun fonksiyonel anatomisi*. 2000: 328-338.
60. Taraneh R. Faset Sendromunda Klinik Belirti ve Bulguların Tanısal Değeri. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Yüksek lisans tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 1995.
61. Beyazova M, Kutsal GY. *Lumbar Omurganın Fiziksel Özellikleri ve Fonksiyonel Biyomekaniği*. Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon. M. Karataş Güneş Kitabevi Ankara 2000: 459-78.
62. Farfan HF. *Torsiyon and compression*. Farfan HF (Ed.) Mechanical disorders of the low back. LEA Febiger, Philadelphia, 1973: 62-9.
63. Hagg O, Wallner A. Facet joint asymmetry and protrusion of the intervertebral disc. *Spine* 1990, 15(5): 356-9.
64. Bough B, Thakore J, Davies M, Dowling F. Degeneration of the lumbar faset Joints Arthrography and pathology. *The J. Bone and joint surg*. 1990, 22(B): 2: 275-6.
65. Miller JAA, Haderspeck KA, Schultz, AB: Posterior element loads in lumbar motion segments. *Spine* 1983, 8: 331-7.
66. Solak A. 18-25 Yaş Arası Sağlıklı Bayanlarda Postür Değerlendirilmesi ve Pedobarografik Analizi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Anatomi Anabilim Dalı, Yüksek lisans tezi, Manisa: Celal Bayar Üni, 2018.
67. Dickman CA, Crawford NR, Brantley AG, Sonntag VK. Biomechanical effects of transoral odontoidectomy. *Neurosurgery* 1995, 36(6): 1146-52.
68. White AA, Panjabi MM. *Clinical Biomechanics of the Spine*. White III AA and Panjabi MM (ed), 2th, Philadelphia: J.B. Lipincott Company, 1990.
69. Panjabi MM, Krag MH, White AA, Soutwick WO. Effects of preload on load displacement curves of the lumbar spine. *Orthop Clin North Am* 1977, 8: 181-92.
70. Louis R. *Chirurgia del rachide*. Padova: Piccin ed 1989: 67-9.

71. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord* 1992, 5: 390–7.
72. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *J Spinal Disord* 1992, 5: 383–9.
73. Boden SD, Wiesel SA. Lumbosacral segmental motion in normal individuals. Have we been measuring instability properly? *Spine* 1989, 15: 571–6.
74. Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation*, Elsevier Health Sciences, 2013.
75. Nordin M, Frankel VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
76. Wilke HJ, Volkheimer D. Basic biomechanics of the lumbar spine. Elsevier. *Biomechanics of the Spine* 2018, 51-67.
77. Noori S, Diwan, Mehta N. Lumbar Diskogenic Back Pain. *Symptom Oriented Pain Management* 2017, 187.
78. Oxland TR, Panjabi MM. The onset and progression spinal injury: a demonstration of neutral zone sensitivity. *J Biomech* 1992, 25: 1165–72.
79. Kojima Y, Maeda T, Arai R, Shichikawa K. Nerve supply to the posterior longitudinal ligament and the intervertebral disc of the rat vertebral column as studied by acetylcholinesterase histochemistry. I. Distribution in the lumbar region. *J Anat* 1990, 169: 224–37.
80. McLain RF. Mechanoreceptor endings in human cervical facet joints. *Spine* 1994, 19: 495–501.
81. Lindh M. Biomechanics of the lumbar spine. Nordin M, Frankel VH(ed), *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lea and Sebigier, Philadelphia, 1989: 183–209.
82. Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1960, 43: 1: 140–7.
83. Farfan HF. *Torsion and compression*. Farfan HF(ed). Mechanical disorders of the low back pain. LEA Febiger Philadelphia, 1973: 62–9.
84. White AA, Panjabi MM. Physical properties and functional biomechanics of the spine. White AA, Panjabi MM(ed): *Clinical Biomechanics of the Spine*, 2nd ed. JB Lippincott Company, Philadelphia, 1990: 1–83.
85. Patwardhan A, Vanderby R, Knight G, Gogan W, Levine P. Biomechanic of the spine. *Atlas of orthotics*. 2nd ed. 1985, 7: 46.

86. Magee DJ. *Orthopedic physical assessment*. Gait Assessment. Saunders WB Company, Toronto, 2014.
87. Akman MN, Karataş M. *Temel ve Uygulanan Kinezyoloji*, Ankara, Haberal Eğitim Vakfı, 2003: 151-257.
88. Cailliet R. *Bel ağrısı sendromları*, Nobel Tıp Kitabevleri, 1994: 41-56.
89. Brooke R. The sacro-iliac joint. *J Anat.* 1924, 58(Pt 4): 299–305.
90. Lovejoy CO, Meindl RS, Pryzbeck TR, Mensforth RP. Chronological metamorphosis of the auricular surface of the ilium: A new method for the determination of adult skeletal age at death. *Am J Phys Anthropol.* 1985, 68(1): 15–28.
91. White TD, Black MT, Folkens PA. Human osteology. *Academic press*; 2011.
92. Werner CM, Ramseier LE, Ruckstuhl T, Stromberg J, Copeland CE, Turen CH, Rufibach K, Bouaicha S. Normal values of wiberg’s lateral center-edge angle and lequesne’s acetabular index-a coxometric update. *Skeletal Radiol.* 2012, 41(10): 1273–8.
93. Merle C, Grammatopoulos G, Waldstein W, Pegg E, Pandit H, Aldinger PR, Gill HS, Murray DW. Comparison of native anatomy with recommended safe component orientation in total hip arthroplasty for primary osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 2013, 95(22): e172.
94. Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg Br.* 1993, 75(2): 228–32.
95. Perreira AC, Hunter JC, Laird T, Jamali AA. Multilevel measurement of acetabular version using 3-D CT-generated models: Implications for hip preservation surgery. *Clin Orthop Relat Res* 2011, 469(2): 552–61.
96. Reynolds D, Lucas J, Klaue K. Retroversion of the acetabulum. A cause of hip pain. *J Bone Joint Surg Br.* 1999, 81(0301-620; 2): 281–8.
97. Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: Theoretical background. *Gait Posture* 2005, 21(2): 186–96.
98. Levangie PK, Norkin CC. *Joint structure and function: A comprehensive analysis*. FA Davis; 2011.
99. Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation*. 2. St. Louis, MO: Elsevier; 2010a.

100. Michaud SB, Gard SA, Childress DS. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *J Rehabil Res Dev* 2000, 37(1): 1.
101. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. *Muscles testing and function*. Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1993.
102. Crowell RD, Cummings GS, Walker JR, Tillman LJ. Intratester and intertester reliability and validity of measures of innominate bone inclination. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1994, 20(2): 88–97.
103. Levine D, Whittle MW. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *J Orthop Sports Phys Ther* 1996, 24(3): 130–5.
104. Lewis CL, Laudicina NM, Khoo A, Loverro KL. The human pelvis: variation in structure and function during gait. *Anat Rec (Hoboken)* 2017, 300(4): 633–642.
105. Bek PDN. *Ayak Bileği ve Ayak Problemleri*: Hipokrat Yayınevi; 2018: 47-55.
106. Ridola C, Palma A. Functional anatomy and imaging of the foot. *Ital J Anat Embryol*. 2001, 106(2): 85-98.
107. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. *Promethaus Anatomi Atlası*. Genel Anatomi ve Hareket Sistemi (Türkçe çeviri). Türkçeleştirme editörleri: Yıldırım M, Marur T. 1. Baskı, Cilt 1. İstanbul: Nobel Tıp Kitapları; 2007: 374.
108. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. Clinically Oriented Anatomy, 7th Edition MD. *Clinical Anatomy*. 2014: 1134.
109. Hernández-Díaz C, Saavedra MÁ, Navarro-Zarza JE, Canoso JJ, Villaseñor-Ovies P, Vargas A, Kalish RA. Clinical anatomy of the ankle and foot. *Reumatol Clin*. 2012, 8(S2): 46–52.
110. Arıncı K, Elhan A. *Anatomi*. 2. Baskı, Ankara: Güneş Kitapevi; Cilt 1. 1997, 33-39, 132-40, 275-80.
111. Moore KL. *Clinically Oriented Anatomy*. 3rd edition. Baltimore, Williams and Wilkins; 1992, 373-496.
112. Moore KL, Agur AM. Çeviri Editörü: Elhan A. *Temel Klinik Anatomi*. Ankara: Güneş Kitapevi; 2006: 321-33, 360-79, 392-402.
113. Riegger CL. Anatomy of the ankle and foot. *Phys Ther*. 1988, 68(12): 1802–14.
114. Dawe EJC, Davis J. (vi) Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. *Orthop Trauma*. 2011, 25(4): 279–86.

115. Yıldırım Y, Esemeli T. Çocukluk ve ergenlik dönemindeki sporcularda ayak ve ayak bileği yaralanmaları. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2004, 38(suppl1): 145-50.
116. Cerrahoğlu L, Balcı N. *Ayak ve ayak bileği: fonksiyonel anatomi ve biyomekanik. ortopedik rehabilitasyon el kitabı*. 2016: 587-604.
117. Moore KL, Dalley AF, (Çeviri Editörü: Dahinoğlu K, 4. Baskıdan Çeviri). *Kliniğe Yönelik Anatomi*. Ankara: Nobel Tıp Kitapevi; 2007: 632-53.
118. Standring S. *Gray's anatomy e-book: the anatomical basis of clinical practice*. Elsevier Health Sciences; 2015.
119. Keith LM. *Clinically Oriented Anatomy* 7th edition. Wolters Kluwer; 2014.
120. Ozan H. *Anatomi*. Klinisyen Tıp Kitabevleri. Ankara; 2005.
121. Marsh JL, Saltzman CL. Ankle Fractures. In: Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM, Koval KJ, Tornetta III P, Wirth MA, editors. *Rockwood and Green's fractures in adults (Vol. 2)*, 6th ed. Philadelphia: Lippincott; 2006: 2148–249.
122. Jahss MH. *Examination*. In: Jahss MH, editor. Disorders of the foot and ankle. Medical and Surgical Management (Vol. 1), 2nd ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 1992: 41–51.
123. Ferner H, Staubesand J. *Sobotta İnsan Anatomisi Atlası* (Türkçe Çeviri). Türkçeleştirme editörü: Akıncı K, 18. Baskı, Cilt 2. İstanbul: Atlas Tıp Kitapçılık; 1985.
124. Koval KJ, Zuckerman JD. *Hareket Sistemi Kırıkları ve Çıkıkları* (Türkçe çeviri). Türkçeleştirme editörü: Şaylı U. 2. Baskı. İstanbul: Güneş Kitabevleri; 2004.
125. Carr JB. Malleolar Fractures and Soft Tissue Injuries of the Ankle. In: Browner BD, Jupiter BJ, Levin MA, Trafton PG, editors. *Skeletal Trauma* 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders; 2003, 2: 2307–74.
126. Beumer A, Valstar ER, Garling EH, Niesing R, Ranstam J, Löfvenberg R, Swierstra BA. Kinematics of the distal tibiofibular syndesmosis: radiostereometry in 11 normal ankles. *Acta Orthop Scand* 2003, 74(3): 337–43.
127. Egol KA, Sheikhaazadeh A, Mogatederi S, Barnett A, Koval KJ. Lower-extremity function for driving an automobile after operative treatment of ankle fracture. *J Bone Joint Surg Am* 2003, 85-A(7): 1185–9.
128. Ramsey PL, Hamilton W. Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral lateral shift. *J Bone Joint Surg Am* 1976, 58(3): 356–7.

129. Greenspan A, Chapman NW. Lower Limb 3: Ankle and Foot. In: Greenspan A, Chaoman NW, editors. *Orthopaedics Imaging*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2004:293–347.
130. Harrison DD, Harrison SO, Croft AC, Harrison DE, Troyanovich SJ. Sitting biomechanics Part I: Review of the Literature. *J Manipulative Physiol Ther* 1999, 22(9): 594–609.
131. Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clin Biomech* 2003, 18: 369-79.
132. Moon HH. The effect of correction exercise program on primary school students with idiopathic scoliosis. *J Sport Leis Stud* 2007, 31: 1033–41.
133. Jobe CM, Phipatanakul W, Coen MJ. *Gross anatomy of the shoulder*. In: Rockwood Jr CA, Matsen III Frederic A, editor. The shoulder. Fourth edition. United States: Elsevier Health Sciences; 2009: 33-100.
134. Ambrosi F. *Fondamenti di Posturologia*. Ed. 2012.
135. Oravitan M. Posturology-fundamental concepts and practical applications. *Analele UVT-Seria EFS* 2009, 11: 61–9.
136. Otman A, Demirel H, Sade A. Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri. Hacettepe Yayınları, Ankara, 1995.
137. Scoppa F. Posturology: from nonlinear dynamics to transdisciplinarity. *Otoneurologia* 2000, 15: 28–48.
138. Barker V. *Postura, Posizione e Movimento*. Ed. Mediterranee. 1998.
139. Scoppa F. Posturology: the neurophysiological model, the biomechanical model, the model psychosomatic. *Otoneurologia* 2002, 9: 3–13.
140. Fırat B. Zihinsel Özürlü Çocuklarda Postür ve El Becerilerinin Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2006.
141. Fortin C, Ehrmann FD, Cheriet F, Labelle H. Clinical methods for quantifying body segment posture: a literature review. *Disabil Rehabil* 2011, 33(5): 367-83.
142. Dunk NM, Chung, YY, Sullivan C, Callaghan JP. The reliability of quantifying upright standing postures as a baseline diagnostic clinical tool. *J Manipulative Physiol Ther* 2004, 27(2): 91-96.
143. Bazna A. Aktif Postürde ve Statik Postürde Çalışan Bireylerde Görülen Omurga Ağrılarının Lokalizasyonlarına Göre Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü,

- Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul: Haliç Üniversitesi, 2014.
144. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers M, Romani WA. *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain* (Kendall, Muscles), Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
145. Basmajian J, DeLuca D. *Muscles Alive*. 5th Ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985: 255, 414.
146. Ünlü Z, Yorgancıoğlu R. Sırt-boyun-omuz bölgesinde ağrı olan kişilerde postür analizi. *Romatoloji Tıbbi Rehabilitasyon Dergisi* 1993, 4: 166–169.
147. Levine D, Richards J, Whittle MW. *Whittle's Gait Analysis*. Edinburgh: Elsevier Health Sciences; 2012: 192.
148. Otman A, Demirel H, Sade A. *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. 9. ed. Ankara Güneş Tıp Kitabevleri; 2016: 14-20.
149. Otman A, Demirel H, Sade A. *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi Rehabilitasyon Yüksek Okulu Yayınları. Ankara. 1998: 11-35.
150. Magee DJ. *Orthopedic Physical Assessment*. Gait Assessment. Chapter 13. W.B. Saunders Company, Toronto. 1987: 362-76.
151. Fahir ÖA, Kaner T. Omurgada Sagittal Denge. *J Turk Neurosurgery* 2013, 23: 13-8.
152. Vatansever ÖM. Farklı fiziksel aktivite düzeyindeki sağlıklı bireylerde vücut farkındalığı ile denge ve postür arasındaki ilişkinin incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2018.
153. İNAL HS. *Spor Biyomekaniği Temel Prensipleri*. Nobel Yayın Dağıtım. Ankara, 2004: 15-26.
154. do Rosário JLP. Photographic analysis of human posture: a literature review. *J Bodyw Mov Ther* 2014, 18(1): 56-61.
155. Loudon JK, Goist HL, Loudon KL. Genu recurvatum syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998, 27(5): 361-7.
156. Ain MC, Shirley ED, Pirouzmanesh A, Skolasky RL, Leet AI. Genu varum in achondroplasia. *J Pediatr Orthop* 2006, 26(3): 375–9.

157. Odunusi E, Peters C, Krivit W, Ogilvie J. Genu valgum deformity in Hurler syndrome after hematopoietic stem cell transplantation: correction by surgical intervention. *J Pediatr Orthop* 1999, 19(2): 270–4.
158. O’Sullivan K, O’Sullivan P, O’Sullivan L, Dankaerts W. What do physiotherapists consider to be the best sitting spinal posture?. *Man Ther.* 2012, 17(5) :432–7.
159. Estrada JE, Veal LA. Modelling and Simulation of Spine in Sitting Posture in a Computer-Related Workplace. *IJCSMC* 2018, 7(11): 121 – 135.
160. Cailliet R, Eccles A. *Soft tissue pain and disability*, FA Davis Philadelphia, 1996.
161. Nachemson AL: In vivo discometry in lumbar discs with irregular nucleograms. *Acta Orthop Scand* 1965, 36: 426-1965.
162. Andersson BJG, Ortengren R, Nachemson A, Elfstrom G. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. I. Studies on an experimental chair. *Scand J Rehabil Med* 1974, 6: 104-14.
163. Andersson BJG, Ortengren R, Nachemson A, Elfstrom G. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. II. Studies on an office chair. *Scand J Rehabil Med* 1974, 6: 115-21.
164. Andersson BJG, Ortengren R. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. III. Studies on a wheel chair. *Scand J Rehabil Med* 1974, 6: 122-7.
165. Andersson BJG, Ortengren R, Nachemson A, Elfstrom G. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. IV. Studies on a car driver’s seat. *Scand J Rehabil Med* 1974, 6: 128-33.
166. Castanharo R, Duarte M, McGill S. Corrective sitting strategies: An examination of muscle activity and spine loading. *J Electromyogr Kinesiol* 2014, 24(1): 1149.
167. McGill SM. A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *J Biomech* 1992, 25(4): 395-414.
168. Woo EHC, White P, Lai CWK. Ergonomics standards and guidelines for computer workstation design and the impact on users’ health – a review. *Ergonomics* 2016, 59(3): 464-75.
169. Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur Spine J* 2011, 20 Suppl 5: 609-18.

170. Wong WY, Wong MS. Smart garment for trunk posture monitoring: A preliminary study. *Scoliosis* 2008, 3(7): 1–9.
171. Gündüz H. Yaşlılarda postür ve yürüme. *Turk J Geriatr* 2000, 3(4).
172. Riskind JH. They stoop to conquer: Guiding and self-regulatory functions of physical posture after success and failure. *J. Pers. Soc. Psychol* 1984, 47(3): 479.
173. Riskind JH, Gotay CC. Physical posture: Could it have regulatory or feedback effects on motivation and emotion?. *Motiv. Emot.* 1982, 6(3): 273–98.
174. Canales JZ, Cordás TA, Fiquer JT, Cavalcante AF, Moreno RA. Posture and body image in individuals with major depressive disorder: A controlled study. *Braz J Psychiatry* 2010, 32(4): 375–80.
175. Kılınç F. Puberte Adölesan Dönemi Basketbolcular ile Sedanterlerin Postür ve Biomotor Özelliklerinin Analiz ve Senkresisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi, İstanbul, 1997.
176. Cailliet R. *Yumuşak Doku Ağrıları ve Fonksiyon Kaybı*. Şafak Yayınevi, İstanbul 1992: 12.
177. Zhang L, Helander MG, Drury C G. Identifying factors of comfort and discomfort in sitting. *Hum. Factors* 1996, 38: 377 – 89.
178. Madeleine P, Voigt M, Arendt-Nielsen L. Subjective, physiological and biomechanical responses to prolonged manual work performed standing on hard and soft surfaces. *Eur. J. Appl. Physiol.* 1998, 77: 1–9.
179. Vergara M, Page A. Relationship between comfort and back posture and mobility in sitting-posture. *Appl. Ergon.* 2002, 33: 1–8.
180. Corlett EN. Background to sitting at work: research-based requirements for the design of work seats. *Ergonomics* 2006, 49: 1538–46.
181. Pope MH, Goh KL, Magnusson ML. Spine ergonomics. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 2002, 4: 49–68.
182. Hamberg-van Reenen HH, van der Beek AJ, Blatter BM, van der Gringen MP, van Mechelen W, Bongers PM. Does musculoskeletal discomfort at work predict future musculoskeletal pain?. *Ergonomics* 2008, 51: 637–48.
183. Lis AM, Black KM, Korn H, Nordin M. Association between sitting and occupational LBP. *Eur Spine J* 2007, 16: 283–98.

184. Hosea TM, Simon SR, Delatizky J, Wong MA, Hsieh CC. Myoelectric analysis of the paraspinal musculature in relation to automobile driving. *Spine* 1986, 11: 928–36.
185. Maroudas A, Stockwell RA, Nachemson A, Urban J. Factors involved in the nutrition of the human lumbar intervertebral disc: cellularity and diffusion of glucose in vitro. *J Anat* 1975, 120: 113–30.
186. McGill SM, Hughson RL, Parks K. Lumbar erector spinae oxygenation during prolonged contractions: implications for prolonged work. *Ergonomics* 2000, 43: 486–93.
187. Fenety A, Walker JM. Shortterm effects of workstation exercises on musculoskeletal discomfort and postural changes in seated video display unit workers. *Phys. Ther.* 2002, 82: 578–89.
188. Liao MH, Drury CG. Posture, discomfort and performance in a VDT task. *Ergonomics* 2000, 43: 345–59.
189. Mastalerz A, Palczewska I. The influence of trunk inclination on muscle activity during sitting on forward inclined seats. *Acta. Bioeng. Biomech.* 2010, 12: 19–24.
190. Mork PJ, Westgaard RH. Back posture and low back muscle activity in female computer workers: a field study. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 2009, 24: 169–175.
191. Wilke H, Neef P, Hinz B, Seidel H, Claes L. Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 2001, 16: 111–26.
192. Rohlmann A, Zander T, Graichen F, Dreischarf M, Bergmann G. Measured loads on a vertebral body replacement during sitting. *Spine J* 2011, 11: 870–5.
193. Waongenngarm P, Rajaratnam BS, Janwantanakul P. Perceived body discomfort and trunk muscle activity in three prolonged sitting postures. *J. Phys. Ther.* 2015, 27(7): 2183–87.
194. Lunn J, Byrne S, Morris S, Mc Cormack D. The Orthopaedic Management Of Scheurman’s Kyphosis Irish. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 2000, 5(1): 87–93.
195. Winter RB. *Classification and terminology*. Moes Textbook of Scoliosis and Other Deformities, 1987.
196. Suresh K, Chandrashekara S. Sample size estimation and power analysis for clinical research studies. *J Hum Reprod Sci* 2012, 5(1): 7.

197. Karakuş S, Kılınç F. Postür ve Sportif Performans. *Kastamonu Eğitim Dergisi* 2006, 14(1): 309-322.
198. Otman S, Köse N. *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. 4. Baskı, Yücel Ofset Matbaacılık. Ankara. 2008: 36-122.
199. Lovett RW. *Treatment of Infantile Paralysis*, 2nd ed. Philadelphia: Blakiston's Son & Co, 1917.
200. Altınok A, Şahan KA, Erman, Uzun A. Merkez bölge (kor) kas kuvvetinin değerlendirilmesi için izometrik test bataryasının geliştirilmesi ve geçerliliğinin sağlanması. *USBD* 2017, 1(1): 54-59.
201. Thompson M, Medley A. Forward and lateral sitting functional reach in younger, orta-aged, and older adults. *J Geriatr Phys Ther*. 2007, 30(2): 07-43.
202. Candan SA. Effects of modified constraint-induced movement therapy for lower limb on motor function in stroke patients: A randomized controlled study. *Int J Physiother* 2017, 4(5): 269-77.
203. Hodges P, Cresswell A, Thorstensson A. Preparatory trunk muscle motion accompanies rapid upper limb movement. *Exp. Brain Res*. 1999, 124(1): 69–79.
204. Moes CCM. Measuring the tilt of the pelvis. *Ergonomics* 1998, 41(12): 1821–31.
205. Singer KP, Edmondston SJ, Day RE, Breidahl WH. Computer-assisted curvature assessment and Cobb angle determination of the thoracic kyphosis. An in vivo and in vitro comparison. *Spine* 1994, 19(12): 1381–4.
206. Li W, Yu S, Yang H, Pei H, Zhao C. Effects of long-duration sitting with limited space on discomfort, body flexibility, and surface pressure. *Int. J. Ind. Ergon.* 2017, 58: 12–24.
207. Corlett EN, Bishop RP. A technique for assessing postural discomfort. *Ergonomics* 1976, 19: 175-82.
208. Chan DW. Hardiness and its role in the stress-burnout relationship among prospective Chinese teachers in Hong Kong. *JTTE* 2003, 19: 280-5.
209. Shao J. Professor of Statistics, University of Wisconsin Madison. Verified email at *J Am Stat Assoc* 2002, 97(457): 193-200.
210. Ratner B. The correlation coefficient: Its values range between +1/-1, or do they?. *J Target Meas Anal Market* 2009, 17(2): 139-42.
211. Bruno A G, Anderson D E, D'agostino J, Bouxsein ML. The effect of thoracic kyphosis and sagittal plane alignment on vertebral compressive loading. *J. Bone Miner. Res.* 2012, 27: 2144–51.

212. Araujo FA, Martins A, Alegrete N, Howe LD, Lucas R. A shared biomechanical environment for bone and posture development in children. *Spine J* 2017, 17: 1426–34.
213. Jentzsch T, Geiger J, König MA, Werner CM. Hyperlordosis is associated with facet joint pathology at the lower lumbar spine. *Clin. Spine Surg.* 2017, 30: 129–35.
214. Kim HJ, Chung S, Kim S, Shin H, Lee J, Kim S, Song MY. Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle. *Eur. Spine J.* 2006, 15: 409–14.
215. Buchtelová E, Tichý M, Vaníková K. (2013). Influence of muscular imbalances on pelvic position and lumbar lordosis: a theoretical basis. *J. Nurs. Soc. Stud. Public Health Rehabil.* 2013, 1(2): 25–36.
216. Ludwig O, Fröhlich M, Schmitt E. Therapy of poor posture in adolescents: sensorimotor training increases the effectiveness of strength training to reduce increased anterior pelvic tilt. *Cogent Med.* 2016, 3: 1262094.
217. Polly DW, Kilkelly FX, McHale KA, Asplund LM. Measurement of lumbar lordosis. *Spine* 1996, 21(13): 1530–36.
218. Walker ML, Rothstein Finucane JM, Lamb RL. Relationship between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance. *Phys Ther.* 1987, 4: 512–6.
219. Cote P, van der Velde G, Cassidy JD, Carroll LJ, Hogg-Johnson S, Holm LW, Carragee EJ, Haldeman S, Nordin M, Hurwitz EL, Guzman J, Peloso PM. The burden and determinants of neck pain in workers: results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *J Manipulative Physiol Ther.* 2009, 32(2 Suppl): 70-86.
220. Gupta N, Christiansen CS, Hallman DM, Korshoj M, Carneiro IG, Holtermann A. Is objectively measured sitting time associated with low back pain? A cross-sectional investigation in the NOMAD study. *PLoS One.* 2015, 10(3): e0121159.
221. Ariens GA, Bongers PM, Douwes M, Miedema MC, Hoogendoorn W, van der Wal G, Bouter L, van Mechelen W. Are neck flexion, neck rotation, and sitting at work risk factors for neck pain? Results of a prospective cohort study. *Occup. Environ. Med.* 2001, 58(3): 200-7.
222. Ariens GA, van Mechelen W, Bongers PM, Bouter LM, van der Wal G. Physical risk factors for neck pain. *Scand. J. Work Env. Hea.* 2000, 26(1): 7-19.

223. Chen SM, Liu MF, Cook J, Bass S, Lo SK. Sedentary lifestyle as a risk factor for low back pain: a systematic review. *Int. Arch. Occ. Env. Hea.* 2009, 82(7): 797-806.
224. Hartvigsen J, Leboeuf-Yde C, Lings S, Corder EH. Is sitting-while-at-work associated with low back pain? A systematic, critical literature review. *Scand J Public Health* 2000, 28(3): 230-9.
225. Roffey DM, Wai EK, Bishop P, Kwon BK, Dagenais S. Causal assessment of occupational sitting and low back pain: results of a systematic review. *Spine J.* 2010, 10(3): 252-61.
226. Harrison DE, Harrison DD, Janik TJ, William JE, Cailliet R, Normand M. Comparison of axial and flexural stresses in lordosis and three buckled configurations of the cervical spine. *Clin Biomech* 2001, 16(4): 276–84.
227. Fernandes-de-Las-Penas C, Alonso-Blanco C, Cuadrado ML, Pareja JA. Trigger points in the suboccipital muscles and forward head posture in tension-type headache. *Headache* 2006, 43(3): 225–30.
228. Szeto GPY, Straker LM, O’Sullivan PB. Neck–shoulder muscle activity in general and task-specific resting postures of symptomatic computer users with chronic neck pain. *Man Ther.* 2009, 14(3): 338–45.
229. Falla D, Jull G, Russell T, Vicenzino B, Hodges P. Effect of neck exercise on sitting posture in patients with chronic neck pain. *Phys Ther.* 2007, 87(4): 408–17.
230. Thompson M, Medley A. Forward and Lateral Sitting Functional Reach in Younger, Orta-aged, and Older Adults. *J Geriatr Phys Ther.* 2007, 30(2): 43–48.
231. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol* 1990, 45: M192–M197.
232. Newton RA. Validity of the multi-directional reach test: a practical measure for limits of stability in older adults. *J Gerontol Med Sci.* 2001, 56A: M248-M252.
233. DeWaard BP, Bentrup BR, Hollman JH, Brasseur JE. Relationship of the functional reach and lateral reach tests in elderly females. *J Geriatr Phys Ther.* 2002, 25: 4-9.
234. Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc.* 1986, 34: 119-26.
235. Podsiadlo D, Richardson S. The timed “up & go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991, 39: 142-8.

236. Lynch SM, Leahy P, Barker SP. Reliability of measurements obtained with a modified Functional Reach Test in subjects with spinal cord injury. *Phys Ther.* 1998, 78: 128-33.
237. Hirose D, Ishida K, Nagano Y, Takahashi T, Yamamoto H. Posture of the trunk in the sagittal plane is associated with gait in community-dwelling elderly population. *Clin Biomech* 2004, 19(1): 57–63.
238. Greendale GA, Huang MH, Karlamangla AS, Seeger L, Crawford, S. Yoga decreases kyphosis in senior women and men with adult-onset hyperkyphosis: results of a randomized controlled trial. *J Am Geriatr Soc* 2009, 57(9): 1569–79.
239. Coury HJCG. *Trabalhando sentado: manual para posturas confortaveis*. São Carlos (Brazil). EDUFSCar, São Carlos; 1994. Portuguese.
240. Chaffin DB, Andersson GBJ, Martin BJ. Guidelines for work in sitting postures. 4th rev. In: Chaffin DB, Andersson GBJ, Martin BJ, editors. *Occupational biomechanics*. New Jersey (USA): John Wiley & Sons; 2006: 207-26.
241. Vergara M, Page A. System to measure the use of the backrest in sitting posture office tasks. *Appl Ergon.* 2000, 31: 247-54.
242. Moriguchi C S, Sato TO, Coury HJCG. An instrumented workstation to evaluate weight-bearing distribution in the sitting posture. *Saf. Health Work* 2019, 10(3): 314-20.
243. Lennon J, Shealy NC, Cady RK, Matta W, Cox R, Simpson WF. Postural and respiratory modulation of autonomic function, pain, and health. *Am J Pain Management* 1994, 4(1): 36-9.
244. Nordin M, Andersson GBJ, Pope MH. *Musculoskeletal Disorders in the Workplace, principles and practice*, St. Louis: Mosby; 1997.
245. McEvoy MP, Grimmer K. Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2005, 6(1): 35-42.
246. Ozaras N, Gumussu K, Demir SE, Rezvani A. Differential diagnosis of multiple vertebral compression: butterfly vertebrae. *J Phys Ther Sci.* 2015, 27: 3601-3.
247. Lim JH, Lee J, Koh SE, Lee IS. Reliability and reproducibility of interapical distance assessment of the lateral deviation of vertebrae in scoliosis. *J Phys Ther Sci* 2015, 27: 1199–202.
248. Edmondston SJ, Henne SE, Loh W, Ostvold E. Influence of cranio-cervical posture on three-dimensional motion of the cervical spine. *Man. Ther.* 2005, 10: 44–51.

249. Reitman CA, Mauro KM, Nguyen LMS, Ziegler JM, Hipp JA. Intervertebral motion between flexion and extension in asymptomatic individuals. *Spine* 2004, 29: 2832–43.
250. Aroeira RMC, Furlan RMMM, Pertence AEM, Casas EBL, Greco M. Relationship between head posture and lumbar curve in a sitting position: a biomechanical study. *Fisioterapia Em Movimento* 2017, 30(3): 453–61.
251. Black KM, McClure P, Polansky M. The Influence of Different Sitting Positions on Cervical and Lumbar Posture. *Spine* 1996, 21(1): 65–70.
252. Rene Cailliet. *Low back pain syndrome*, 5th edn. F. A. Davis Company, Philadelphia, 1995: 23–25, 100–2.
253. Na YM, Kang SW, Bae HS, Kang MJ, Park JS, Moon JH. The analysis of spinal curvature in low back pain patients. *J Koreli Acad Rehab Med.* 1996, 20(3): 669–74.
254. Kim HJ, Chung S, Kim S, Shin H, Lee J, Kim S, Song MY. Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle. *Eur Spine J* 2005, 15(4): 409–14.
255. Morningstar MW. Strength gains through lumbar lordosis restoration. *J Chiropr Med* 2003, 2: 137–41.
256. Floyd WF, Silver PH. Function of erectores spinae in flexion of the trunk. *Lancet* 1951, 1(3): 133–4.
257. O’Sullivan PB, Dankaerts W, Burnett A, Chen D, Booth R, Carlsen C, Schultz A. Evaluation of the flexion relaxation phenomenon of the trunk muscles in sitting. *Spine* 2006a, 31(17): 2009–16.
258. Gracovetsky S, Kary M, Levy S, Ben Said R, Pitchen I, Helie J. Analysis of spinal and muscular activity during flexion/extension and free lifts. *Spine* 1990, 15(12): 1333–9.
259. Bogduk N. *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. New York: Elsevier/ Churchill Livingstone; 2005: 53.
260. Morl F, Blickhan R. Three-dimensional relation of skin markers to lumbar vertebrae of healthy subjects in different postures measured by open MRI. *Eur Spine J* 2006, 15(6): 742–51.
261. Church TS, Thomas DM, Tudor-Locke C, Katzmarzyk PT, Earnest CP, Rodarte QR, Martin CK, Blair SN, Bouchard C. Trends over 5 decades in U.S. occupation-related physical activity and their associations with obesity. *PLoS ONE* 2011, 6: e19657.

262. Chau JY, Merom D, Grunseit A, Rissel C. Temporal trends in non-occupational sedentary behaviours from Australian Time Use Surveys 1992, 1997 and 2006. *Int J Behav Nutr Phys Act* 2012, 9: 76.
263. Matthews CE, Chen KY, Freedson PS, Buchowski MS, Beech BM, Pate RR, Troiano RP. Amount of time spent in sedentary behaviors in the United States, 2003–2004. *Am J Epidemiol* 2008, 167: 875–881.
264. Kang MH, Oh JS, Park BJ, Kim TH. Comparison of the lumbar flexion angle and EMG activity in trunk muscles in individuals with and without limited hip flexion range of motion during visual display terminal work with crosslegged sitting. *J Phys Ther Sci.* 2013, 25: 1537–39.
265. Snijders CJ, Hermans PF, Kleinrensink GJ. Functional aspects of cross-legged sitting with special attention to piriformis muscles and sacroiliac joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2006, 21: 116–21.
266. Hamilton MT, Healy GN, Dunstan DW, Zderic TW, Owen N. Too little exercise and too much sitting: inactivity physiology and the need for new recommendations on sedentary behavior. *Curr Cardiovasc Risk Rep.* 2008, 2(4): 292–8.
267. Levine JA, Schleusner SJ, Jensen MD. Energy expenditure of nonexercise activity. *Am J Clin Nutr.* 2000, 72(6): 1451–4.
268. Owen N, Bauman A, Brown W. Too much sitting: a novel and important predictor of chronic disease risk? *Br J Sports Med.* 2009, 43(2): 81–3.
269. Owen N, Leslie E, Salmon J, Fotheringham MJ. Environmental determinants of physical activity and sedentary behavior. *Exerc Sport Sci Rev.* 2000, 28(4): 153–8.
270. Pate RR, O’Neill JR, Lobelo F. The evolving definition of “sedentary” .*Exerc Sport Sci Rev.* 2008, 36(4): 173–8.
271. Chu AH, Ng SH, Tan CS, Win AM, Koh D, Muller-Riemenschneider F. A systematic review and meta-analysis of workplace intervention strategies to reduce sedentary time in white-collar workers. *Obes Rev.* 2016, 17(5): 467–81.
272. Thorp AA, Owen N, Neuhaus M, Dunstan DW. Sedentary behaviors and subsequent health outcomes in adults a systematic review of longitudinal studies, 1996-2011. *Am J Prev Med.* 2011, 41(2): 207–15.
273. Biswas A, Oh PI, Faulkner GE, Bajaj RR, Silver MA, Mitchell MS, Alter DA. Sedentary time and its association with risk for disease incidence, mortality, and

- hospitalization in adults: a systematic review and meta-analysis. *Ann Intern Med*. 2015, 162(2): 123–132.
274. Straker L, Coenan P, Dunstan DW, Gilson N, Healy GN. *Sedentary Work - Evidence on an Emergent Work Health and Safety Issue - Final Report*. Canberra: Safe Work Australia; 2016.
275. Healy GN, Lawler S, Thorp A, Neuhaus M, Robson E, Owen N, Dunstan D. *Reducing prolonged sitting in the workplace (an evidence review: full report)*. Melbourne: Victorian Health Promotion Foundation; 2012.
276. Wilmot EG, Edwardson CL, Achana FA, Davies MJ, Grolez T, Gray LJ, Khunti K, Yates T, Biddle SJH. Sedentary time in adults and the association with diabetes, cardiovascular disease and death: systematic review and meta-analysis. *Diabetologia* 2012, 55: 2895–905.
277. Ariëns GA, Bongers PM, Douwes M, Miedema M, Hoogendoorn W, van der Wal G, Bouter L, van Mechelen W. Are neck flexion, neck rotation, and sitting at work risk factors for neck pain? Results of a prospective cohort study. *Occup Environ Med* 2001, 58: 200–7.
278. Hallman DM, Gupta N, Mathiassen SE, Holtermann A. Association between objectively measured sitting time and neck-shoulder pain among blue-collar workers. *Int Arch Occup Environ Health* 2015, 88: 1031–42.
279. Straker LM, O’Sullivan PB, Smith AJ, Perry MC. Relationships between prolonged neck/shoulder pain and sitting spinal posture in male and female adolescents. *Man Ther* 2009, 14: 321–9.
280. Hallman DM, Mathiassen SE, Heiden M, Gupta N, Jorgensen MB, Holtermann A. Temporal patterns of sitting at work are associated with neck-shoulder pain in blue-collar workers: a cross-sectional analysis of accelerometer data in the DPHACTO study. *Int Arch Occup Environ Health* 2016, 89: 823–33.
281. Ashkenazy S, DeKeyser GF. The Differentiation Between Pain and Discomfort: A Concept Analysis of Discomfort. *Pain Management Nursing*, 2019.
282. Guo HR, Tanaka S, Halperin WE, Cameron LL. Back pain prevalence in US industry and estimates of lost workdays. *Am J Public Health* 1999, 89: 1029–35.
283. Rizzo JA, Abbott III TA, Berger ML. The labour productivity effects of chronic backache in the United States. *Med Care* 1998, 36: 1471–88.
284. Maniadakis N, Gray A. The economic burden of back pain in the UK. *Pain* 2000, 84: 95–103.

285. Airaksinen O, Brox JI, Cedraschi C, Hildebrandt J, Klüber-Moffett, J, Kovacs F, Mannion AF, Reis S, Staal JB, Ursin H, Zanoli G. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. (Chapter 4) *Appl. Ergonomics* 2016, 56: 84-91 (Suppl. 2), 192-300.
286. Balague F, Mannion AF, Pellise F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. *Lancet* 2012, 379: 482-91.
287. Kröner-Herwig, B. Schmerz als biopsychosoziales Phänomen-eine Einführung, Schmerzpsychotherapie. *Springer* 2011; 3-14.
288. Chou R, Shekelle P. Will this patient develop persistent disabling low back pain?. *JAMA* 2010, 303: 1295-1302.
289. Naqvi SA. Study of forward sloping seats for VDT workstations. *J. Hum. Ergol.* 1994, 23: 41-49.
290. Vink P, Hallbeck S. Editorial: comfort and discomfort studies demonstrate the need for a new model. *Appl. Ergon.* 2012, 43: 271-6.
291. Gazzola F, Sartor N, Ávila SN. Prevalência de desordens musculoesqueléticas em odontologistas de Caxias do Sul. *Ciência & Saúde* 2008, 1(2): 50-6.
292. Bendix T, Winkel J, Jensen F. Comparison of office chairs with fixed forwards or backwards inclining or tiltable seats. *Eur. J. Appl. Physiol.* 1985, 54: 378 – 85.
293. Battie MC, Videman T, Kaprio J, Gibbons LE, Gill K, Manninen H, Saarela J, Peltonen L. The twin spine study: contributions to a changing view of disc degeneration. *Spine J* 2009, 9: 47–59.
294. Videman T, Battie MC, Gibbons LE, Maravilla K, Manninen H, Kaprio J. Associations between back pain history and lumbar MRI findings. *Spine* 2003, 28: 582–8.
295. Corlett EN, Wilson J, Manenica. *The Ergonomics of Working Postures* (Taylor & Francis, London), 1986.
296. Grandjean E. *Fitting the Task to the Man: A Textbook of Occupational Ergonomics*, 4th edn (faylor & Francis, London), 1988.
297. Wallace M, Buckle P. Ergonomic aspects of neck and upper extremity disorders, in D. Obome (Ed.). *Ergonomics* 1987, 1: 173-200.
298. Aaras A, Westgaard RH, Strandén E. Postural angles as an indicator of postural load and muscular injury in occupational work situations. *Ergonomics* 1988, 31: 915-33.

299. Fenety A, Walker JM. Shortterm effects of workstation exercises on musculoskeletal discomfort and postural changes in seated video display unit workers. *Phys Ther.* 2002, 82: 578–89.
300. Bejjani F, Gross C, Pugh J. Model for static lifting: relationship of loads on the spine and the knee. *J. Biomech.* 1984, 17: 281-6.
301. Keyserling W, Punnett L, Fine L. Trunk posture and back pain: identification and control of occupational risk factors. *Appl. Ind. Hyg.* 1988, 3: 87-92.
302. Winkel J, Jørgensen K. Evaluation of foot swelling and lower-limb temperatures in relation to leg activity during long-term seated office work. *Ergonomics* 1986, 29: 313-328.
303. Lee BJ, Cha HG, Lee WH. The effects of sitting with the right leg crossed on the trunk length and pelvic torsion of healthy individuals. *J Phys. Ther.* 2016, 28(11): 3162–4.
304. Jung YG. Effects of leg crossed sitting on the trunk muscle activities during the computer work. Yonsei University, Dissertation of master's degree, 2005.
305. Sahrman SA. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromse. *New York: Mosby* 2001, 61–64.

EKLER

EK-1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler

Adı soyadı: Fatma Betül DEMİRCİ

Doğum tarihi ve yeri: 18.08.1993/ Kahramanmaraş

Yabancı dil bilgisi: İngilizce

İletişim bilgileri (e-posta / telefon): fztbetuldmrci@gmail.com/ 05315976781

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu üniversite / fakülte: İnönü Üniversitesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
Yüksekokulu

Mezuniyet tarihi (yıl olarak): 2017

Varsa, akademik unvan (lar):

Yazılan Ulusal/Uluslararası Kitaplar Veya Kitaplarda Bölümler.

‘ORTEZLER’ Kitabı’nın danışmanım Doç. Dr. Burcu Talu ile yazdığım ‘‘SPİNAL
BÖLGEDE KORUYUCU ORTEZLER’’ bölümü

İş Tecrübesine Ait Bilgiler

Özel Anadolu Özel Eğitim Ve Rehabilitasyon Merkezi/ Malatya-2017/2018

EK-2. Klinik Araştırmalar Etik Kurul Raporu

T.C. İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA VE YAYIN ETİĞİ KURULU (Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu)			
Oturum Tarihi	Oturum Sayısı	Karar Sayısı	
30.07.2019	12	2019/295	
<p>Karar No: 2019/295: Sağlık Bilimleri Giriřimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 30.07.2019 tarihinde İnönü Üniversitesi Tıp Fakóltesi İbn-i Sina Toplantı Salonunda toplandı. İnönü Üniversitesi Turgut Özal Tıp Merkezi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı'nda Dr. Öğr. Üyesi Burcu TALU'nun sorumlu araştırmacısı olduğu; Fizyoterapist Fatma Betül DEMİRCİ'nin yardımcı araştırmacı olduğu; "Sağlıklı Bireylerde Oturmada Farklı Ayak Pozisyonlarının Rahatsızlık Hissi, AĞırlık Aktarımı ve Postür Üzerine Biyomekanik Etkileri" başlıklı çalışması Üniversitemiz Bilimsel Araştırma ve Yayın EtiĐi Yönergesi aÇısından uygun olup-olmadığı hususundaki başvurusuna ilişkin raportör raporu görüşüldü. Çalışma Bilimsel Araştırma ve Yayın EtiĐi Yönergesi aÇısından değerlendirildiğinde çalışmada <u>herhangi bir etik kusur olmadığına</u>; oy birliği ile karar verildi.</p>			
Prof. Dr. Cemşit KARAKURT Etik Kurul Başkanı			
Prof. Dr. Kadir ERTEM Etik Kurul Başkan Yrd.	KATILMADI	Prof. Dr. Gülsen GÜNEŞ Etik Kurul Üyesi	KATILMADI
Prof. Dr. Osman CELBİŐ Etik Kurul Üyesi	KATILMADI	Prof. Dr. Yüksel SEÇKİN Etik Kurul Üyesi	KATILDI
Prof. Dr. Sermin TİMUR TAŐHAN Etik Kurul Üyesi	KATILDI	Prof. Dr. Barış OTLU Etik Kurul Üyesi	KATILDI

EK-3. Aydınlatılmış Onam Formu

Sayın katılımcı;

Oturma pozisyonunda farklı ayak pozisyonlarının rahatsızlık hissi, ağırlık aktarımı ve postür üzerine biyomekanik etkilerini incelemekteyiz. Araştırmanın ismi “Sağlıklı bireylerde oturmada farklı ayak pozisyonlarının rahatsızlık hissi, ağırlık aktarımı ve postür üzerine biyomekanik etkileri”dir.

Sizin de bu araştırmaya katılmanızı öneriyoruz. Bu araştırmaya katılıp katılmamakta serbestsiniz. Çalışmaya katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Kararınızdan önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra araştırmaya katılmak isterseniz formu imzalayınız.

Bu araştırmayı yapmak istememizin nedeni; Oturma pozisyonunda farklı ayak pozisyonlarının rahatsızlık hissi, ağırlık aktarımı ve postür üzerine biyomekanik etkilerinin gözlenmesidir. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi’nde gerçekleştirilecek bu çalışmaya katılımınız araştırmanın başarısı için önemlidir.

Eğer araştırmaya katılmayı kabul ederseniz Fzt. Fatma Betül DEMİRCİ sorumluluğu altında değerlendirmeye alınacaksınız. Bazı değerlendirmeler sonucunda uygun görülürseniz bu çalışmaya alınacaksınız.

Değerlendirmeler sırasında oluşabilecek riskler: Çalışma kapsamında yapılacak olan değerlendirmeler herhangi bir risk içermemektedir. Buna rağmen çalışmanın devamı sırasında açığa çıkabilecek sorun ve riskler size iletilecektir.

Bu çalışmaya katılmayı reddedebilirsiniz. Yine çalışmanın herhangi bir aşamasında onayınızı çekmek (araştırmacıları zor durumda bırakmayacak şekilde önceden haber vermek koşuluyla) hakkına da sahipsiniz.

Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size ek bir ödeme de yapılmayacaktır.

Sizinle ilgili tıbbi bilgiler gizli tutulacak, ancak çalışmanın kalitesini denetleyen görevliler, etik kurullar ya da resmi makamlarca gereği halinde incelenebilecektir.

Katılımcının Beyanı;

Sayın Fzt Betül; İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi’nde bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgiler doğrultusunda araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam fizyoterapist ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim. *(Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağına bilincindeyim)* Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Fzt Fatma Betül DEMİRCİ'yi 05315976781 no'lu cep telefonundan veya İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nden arayabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde “katılımcı” olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı;

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza

Görüşme tanığı;

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza:

Katılımcı ile görüşen fizyoterapist;

Adı soyadı, unvanı: Fzt. Fatma Betül DEMİRCİ

Adres: İnönü Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
Bölümü

Tel: 05315976781

İmza

X X X X X



EK-4. Normal Eklem Hareketi Ölçümü

(Dahil edilme kriterleri için)

Aktif		
BOYUN	ÖLÇÜM	
Fleksiyon / Ekstansiyon (50° / 60°)		
Sağ / Sol Rotasyon (80° / 80°)		
Sağ / Sol Lateral Fleksiyon (45° / 45°)		
BEL	ÖLÇÜM	
Fleksiyon / Ekstansiyon (60° / 25°)		
Sağ / Sol Lateral Fleksiyon (25° / 25°)		
KALÇA	SAĞ	SOL
Fleksiyon / Ekstansiyon (120° / -30°)		
Abduksiyon / Adduksiyon (30-50° / 20°)		
İç rotasyon / Dış rotasyon (30-40° / 40-50°)		
DİZ	SAĞ	SOL
Fleksiyon / Ekstansiyon (135° / 0°)		
AYAK BİLEĞİ	SAĞ	SOL
Dorso / Plantar Fleksiyon (20° / 50°)		
Eversiyon / İnversiyon (15° / 35°)		
AYAK BAŞPARMAĞI	SAĞ	SOL
MTF Fleksiyon / Ekstansiyon (50° / 80°)		
İF Fleksiyon / Ekstansiyon (80° / 10°)		