

T. C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GENÇ ERİŞKİNLERDE ALT EKSTREMİTE FİZİKSEL PARAMETRELERİNİN DENGE İLE  
İLİŞKİSİNİN İNCELENMESİ VE CİNSİYETE GÖRE KARŞILAŞTIRILMASI

Dr. Fzt. Gamze ARIN BAL

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı  
DOKTORA TEZİ

ANKARA  
2024



T. C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GENÇ ERİŞKİNLERDE ALT EKSTREMİTE FİZİKSEL PARAMETRELERİNİN DENGİ İLE  
İLİŞKİSİNİN İNCELENMESİ VE CİNSİYETE GÖRE KARŞILAŞTIRILMASI

Dr. Fzt. Gamze ARIN BAL

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı  
DOKTORA TEZİ

Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Ayşe LİVANELİOĞLU

ANKARA  
2024

**ONAY SAYFASI****GENÇ ERİŞKİNLERDE ALT EKSTREMİTE FİZİKSEL PARAMETRELERİNİN DENGE İLE İLİŞKİSİNİN İNCELENMESİ VE CİNSİYETE GÖRE KARŞILAŞTIRILMASI****Öğrencinin Adı: Gamze ARIN BAL****Danışman: Prof. Dr. Ayşe LİVANELİOĞLU**

Bu tez çalışması 04.01.2024 tarihinde jürimiz tarafından "Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı"nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı:** *Prof. Dr. Filiz CAN* (imza)

*Hacettepe Üniversitesi*

**Üye:** *Prof. Dr. Seyit ÇITAKER* (imza)

*Gazi Üniversitesi*

**Üye:** *Prof. Dr. Volga BAYRAKCI TUNAY* (imza)

*Hacettepe Üniversitesi*

**Üye:** *Prof. Dr. Selda BAŞAR* (imza)

*Gazi Üniversitesi*

**Üye:** *Prof. Dr. Serap ÖZGÜL* (imza)

*Hacettepe Üniversitesi*

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

*Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN*

**Enstitü Müdürü**

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan **“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. <sup>(1)</sup>
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. <sup>(3)</sup>

04/01/2024

(İmza)

Gamze ARIN BAL

## ETİK BEYAN

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



(İmza)  
Dr. Fzt. Gamze ARIN BAL

## TEŞEKKÜR

Başta doktora tez sürecim boyunca bütün işlerimi kolaylaştırarak, isteklerimi ve ihtiyaçlarımı gözetip destekleyerek, motivasyonumu artırarak ve başarılı bir şekilde tezimi tamamlamama yardımcı olarak emeğini benden esirgemeyen değerli danışmanım Prof. Dr. Ayşe LİVANELİOĞLU'na,

Tez izleme komitemde yer alarak katkı veren değerli hocalarım Prof. Dr. Filiz CAN, ve Prof. Dr. Seyit ÇITAKER'e, hiç aynı üniteye çalışmamış olsak da başka bir ülkede yine onun sayesinde çalışma şansı bulduğum ve desteğini alma şansına eriştiğim değerli hocam Prof. Dr. Volga BAYRAKCI TUNAY'a ve tez jürime katılarak verdikleri destekler için sayın Prof. Dr. Selda BAŞAR ve sayın Prof. Dr. Serap ÖZGÜL'e,

Çalışmaya katılmaya gönüllü olarak vakitlerini ve enerjilerini benimle paylaşan bütün katılımcılara,

Lisansüstü eğitimi boyunca vermiş olduğumuz mücadelede hep yanımda olan, destekleyen, pes ettirmeyip devam etmeye motive eden ve varlıklarıyla, fikirleriyle yenilenip güç bulduğum canım arkadaşlarıma,

Bugüne kadar süren öğrencilik yolculuğunda ortak paydada bulduğum, yolumun kesiştiği, akademik hayat tecrübelerime küçük büyük demeden dokunan bütün çalışma arkadaşlarıma ve desteklerini esirgemeyen çalıştığım ünitenin değerli hocalarına,

Uzun yıllar öğrenci olmaya ilgi ve motivasyonunu farkında olmadan iliklerime kadar işlemiş, destekleri ile bugünlere geldiğim ilk öğretmenlerim canım annem ve babama, beni izleyip gözlediğinden emin olduğum canım ablama,

Hayatımın son beş senesinde her şeyi çekilir kılan, güldüğümde benimle gülen, düştüğümde elimden tutup kaldıran ve hiçbir an desteğini sakınmayıp hep yanımda duran, sevgisi ve varlığıyla güçlendiğim hayat arkadaşım Özgün'e ve hayatıma girdiği günden beri beni huzur ve mutlulukla dolduran, uykusuz gecelerimin ortağı afacan çocuğum Kedimoli'me,

Sonsuz saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunuyorum.

## ÖZET

**Arın Bal G. Genç Erişkinlerde Alt Ekstremitte Fiziksel Parametrelerinin Denge ile İlişkisinin İncelenmesi ve Cinsiyete Göre Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı, Doktora Tezi, Ankara, 2024.** Bu çalışmanın amacı genç erişkinlerde statik ve dinamik denge, izokinetik kas kuvveti, eklem pozisyon hissi, Q açısı, düşük ayak derecesi, taban basıncı değişimleri ve fiziksel aktivite düzeylerinin incelenerek bu faktörlerin birbirleriyle ilişkisinin ortaya konulması ve değerlendirme sonuçlarının cinsiyete göre karşılaştırılmasıydı. Çalışmamıza 21-32 yaş aralığında sağlıklı genç 15 kadın 15 erkek gönüllü dahil edildi. Katılımcıların demografik verileri (yaş, boy, kilo, vücut kütle indeksi) ve dominant alt ekstremitte bilgileri kaydedildi. Diz ve ayak fiziksel parametrelerinden Q açısı ve Feiss çizgisi değerlendirildi. Fiziksel aktivite seviyelerinin belirlenmesi için Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (UFAA) kısa formu kullanıldı. Denge değerlendirmesi Biodex Denge Sistemi ile çift ayak ve tek ayak üzerinde hem statik hem de dinamik koşullarda değerlendirildi. Kas kuvveti ve eklem pozisyon hissi değerlendirmesi Biodex İzokinetik Sistem 4 cihazı ile yapıldı. Taban basıncı değerlendirmesi MatScan Pressure Mat Sistemi kullanılarak alındı. Statik taban basıncı değerlendirmeleri iki ayak mat üzerindeyken ve tek ayak mat üzerindeyken alındı, dinamik taban basıncı değerlendirmesi için iki adım protokolü kullanıldı. Değerlendirmeler her iki alt ekstremitte için ayakkabısız koşullarda gerçekleştirildi. Tanımlayıcı verilerin belirlenmesi için cinsiyetler arasındaki farklar Mann-Whitney U testi ve Ki-kare testleri ile, parametreler arasındaki ilişki ise Spearman Korelasyon Analizi ile incelendi. Bireylerin cinsiyete göre Q açıları, dinamik denge skorları, kas kuvveti ve taban basıncı değerleri arasında anlamlı fark bulundu ( $p<0,05$ ). Denge skorları bütün alt ekstremitte değerlendirme parametreleri ile düşük ve orta derecede ilişki gösterdi ( $p<0,05$ ;  $r:0,258-0,720$ ). Dinamik denge Q açısı ile ( $p<0,05$ ;  $r:0,267-0,345$ ), statik denge düşük ayak derecesi ile ilişkiliydi ( $p<0,05$ ;  $r:0,258$ ). Q açısı azaldıkça ve naviküler tüberkül aşağıya düştükçe postüral salınım artmaktaydı. Dinamik denge skorları özellikle kas kuvveti, taban basıncı ve temas alanı verileriyle ilişkili bulundu ( $p<0,05$ ;  $r:0,259-0,720$ ). Statik denge skorları alt ekstremitteyle ilişkili parametrelerle anlamlı ilişki göstermedi ( $p>0,05$ ). Sonuç olarak genç erişkinlerde Q açısı, düşük ayak derecesi, fiziksel aktivite seviyesi, kas kuvveti, eklem pozisyon hissi ve taban basıncı parametrelerinin denge ile ilişkili olduğu bulundu ve değerlendirme sonuçlarında cinsiyete göre farklılıklar vardı. Bu çalışmanın bulgularına göre, genç erişkinlerde denge ile ilişkili fiziksel parametrelerin eş zamanlı olarak değerlendirileceği çalışmalara ihtiyaç olduğu görüldü. Cinsiyete göre farklılıklar dengeye yönelik rehabilitasyon programlarında cinsiyete göre düzenlemeler yapılması gerekebileceğini gösterdi. Özellikle kas kuvveti ve taban basıncındaki değişikliklerin takibinin yapılması ve koruyucu yaklaşımlar için gerekli egzersiz veya ayakkabı-ortez düzenlemelerinin yapılmasının önemi görülmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Denge, Postüral Stabilitate, Taban Basıncı, Alt Ekstremitte, Kuvvet

## ABSTRACT

**Arin Bal G. Investigating the Relationship between Lower Extremity Physical Parameters and Balance in Young Adults and Comparison by Gender, Hacettepe University, Graduate School of Health Sciences, Physical Therapy and Rehabilitation Program, Doctor of Philosophy Thesis, Ankara, 2024.** The aim of this study was to investigate the relationships between static and dynamic balance, isokinetic muscle strength, joint position sense, Q angle, pes planus degree, changes in plantar pressure, and physical activity levels in young adults, and to compare the results based on gender. A total of 30 healthy volunteers, 15 females and 15 males, aged between 21-32 years, participated. Demographic data (age, height, weight, body mass index) and information on the dominant lower extremity were recorded for each participant. Physical parameters of the knee and foot were evaluated with Q angle and Feiss line. The International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) short form was used to determine physical activity levels. Balance assessment was carried out using the Biodex Balance System under both static and dynamic conditions, with participants standing on both feet and one foot. Muscle strength and joint position sense assessments were performed using the Biodex Isokinetic System 4 device. Plantar pressure assessment was conducted using the MatScan Pressure Mat System. Static plantar pressure assessments were performed with both feet on the mat and with one foot on the mat, while a two-step protocol was used for dynamic plantar pressure assessment. Evaluations were conducted under shoeless conditions for both lower extremities. Differences between genders for descriptive data were analyzed using the Mann-Whitney U test and Chi-Square test, and correlations between parameters were examined using Spearman Correlation Analysis. Significant differences were found in Q angles, dynamic balance scores, muscle strength, and plantar pressure values based on gender ( $p < 0.05$ ). Balance scores showed low to moderate correlations with all lower extremity assessment parameters ( $p < 0.05$ ;  $r: 0,258-0,720$ ). Dynamic balance was associated with Q angle ( $p < 0,05$ ;  $r: 0,267-0,345$ ), while static balance was related to pes planus degree ( $p < 0,05$ ;  $r: 0,258$ ). Postural sway increased as the Q angle decreased and the navicular tubercle descended. Dynamic balance scores were particularly associated with muscle strength and plantar pressure data ( $p < 0,05$ ;  $r: 0,259-0,720$ ). Static balance scores did not show significant correlations ( $p > 0.05$ ). In conclusion, it was found that the Q angle, pes planus degree, physical activity level, muscle strength, joint position sense, and plantar pressure parameters are associated with balance in young adults, and there were differences in results based on gender. According to the findings of this study, there is a need for further research to simultaneously assess physical parameters related to balance in young adults. Gender differences suggest the potential need for gender-specific adjustments in rehabilitation programs targeting balance. Monitoring changes, particularly in muscle strength and foot pressure, and making necessary exercise or footwear-orthotic adjustments for preventive approaches are deemed important based on the results.

**Keywords:** Balance, Postural Stability, Plantar Pressure, Lower Extremity, Strength

## İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
ŞEKİLLER	xiv
TABLolar	xv
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	<b>5</b>
2.1. Denge	5
2.1.1. Postüral Kontrol	5
2.2. Diz ve Ayak ile İlişkili Fiziksel Parametreler ve Denge	10
2.3. Fiziksel Aktivite ve Denge	10
2.4. Kas Kuvveti ve Denge	11
2.5. Eklem Pozisyon Hissi ve Denge	12
2.6. Taban Basıncı ve Denge	12
<b>3. BİREYLER VE YÖNTEM</b>	<b>15</b>
3.1. Bireyler	15
3.2. Yöntem	16

3.2.1. Demografik Veriler	16
3.2.2. Q Açısı ve Düşük Ayak Derecesinin Değerlendirmesi	16
3.2.3. Fiziksel Aktivite Düzeyi Değerlendirmesi	18
3.2.4. Denge Değerlendirmesi	19
3.2.5. İzokinetik Kas Kuvveti Değerlendirmesi	21
3.2.6. Diz Eklem Pozisyon Hissi Değerlendirmesi	22
3.2.7. Taban Basıncı Değerlendirmesi	23
3.3. İstatistiksel Analiz	26
<b>4. BULGULAR</b>	27
4.1. Tanımlayıcı Bulgular	27
4.2. Denge ile İlgili Tanımlayıcı Bulgular	28
4.3. Eklem Pozisyon Hissi ve Kas Kuvveti ile İlgili Tanımlayıcı Bulgular	29
4.4. Statik Taban Basıncı ile İlgili Tanımlayıcı Bulgular	29
4.5. Dinamik Taban Basıncı ile İlgili Tanımlayıcı Bulgular	31
4.6. Dengenin Q Açısı ve Düşük Ayak Derecesi ile İlişkisi	32
4.7. Dengenin Fiziksel Aktivite Seviyesi ile İlişkisi	33
4.8. Dengenin İzokinetik Kas Kuvveti ile İlişkisi	34
4.9. Dengenin Eklem Pozisyon Hissi ile İlişkisi	35
4.10. Dengenin Taban Basıncı ile İlişkisi	36
4.10.1. Dengenin Statik Çift Ayak Üzerindeki Taban Basınç Verileri ile İlişkisi	36
4.10.2. Dengenin Dinamik Çift Ayak Üzerindeki Taban Basınç Verileri ile İlişkisi	38
4.10.3. Dengenin Dinamik Taban Basınç Verileri ile İlişkisi	40
4.10.4. Dengenin Ayak Temas Alanı ile İlişkisi	42

<b>5. TARTIŞMA</b>	44
5.1. Tanımlayıcı Bulguların İncelenmesi	44
5.1.1. Q Açısı ve Düşük Ayak Derecesi	44
5.1.2. Fiziksel Aktivite	45
5.1.3. Denge	46
5.1.4. İzokinetik Kas Kuvveti	47
5.1.5. Eklem Pozisyon Hissi	47
5.1.6. Taban Basıncı ve Temas Alanı	47
5.2. Denge ve Alt Ekstremitte Fiziksel Parametreleri Arasındaki İlişkilerin İncelenmesi	48
5.2.1. Q Açısı ve Düşük Ayak Derecesi ile İlgili Bulgular	48
5.2.2. Fiziksel Aktivite ile İlgili Bulgular	50
5.2.3. İzokinetik Kas Kuvveti ile İlgili Bulgular	52
5.2.4. Eklem Pozisyon Hissi ile İlgili Bulgular	54
5.2.5. Taban Basıncı ile İlgili Bulgular	56
5.2.6. Temas Alanı ile İlgili Bulgular	57
5.3. Limitasyonlar	58
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER</b>	60
<b>7. KAYNAKLAR</b>	63
<b>8. EKLER</b>	71
<b>EK 1.</b> Etik Kurul İzni	
<b>EK 2.</b> Orijinallik Raporu	
<b>EK 3.</b> Dijital Makbuz	
<b>EK 4.</b> Değerlendirme Formu	
<b>EK 5.</b> Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi Kısa Formu	

**EK 6.** Görseller için İzin Metni

**EK 7.** Katılımcılardan Alınan Onam Formu

**9. ÖZGEÇMİŞ**

79



**SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ**

<b>%</b>	Yüzde
<b>&lt;</b>	Küçüktür
<b>&gt;</b>	Büyüktür
<b>°</b>	Derece
<b>APSi</b>	Anteroposteriyor stabilite indeksi
<b>BDS</b>	Biodex Denge Sistemi
<b>BZİ</b>	Basınç-zaman integrali
<b>Hz</b>	Hertz
<b>kPa</b>	Kilopaskal
<b>KZİ</b>	Kuvvet-zaman integrali
<b>Maks</b>	Maksimum değer
<b>MET</b>	Metabolik eşdeğer
<b>Min</b>	Minimum değer
<b>MLSi</b>	Mediolateral stabilite indeksi
<b>Nm</b>	Newton-metre
<b>Q açısı</b>	Kuadriseps açısı
<b>SPSS</b>	<i>Statistical Package for Social Sciences Programı</i>
<b>SS</b>	Standart sapma
<b>TSİ</b>	Total stabilite indeksi
<b>TT/VK</b>	Tepe torkun vücut kütle sine oranı
<b>TT</b>	Tepe tork
<b>UFAA</b>	Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi
<b>VKİ</b>	Vücut kütle indeksi

**ŞEKİLLER DİZİNİ**

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
<b>2.1.</b> Postüral kontrolün birey, görev ve çevre etkileşimi	6
<b>2.2.</b> Postüral kontrol sistemi bileşenleri	7
<b>3.1.</b> Q açısı değerlendirme yöntemi	17
<b>3.2.</b> Feiss çizgisi değerlendirmesi ve referans noktaları	18
<b>3.3.</b> İki ayak üzerinde denge değerlendirmesi için pozisyonlama	21
<b>3.4.</b> Tek ayak üzerinde denge değerlendirmesi için pozisyonlama	21
<b>3.5.</b> İzokinetik kas kuvveti değerlendirmesi için bireyin Biodex cihazında pozisyonlanması	22
<b>3.6.</b> Eklem pozisyon hissi değerlendirmesi	23
<b>3.7.</b> Statik taban basıncı değerlendirmesi	25
<b>3.8.</b> Dinamik taban basıncı değerlendirmesi	25

**TABLolar DİZİNİ**

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>4.1.</b> Bireylerin tanımlayıcı verileri ve cinsiyete göre karşılaştırmaları	28
<b>4.2.</b> Bireylerin denge ile ilişkili tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları	29
<b>4.3.</b> Bireylerin eklem pozisyon hissi ve izokinetik kas kuvveti değerlendirmelerine yönelik tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları	30
<b>4.4.</b> Bireylerin statik taban basınç değerlendirmelerine yönelik tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları	31
<b>4.5.</b> Bireylerin statik taban basınç değerlendirmelerine yönelik tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları	32
<b>4.6.</b> Dengenin Q açısı ve düşük ayak derecesi ile ilişkisi	33
<b>4.7.</b> Dengenin fiziksel aktivite seviyesi ile ilişkisi	34
<b>4.8.</b> Dengenin izokinetik kas kuvveti ile ilişkisi	35
<b>4.9.</b> Dengenin eklem pozisyon hissi ile ilişkisi	36
<b>4.10.</b> Dengenin statik çift ayak üzerindeki taban basınç verileri ile ilişkisi	38
<b>4.11.</b> Dengenin dinamik çift ayak üzerindeki taban basınç verileri ile ilişkisi	40
<b>4.12.</b> Dengenin dinamik taban basınç verileri ile ilişkisi	42
<b>4.13.</b> Dengenin ayak temas alanı ile ilişkisi	43

## 1. GİRİŞ

Denge, diğere bir ifadeyle postüral stabilite, bir destek tabanı üzerinde öngörülen ağırlık merkezini düzenleyerek vücudun dengesini koruma yeteneğini ifade eder (1). İnsan vücudu, çeşitli duruş ve aktivitelerin sürdürülebilmesi için temel bir ön koşul olan postüral kontrol sayesinde yerçekimi kuvvetlerine karşı koymak ve düşmeyi engellemek amacıyla kas aktivitesini kullanma konusunda doğal bir yeteneğe sahiptir (2, 3). Günlük yaşamda etkili bir postüral kontrol sağlamak, fonksiyonel aktivitelerin devamı için önemlidir ve denge performansı, genel sağlık ve aktivite düzeyinin önemli bir göstergesi olarak kabul edilir. Denge performansındaki eksiklikler, düşme riskini artırarak ve alt ekstremiteye yönelik yaralanmalara neden olabilen önemli bir faktör olarak tanımlanmıştır (4-6).

Postüral kontrol, bireyin görev ve çevresi ile etkileşimine dahil olan bir süreçtir. Vücudun uzaydaki pozisyonunu koruma yeteneği, karmaşık bir etkileşim içinde olan kas-iskelet sistemi ve sinir sistemleri tarafından sağlanır (7). Postür, biyomekanik hizalanmayı destekler ve çoğu fonksiyonel görev için dikey bir yönelimi sürdürür. Bu yönelimin oluşumunda, yerçekimi (vestibüler sistem), gövdenin diğere vücut segmentleriyle ilişkisi, vücudun destek yüzeyi ile etkileşimi ve çevredeki nesnelere ilişki gibi çeşitli duyu referansları kullanılır (8).

Postüral kontrol sistemleri, kas iskelet sistemi ve nöronal komponentleri içerir. Kas-iskelet sistemi, eklem hareket açıklıkları, esneklik ve kas özellikleri gibi biyomekanik parametreleri düzenlerken, nöronal komponentler motor süreçleri, duyu sistemleri ve yüksek bilişsel seviye süreçleri içerir (9). Kas-iskelet sistemi doğrusal etkiler oluştururken, nöronal süreçlerin etkileri daha karmaşık ve doğrusal olmayan ilişkilerle şekillenir. Merkezi sistemlerden gelen komutlar, postüral ayarlamayı sağlarken, ekstremiteler hareketleri ve kas-iskelet sistemi ile ilişki içinde postüral bozukluğu düzenlemeye çalışır (8). Bu düzenlemeler için oluşan geri bildirimler, postüral kontrolde görev alan motor sistemler tarafından organize edilir.

Postüral oryantasyon ve stabilitenin sağlanmasında, motor sistemler hareket kontrolü için gerekli kas kuvvetini üretmeyi ve vücut pozisyonunu sağlayan

sistemlerdir. Temel olarak sabit duruş dengesi, dinamik duruş dengesi, reaktif ve proaktif denge kontrolünden oluşur (4, 8). Bu kontrol mekanizmaları dengenin sağlanmasında ayak bileği ve kalça stratejileri (10) gibi somatosensoryel düzenlemeler ile hareketin gerekliliklerini önden tahmin etmek için merkezi sinir sisteminin ayarlamalarını içerir (11).

Hareketsiz duruş sırasında yapılan salınımın, yer çekimi, nefes alma ve bakma gibi ince hareketlerle birlikte, ayakların ağırlık taşıma modülasyonu için birer ayarlama olarak değerlendirildiği belirtilmiştir (10). Dengeyi sağlama stratejilerinin genellikle pelvis ve alt ekstremitte aracılığıyla sağlandığı belirtilir (12, 13). Alt ekstremitenin postüral değişikliklerinin fonksiyonu etkileyebileceği ve özellikle dizdeki valgus postürünün ve Q açısının (14-17) ve artmış düşük ayak derecesinin ve ayak pronasyonunun hem statik hem dinamik dengeyi etkileyebileceği bildirilmiştir (18-21).

Yaşlanmayla birlikte düşme riskinin artmasıyla ilgili olarak, denge egzersizlerinin etkinliği ve önemi literatürde vurgulanmıştır (22). Aynı zamanda, fiziksel aktivite seviyesinin artmasıyla bireylerin postüral salınım skorlarının iyileştiği belirtilmektedir (23). Postüral salınımdaki iyileşmelerin spor türüne bağlı olmadığı bildirilmiş ve genel olarak her türlü fiziksel aktivitenin, postür düzenlemesi üzerinde spesifik olmayan olumlu bir etkisi olduğu belirtilmiştir (24).

Herhangi bir kas zayıflığının, denge performansını olumsuz etkilemesi beklenir ve kas kuvveti, postüral stabilite üzerinde güçlü bir tahmin parametresi olduğu kabul edilir (25). Özellikle ayak bileği ve diz ekstansör grup kaslarının kuvveti denge ile doğrudan ilişkilidir (26, 27). Kas kuvveti ve denge azalmasının, her yaş grubunda düşme riskini artırdığı ve alt ekstremitte yaralanmaları ile osteoartrit gelişimi için bir risk faktörü olduğu belirtilmiştir (5, 28-30).

Propriyoseptif duylarda eksiklik veya bozukluk, ilgili duysal girdilerin merkezi sinir sistemine iletimini etkileyerek, fonksiyonel olarak dinamik ve statik denge bozuklukları, yürüme paterninde değişiklik ve düşme gibi sorunlara yol açabilir (31, 32). Aynı zamanda rekreasyonel olarak aktif sağlıklı bireylerde yaralanmalar ile ilişkili olduğu belirtilmiştir (33). Hareket sırasında eklem ve

kaslardan toplanan sensoriyel bilgiler merkezi sinir sistemine iletilir, organize edilir ve geri bildirim sağlanarak bireyi olası yaralanmalardan ve düşmelerden koruyacak mekanizmaları ortaya çıkarır (34). Bu şekilde, eklem ve kaslardan gelen bilgilerin kullanılmasıyla stabilite ve hareket kalitesinin artırılması mümkün olur. Bu bağlamda, propriyoseptif sistemin postüral kontrolün sağlanması ve korunmasında önemli bir rolü vardır.

Taban basıncı değerlendirmeleri, ayağın yerle olan etkileşimini anlamak amacıyla kullanılan yöntemlerden biridir (1). Taban basıncı, ayak sağlığının değerlendirilmesinde kritik bir ölçüt olarak kabul edilir ve stres kırıkları, ağrı ve ayak bileği burkulmaları gibi çeşitli alt ekstremite sorunları ile ilişkilidir (35-37). Taban basıncı değerlendirmeleri, postüral stabiliteyi etkileyen ayakla bağlantılı faktörlerin araştırılmasında önemli bir rol oynamaktadır (38).

Denge parametrelerindeki yetersizlikler veya dengesizlikler, eklem yapılarındaki yüklenmelerde değişikliklere neden olabilir ve bu durum, uzun vadede osteoartrit gibi kalıcı sorunlara ve yaralanmalara yol açabilir (39). Bu yaralanmalar, sadece yaşlı bireyleri değil, aynı zamanda gençleri de etkileyebilir, erken dönemde kırıldak, bağ ve kas yaralanmalarına neden olabilir (40, 41). Dolayısıyla, denge iyi değil ise performans seviyesi düşmekte ve yaralanma riski artmaktadır. Literatürde, alt ekstremite kinetik zincirini ilgilendiren çeşitli parametreleri inceleyen çalışmalar bulunmaktadır, ancak günlük yaşam aktiviteleri sırasında dinamik denge korunması daha fazla önem kazanmaktadır ve dinamik denge ile ilgili daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır (42, 43). Özellikle tek ayak üzerindeki denge durumunda taban temasının etkili olduğu eklem pozisyon hissi, kas kuvveti, postür gibi parametrelerle ilişkisini inceleyen çalışmalara olan ihtiyaca dair vurgu artmıştır (44).

Bu çalışma ile genç erişkinlerde statik ve dinamik denge, izokinetik kas kuvveti, eklem pozisyon hissi, Q açısı, düşük taban derecesi, taban basıncı değerlendirme sonuçları, fiziksel aktivite düzeyleri incelenerek bu faktörlerin birbirleriyle ilişkisinin ortaya konulması ve değerlendirme sonuçlarının cinsiyete göre karşılaştırılması hedeflenmiştir. Bu amaçla çalışmamızın temel aldığı hipotezler aşağıdaki gibidir:

**Hipotez 1:** Genç erişkinlerde denge diz ve ayak bileği postürü ile ilişkilidir.

**Hipotez 2:** Genç erişkinlerde denge fiziksel aktivite düzeyleri ile ilişkilidir.

**Hipotez 3:** Genç erişkinlerde denge kuadriseps ve hamstring kaslarının kuvveti ile ilişkilidir.

**Hipotez 4:** Genç erişkinlerde denge diz eklem pozisyon hissi ile ilişkilidir.

**Hipotez 5:** Genç erişkinlerde denge taban basıncı ile ilişkilidir.

**Hipotez 6:** Genç erişkinlerde denge skorları, fiziksel aktivite seviyesi, Q açısı, düşük ayak derecesi, izokinetik kas kuvveti, diz eklem pozisyon hissi, taban basıncı değerlendirme sonuçları cinsiyete göre farklılık göstermektedir.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Denge

Denge, nesneye etki eden bileşke yüklerin sıfır olduğu andaki durumu ifade eder ve bir nesnenin statik bir durumdaki kütle merkezinin konumu ve o nesnenin destek tabanının alanıyla ilişkilidir (2). Diğer bir deyişle, bir destek tabanı üzerinde öngörülen ağırlık merkezini düzenleyerek vücudun dengesini stabilite sınırları içinde koruma yeteneğini ifade eder (1). İnsan vücudu stabiliteye yönelik tehditleri algılama ve düşmeyi engellemek amacıyla yerçekimi kuvvetlerine karşı koymak için kas aktivitesini kullanma konusunda doğal bir yeteneğe sahiptir (3). Bu yetenek postüral kontrolün bir sonucudur ve postüral kontrol ise sayısız duruş ve aktivitenin sürdürülebilmesi için bir ön koşuldur (2). Günlük yaşam içerisinde yeterli bir postüral kontrolün sağlanması, fonksiyonel aktivitelerin sürdürülmesi için elzemdir. Bu nedenle denge performansı sağlık ve aktivite düzeyinin önemli bir göstergesi olarak kabul edilir. Denge performansındaki defisitlerin varlığı düşme riskini artıran ve yaralanmalara sebep olan önemli faktör olarak tanımlanmıştır (4-6).

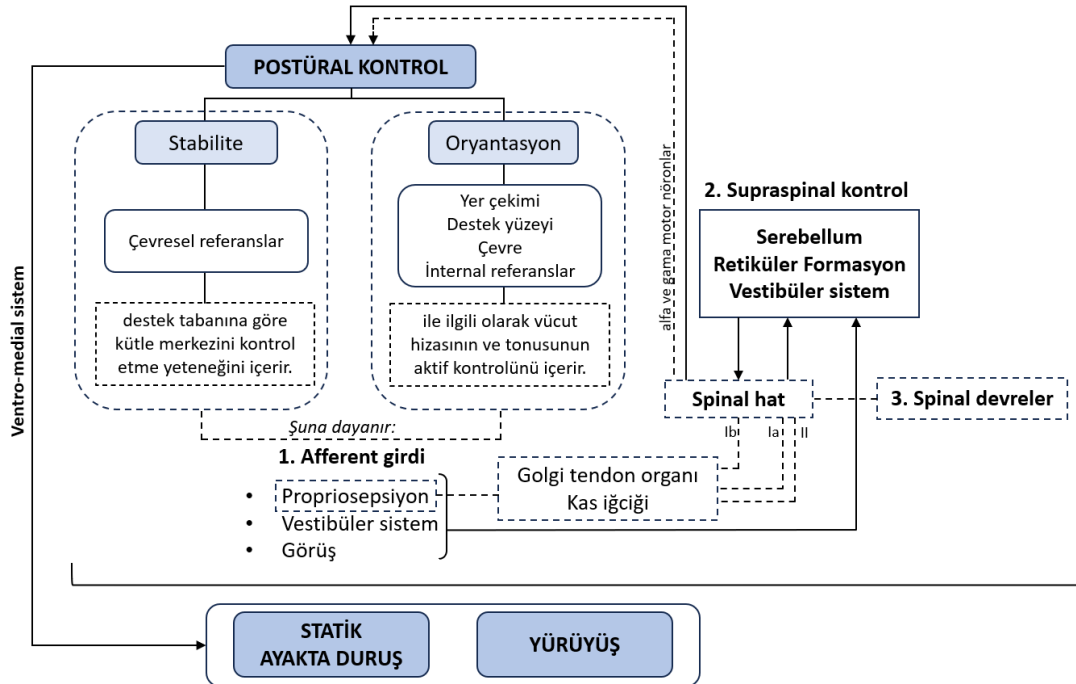
#### 2.1.1. Postüral Kontrol

Denge, aynı zamanda postüral stabilite olarak da ifade edilir, kütle merkezini destek yüzeyi içinde kontrol edebilme yeteneğidir (1). Kütle merkezi, vücut segmentlerinin kütle merkezlerinin ağırlık ortalaması alınarak hesaplanır ve toplam vücut kütlelerinin merkez noktasını ifade eder. Kütle merkezinin vertikal izdüşümü ise gravite merkezidir. Gravite merkezi ve kütle merkezi sıklıkla birbirine kullanılan ifadelerdir. Destek yüzeyi ise, üzerinde dengenin sağlandığı yüzeyle temasta olan vücut alanını ifade eder (8, 45).

Postüral kontrol bireyin görev ve çevre ile etkileşiminde devreye girer. Vücudun uzaydaki pozisyonunu koruması için gerekli olan yetenek kas-iskelet sistemi ve sinir sistemlerinin karmaşık etkileşimi ile sağlanır (7). Uzaydaki pozisyonun kontrol edilmesi postüral stabilite ve postüral oryantasyon gibi ikili amaçlar için gereklidir (46).

Postür, çoğu fonksiyonel görev için biyomekanik hizalanmasını sağlarken vertikal bir yönelimi korur. Bu yönelimin oluşması sürecinde yerçekimi (vestibüler sistem), gövdenin diğer vücut segmentleriyle ilişkisi, vücudun destek yüzeyi ile ilişkisi, ve çevredeki nesnelere ilişkisi (görsel sistem) gibi çoklu duyuşsal referanslar kullanılır (8).

Tüm görevler motor kontrolü gerektirir. Her bir görevin oryantasyon ve stabilite bileşeni vardır ve bunların kullanım gereksinimleri göreve ve çevreye göre değişiklik gösterir (Şekil 2.1.). Top yakalamayı hedefleyen bir kalecinin topa odaklanarak yakalama fonksiyonuna göre oryante olması gerekirken, bir cambazın ip üstüne yürüyebilmesi için stabiliteye odaklanarak dengesini sağlaması gerekmektedir. Her iki durumda da motor kontrol şart iken postüral stabilite ve oryantasyon görevin gerekliliklerine göre değişiklik gösterir (7, 8).



Şekil 2.1. Postüral kontrolün birey, görev ve çevre etkileşimi (47).

### a. Postüral Kontrol İçin Özelleşmiş Sistemler

Postüral kontrol sistemi, kas-iskelet ve sinir sisteminin etkileşimi ile ortaya çıkan stabilite ve oryantasyonu organize eden sistemler bütünüdür (Şekil 2.2) (8).



**Şekil 2.2.** Postüral kontrol sistemi bileşenleri

Kas iskelet sistemi bileşenleri eklem hareket açıklıkları, esneklik, kasların özellikleri gibi vücut segmentleri ile ilişkili biyomekanik parametreleri içerir (9). Nöronal komponentler ise vücuttaki kas sinerjilerini düzenleyen motor süreçler, görsel, somatosensöriyel ve vestibüler sistemler gibi özelleşmiş duyu sistemlerini, duyunun harekete dönüşmesini, ve postüral kontrol stratejileri içeren, algı, dikkat, motivasyon gibi yüksek bilişsel seviye süreçlerini kapsar (9). Kas-iskelet sistemi bileşenleri doğrusal etkiler oluştururken nöronal süreçlerin etkileri doğrusal değildir ve daha karmaşık ilişkilerle şekillenir. Temel olarak merkezi sistemlerden gelen komutlar, postüral ayarlamayı sağlarken ekstremiteler hareketleri ve kas iskelet sistemi ile ilişki içerisinde postüral bozukluğu düzenlemeye çalışır (8). Bu düzenlemeler için oluşan ileri ve geri bildirimler, postüral kontrolde görev alan motor sistemler tarafından organize edilir.

## **b. Postüral Kontroldeki Motor Sistemler**

Postüral oryantasyon ve stabilitenin sağlanmasında, motor sistemler hareket kontrolü için gerekli kas kuvvetini üretmeyi ve vücut pozisyonunu sağlayan sistemlerdir. Temel olarak sabit duruş dengesi, dinamik duruş dengesi, reaktif proaktif denge kontrolünden oluşur (4, 8). Hepsi aynı zamanda yürüyüş gibi hareket kontrolünde de görev alır (47).

### **i. Sabit Duruş Dengesi**

Ayakta sabit duruş ve oturmanın temelinde yatan sabit duruş stabilitesi, destek yüzeyinin değişmediği, hareketle beraber değişen miktarlarda postüral salınımla karakterizedir. Sabit duruştaki stabilite yeteneğimizi korumuza yardımcı olan dizilim, kas tonusu, antigravite kaslarının aktivasyonunu sağlayan postüral tonus, hareket stratejileri gibi faktörler mevcuttur (8, 10).

Ayakta dik duruşta vertikal yer çekimi hattı üzerindeki vücut bölgelerinin dizilimini sürdürmek için minimal kassal aktivite gerekir. Dizilimdeki değişiklikler, hat üzerindeki dengeyi bozabilir. Postüral salınımdaki değişiklikleri kompanse edebilmek için kas tonusunu düzenleyen somatosensoryel mekanizmalar devreye girer ve çeşitli hareket stratejileri ile vücudun vertikal hattaki dengesi korunmaya çalışılır (8, 10, 11). Dengeyi etkileyen durumlarda oluşan ayak tabanındaki kutanöz girdi aktivasyonları destek yüzeyindeki otomatik yerleşme reaksiyonunu oluşturur ve ekstansör kaslardaki aktivasyon artarak postüral stabilite korunmaya çalışılır. Pasif iskelet diziliminin yeteri olmadığı noktalarda ayak bileği ve kalça stratejileri gibi hareket stratejileri ile denge korunmaya sağlanır (10). Salınım frekansının küçük (<1 Hz) olduğu durumlarda ayak bileği, büyük (>1 Hz) olduğu durumlarda ise kalça stratejileri kullanılır.

### **ii. Dinamik Duruş Dengesi**

Uzaydaki stabilite ve vücut organizasyonu pratik olarak bütün dinamik aktiviteler için gereklidir (11, 47). Progresif bir hareket paterni ile lokomasyonun başlaması, sürdürülmesi ve bitirilmesi sağlanır. Bu progresyon sırasında vücut segmentlerinin birbiri ve çevre ile uyumu postüral sistemler tarafından kontrol

edilir. Lokomasyonun korunabilmesi için değişen çevre ve vücut ihtiyaçlarına göre postüral kontrolü devam ettirirken bir yandan ilerlemenin devam etmesinin sağlanması ve gerekli stratejilerin yürüyüşe adapte edilmesi gereklidir (8). Kinematik çalışmalar bireylerin hareket stratejilerinin benzer olduğunu gösterir, ancak görevin gerekliliklerini gerçekleştirebilmek için geniş yelpazede bir kas aktivasyon paterni olduğu görülmüştür (8).

Elektromiyografik aktivite, kas torku, yer reaksiyon kuvvetleri ve kinematik değişkenlerin değerlendirilmesi ile yürüyüş sırasındaki postüral kontrole etkileri incelendiğinde ileri doğru ilerleme ve vertikal destek için en önemli iki kas olarak plantar fleksörler ve kalça ekstansörleri gösterilmiştir (47). Aynı zamanda kuadriseps femoris kasının da ayakta durma ve ileri doğru ilerleme sırasında önemli bir faktör olduğu (48) ve ayağın mediolateral diziliminin vücudun lateral hareketi için önemli olduğu bildirilmiştir (49).

### **iii. Reaktif Denge Kontrolü**

Reaktif denge kontrolünde kas stratejileri ve sinerjistik aktiviteler devreye girer. Kullanılan paternler daha çok ayak bileği, kalça, adım alma ve kavrama için uzanma paternleridir. Postüral salınımlar anteroposteriyor ve mediolateral yönde gerçekleşir. Kütle merkezini dengelemek için küçük ve yavaş değişimlerde ayak bileği ile, büyük ve hızlı değişimlerde kalça eklemi ile kütle merkezi orta hatta getirilmeye çalışılarak anteroposteriyor yönde denge sağlanır (7, 8, 11). Ayak bileği ve kalça stratejilerine öne adım alma ve düşmeyi engellemek adına kavramak için öne adım alma gibi stratejiler de kullanılır. Mediolateral yönde denge stratejileri ise ayak bileği ve diz eklemine mediolateral yönde hareketleri kısıtlı ve sınırlı olduğundan daha çok kalça eklemi ve gövde hareketleri ile kompanse edilir (8).

### **iv. Proaktif Denge Kontrolü**

Proaktif denge kontrolü merkezi sinir sisteminin gerekli stabiliteyi korumak için görevin gerekliliklerini önden tahmin etmesi ve ayarlaması ile sağlanır. Destek yüzeyi olan alt ekstremitte hareketlerinde önemli bir kontroldür. İstemli hareket

öncesi öngörülen stabilite ihtiyacına göre postüral tonus önden ayarlanarak vücut stabilitesi ayarlanır (11).

## **2.2. Diz ve Ayak ile İlişkili Fiziksel Parametreler ve Denge**

Hareketsiz duruş sırasında bireyler bir dereceye kadar salınım gerçekleştirirler ve bunlar yer çekimi, nefes alma, bakma gibi ince hareketlerin ve ayaklar tarafından ağırlık taşımaya modüle eden ince hareketlerinden etkilerinden kaynaklı birer ayarlama olarak değerlendirilir (10). Artan yaşla beraber değişen postürün özellikle yaşlılarda dengeyi etkilediği (50), ancak adolesan ve çocuklarda denge parametrelerinin değişmediği gösterilmiştir (51, 52). Omurgayla ilgili postürün dengeyi etkileyip etkilemediğini inceleyen çalışmalarda torakal veya lumbal bölge postürleri farklı olan kişilerin dengeleri benzer bulunmuştur. Bu durum dengeyi sağlama stratejilerinin genelde pelvis ve alt ekstremitte aracılığıyla sağlanıyor olmasından kaynaklandığı belirtilmiştir (12, 13). Alt ekstremitenin postüral değişikliklerinin fonksiyonu etkileyerek yaralanmalara sebep verebileceği bilinmektedir (14). Dizde görülen valgus postürünün dengenin anteroposteriyör yöndeki dengesini etkilediği ve dengenin kuadriseps üzerinden etkilendiğini bildiren çalışmalar mevcuttur (15, 16). Aynı zamanda Q açısı ve postüral stabilite düşme için de bir risk faktörü olarak belirtilmiştir ve azalmış Q açısının artmış postüral stabilite ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (17). Destek yüzeyi olan ayak, postüral stabilite için önem arz eder ve denge ile ilgili yetersizliklerle ilişkilidir (1, 18). Özellikle artmış ayak pronasyonunun hem statik hem de dinamik dengeyi etkilediği bildirilmiştir (19). Ayağın mediolateral yerleşiminin vücudun lateral hareketi için önemli olduğu belirtilmiştir (49). Düşmüş ayak arkına sahip bireylerin normal ayak arkına sahip bireylere kıyasla postüral salınımlarının daha fazla olduğu belirtilmiş ancak ayak arkındaki düşüş seviyesi ile postüral salınımın ilişkili olmadığı belirtilmiştir (53).

## **2.3. Fiziksel Aktivite ve Denge**

Fiziksel aktivite enerji tüketimini bazal seviyenin üzerinde olacak şekilde artıran herhangi bir vücut hareketi olarak tanımlanır (54, 55). Genellikle mesleki ve boş zaman aktiviteleri olarak ikiye ayrılır ve günlük aktivitelerden, yüzme, dans etme

gibi boş zaman aktivitelerinden ve spor, fiziksel uygunluk aktivitelerinden farklı olabilirler. Fiziksel aktivitenin egzersizden farkı planlı ve yapılandırılmış vücut hareketlerinden oluşmamasıdır.

Fiziksel aktivite yapılan aktivitenin sıklığı, süresi ve yoğunluğuna göre sınıflandırılır. Sıklık ve süre zamanla ilişkili bilgiyi verirken, yoğunluk, yapılan aktivitenin hangi oranda enerji harcaması gerektirdiğini ifade eder ve genellikle kcal/kg/dk ya da MET (metabolik eşdeğer) ile ölçülür (56).

Fiziksel aktivite ağırlık aktarma, kas kuvvetlendirme, denge ve koordinasyon aktivitelerini içeriyorsa yaşlılarda düşmeyi ve osteoporozla bağlı kırık risklerini azaltır (57). Sağlıklı genç yetişkin bireyler fiziksel aktivite nedeniyle postüral kontroldeki ani değişiklikleri hızlı bir şekilde kompanse etme yeteneğine sahip iken denge ile ilişkili hastalığa veya denge bozukluklarına sahip olan yaşlılarda bu uyumu sağlamak zor olabilir (58). Fiziksel aktivitenin süresine ve yoğunluğuna bağlı olarak aktivitenin sonlanmasından itibaren 15 dakika boyunca postüral stabilitenin olumsuz etkilenebileceği ancak bu durumun genç erişkin bireyler için sorun teşkil etmediği belirtilmiştir (55). Düzenli olarak yapılan fiziksel aktivitenin kas kuvvetinin artırılması ve postüral kontrolün geliştirilmesi sayesinde postüral stabiliteyi iyileştirdiği bildirilmektedir ancak bu etkilerin geçerliliği için fiziksel aktivitenin sürdürülmesinin gerekli olduğu bildirilmektedir (22, 54).

#### **2.4. Kas kuvveti ve Denge**

Postüral stabilitenin sağlanmasında en önemli kassal yapılar tibialis anterior, gastroknemius, hamstring ve kuadriseps kaslarıdır (25). Tibialis anterior ve gastroknemius kasları ayak bileği stratejileri için önemli rol oynarken kuadriseps ve hamstring kasları öne ve arkaya yapılan salınımların kontrolünde rol oynar (59). Kalça addüktörleri ve abdüktörleri ise lateral salınımlarda kontrolü sağlayan kaslardır. Kas kuvvetinde oluşacak herhangi bir zayıflığın denge performansını olumsuz olarak etkileyeceği öngörülür. Ayak bileği ve diz ekstansör grup kasların kuvveti denge ile ilişkili olduğu gösterilen kas gruplarıdır (26, 27). Geriatrik bireylerde kas kuvveti ve dengedeki azalmanın düşme ve (28) alt ekstremitede

osteoartrit gelişimi için risk faktörü olduğu belirtilmiştir (29). Kas kuvveti postüral stabilite hakkında kuvvetli bir tahmin parametresidir (25).

### **2.5. Eklem Pozisyon Hissi ve Denge**

Propriyoseptif duyudaki eksiklik veya bozukluk, ilgili duyuşal girdilerin merkezi sinir sistemine iletimini etkilemesi nedeniyle, fonksiyonel olarak dinamik ve statik dengede bozulma, yürüme paterninde değişme ve düşme gibi problemlere neden olabilir (31, 32). Hareket sırasında eklem ve kasta toplanan sensoriyel bilgiler golgi tendon organı, kas içciği gibi propriyoseptif reseptörlerdeki impulslar ile merkezi sinir sistemine taşınır, organize edilir ve geri bildirim sağlanarak bireyi olası yaralanmalardan ve düşmelerden koruyacak yanıtların verilmesini sağlar (34). Hareketlerin tekrarı ile bu geri bildirim sisteminin beslenerek hareketin düzenlenip daha akıcı hale getirilmesi sağlanır. Bu sayede eklem ve kaslardan alınan bilgiler ile stabilite ve hareketin daha iyi hale getirilmesi mümkün olur. Bu anlamda postüral kontrolün sağlanması ve korunmasında propriyoseptif sistem önemli bir yere sahiptir. Propriyoseptif keskinlik azaldığında hem eklem pozisyon hissi hem de postüral kontrol olumsuz etkilenir ve bu durum bireyleri alt ekstremiteleri kas-iskelet sistemi yaralanmalarına karşı açık hale getirir (33).

Eklem pozisyon hissi nöromusküler kontrol hakkında bilgi edinmemizi sağlayan bir propriyosepsiyon parametresidir. Hareket halindeki bir ekstremitenin bilinçli olarak veya bilinçdışında o ekstremitenin farkında olmayı ifade eder (60). Aktif ve pasif olarak ikiye ayrılır. Aktif eklem pozisyon hissi değerlendirmesinde hedef bir diz açısına bireyin ekstremiteleri kendisinin hareket ettirerek götürmesi beklenirken pasif eklem pozisyon hissini değerlendirilmesinde, yine belirlenen eklem açısına pasif olarak sabit bir açılarda ekstremiteleri iletilerek bireyin ilgili açığa geldiğinde fark etmesi ve bunu belirtmesi beklenir (61). Her iki yöntemden de açıdan sapma dereceleri eklem pozisyon hissindeki defisitini büyüklüğünü belirtir.

### **2.6. Taban Basıncı ve Denge**

Taban basıncı, plantar basınç veya pedobarografi sonuçları, statik duruş sırasında veya hareket sırasında ayağın yerle olan etkileşimini anlamak için

kullanılan yöntemlerden biridir (1). Taban basıncı analizleri ile ayağın farklı bölgelerine binen basınç miktarları, maksimum kuvvetler, kuvvet zaman integrali gibi bilgiler toplanabilir. Kuvvet platformlarından elde edilen verilerden farklı olarak taban basınç analizlerinde sadece vertikal düzlemdeki basınç bilgileri toplanabilir. Bu sayede statik ve dinamik değerlendirmeler sırasında basınçla ilgili veriler toplanarak bireylerin fonksiyonel durumları hakkında da bilgi sahibi olunur (62).

Taban basıncı, ayak sağlığını değerlendirmede önemli ölçütlerden biridir ve stres kırıkları, ağrı ve ayak bileği burkulmalarını kapsayan çeşitli alt ekstremite sorunlarıyla ilgilidir (35-37). Taban basıncı değerlendirmeleri, postüral stabiliteyi etkileyen ayakla ilişkili faktörlerin incelenmesinde önemli bir rol oynamaktadır (38).

Ayak temas alanı azaldıkça postüral kontrol için gereken destek yüzeyi küçüleceğinden postüral stabiliteyi korumak zorlaşacaktır. Bu durum ayak temas alanı arttıkça postüral salınımların azaldığını gösteren çalışmalar ile desteklenmiştir (63).

Denge ile ilgili parametrelerde bir yetersizlik/dengesizlik söz konusu olduğunda değişen biyomekanik özellikler kalça, diz, ayak bileği gibi eklem yapılarındaki yüklenmelerin değişmesine ve ekstremitenin yaralanmaya açık hale gelmesine ve uzun vadede osteoartrit gibi kalıcı sorunların gelişmesine sebep olabilmektedir (39). Üstelik bu yaralanmalar erken dönemde kıkırdak, bağ ve kas yaralanmalarına da öncül teşkil ederek sadece yaşlı grubu değil genç bireyleri de etkileyebilmektedir (40, 41). Literatürde statik/dinamik denge, izokinetik kas kuvveti, propriyosepsiyon, taban basıncı, yürüyüş, postür gibi alt ekstremite kinetik zincirini ilgilendiren çeşitli parametreleri inceleyen çalışmalar vardır (43, 64). Statik denge durumlarında bu parametrelerin çeşitli faktörlerle ilişkisini inceleyen çalışmalar mevcuttur, ancak günlük yaşam aktiviteleri sırasında dinamik dengenin korunması daha fazla ön plana çıkmakta ve dinamik denge ile ilgili araştırmaların artmasına ihtiyaç vardır. Özellikle tek ayak üzerindeki dengede taban temasının dengeyi korumakta etkili olan eklem pozisyon hissi, kas kuvveti, postür vb. diğer parametrelerle ilişkisinin incelenmesi gerekliliği son dönemde literatürde vurgulanmaktadır (44). Bu çalışma ile genç erişkinlerde statik ve dinamik denge,

izokinetik kas kuvveti, eklem pozisyon hissi, Q açısı, düşük ayak derecesi, taban basıncı değişimleri, fiziksel aktivite düzeyleri incelenerek bu faktörlerin birbirleriyle ilişkisinin ortaya konulması ve değerlendirme sonuçlarının cinsiyete göre karşılaştırılması hedeflenmiştir.



### 3. BİREYLER VE YÖNTEM

Bu çalışma, genç erişkinlerde alt ekstremitte fiziksel parametrelerinin denge ile ilişkisini ve cinsiyete göre karşılaştırmalarını incelemek için kesitsel bir çalışma olarak planlandı. Çalışmanın gerçekleştirilebilmesi için gerekli olan ekipmanlar Hacettepe Üniversitesi Beytepe Gün Hastanesi'nde mevcut olduğundan gerekli başhekimlik izinleri ile, etik kurul onayı GO 21/792 kayıt numarası ile Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alındı (EK 1). Çalışmaya katılan tüm bireylere çalışmanın amacını ve kapsamını belirten aydınlatılmış onam formu imzalatıldı (EK 6).

#### 3.1. Bireyler

Çalışmaya kar topu örneklem toplama yöntemi ile çalışmaya katılmaya gönüllü olan 18-35 yaş arasındaki genç erişkin 30 birey dahil edildi. Çalışmaya dahil edilen bireylere çalışmanın amacı anlatılarak değerlendirme yöntemleri hakkında yapılan bilgilendirme sonrası onam formu imzalatılarak değerlendirmeler yapıldı. Bireylerin çalışmaya dahil edilme ve edilmeme kriterleri aşağıda belirtilmiştir.

##### Çalışmaya dahil edilme kriterleri;

- 18-35 yaş arasında olmak,
- Herhangi bir tanılanmış kas-iskelet sistemi patolojisi olmamak,
- Herhangi bir nörolojik hastalık tanısı olmamak,
- Herhangi bir travma, cerrahi ve benzer nedenlerle tedavi almamış olmak,
- Herhangi bir nedenle diz ağrısı şikayeti olmamak ve semptom göstermemek.

##### Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri;

- Herhangi bir diz patolojisi nedeniyle tanı almamış ancak son 3 ay içinde diz ağrısı yaşamış olmak,
- Profesyonel sporcu olmak.

### 3.2. Yöntem

Çalışma kapsamında 10 kişiden toplanan ön veriler ile tek ayak üzerindeki dinamik denge skorları üzerinden yapılan güç analizi sonucunda, %80 güç ve 0,05 hata payı anlamlılık düzeyine göre çalışmaya 23 bireyin dahil edilmesi gerekli bulundu. Çalışmaya 15 kadın 15 erkek olarak 30 genç erişkin birey dahil edildi. Bireylerin değerlendirmeleri her bir birey için aynı gün içerisinde Hacettepe Üniversitesi Gün Hastanesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Servisi'nde yapıldı. Kişilerin demografik bilgileri alındıktan sonra Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi'ni doldurmaları istendi ve sonrasında aşağıdaki değerlendirmeler her iki alt ekstremité için yapıldı.

- Q açısı ve düşük ayak derecesinin değerlendirmesi
- İzokinetik kas kuvveti değerlendirmesi
- Diz eklem pozisyon hissini değerlendirilmesi
- Denge değerlendirmesi
- Taban basıncı değerlendirmesi

#### 3.2.1. Demografik Veriler

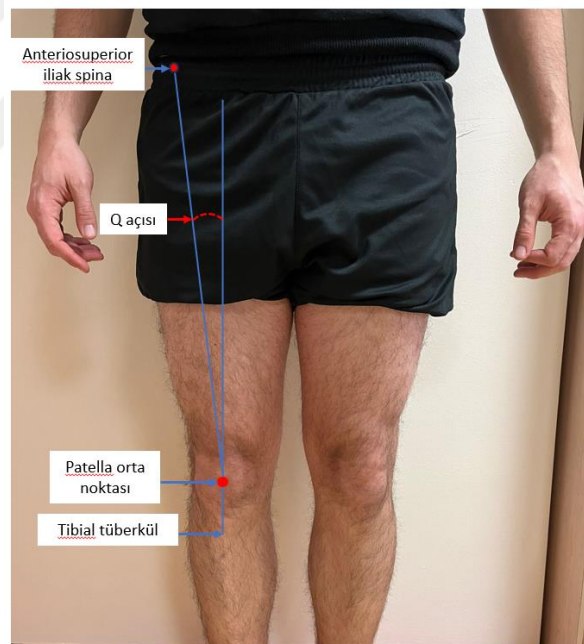
Tüm bireylere ait demografik verileri yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, eğitim düzeyi, dominant alt ekstremité bilgileri alınarak toplandı. Bireylerin vücut kütle indeksleri (VKİ) vücut ağırlığının boyun metre cinsinden karesine bölünerek hesaplandı. Dominant alt ekstremité bilgisi, katılımcının hangi ayağı ile topa vurduğu sorgulanarak kaydedildi (65).

#### 3.2.2. Q Açısı ve Düşük Ayak Derecesinin Değerlendirmesi

Bireylerin diz ve ayak fiziksel parametrelerine yönelik değerlendirmeler bireylerin ayakta ve rahat durdukları bir pozisyonda, ağırlık iki ayağa eşit aktarılmış bir şekilde iken üniversal gonyometre kullanılarak alındı. Diz için kuadriseps açısı (Q açısı), düşük ayak değerlendirmesi için Feiss çizgisi değerlendirildi.

### a. Q Açısı Değerlendirmesi

Ekstansör mekanizmaların ve patellar tendonun kuvvetine ilişkin bir indeks olarak patella hizalamasını ve kuadriseps çekiş açısını değerlendiren Q açısı anterosuperior iliak spinadan patellanın merkezine çekilen bir çizgi ile tibial tüberkülün merkezi ile patella merkezinden geçecek şekilde çizilen ikinci çizginin arasında kalan açı ile hesaplanır (66). Geleneksel olarak Q açısı bireyin sırt üstü uzandığı, dizin ekstansiyonda olduğu pozisyonda, Kuadriseps kası gevşek bir durumda iken ölçülmektedir ancak ayakta dururken de değerlendirilmektedir (66). Ayakta yapılan değerlendirmenin geçerli ve güvenilir olduğu gösterilmiştir (67, 68). Çalışmaya dahil edilen bireylerin her iki alt ekstremiteye ait Q açıları ayakta rahat durdukları, iki ayağa da eşit ağırlık verdikleri pozisyonda gonyometre kullanılarak ölçüldü (Şekil 3.1).

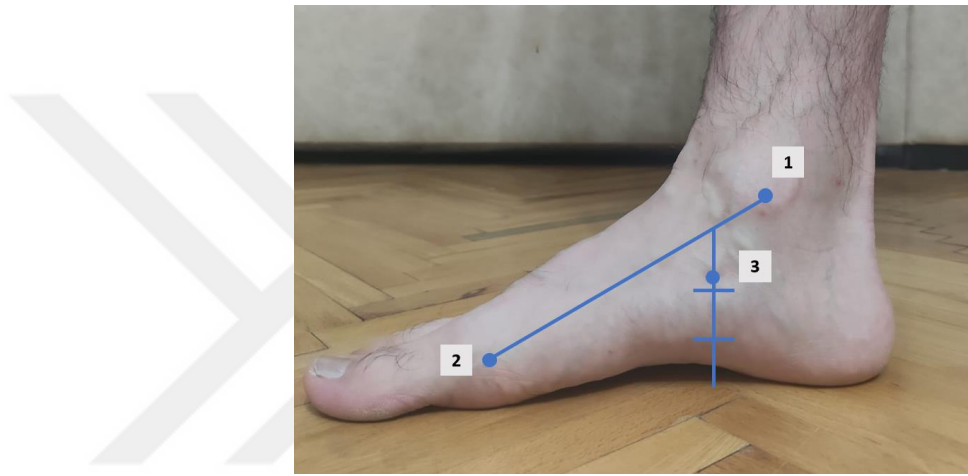


Şekil 3.1. Q açısı değerlendirme yöntemi

### b. Düşük Ayak Derecesinin Değerlendirmesi

Düşük ayak derecesinin değerlendirilmesi için kullanılan Feiss çizgisi değerlendirmesi naviküler pozisyon, longitudinal ark ve ayak postürü hakkında bilgi veren pratik ve basit bir değerlendirme yöntemidir (69). Temelde düşük ayak değerlendirmesi olarak kullanılmaktadır ve birinci metatarsofalangeal eklem

merkezinden medial malleole çekilen bir çizgiyi ifade eder. Normal bir ayakta naviküler kemiğin skafoid tüberkülünün bu çizgi üzerine düşmesi beklenir. Naviküler tüberkülün bu çizgiden uzaklaşma mesafesine göre pes planus hakkında bilgi elde edilir. Eğer tüberkül Feiss çizgisi ile yer arasındaki uzaklığın  $1/3$ 'ü kadar düşmüşse 1.derece,  $2/3$ 'ü kadar düşmüşse 2.derece, tamamen yere değiyorsa 3.derece düşük ayak olarak tanımlanmaktadır (70). Çalışmaya dahil edilen bireylerin her iki ayağının değerlendirmeleri ayakta rahat durdukları, iki ayağa da eşit ağırlık verdikleri pozisyonda ölçüldü (Şekil 3.2.).



**Şekil 3.2.** Feiss çizgisi değerlendirmesi ve referans noktaları. 1: medial malleol; 2: birinci metatarsofalangeal eklem merkezi; 3: naviküler tüberkül

### 3.2.3. Fiziksel Aktivite Düzeyi Değerlendirmesi

Fiziksel aktivite düzeyini değerlendirmek amacıyla Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (UFAA)'nin kısa formu kullanıldı (71). Bu anket ile bireylerin son 7 gün içinde katıldıkları fiziksel aktivitelerin yoğunluk türlerini, oturma sürelerini değerlendirerek MET-dakika/hafta cinsinden belirler. Açık uçlu 7 sorudan oluşur ve Türkçe geçerlik güvenilirliği mevcuttur (72). Fiziksel aktivite yoğunluk türleri düşük, orta ve yüksek aktivite seviyesi olacak şekilde üç seviyede belirtilmiştir. Yüksek aktivite seviyesine sahip kişilerin haftada en az 1500 MET dakika minimum toplam fiziksel aktiviteyi sağlayacak şekilde en az 3 gün şiddetli yoğunlukta fiziksel aktivite veya hafta en az 3000 MET dakika minimum toplam fiziksel aktivite sağlayan 7 veya daha fazla gün yürüyüş, orta yoğunlukta veya şiddetli yoğunlukta aktivitelerin

kombinasyonundan oluşan aktivitelere katılmış olduğu ifade edilir. Orta aktivite seviyesine sahip kişilerin 3 veya daha fazla gün şiddetli aktivite ve/veya günde en az 30 dakika yürüyüş, ya da 5 veya daha fazla gün orta yoğunlukta aktivite ve/veya günde en az 30 dakika yürüyüş, ya da haftada en az 600 MET dakika minimum toplam fiziksel aktivite sağlayan 5 veya daha fazla gün yürüyüş, orta yoğunlukta veya yüksek yoğunlukta aktivitelerin kombinasyonundan oluşan aktivitelere katılmış olduğu ifade edilir. Düşük aktivite seviyesine sahip kişilerin ise yukarıdaki kriterlerden hiç birini sağlamadığını ifade etmektedir (73). UFAA skorları online erişime açık bir Excel tablosuna veriler girilerek elde edildi (74). Sonuçlar düşük, orta, yüksek seviye olacak şekilde 3 grupta nominal veri olarak kaydedildi.

#### **3.2.4. Denge Değerlendirmesi**

Bireylerin postüral stabiliteleri geçerliği ve güvenilirliği gösterilmiş Biodex Denge Sistemi (BDS) (Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA) ile değerlendirildi (75).

BDS 360° hareket açıklığına sahip, 20°ye kadar tilt yapabilen mobil bir platforma sahiptir. Platformun mobilite seviyeleri 1 ile 12 arasında değişmektedir ve 1 minimum stabilite halini 12 ise maksimum stabilite halini ifade etmektedir. Cihaz ölçüm sonucunda bireyin postüral dengesindeki değişimi toplam stabilite indeksi (TSİ), anteroposteriyör stabilite indeksi (APSi) ve mediolateral stabilite indeksi (MLSi) olarak skorlamaktadır. Skorun değerinin yüksek olması denge merkezindeki sapmanın fazla olduğunu ifade etmektedir (76). Değerlendirmeler BDS ile statik ve dinamik ayarlar oluşturularak yapıldı. Her bir değerlendirme öncesi 30 saniye süreyle deneme testi uygulandı. Bütün değerlendirmeler gözler açık olarak yapıldı.

##### **a. Statik Denge Değerlendirmesi**

Statik denge değerlendirme BDS denge platformunun en stabil olduğu seviye 12'de, bireylerin kendini rahat hissettiği pozisyonda, iki ayak platform üzerinde sabit, kollar gövde yanında sarkıtılmış pozisyonda yapıldı (Şekil 3.3.). Bireylerin çıplak ayakla çıktıkları platform üzerinde ağırlık merkezleri cihazın ekranında görünen hedef merkezi ortalayacak şekilde ayarlandı. Bireylerin bu

pozisyondaki ayak açıları ve ayağın pozisyonlandığı noktalar değerlendirmeler öncesinde cihaza kaydedildi. Değerlendirme sırasında kişilerin cihaz ekranına bakmasını engellemek için ekran kapatıldı ve 2 metre ilerideki duvara sabitlenmiş bir tabloya bakmaları istendi. Bireyler buldukları pozisyonu koruyarak 30 saniye süreyle veri toplandı ve 3 tekrar olacak şekilde test tekrarlandı. Her test arasında 60 saniye dinlenme süresi verildi (76).

Statik denge değerlendirmesi tek ayak üzerinde postüral stabilite testi için her bir ayak için 30 saniye süre ile yapıldı. Karşı taraf diz 90° fleksiyonda pozisyonlanarak, kişinin rahat olduğu pozisyonda, eller iki yanda sarkıtılmış şekilde uygulandı (Şekil 3.4.). Platform üzerindeki ağırlık merkezi ayak platformu ortalayacak şekilde yerleştirilerek ekran üzerindeki hedef merkezine göre ayarlandı. Bireylerin bu pozisyondaki ayak açıları ve ayağın pozisyonlandığı noktalar değerlendirmeler öncesinde cihaza kaydedildi. Değerlendirme sırasında kişilerin cihaz ekranına bakmasını engellemek için ekran kapatıldı ve 2 metre ilerideki duvara sabitlenmiş bir tabloya bakmaları istendi. Bireyler buldukları pozisyonu koruyarak 30 saniye süreyle veri toplandı ve 3 tekrar olacak şekilde test tekrarlandı. Her test arasında 60 saniye dinlenme süresi verildi (76).

#### **b. Dinamik Denge Değerlendirmesi**

Dinamik denge değerlendirmesi platformun en sabit olduğu 12 seviyesinden başlanıp en hareketli olduğu 1 seviyesine doğru stabilite değeri değişecek şekilde ayarlanarak statik denge değerlendirmesi ile aynı prosedüre uygun şekilde yapıldı. Değerlendirme skorları dinamik denge için çift ayak ve tek ayak üzerindeki denge değerlendirmeleri için alındı. Bireylerin dengelerini kaybetmeleri durumunda cihazın tirabzanlarından tutmasına izin verildi. Dengenin kaybedilmesi durumunda test tekrarlandı.



**Şekil 3.3.** İki ayak üzerinde denge değerlendirmesi için pozisyonlama



**Şekil 3.4.** Tek ayak üzerinde denge değerlendirmesi için pozisyonlama

### 3.2.5. İzokinetik Kas Kuvveti Değerlendirmesi

İzokinetik kas kuvveti değerlendirmeleri kuadriseps kası ve hamstring kas grubu için Biodex System 4® (Biodex Corp, Shirley, NY) izokinetik sistem cihazı ile yapıldı. Hastalara kas testi değerlendirmesi yapılmadan önce 10 dakika boyunca orta tempo yürüyüş ile ısınma pratiği yaptırıldı. İzokinetik sistemin sandalyesinde dik bir pozisyonda oturan katılımcıların gövde ve uyluk kısımları sandalyenin bantları ile sabitlendi (Şekil 3.5.). Test sırasında bireyler sandalye kolçaklarına tutundu. Dinamometrenin manivelası değerlendirme yapılacak ekstremitenin ayak bileğinin 2,5 cm üstü hizasından velkro ile ekstremiteye sabitlendi. Dinamometrenin eksenini

anatomik referans olarak femurun lateral epikondili hizasına getirildi. Kasların maksimum konsentrik kuvvet ölçümleri diz ekleminin tam ekstansiyonda olduğu 0° ve 90° derece fleksiyona denk gelecek hareket aralığında yapıldı. Her iki ekstremite kuadriseps ve hamstring kaslarının konsentrik kasılma kuvvetleri 60°/sn hızda, 5 tekrarlı olacak şekilde ölçüldü. Kuvvet ile ilgili parametreler tepe tork (TT) olarak Newton-metre (Nm) cinsinden, tepe torkun vücut kütesine oranı (TT/VK) olarak yüzde (%) cinsinden kaydedildi (77).



**Şekil 3.5.** İzokinetik kas kuvveti değerlendirmesi için bireyin Biodex cihazında pozisyonlanması

### 3.2.6. Diz eklem Pozisyon Hissi Değerlendirmesi

Diz eklem pozisyon hissi değerlendirmeleri Biodex System 4® (Biodex Corp, Shirley, NY) izokinetik sistem cihazı kullanılarak yapıldı. İzokinetik sistemin sandalyesinde dik bir pozisyonda oturan katılımcıların gövde ve uyluk kısımları sandalyenin bantları ile sabitlendi (Şekil 3.6.). Test sırasında bireyler sandalye kolçaklarına tutundu. Dinamometrenin manivelası değerlendirme yapılacak ekstremitenin ayak bileğinin 2,5 cm üstü hizasından velkro ile ekstremiteye sabitlendi. Dinamometrenin eksenini anatomik referans olarak femurun lateral epikondili hizasına getirildi. Bireyler cihazın manivela desteği üzerindeki STOP

düğmesine parmaklarını yerleştirerek değerlendirme süresince gözleri kapalı duracakları şekilde değerlendirildi. Eklem pozisyon hissini değerlendirme için hedef açı olarak 30° diz fleksiyon açısı belirlendi (78). Değerlendirme yapılırken bireylerin gözleri kapalı bir şekilde belirlenen pozisyonu 3 tekrar ile bulmaları istendi. Başlangıç pozisyonu olarak diz 90° fleksiyonda başlanıp hedef açığa değerlendirici tarafından getirildi, 5 saniye bu pozisyonda beklendi ve kişiden hedef açı pozisyonunu aklında tutması istendi. Daha sonra aktif eklem pozisyon hissi değerlendirmesi için diz eklemi başlangıç pozisyonu olan 90°'ye geri getirildi ve bu sefer bireyin diz eklemi hedef açığa getirmesi ve getirdiğini düşündüğü noktada cihazın düğmesine basması istendi. Pasif eklem pozisyon hissi değerlendirmesinde bireylerin ekstremiteleri cihazın saniyede 5 derecelik açısal hızla hedef açığa ilerlediği koşulda yapıldı ve bireylerden hedef açığa geldiğini düşündüğü noktada STOP düğmesine basması istendi. Değerlendirmeler aktif ve pasif eklem pozisyon hissi için 3 tekrar şeklinde gözleri kapalı olarak tekrarlanarak hedef açıdan sapma değerleri sapmanın yönü göz ardı edilerek derece cinsinden kaydedildi ve 3 sapma değerinin ortalaması derece (°) cinsinden kaydedildi (78).



**Şekil 3.6.** Eklem pozisyon hissi değerlendirmesi

### 3.2.7. Taban Basıncı Değerlendirmesi

Taban basıncı değerlendirmeleri geçerli ve güvenilir bir cihaz olan MatScan Pressure Mat Sistemi (Tekscan Inc, Boston, MA, USA) cihazı kullanılarak yapıldı (35).

Cihaz 48,77 cm x 44,70 cm basınç ölçüm alanına sahip, toplam 8448 adet rezistif sensörden oluşan, yaklaşık 5 cm kalınlığında bir cihazdır. Ölçüm alanındaki her bir sensör maksimum 862 kPa basınca kadar ölçüm yapabilmekte, santimetrekareye yaklaşık 4 sensör düşmekte ve her bir sensör 180 Hertz'e kadar frekansa sahiptir. Ölçümlerin yapılması ve değerlendirilmesi için cihaza ait olan Tekscan Foot Mat Research 7.0 yazılımı kullanıldı.

Taban basınç analizinden elde edilecek olan veriler şunlardır:

- Temas alanı (cm<sup>2</sup>): Ayağın yerle temas ettiği alanı ifade eder.
- Maksimum toplam kuvvet (kg): Ayağın yere uyguladığı bütün temas alanına denk gelen total kuvveti ifade eder.
- Maksimum topuk kuvveti (kg): Ayağın yere uyguladığı topuğun temas alanına denk gelen total kuvveti ifade eder.
- Maksimum metatarsal kuvveti (kg): Ayağın yere uyguladığı metatarsal bölgenin temas alanına denk gelen total kuvveti ifade eder.
- Tepe basınç (kg/cm<sup>2</sup>): Bütün ayak üzerinde hesaplanan maksimum basıncı ifade eder.
- Kuvvet-zaman integrali (KZİ): Belirli bir ayak temas alanında zaman içindeki gerçek bir kuvvet integralini ifade eder.
- Basınç-zaman integrali (BZİ): Ayağın belirli bir bölgesinde basıncın zaman içindeki kümülatif etkisini ifade eder.

**a. Statik Taban Basıncı Değerlendirmesi**

Ölçüm öncesinde her bir katılımcının vücut ağırlığına göre cihaz kalibrasyonu yapıldı. Statik taban basıncı değerlendirme, bireyler cihazın kuvvet platformu üzerinde, karşıda sabit bir noktaya bakarken, kolları her iki yanda gevşek pozisyonda, çıplak ayakla ve ayaklar omuz genişliğinde açılmış sabit ayakta dururken, 10 saniye süre ile ve 40 Hz frekansta yapıldı (Şekil 3.7.). Aynı değerlendirme tek ayak üstünde dururken karşı diz 90° fleksiyonda olacak şekilde yapıldı. Bireyin dengesini kaybetmesi durumunda test tekrarlandı.



**Şekil 3.7.** Statik taban basıncı değerlendirme

**b. Dinamik Taban Basıncı Değerlendirmesi**

Dinamik taban basıncı değerlendirme daha az tekrar gerektirmesi, uygulama kolaylığı ve katılımcının daha konforlu hissetmesi nedeniyle iki adım protokolüne göre yapıldı (35, 79). İki adım protokolü cihazın, bireyin rahat hissettiği hızda yürürken ikinci adımı platforma gelecek şekilde yürüyüş yoluna yerleştirildiği ve basınç verilerinin toplandığı protokoldür. Bu protokole göre bireyin yürüyüşünü gerçekleştirebilmesi için uygun düz zemin ve cihaz yerleştirilmesi yapıldıktan sonra sağ ve sol ayak temasının sağlandığı ve cihaz üzerinden 400 görüntüye denk gelen veri toplanana kadar protokol şartlarını sağlayacak şekilde yürümesi istendi (Şekil 3.8.). Yürüyüş sırasında bireylerin kendilerini konforlu hissetleri hızda, yere ve cihaza bakmadan karşıya bakarak çıplak ayakla yürümeleri istendi. Değerlendirmeler sonunda toplanan ayak basınç görüntülerinden platformu tam ortalamayacak şekilde denk gelen görüntüler ve başlangıçtaki ve sondaki ikişer görüntü silinerek kalan ortalama 4-6 görüntüden toplanan veriler analiz edildi.



**Şekil 3.8.** Dinamik taban basıncı değerlendirme

### 3.3. İstatistiksel Analiz

Çalışmanın istatistiksel analizleri “Statistical Package for Social Sciences” (SPSS) Version for IBM, 26.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) programı kullanılarak yapıldı. Verilerin normal dağılıma uyup uymadığına Shapiro Wilk Testi ile karar verildi. Tanımlayıcı istatistikler normal dağılıma uyan veriler için ortalama  $\pm$  standart sapma (ort  $\pm$  SS) olarak, normal dağılıma uymayan veriler için median ve minimum maksimum değerler (mdn (min-maks)) olarak, kategorik veriler için de yüzde (%) değeri olarak hesaplandı. Tanımlayıcı veriler Mann-Whitney U testi, nominal ve ordinal veriler Ki-kare testi kullanılarak karşılaştırıldı. Çalışmada toplanan veriler normal dağılıma uymayan değişkenler olduğu için değerlendirme sonuçları arasındaki ilişkinin incelenmesinde Spearman Korelasyon Analizi kullanıldı. Korelasyon katsayıları Munro'nun yorumuna göre şu şekilde sınıflandırıldı: çok düşük ( $r = 0,00-0,25$ ), düşük ( $r = 0,26-0,49$ ), orta ( $r = 0,50-0,69$ ), yüksek ( $r = 0,70-0,89$ ) ve çok yüksek ( $r = 0,90-1,00$ ) (80). İstatistiksel anlamlılık değeri olarak  $p < 0,05$  kabul edildi.

## 4. BULGULAR

Çalışmaya katılmaya gönüllü ve dahil edilme kriterlerini karşılamış olan 15 kadın, 15 erkek olmak üzere toplamda 30 birey dahil edildi.

Bir kadın katılımcının taban basıncı verileri, 1 erkek katılımcının eklem pozisyon hissi verileri ve 1 erkek katılımcının kas kuvveti verileri cihazlarda oluşan sorunlardan kaynaklı sebeplerle değerlendirmeye dahil edilemedi. Dolayısıyla taban basıncı verileri 14 kadın, eklem pozisyon hissi verileri 14 erkek, kas kuvveti verileri 14 erkek verisi üzerinden değerlendirmeye alındı.

### 4.1. Tanımlayıcı Bulgular

Bireylerin yaş ortalaması  $25,80 \pm 3,76$ , VKİ ortalaması  $68,97 \pm 15,35$  kg/m<sup>2</sup> idi. Bütün bireylerin %20'si sol dominant, kadın/erkek sol dominant oranı ise 1/5 idi. Bireylerin %67,7'si 1.seviye, %33,3'ü ise ikinci seviye düşük ayağa sahipti ve cinsiyete göre karşılaştırmaları arasında fark yoktu ( $p > 0,05$ ). Bireylerin %33,3'ü düşük, %53,3'ü orta, %13,3'ü yüksek fiziksel aktivite seviyesinde sahipti ve cinsiyetler arasında fiziksel aktivite seviyeleri benzerdi ( $p > 0,05$ ).

Bireylerin tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları Tablo 4.1.'de verilmiştir.

**Tablo 4.1.** Bireylerin tanımlayıcı verileri ve cinsiyete göre karşılaştırmaları

		Kadın (n=15)		Erkek (n=15)		p	Toplam (n=30)	
		Ortalama±SS	Median (min-maks)	Ortalama±SS	Median (min-maks)		Ortalama±SS	Median (min-maks)
Yaş (yıl)		25,33±3,63	26 (31-31)	26,27±3,95	27 (21-32)	0,504*	25.80±3.76	26.50 (21-32)
Boy (cm)		165,53±5,32	165 (158-175)	178,87±5,89	180 (169-188)	<b>0,000*</b>	172.20±8.73	172.50 (158-188)
Kilo (kg)		59±8,01	58 (47-78)	78,93±14,53	78 (57-108)	<b>0,000*</b>	68.97±15.35	65 (47-108)
VKİ (kg/m <sup>2</sup> )		21,54±2,91	20,95 (17,63-28,65)	24,64±4,41	24,03 (18,94-35,27)	<b>0,033*</b>	23.09±3.99	22.38 (17.63-35.27)
Q Açısı (°)		9,10±1,72	8,50 (6-13)	8,23±1,65	8 (5-12)	<b>0,049*</b>	8.67±1.73	8 (5-13)
Dominant Ekstremit (sağ/sol)		14/1		10/5		0,086**	14/6	
Feiss Çizgisi (%)	Seviye 1	67,7		67,7		1,000**	67,7	
	Seviye 2	33,3		33,3			33,3	
	Seviye 3	0		0			0	
UFAA (%)	Düşük	40		26,7		0,522**	33,3	
	Orta	46,7		60			53,3	
	Yüksek	13,3		13,3			13,3	

n: birey sayısı; SS: standart sapma; min: minimum değer; maks: maksimum değer; VKİ: Vücut kütle indeksi; UFAA: Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi; \*: Mann-Whitney U testi; \*\*: Ki-Kare Testi; p<0,05 anlamlılık değeri olarak kabul edildi.

#### 4.2. Denge ile İlgili Tanımlayıcı Bulgular

Bireylerin denge değerlendirmelerine yönelik tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları Tablo 4.2.'de verilmiştir. Cinsiyete göre yapılan karşılaştırmalarda dinamik denge parametrelerinde fark vardı ve kadınların denge skorları erkeklerden daha iyiydi (p<0,05).

**Tablo 4.2.** Bireylerin denge ile ilişkili tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları

		Kadın (n=15)		Erkek (n=15)		p*	Toplam (n=30)	
		Ortalama ±SS	Median (min-maks)	Ortalama ±SS	Median (min-maks)		Ortalama ±SS	Median (min-maks)
Statik Denge Çift Ayak	TSİ	2,26±1,56	1,80 (0,60-7,20)	2,00±1,37	1,3 (0,70-5,30)	0,225	2,13±1,46	1,60 (0,60-7,20)
	APSi	1,63±1,41	1,40 (0,40-6,30)	1,38±1,07	1 (0,20-4,10)	0,286	1,50±1,25	1,10 (0,20-6,30)
	MLSİ	1,34±0,87	1,30 (0,30-3,40)	1,17±1,14	0,80 (0,10-4,20)	0,116	1,25±1,01	0,95 (0,10-4,20)
Statik Denge Tek Ayak	TSİ	2,56±1,76	1,95 (0,70-8,30)	2,10±0,87	1,95 (0,80-4,00)	0,790	2,33±1,39	1,95 (0,70-8,30)
	APSi	1,93±1,57	1,40 (0,50-7,40)	1,30±0,65	1,30 (0,50-3,10)	0,170	1,62±1,24	1,30 (0,50-7,40)
	MLSİ	1,30±1,11	0,90 (0,30-4,90)	1,34±0,90	0,95 (0,40-3,80)	0,445	1,32±1,00	0,90 (0,30-4,90)
Dinamik Denge Çift Ayak	TSİ	1,84±0,57	1,80 (0,70-2,80)	2,53±0,84	2,80 (0,90-3,70)	<b>0,001</b>	2,18±0,79	2,30 (0,70-3,70)
	APSi	1,48±0,54	1,40 (0,50-2,30)	1,97±0,62	2,20 (0,60-2,70)	<b>0,001</b>	1,73±0,63	1,90 (0,50-2,70)
	MLSİ	0,78±0,23	0,80 (0,40-1,30)	1,18±0,63	1,20 (0,40-2,90)	<b>0,004</b>	0,98±0,51	0,90 (0,40-2,90)
Dinamik Denge Tek ayak	TSİ	2,25±0,82	2,20 (1,30-4,60)	2,72±0,89	2,75 (0,90-5,40)	<b>0,018</b>	2,49±0,88	2,40 (0,90-5,40)
	APSi	1,68±0,75	1,50 (0,50-3,80)	2,06±0,66	2,05 (0,70-3,70)	<b>0,019</b>	1,87±0,73	1,75 (0,50-3,80)
	MLSİ	1,14±0,68	1,05 (0,40-3,60)	1,37±0,75	1,20 (0,40-4,50)	0,142	1,25±0,72	1,15 (0,40-4,50)

n: birey sayısı; SS: standart sapma; min: minimum değer; maks: maksimum değer; TSİ: total stabilite indeksi; APSİ: anteroposteriyor stabilite indeksi; MLSİ: mediolateral stabilite indeksi; \*: Mann-Whitney U testi; p<0,05 anlamlılık değeri olarak kabul edildi.

### 4.3. Eklem Pozisyon Hissi ve İzokinetik Kas Kuvveti ile İlgili Tanımlayıcı Bulgular

Bireylerin eklem pozisyon hissi ve kas kuvveti değerlendirmelerine yönelik tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları Tablo 4.3.'te verilmiştir. Bireylerin cinsiyete göre eklem pozisyon hissi değerlendirmeleri benzer olmakla birlikte ( $p>0,05$ ) kas kuvveti değerlendirme sonuçları arasında fark vardı ve erkeklerin kas kuvveti kadınlardan daha fazlaydı ( $p<0,05$ ).

**Tablo 4.3.** Bireylerin eklem pozisyon hissi ve izokinetik kas kuvveti değerlendirmelerine yönelik tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları

	Kadın (n=15)		Erkek (n=14)		p*	Toplam (n=29)	
	Ortalama±SS	Median (min-maks)	Ortalama±SS	Median (min-maks)		Ortalama±SS	Median (min-maks)
EPH Aktif (°)	4,97±3,97	3,95 (1,30-19,50)	4,64±2,35	4,45 (2,00-12,10)	0,488	4,81±3,27	4,05 (1,30-19,50)
EPH Pasif (°)	9,31±3,91	8,85 (2,60-18,10)	10,05±5,26	8,80 (1,10-25,30)	0,852	9,67±4,58	8,85 (1,10-25,30)
TT Kuadrisep	119,49±23,98	114,80 (88,90-169,50)	190,89±36,70	185,55 (106,70-239,10)	<b>0,000</b>	153,96±47,18	155,40 (88,90-239,10)
TT/VK Kuadriseps	203,19±46,03	191,25 (140,10-339)	241,53±41,83	232,95 (185-320,10)	<b>0,000</b>	221,70±47,75	213,10 (140,10-339,00)
TT Hamstring	55,82±9,99	53,50 (40,70-81,30)	91,25±20,66	90,45 (53,00-127,40)	<b>0,000</b>	72,92±23,91	64,85 (40,70-127,40)
TT/VK Hamstring	96,48±18,13	93,95 (70,20-135,90)	114,87±20,53	115,55 (76,60-155,30)	<b>0,001</b>	105,36±21,28	102,50 (70,20-155,30)

n: birey sayısı; SS: standart sapma; min: minimum değer; maks: maksimum değer; EPH: eklem pozisyon hissi; TT: Tepe tork; TT/VK: Tepe torkun vücut kütlelerine oranı; \*: Mann-Whitney U testi;  $p<0,05$  anlamlılık değeri olarak kabul edildi.

### 4.4. Statik Taban Basıncı ile İlgili Tanımlayıcı Bulgular

Bireylerin statik taban basıncı değerlendirmelerine yönelik tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları Tablo 4.4.'te verilmiştir. Cinsiyete göre yapılan karşılaştırmada ayak temas alanı ve çeşitli taban basıncı analiz sonuçlarında farklılıklar vardı ve erkeklerin taban basıncı değerleri kadınlardan fazlaydı ( $p<0,05$ ).

**Tablo 4.4.** Bireylerin statik taban basınç değerlendirmelerine yönelik tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları

		Kadın (n=14)		Erkek (n=15)		p*	Toplam (n=29)		
		Ortalama±SS	Median (min-maks)	Ortalama±SS	Median (min-maks)		Ortalama±SS	Median (min-maks)	
Temas alanı (cm <sup>2</sup> )	Çift Ayak	179,25±19,39	177,40 (151,76-222,02)	220,56±33,49	223,42 (151,05-278,22)	<b>0,000</b>	20,62±34,38	196,02 (151,05-278,22)	
	Tek Ayak	125,42±11,03	122,25 (113,82-157,38)	152,22±17,72	155,97 (109,60-186,89)	<b>0,000</b>	139,52±20,04	134,9 (109,60-186,89)	
Statik taban basıncı – çift ayak	Toplam	Kmaks	32,57±6,43	32,48 (21,29-47,90)	45,61±10,49	43,98 (30,15-63,99)	<b>0,000</b>	39,31±10,90	37,09 (21,29-63,99)
		KZi	81,90±11,69	83,89 (11,69-61,47)	99,69±19,32	99,22 (59,76-138,84)	<b>0,000</b>	91,10±18,30	90,11 (59,76-138,84)
		BZi	0,93±0,07	0,94 (0,80-1,15))	0,95±0,07	0,96 (0,74-1,11)	0,276	0,94±0,07	0,95 (0,74-1,15)
	Topuk	Kmaks	13,71±5,00	12,23 (6,06-27,08)	19,86±5,53	18,77 (10,72-31,91)	<b>0,000</b>	16,89±6,08	16,62 (6,06-31,91)
		KZi	18,01±4,59	17,90 (11,52-27,67)	24,31±5,98	24,60 (9,19-33,27)	<b>0,000</b>	21,27±6,18	22,03 (9,19-33,27)
		BZi	0,95±0,15	0,98 (0,63-1,20)	0,96±0,13	0,98 (0,59-1,22)	0,864	0,95±0,14	0,98 (0,59-1,22)
	Metatarsal	Kmaks	12,31±4,22	11,98 (4,57-21,43)	15,88±4,99	14,80 (6,35-29,22)	<b>0,006</b>	14,16±4,93	13,37 (4,57-29,22)
		KZi	36,03±7,35	36,31 (19,40-53,01)	42,11±8,42	42,02 (27,06-62,02)	<b>0,006</b>	39,18±8,43	38,60 (19,40-62,02)
		BZi	0,95±0,11	0,94 (0,78-1,24)	0,98±0,09	0,98 (0,78-1,14)	0,219	0,96±0,10	0,97 (0,78-1,24)
	Tepe Basıncı	Tepe Basıncı	1,09±0,28	1,07 (0,65-1,65)	1,22±0,21	1,20 (0,78-1,73)	0,102	1,16±0,26	1,18 (0,65-1,73)
		KZi	3,71±0,78	3,97 (2,02-5,31)	3,78±0,64	3,85 (2,26-4,86)	0,926	3,75±0,70	3,89 (2,02-5,31)
		BZi	1,33±0,26	1,41 (0,71-1,89)	1,34±0,22	1,37 (0,80-1,72)	0,975	1,33±0,24	1,38 (0,71-1,89)
Statik taban basıncı – tek ayak	Toplam	Kmaks	80,44±12,55	80,65 (59,47-110,79)	109,19±20,25	111,67 (77,02-151,74)	<b>0,000</b>	94,81±22,11	86,34 (59,47-151,74)
		KZi	110,41±13,14	109,48 (77,15-130,70)	132,95±22,44	132,52 (76,38-176,71)	<b>0,000</b>	121,68±21,48	121,64 (76,38-176,71)
		BZi	0,90±0,09	0,91 (0,66-1,05)	0,91±0,08	0,92 (0,63-1,04)	0,682	0,91±0,88	0,92 (0,63-1,05)
	Topuk	Kmaks	26,85±4,72	25,94 (19,96-34,65)	37,84±7,30	40,24 (21,74-48,49)	<b>0,000</b>	32,34±8,23	32,11 (19,96-48,49)
		KZi	24,08±4,80	24,92 (10,18-34,22)	30,52±6,49	31,52 (14,66-43,17)	<b>0,000</b>	27,30±6,52	27,72 (10,18-43,17)
		BZi	0,97±0,14	0,98 (0,65-1,23)	0,93±0,14	0,96 (0,62-1,13)	0,302	0,95±0,14	0,97 (0,62-1,23)
	Metatarsal	Kmaks	35,62±9,84	33,59 (21,13-58,34)	45,55±8,77	43,99 (24,84-61,85)	<b>0,000</b>	40,59±10,50	41,04 (21,13-61,85)
		KZi	47,81±5,58	47,85 (34,20-58,06)	55,32±8,11	53,92 (38,75-71,12)	<b>0,000</b>	51,56±7,87	50,89 (34,20-71,12)
		BZi	0,89±0,10	0,90 (0,67-1,06)	0,93±0,09	0,92 (0,71-1,10)	0,098	0,91±0,10	0,92 (0,67-1,10)
	Tepe Basıncı	Tepe Basıncı	1,61±0,18	1,57 (1,31-1,98)	1,79±0,20	1,82 (1,46-2,12)	<b>0,004</b>	1,71±0,21	1,70 (1,31-2,12)
		KZi	3,79±0,72	3,94 (2,24-4,89)	3,64±0,58	3,75 (2,53-4,72)	0,291	3,71±0,65	3,89 (2,24-4,89)
		BZi	1,35±0,25	1,40 (0,79-1,74)	1,30±0,19	1,33 (0,92-1,68)	0,336	1,32±0,22	1,38 (0,79-1,74)

n: birey sayısı; SS: standart sapma; min: minimum değer; maks: maksimum değer; Kmaks: maksimum kuvvet (kg); KZi: Kuvvet-zaman integrali; BZi: Basıncı-zaman integrali; \*: Mann-Whitney U testi; p<0,05 anlamlılık değeri olarak kabul edildi.

#### 4.5. Dinamik taban basıncı ile ilgili tanımlayıcı bulgular

Bireylerin statik taban basıncı değerlendirmelerine yönelik tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları Tablo 4.5.'te verilmiştir. Cinsiyete göre verilerin karşılaştırmasında tepe basınç değeri ve topuk bölgesi basınç zaman integrali hariç diğer parametrelerin hepsinde fark vardı ve tepe basınç değeri hariç bütün farklı bulgular erkeklerde daha fazla değere sahipti ( $p<0,05$ ).

**Tablo 4.5.** Bireylerin statik taban basınç değerlendirmelerine yönelik tanımlayıcı bulguları ve cinsiyete göre karşılaştırmaları

		Kadın (n=14)		Erkek (n=15)		p*	Toplam (n=29)	
		Ortalama±SS	Median (min-maks)	Ortalama±SS	Median (min-maks)		Ortalama±SS	Median (min-maks)
Temas alanı (cm <sup>2</sup> )	Dinamik	271,49±24,08	266,43 (240,98-336,50)	325,76±39,60	325,20 (233,26-389,93)	0,000	300,04±42,35	293,6 (233,26-389,93)
	Toplam	Kmaks	66,14±9,28	65,95 (52,19-87,29)	89,37±16,93	87,72 (62,85-118,66)	0,000	78,15±17,99
KZİ		32,99±3,81	33,03 (26,90-40,87)	46,07±9,61	46,04 (27,52-63,04)	0,000	39,75±9,86	37,78 (26,90-63,04)
BZİ		0,27±0,03	0,26 (0,21-0,34)	0,32±0,05	0,30 (0,22-0,45)	0,000	0,29±0,05	0,29 (0,21-0,45)
Topuk	Kmaks	32,57±3,88	32,57 (25,43-41,49)	39,98±5,93	39,60 (28,35-51,85)	0,000	36,40±6,24	35,96 (25,43-51,85)
	KZİ	9,56±1,84	9,84 (6,35-13,67)	12,79±3,31	12,14 (7,95-20,62)	0,000	11,23±3,13	10,35 (6,35-20,62)
	BZİ	0,32±0,05	0,31 (0,23-0,46)	0,35±0,08	0,34 (0,25-0,61)	0,107	0,34±0,07	0,32 (0,23-0,61)
Metatarsal	Kmaks	49,97±6,66	50,16 (37,01-66,21)	62,50±7,03	61,38 (46,53-74,45)	0,000	56,45±9,28	56,60 (37,01-74,45)
	KZİ	16,34±2,19	16,70 (12,59-19,76)	22,81±3,91	23,79 (15,54-29,24)	0,000	19,69±4,54	18,66 (12,59-29,24)
	BZİ	0,32±0,04	0,30 (0,23-0,40)	0,40±0,06	0,38 (0,26-0,51)	0,000	0,36±0,06	0,36 (0,23-0,51)
Tepe Basınç	Tepe Basınç	1,72±0,13	1,69 (1,49-1,90)	1,71±0,12	1,71 (1,45-1,90)	0,876	1,71±0,12	1,70 (1,45-1,90)
	KZİ	1,55±0,24	1,2 (1,16-2,13)	1,70±0,37	1,69 (1,27-2,92)	0,148	1,63±0,32	1,58 (1,16-2,92)
	BZİ	0,56±0,23	0,52 (0,00-1,55)	0,60±0,13	0,60 (0,45-1,03)	0,157	0,58±0,18	0,56 (0,00-1,55)

n: birey sayısı; SS: standart sapma; min: minimum değer; maks: maksimum değer; Kmaks: maksimum kuvvet (kg); KZİ: Kuvvet-zaman integrali; BZİ: Basınç-zaman integrali; \*: Mann-Whitney U testi;  $p<0,05$  anlamlılık değeri olarak kabul edildi.

#### 4.6. Dengenin Q Açısı ve Düşük Ayak Derecesi ile İlişkisi

Bireylerin Q açısı değerleri çift ayak üzerindeki dinamik dengenin anteroposteriyor stabilite indeksi ile, tek ayak üzerindeki dinamik dengenin toplam stabilite indeksi ve anteroposteriyor stabilite indeksi ile düşük ve negatif yönlü korelasyon gösterdi ( $p < 0,05$ ). Diğer değerlendirme sonuçları arasında herhangi bir ilişki olmadığı bulundu ( $p > 0,05$ ).

Bireylerin Feiss çizgisi değerlerinden sadece tek ayak üstündeki statik dengenin anteroposteriyor stabilite indeksi düşük ve pozitif yönlü korelasyon gösterdi ( $p < 0,05$ ). Diğer değerlendirme sonuçları arasında herhangi bir ilişki olmadığı bulundu ( $p > 0,05$ ). Dengenin Q açısı ve düşük ayak derecesi ile korelasyonunu Tablo 4.6.'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.6.** Dengenin Q açısı ve düşük ayak derecesi ile ilişkisi

				Q açısı	Feiss çizgisi
Çift ayak	Statik denge	TSİ	r	-0,117	0,090
			P	0,373	0,494
		APSi	r	-0,126	0,184
			P	0,336	0,159
		MLSi	r	0,055	0,041
			P	0,678	0,756
	Dinamik denge	TSİ	r	-0,234	-0,031
			P	0,072	0,816
		APSi	r	<b>-0,300</b>	-0,010
			P	<b>0,020</b>	0,938
MLSi	r	-0,126	-0,047		
	P	0,337	0,720		
Tek Ayak	Statik denge	TSİ	r	0,081	0,186
			P	0,540	0,155
		APSi	r	0,056	<b>0,258</b>
			P	0,672	<b>0,047</b>
		MLSi	r	-0,043	-0,004
			P	0,746	0,975
	Dinamik denge	TSİ	r	<b>-0,267</b>	-0,036
			P	<b>0,039</b>	0,786
		APSi	r	<b>-0,345</b>	-0,011
			P	<b>0,007</b>	0,932
		MLSi	r	0,085	-0,025
			P	0,517	0,852
TSİ: Total stabilite indeksi; APSİ: Anteroposteriyor stabilite indeksi; MLSİ: Mediolateral stabilite indeksi; r: Spearman Korelasyon Katsayısı; $p < 0,05$ anlamlılık değeri olarak kabul edildi.					

#### 4.7. Dengenin Fiziksel Aktivite Seviyesi ile İlişkisi

Bireylerin fiziksel aktivite seviyeleri ve denge parametreleri çift ayak üzerindeki statik değerlendirilmenin mediolateral stabilite indeksi ve dinamik dengenin toplam stabilite indeksi ve anteroposteriyor stabilite indeksi ile tek ayak üzerindeki dinamik dengenin toplam stabilite indeksi ve mediolateral stabilite indeksi arasında düşük ve pozitif yönlü korelasyon bulundu ( $p<0,05$ ).

Dengenin fiziksel aktivite seviyesi ile korelasyonunu Tablo 4.7.'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.7.** Dengenin fiziksel aktivite seviyesi ile ilişkisi

				UFAA
Çift ayak	Statik denge	TSi	r	0,215
			P	0,100
		APSi	r	-0,039
			P	0,768
		MLSİ	r	<b>0,370</b>
			P	<b>0,004</b>
	Dinamik denge	TSi	r	<b>0,301</b>
			P	<b>0,020</b>
		APSi	r	<b>0,259</b>
			P	<b>0,046</b>
MLSİ	r	0,231		
	P	0,076		
Tek Ayak	Statik denge	TSi	r	0,116
			P	0,376
		APSi	r	0,082
			P	0,536
		MLSİ	r	0,071
			P	0,590
	Dinamik denge	TSi	r	<b>0,316</b>
			P	<b>0,014</b>
		APSi	r	0,175
			P	0,181
		MLSİ	r	<b>0,383</b>
			P	<b>0,003</b>
TSi: Total stabilite indeksi; APSi: Anteroposteriyor stabilite indeksi; MLSİ: Mediolateral stabilite indeksi; UFAA: Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi; r: Spearman Korelasyon Katsayısı; $p<0,05$ anlamlılık değeri olarak kabul edildi.				

#### 4.8. Dengenin İzokinetik Kas Kuvveti ile İlişkisi

Bireylerin kas kuvveti ve denge parametreleri arasında çift ayak ve tek ayak üzerindeki statik denge parametrelerinde herhangi bir ilişki bulunmadı ( $p>0,05$ ). Çift ayak ve tek ayak üzerindeki dinamik denge parametrelerinden hamstring kasının TT/VK verileri hariç bütün dinamik denge parametreleri arasında düşük ve orta seviye arasında değişen pozitif yönlü korelasyonlar bulundu ( $p<0,05$ ;  $r=0.259 - 0.634$ ).

Dengenin kas kuvveti ile korelasyonunu Tablo 4.8.'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.8.** Dengenin izokinetik kas kuvveti ile ilişkisi

				TT Kuadriseps	TT/VK Kuadriseps	TT Hamstring	TT/VK Hamstring
Çift ayak	Statik denge	TSi	r	0,135	0,069	0,039	-0,013
			P	0,314	0,607	0,769	0,926
		APSi	r	0,049	0,002	0,005	0,010
			P	0,718	0,990	0,971	0,940
		MLSi	r	0,117	0,145	0,029	0,044
			P	0,383	0,276	0,827	0,745
	Dinamik denge	TSi	r	<b>0,634</b>	<b>0,273</b>	<b>0,453</b>	0,001
			P	<b>0,000</b>	<b>0,038</b>	<b>0,000</b>	0,996
		APSi	r	<b>0,584</b>	<b>0,259</b>	<b>0,457</b>	0,067
			P	<b>0,000</b>	<b>0,050</b>	<b>0,000</b>	0,617
		MLSi	r	<b>0,527</b>	0,155	<b>0,344</b>	-0,074
			P	<b>0,000</b>	0,244	<b>0,008</b>	0,581
Tek Ayak	Statik denge	TSi	r	-0,064	-0,192	-0,076	-0,109
			P	0,631	0,149	0,571	0,414
		APSi	r	-0,163	-0,181	-0,172	-0,105
			P	0,223	0,173	0,197	0,434
		MLSi	r	0,125	0,034	0,032	-0,015
			P	0,349	0,799	0,810	0,912
	Dinamik denge	TSi	r	<b>0,454</b>	<b>0,371</b>	<b>0,373</b>	0,166
			P	<b>0,000</b>	<b>0,004</b>	<b>0,004</b>	0,213
		APSi	r	<b>0,372</b>	<b>0,381</b>	<b>0,326</b>	0,225
			P	<b>0,004</b>	<b>0,003</b>	<b>0,012</b>	0,089
		MLSi	r	<b>0,424</b>	0,207	<b>0,306</b>	0,024
			P	<b>0,001</b>	0,118	<b>0,019</b>	0,857
TSi: Total stabilite indeksi; APSi: Anteroposterior stabilite indeksi; MLSi: Mediolateral stabilite indeksi; TT: Tepe tork; TT/VK: Tepe torkun vücut kütleline oranı; r: Spearman Korelasyon Katsayısı; $p<0,05$ anlamlılık değeri olarak kabul edildi.							

#### 4.9. Dengenin Eklem Pozisyon Hissi ile İlişkisi

Bireylerin eklem pozisyon hissi ve denge verileri arasında aktif eklem pozisyon hissi ve tek ayak üzerinde statik dengenin mediolateral stabilite indeksi arasında düşük ve pozitif yönlü korelasyon bulundu ( $p < 0,05$ ).

Dengenin eklem pozisyon hissi ile korelasyonunu Tablo 4.9.'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.9.** Dengenin eklem pozisyon hissi ile ilişkisi

				EPH Aktif	EPH Pasif
Çift ayak	Statik denge	TSi	r	-0,081	0,058
			P	0,547	0,663
		APSi	r	-0,015	0,024
			P	0,909	0,857
		MLSi	r	-0,093	-0,024
			P	0,487	0,858
	Dinamik denge	TSi	r	-0,012	-0,005
			P	0,929	0,968
		APSi	r	0,019	-0,068
			P	0,886	0,614
		MLSi	r	-0,011	0,094
			P	0,932	0,483
Tek Ayak	Statik denge	TSi	r	0,199	0,055
			P	0,134	0,680
		APSi	r	0,141	0,031
			P	0,291	0,819
		MLSi	r	<b>0,292</b>	0,038
			P	<b>0,026</b>	0,774
	Dinamik denge	TSi	r	0,080	0,253
			P	0,549	0,055
		APSi	r	0,150	0,218
			P	0,261	0,100
		MLSi	r	-0,064	0,049
			P	0,636	0,713
TSi: Total stabilite indeksi; APSi: Anteroposteriyor stabilite indeksi; MLSi: Mediolateral stabilite indeksi; EPH: Eklem pozisyon hissi; r: Spearman Korelasyon Katsayısı; $p < 0,05$ anlamlılık değeri olarak kabul edildi.					

#### **4.10. Dengenin Taban Basıncı ile İlişkisi**

##### **4.10.1. Dengenin statik çift ayak üzerindeki taban basınç verileri ile ilişkisi**

Denge değerlendirmelerinin çift ayağın yerde olduğu statik taban basıncı değerlendirmeleriyle korelasyonu incelendiğinde çift ayak üzerindeki dinamik denge değerlendirme sonuçları toplam ayak maksimum kuvvet ve kuvvet zaman integrali değerleri ile orta ve pozitif yönlü korelasyon gösterdi ( $p<0,05$ ). Çift ayak üzerindeki dinamik denge değerlendirmesinin toplam stabilite indeksi ile topuk maksimum kuvvet ve kuvvet zaman integrali arasında orta ve pozitif yönlü korelasyon bulundu ( $p<0,05$ ). Çift ayak üzerindeki dinamik denge değerlendirmesinin mediolateral stabilite indeksi ile metatarsal bölgenin kuvvet zaman integrali orta ve pozitif yönlü korelasyon bulundu ( $p<0,05$ ).

Bulunan diğer pozitif korelasyonlar düşük korelasyon katsayısına sahipti ( $p<0,05$ ). Bütün korelasyon verileri Tablo 4.10.'da verildi.

Tablo 4.10. Dengenin statik çift ayak üzerindeki taban basınç verileri ile ilişkisi

Çift Ayak Statik Taban Basıncı															
			Toplam ayak			Topuk			Metatarsal			Tepe Basıncı	KZi	BZi	
			Kmaks	KZi	BZi	Kmaks	KZi	BZi	Kmaks	KZi	BZi				
Çift ayak	Statik denge	TSi	r	0,113	0,160	0,099	0,102	0,029	-0,015	-0,032	0,166	0,231	0,034	-0,046	-0,050
			P	0,399	0,230	0,461	0,446	0,828	0,909	0,813	0,212	0,081	0,800	0,733	0,709
		APSi	r	0,012	0,033	0,008	0,022	-0,019	-0,053	-0,071	0,039	0,085	-0,033	-0,099	-0,098
			P	0,926	0,806	0,953	0,871	0,887	0,694	0,599	0,771	0,525	0,806	0,462	0,464
		MLSi	r	0,078	0,139	0,162	-0,033	-0,092	-0,021	0,047	0,203	<b>0,304</b>	-0,007	0,066	0,063
			P	0,563	0,297	0,224	0,807	0,493	0,874	0,727	0,127	<b>0,021</b>	0,956	0,621	0,638
	Dinamik denge	TSi	r	<b>0,607</b>	<b>0,654</b>	0,147	<b>0,532</b>	<b>0,519</b>	0,089	<b>0,407</b>	<b>0,461</b>	0,173	0,118	-0,091	-0,093
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,272	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,508	<b>0,002</b>	<b>0,000</b>	0,193	0,377	0,497	0,488
		APSi	r	<b>0,548</b>	<b>0,612</b>	0,066	<b>0,478</b>	<b>0,473</b>	0,050	<b>0,367</b>	<b>0,378</b>	0,025	0,059	-0,141	-0,141
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,620	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,708	<b>0,005</b>	<b>0,003</b>	0,851	0,661	0,291	0,293
		MLSi	r	<b>0,577</b>	<b>0,615</b>	0,181	<b>0,473</b>	<b>0,418</b>	0,067	<b>0,445</b>	<b>0,533</b>	0,243	0,125	-0,012	-0,019
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,174	<b>0,000</b>	<b>0,001</b>	0,618	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,066	0,349	0,929	0,885
Tek Ayak	Statik denge	TSi	r	0,001	0,151	<b>0,306</b>	0,004	0,090	0,161	0,105	0,227	<b>0,362</b>	0,011	0,115	0,109
			P	0,996	0,256	<b>0,019</b>	0,975	0,502	0,227	0,432	0,087	<b>0,005</b>	0,937	0,391	0,414
		APSi	r	-0,100	0,101	<b>0,291</b>	-0,108	0,013	0,176	-0,006	0,156	<b>0,311</b>	-0,079	0,221	0,215
			P	0,457	0,449	<b>0,027</b>	0,421	0,923	0,186	0,965	0,242	<b>0,017</b>	0,553	0,095	0,105
		MLSi	r	0,026	0,095	0,223	0,060	0,165	0,119	0,085	0,137	<b>0,332</b>	-0,010	0,074	0,078
			P	0,845	0,477	0,093	0,656	0,217	0,375	0,527	0,303	<b>0,011</b>	0,943	0,581	0,563
	Dinamik denge	TSi	r	0,228	0,204	0,002	<b>0,308</b>	<b>0,320</b>	0,092	0,021	0,022	-0,015	0,159	-0,071	-0,090
			P	0,086	0,125	0,989	<b>0,019</b>	<b>0,014</b>	0,493	0,875	0,872	0,908	0,232	0,599	0,500
		APSi	r	0,080	0,088	-0,003	0,177	<b>0,272</b>	0,078	-0,096	-0,096	-0,080	0,023	-0,065	-0,077
			P	0,551	0,511	0,979	0,183	<b>0,039</b>	0,563	0,472	0,474	0,549	0,864	0,630	0,564
		MLSi	r	<b>0,413</b>	<b>0,325</b>	0,028	<b>0,366</b>	0,193	0,026	<b>0,294</b>	<b>0,288</b>	0,104	<b>0,286</b>	-0,063	-0,077
			P	<b>0,001</b>	<b>0,013</b>	0,836	<b>0,005</b>	0,146	0,844	<b>0,025</b>	<b>0,028</b>	0,436	<b>0,030</b>	0,641	0,563

Kmaks: maksimum kuvvet (kg); KZi: Kuvvet-zaman integrali; BZi: Basıncı-zaman integrali; TSi: Total stabilite indeksi; APSi: Anteroposteriyör stabilite indeksi; MLSi: Mediolateral stabilite indeksi; r: Spearman Korelasyon Katsayısı; p<0,05 anlamlılık değeri olarak kabul edildi.

#### **4.10.2. Dengenin Dinamik Çift Ayak Üzerindeki Taban Basınç Verileri ile İlişkisi**

Denge değerlendirmelerinin tek ayağın yerde olduğu statik taban basıncı değerlendirmeleriyle korelasyonu incelendiğinde çift ayak üzerindeki dinamik denge değerlendirme sonuçları toplam ayak ve topuk bölgesindeki maksimum kuvvet ve kuvvet zaman integrali değerleri ile orta ve pozitif yönlü korelasyon gösterdi ( $p<0,05$ ).

Bulunan diğer pozitif korelasyonlar düşük korelasyon katsayısına sahipti ( $p<0,05$ ). Bütün korelasyon verileri Tablo 4.11.'de verildi.



Tablo 4.11. Dengenin dinamik çift ayak üzerindeki taban basınç verileri ile ilişkisi

Tek Ayak Statik Taban Basıncı															
		Toplam ayak			Topuk			Metatarsal							
		Kmaks	KZİ	BZİ	Kmaks	KZİ	BZİ	Kmaks	KZİ	BZİ	Tepe Basınç	KZİ	BZİ		
Çift ayak	Statik denge	TSi	r	0,026	0,084	0,199	0,009	0,091	0,196	0,135	0,165	0,110	0,030	0,182	0,213
			P	0,847	0,537	0,141	0,948	0,504	0,148	0,322	0,224	0,419	0,833	0,201	0,134
		APSi	r	-0,069	-0,016	0,182	-0,026	0,045	0,183	0,079	0,075	0,057	-0,051	0,275	<b>0,304</b>
			P	0,613	0,905	0,179	0,850	0,740	0,176	0,561	0,584	0,678	0,720	0,051	<b>0,030</b>
		MLSi	r	0,002	0,010	0,172	-0,089	-0,022	0,165	0,093	0,116	0,158	0,026	0,010	0,038
			P	0,987	0,939	0,204	0,514	0,874	0,223	0,494	0,396	0,244	0,855	0,944	0,789
	Dinamik denge	TSi	r	<b>0,533</b>	<b>0,612</b>	0,077	<b>0,562</b>	<b>0,562</b>	-0,031	<b>0,309</b>	<b>0,473</b>	0,126	0,213	0,072	0,092
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,571	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,821	<b>0,020</b>	<b>0,000</b>	0,355	0,134	0,614	0,523
		APSi	r	<b>0,507</b>	<b>0,601</b>	0,021	<b>0,562</b>	<b>0,551</b>	-0,077	0,256	<b>0,433</b>	0,080	0,220	0,018	0,031
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,881	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,575	0,057	<b>0,001</b>	0,557	0,121	0,899	0,831
		MLSi	r	<b>0,481</b>	<b>0,480</b>	0,150	<b>0,409</b>	<b>0,440</b>	0,014	<b>0,390</b>	<b>0,424</b>	0,175	0,076	0,113	0,133
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,269	<b>0,002</b>	<b>0,001</b>	0,919	<b>0,003</b>	<b>0,001</b>	0,197	0,594	0,429	0,352
Tek Ayak	Statik denge	TSi	r	-0,106	0,015	<b>0,288</b>	0,086	0,116	<b>0,310</b>	0,001	0,055	0,251	0,118	0,236	0,253
			P	0,436	0,914	<b>0,032</b>	0,528	0,393	<b>0,020</b>	0,992	0,689	0,062	0,411	0,095	0,073
		APSi	r	-0,197	0,043	<b>0,408</b>	0,003	0,092	<b>0,398</b>	-0,097	0,075	<b>0,306</b>	0,079	0,261	0,269
			P	0,145	0,753	<b>0,002</b>	0,985	0,500	<b>0,002</b>	0,479	0,582	<b>0,022</b>	0,582	0,065	0,056
		MLSi	r	0,031	0,008	0,045	0,139	0,101	0,081	0,143	0,074	0,118	0,267	0,046	0,074
			P	0,820	0,956	0,743	0,306	0,459	0,554	0,292	0,590	0,388	0,058	0,750	0,607
	Dinamik denge	TSi	r	0,172	0,251	-0,016	<b>0,267</b>	<b>0,326</b>	-0,049	0,090	0,135	-0,008	0,118	0,005	-0,019
			P	0,206	0,062	0,909	<b>0,047</b>	<b>0,014</b>	0,721	0,511	0,321	0,956	0,410	0,971	0,897
		APSi	r	0,077	0,150	-0,032	0,164	<b>0,274</b>	0,006	0,018	0,034	-0,042	0,155	-0,026	-0,052
			P	0,571	0,270	0,814	0,228	<b>0,041</b>	0,962	0,896	0,806	0,761	0,278	0,854	0,719
		MLSi	r	<b>0,290</b>	<b>0,270</b>	-0,037	<b>0,264</b>	0,175	-0,126	0,212	0,243	0,014	-0,052	0,089	0,075
			P	<b>0,030</b>	<b>0,044</b>	0,788	<b>0,049</b>	0,198	0,353	0,117	0,072	0,921	0,717	0,533	0,600

Kmaks: maksimum kuvvet (kg); KZİ: Kuvvet-zaman integrali; BZİ: Basınç-zaman integrali; TSi: Total stabilite indeksi; APSi: Anteroposteriyör stabilite indeksi; MLSi: Mediolateral stabilite indeksi; r: Spearman Korelasyon Katsayısı; p<0,05 anlamlılık değeri olarak kabul edildi.

#### 4.10.3. Dengenin Dinamik Taban Basınç Verileri ile İlişkisi

Denge değerlendirmelerinin dinamik taban basıncı değerlendirmeleriyle korelasyonu incelendiğinde çift ayak üzerindeki dinamik denge değerlendirme sonuçları toplam ayak ve metatarsal bölgelerin maksimum kuvvet ve kuvvet zaman integrali değerleri ile orta ve pozitif yönlü korelasyon gösterdi ( $p<0,05$ ).

Bulunan diğer pozitif korelasyonlar düşük korelasyon katsayısına sahipti ( $p<0,05$ ). Bütün korelasyon verileri Tablo 4.12.'de verildi.



Tablo 4.12. Dengenin dinamik taban basınç verileri ile ilişkisi

		Dinamik Taban Basıncı													
		Toplam ayak			Topuk			Metatarsal			Tepe Basınç				
		Kmaks	KZİ	BZİ	Kmaks	KZİ	BZİ	Kmaks	KZİ	BZİ	Tepe Basınç	KZİ	BZİ		
Çift ayak	Statik denge	TSi	r	0,038	0,119	0,061	0,077	0,006	-0,099	0,004	0,061	0,077	0,040	-0,137	-0,059
			P	0,775	0,375	0,651	0,567	0,966	0,460	0,976	0,649	0,568	0,766	0,304	0,660
		APSi	r	-0,037	0,045	0,136	0,016	-0,030	-0,064	-0,110	0,001	0,134	0,117	-0,085	-0,031
			P	0,781	0,739	0,310	0,905	0,824	0,632	0,411	0,992	0,315	0,380	0,526	0,817
		MLSi	r	-0,072	-0,015	-0,093	-0,027	-0,101	-0,134	-0,051	-0,047	-0,096	-0,095	-0,208	-0,128
			P	0,593	0,909	0,488	0,843	0,450	0,315	0,706	0,726	0,475	0,477	0,116	0,338
	Dinamik denge	TSi	r	<b>0,582</b>	<b>0,685</b>	<b>0,342</b>	<b>0,462</b>	<b>0,421</b>	0,116	<b>0,587</b>	<b>0,574</b>	<b>0,378</b>	-0,184	0,094	0,080
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,009</b>	<b>0,000</b>	<b>0,001</b>	0,388	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,003</b>	0,167	0,484	0,550
		APSi	r	<b>0,547</b>	<b>0,621</b>	<b>0,286</b>	<b>0,397</b>	<b>0,363</b>	0,098	<b>0,546</b>	<b>0,513</b>	<b>0,333</b>	<b>-0,267</b>	0,060	0,041
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,030</b>	<b>0,002</b>	<b>0,005</b>	0,464	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,011</b>	<b>0,043</b>	0,656	0,763
		MLSi	r	<b>0,546</b>	<b>0,617</b>	<b>0,439</b>	<b>0,365</b>	<b>0,383</b>	0,169	<b>0,486</b>	<b>0,518</b>	<b>0,431</b>	-0,158	0,113	0,086
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,001</b>	<b>0,005</b>	<b>0,003</b>	0,204	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,001</b>	0,237	0,400	0,519
Tek Ayak	Statik denge	TSi	r	-0,047	0,037	0,129	-0,022	-0,001	0,067	-0,005	0,097	0,147	0,068	0,022	0,068
			P	0,723	0,784	0,333	0,871	0,995	0,619	0,968	0,469	0,271	0,614	0,871	0,611
		APSi	r	-0,190	-0,077	-0,026	-0,141	-0,071	-0,013	-0,158	-0,058	-0,036	-0,070	-0,048	-0,035
			P	0,153	0,567	0,848	0,291	0,598	0,924	0,237	0,664	0,787	0,600	0,723	0,793
		MLSi	r	0,094	0,150	0,220	0,153	0,084	0,110	0,079	0,192	0,217	0,193	0,055	0,117
			P	0,484	0,261	0,098	0,250	0,529	0,413	0,555	0,148	0,102	0,147	0,684	0,381
	Dinamik denge	TSi	r	<b>0,263</b>	<b>0,307</b>	0,153	0,196	0,158	0,001	0,251	<b>0,291</b>	0,239	-0,013	0,061	0,145
			P	<b>0,046</b>	<b>0,019</b>	0,251	0,141	0,235	0,995	0,057	<b>0,027</b>	0,070	0,925	0,650	0,277
		APSi	r	0,195	0,201	0,057	0,161	0,062	-0,075	0,160	0,197	0,156	0,075	0,003	0,067
			P	0,142	0,131	0,673	0,226	0,644	0,578	0,230	0,138	0,241	0,575	0,981	0,617
		MLSi	r	0,256	<b>0,307</b>	0,258	0,176	0,241	0,132	<b>0,303</b>	<b>0,293</b>	0,255	-0,101	0,122	0,169
			P	0,052	<b>0,019</b>	0,050	0,187	0,068	0,325	<b>0,021</b>	<b>0,026</b>	0,054	0,452	0,362	0,205

Kmaks: maksimum kuvvet (kg); KZİ: Kuvvet-zaman integrali; BZİ: Basınç-zaman integrali; TSi: Total stabilite indeksi; APSi: Anteroposteriyor stabilite indeksi; MLSi: Mediolateral stabilite indeksi; r: Spearman Korelasyon Katsayısı; p<0,05 anlamlılık değeri olarak kabul edildi.

#### 4.10.4. Dengenin Ayak Temas Alanı ile İlişkisi

Denge değerlendirmelerinin taban basıncı analizinden toplanan ayak temas alanı verileri ile ilişkisi incelendiğinde çift ayağın yerde olduğu dinamik denge verileri ile bütün taban temas alanı verileri arasında orta ve yüksek seviyede pozitif yönlü korelasyon bulundu ( $p<0,05$ ). Tek ayağın yerde olduğu dinamik denge verilerinin toplam stabilite indeksi ve mediolateral stabilite indeksi ile ayak temas alanları arasında orta seviye ve pozitif yönlü korelasyon bulundu ( $p<0,05$ ). Diğer değerlendirme sonuçları arasında herhangi bir korelasyon bulunmadı ( $p>0,05$ ). Bütün korelasyon verileri Tablo 4.13.'te verildi.

**Tablo 4.13.** Dengenin ayak temas alanı ile ilişkisi

		Temas alanı (cm <sup>2</sup> )				
			Çift ayak	Tek ayak	Dinamik	
Çift ayak	Statik denge	TSi	r	0,116	0,119	0,080
			P	0,386	0,380	0,552
		APSi	r	-0,011	-0,041	-0,097
			P	0,935	0,764	0,467
		MLSi	r	0,068	0,050	0,066
			P	0,613	0,712	0,622
	Dinamik denge	TSi	r	<b>0,720</b>	<b>0,686</b>	<b>0,663</b>
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
		APSi	r	<b>0,711</b>	<b>0,626</b>	<b>0,630</b>
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
		MLSi	r	<b>0,620</b>	<b>0,509</b>	<b>0,466</b>
			P	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
Tek Ayak	Statik denge	TSi	r	0,031	-0,099	-0,094
			P	0,819	0,464	0,484
		APSi	r	-0,027	-0,136	-0,102
			P	0,838	0,314	0,447
		MLSi	r	0,052	-0,008	-0,021
			P	0,698	0,950	0,877
	Dinamik denge	TSi	r	<b>0,264</b>	<b>0,344</b>	<b>0,310</b>
			P	<b>0,045</b>	<b>0,009</b>	<b>0,018</b>
		APSi	r	0,156	0,221	0,227
			P	0,243	0,098	0,086
		MLSi	r	<b>0,305</b>	<b>0,383</b>	<b>0,276</b>
			P	<b>0,020</b>	<b>0,003</b>	<b>0,036</b>
TSi: Total stabilite indeksi; APSi: Anteroposteriyor stabilite indeksi; MLSi: Mediolateral stabilite indeksi; r: Spearman Korelasyon Katsayısı; $p<0,05$ anlamlılık değeri olarak kabul edildi.						

## 5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında genç erişkinlerde denge ile alt ekstremitenin fiziksel aktivite, Q açısı ve düşük ayak derecesi, kas kuvveti, eklem pozisyon hissi ve taban basıncı parametrelerinin arasındaki ilişkiyi inceledik ve değerlendirme sonuçlarını cinsiyete göre karşılaştırdık. Genç erişkinler cinsiyete göre benzer fiziksel aktivite düzeyi, düşük ayak derecesi, statik denge, eklem pozisyon hissine sahipken, farklı Q açısı, dinamik denge, kas kuvveti ve taban basıncı değerlerine sahip idi. Dengenin değerlendirme parametreleri ile ilişkilerinde ise Q açısı ve düşük taban derecesi, fiziksel aktivite, kas kuvveti ve eklem pozisyon hissi ile düşük, taban basıncının statik ve dinamik koşullarında değişiklik göstermekle birlikte düşük ve orta seviye korelasyonlar bulundu. Çalışmanın sonucunda bulunan bu korelasyon sonuçları cinsiyete göre değerlendirme sonuçlarındaki farklılıklar sistematik bir şekilde aşağıda tartışılmıştır.

### 5.1. Tanımlayıcı Bulguların İncelenmesi

#### 5.1.1. Q Açısı ve Düşük Ayak Derecesi

Q açısı ve düşük ayak derecesi, alt ekstremitte ile ilişkili yaralanmalar için modifiye edilemeyen risk faktörleri olarak belirtilmektedir (81, 82) ancak aksini belirten çalışmalar da mevcuttur (83). Özellikle koşucularda yapılan çalışmalarda alt ekstremitte yaralanmalarının yaş vücut ağırlığı, dizilim, daha önceki deneyimleri, kullanılan ayakkabı ve koşu araçları gibi çeşitli intrinsik ve ekstrinsik risk faktörlerin varlığına işaret edilmiştir ve bu risk faktörlerinin cinsiyete göre farklılık gösterdiği de belirtilmiştir (84, 85).

Alt ekstremitenin yer ile temas noktası olarak ayak, alt ekstremitteye aktarılan yüklerin ilk dağıtım merkezi olarak önemli bir organdır. Alt ekstremitte zincirinin bir parçası olarak diz de oldukça önemlidir. Hem ayak hem de dizle ilişkili fiziksel parametrelerin alt ekstremitte yaralanmaları ile ilişkisi (86-88) literatürü meşgul eden bir konu olması nedeniyle verilerin sağlıklı bireylerde incelenerek sonuçlarının ortaya konması önemlidir. Çalışmamızda incelemiş olduğumuz Q açısı ve düşük ayak derecesine yönelik değerlendirme sonuçları hem cinsiyete göre

farklılık gösteren çalışmaları hem de literatürde referans olarak belirtilen sonuçları destekler nitelikteydi. Medina McKeon ve arkadaşları alt ekstremitenin 6 farklı dizilimini inceledikleri çalışmada cinsiyete göre Q açısının farklılık gösterdiğini ve kadınlarda daha fazla olduğunu, aynı zamanda düşük ayak değerlendirmesinde Feiss çizgisine alternatif olarak kullanılan naviküler düşme testi sonuçlarında da fark bulunmadığını belirtmiştir (89). Çalışmamızda da Q açısı cinsiyete göre farklılık gösterdi ve kadınlarda açı değeri erkeklerden daha büyüktü ancak düşük ayak dereceleri arasında fark yoktu. Bu anlamda çalışma popülasyonumuz cinsiyetler arasında Q açısında fark olduğunu belirten literatürü (90, 91) ve düşük ayak profilinin benzer olduğunu belirten literatürü (92) destekler nitelikte idi ve ayak postürü açısından cinsiyetleri temsil açısından homojen bir dağılıma sahipti.

### **5.1.2. Fiziksel Aktivite**

Fiziksel aktivitenin, genel zihinsel ve fiziksel sağlığı artırarak, kardiyovasküler hastalık, felç, bazı kanser türleri ve tip II diyabet gibi kronik hastalık riskini azaltabileceği belirtilmiştir. Amerikan Spor Hekimliği Koleji fiziksel aktiviteyi "enerji harcamasını dinlenme bazal seviyelerinin üzerine çıkaran herhangi bir bedensel hareket" olarak tanımlamaktadır. Bu, geniş anlamda günlük yaşamın, mesleki uğraşların, boş zamanların bir parçası olarak gerçekleştirilen egzersiz, spor ve fiziksel aktiviteleri içerir (93).

Fiziksel aktivitenin oluşturduğu yorgunluk gibi fizyolojik etkileriyle nedeniyle nöromotor sistem üzerinde postüral kontrolü olumsuz yönde etkileyebileceği belirtilmiştir (55). Yürüyüş süresi arttıkça postüral salınımın arttığı ve basınç merkezi değişimlerinde değişiklikler görüldüğü belirtilmiştir (94). Genç erişkin bireylerde yapılan bir çalışmada düşük seviye fiziksel aktiviteye sahip bireylerin orta seviye fiziksel aktivite yapan bireylere göre gözlerin kapalı olduğu durumlarda daha fazla postüral salınım gösterdiği belirtilmiş ancak gözlerin açık olduğu durumlarda cinsiyetler arasında bir fark bulunmamıştır (95). Benzer fiziksel aktivite düzeyine sahip çocuklarda yapılan bir çalışmada postüral salınım skorlarının kız çocuklarda daha iyi olduğu belirtilmiştir (96). Postüral dengenin cinsiyete göre değişiklik

gösterip göstermediği literatürde çelişkilidir ve henüz net bir çerçeve ile ortaya koyulabilmiş değildir (97, 98).

Yaşlılarda yapılan bir çalışmada bireyler geçmişte aktif olsa dahi eğer yaşlılıkta inaktif ise yaşlılıkta fiziksel olarak aktif olan gruptan daha kötü postüral salınımına sahip oldukları belirtilmiştir (22). Bu nedenle fiziksel aktivite postüral salınım değerlendirmeleri için göz önünde bulundurulması gereken önemli bir parametre olarak karşımıza çıkar. Çalışmamızda fiziksel aktivite düzeyleri cinsiyet açısından homojen olmakla birlikte %53,3 oranla orta seviye fiziksel aktivite düzeyine sahip bireyler çoğunlukta idi. Fiziksel olarak düşük aktivite seviyesine sahip bireyler %33,3, yüksek aktiviteye sahip bireyler %13,3 oranına sahipti.

### **5.1.3. Denge**

Literatürde postüral denge hem nörolojik hem de ortopedik problemlerde alt ekstremiteler ile ilgili bir etkilenim görülen durumlarda değerlendirilen önemli bir parametredir. Finlandiya'da ülke çapında yapılan 7979 kişinin incelendiği bir araştırmada postüral dengenin cinsiyete dayalı farklılıkları olduğu belirtilmiştir (99). Dengeyi değerlendiren cihazların kullanıldığı durumlarda kadınların daha iyi skorlar elde ettiği, sahada yapılan değerlendirmelerde ise erkeklerin denge açısından daha iyi sonuçlar sergilediği ifade edilmiştir. Buna göre Biodex Denge Sistemi cihazını kullanarak dengeyi değerlendirdiğimiz çalışmamızda kadınların daha iyi skorlar elde etmesi bu çalışmanın bulgularını desteklemektedir. Greve ve arkadaşlarının (100) çalışmasının sonuçları da çalışmamızın bulgularına uygun olarak dinamik tek ayak üzerinde yapılan postüral denge skorlarında farklılıklar bulmuşlardır. Sonuçlarımıza göre kadınlar hem tek ayak üzerinde hem de iki ayak üzerinde yapılan dinamik görevlere daha iyi uyum göstermektedir. Cinsiyete bağlı olarak bulunan farklılıklar, antropometrik faktörlere (erkeklerde daha fazla olma eğiliminde olan boy ve kilo gibi), nöromusküler faktörlere (esneklik gibi), nörofizyolojik faktörlere (duyu girdilerinin merkezi sistemde işlenmesi) ve günlük alışkanlıklara (örn. ayakkabı tercihi) bağlı olarak karşımıza çıkıyor olabilir.

#### 5.1.4. İzokinetik Kas Kuvveti

Kas kuvveti spor ve günlük aktiviteler için gerekli olan fiziksel uygunluğun sürdürülmesi ve denge sırasında nöromusküler motor kontrolün sağlanmasında önemli bileşenlerden biridir (64). Yaklaşık 15 yaşından itibaren erkek kas kuvveti kadın kas kuvvetinden daha fazla olmaya başlar. Özellikle üst ekstremitte kuvveti alt ekstremitte kuvvetinden daha fazla farklılık göstermekle birlikte kas kuvveti erkeklerde kadınlardan daha fazladır (101). Bunun sebebi sadece daha fazla fiziksel aktivite katılımı göstermekten kaynaklı değil, aynı zamanda daha büyük kas kütlelerine ve tip 2 kas lifine sahip olmak ve benzer şekilde vücut proporsiyonundaki değişikliklerden de kaynaklanmaktadır (101). Çalışma örneğimizdeki katılımcıların cinsiyete göre izokinetik kas kuvvetleri literatürde sporcu olmayan sağlıklı popülasyon için verilen referans değerler ile benzerdi (Kadınlar için TT Kuadriseps: 121,5 Nm; TT Hamstring: 59,3 Nm; Erkekler için TT Kuadriseps: 185,4 Nm; TT Hamstring: 95,1 Nm) (102).

#### 5.1.5. Eklem Pozisyon Hissi

Dengeyi etkileyen faktörler arasında propriyosepsiyon, vestibüler ve görsel olarak alınan sinyaller, merkezi sinir sisteminin sinyalleri analiz ederek ve kavrama yeteneği ile nöromusküler koordinasyonu ve kontrol yeteneği yer almaktadır (103). Bu anlamda birçok faktörü içine alan propriyosepsiyon terimi çatı bir terimdir. Eklem pozisyon hissini yaşla ve cinsiyetle değişim göstermediği ancak aktif eklem pozisyon hissindeki kesinliğin pasif pozisyon hissinden daha fazla olduğu belirtilmiştir (104-106). Çalışmamızın bulguları cinsiyet arasında fark göstermemekte ve aktif eklem pozisyon hissindeki kesinliğin pasif pozisyon hissindeki değişimden daha iyi olması nedeniyle literatürü desteklemektedir.

#### 5.1.6. Taban Basıncı ve Temas Alanı

Taban basıncı değerlendirmelerini içeren çalışmalarda cinsiyete göre farklılıkların incelendiği çalışma sayısı sınırlıdır ve çelişkili sonuçlar vermektedir. Telfer ve arkadaşlarının (107) yaptığı, iki farklı taban basıncı analiz cihazının karşılaştırıldığı bir meta-analizde Footscan sistemini ile tepe basınç sonuçlarında

cinsiyete göre farklılıklar bulunduğu ancak Emed sisteminde kadınlar arasında sadece topuk ve metatarsal bölgelerinde bir artış gözlemlenebildiği belirtilmiştir. Mevcut çalışmamızda tepe basınç sonuçları, statik iki ayak üzerinde ve dinamik analizlerde Footscan sisteminde bulunan sonuçları destekleyerek farklılık göstermiş, tek ayak üzerinde yapılan statik analizlerde ise farklılık göstermemiştir. Telfer ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile mevcut çalışmamızdaki benzerliğin ilgi çekici yönü, kullanılan basınç analiz sisteminin (Footscan) aynı üreticiyi paylaşmasıdır. Bu durum, farklı cihazlar arasında karşılaşılabilecek potansiyel tutarsızlıklar hakkında soruları akla getiriyor ve çalışma bulgularının standardize edilmesi ve karşılaştırma çalışmalarının yapılabilmesini zorlaştırıyor. Bundan farklı olarak, Yamamoto ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada ise mevcut bulgularımızın aksine cinsiyete göre karşılaştırıldığında kadınlarda daha fazla olacak şekilde tepe basıncında farklılıklar olduğu belirtilmiştir (108), ancak bu çalışmada da çalışmamızda kullandığımız pedobarografi yönteminden farklı olarak bir ayakkabı içi basınç analiz sistemi kullanılmıştır.

Yer reaksiyon kuvvetlerinin değerlendirildiği çalışmalarda da potansiyel cinsiyet farklılıklarından bahsedilmektedir (109, 110) ve bu farklılıkları netleştirmek için daha çok çalışmaya ihtiyaç olduğunun altı çizilmektedir. Mevcut çalışmamızdaki toplam ayak, topuk ve metatarsal bölgedeki maksimum kuvvet değerleri ve kuvvet zaman integralindeki farklılıklar literatür ile uyumluydu (111), ancak aynı çalışmada basınç zaman integrali arasında bulunan farklılıklar çalışmamızın bulgularında bulunan benzerlikler nedeniyle desteklenemedi. Bu farklılıkların nedeni çalışmalara katılan katılımcı sayısından etkilenmiş olabilir.

## **5.2. Denge ve Alt Ekstremitte Fiziksel Parametreleri Arasındaki İlişkilerin İncelenmesi**

### **5.2.1. Q Açısı ve Düşük Ayak Derecesi ile İlgili Bulgular**

Postüral stabilite ve ekstremitte dizilimi alt ekstremitte yaralanmalarına yönelik intrinsik faktörlerdendir. Postüral stabilitedeki artmış değişkenlerin, değişime uğramış olan nöromusküler kontrol stratejileri, alt ekstremitte segmentleri arasındaki artmış kuvvetler ve buna bağlı olarak eklem, bağ ve kas yapılarında artmış

yüklenmelerle ilişkili olduğu belirtilir (85, 88). Çalışmamızda dengenin Q açısı ve düşük ayak derecesi için kullandığımız değerlendirme parametreleri ile ilişkisi limitli ve düşük seviyede bulundu.

Q açısı ve postüral stabilite düşme için de bir risk faktörü olarak belirtilmiştir ve azalmış Q açısının artmış postüral stabilite ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (17). Genç erişkinlerde yapılmış olan bir çalışmada Q açısının statik denge ile ilişki göstermediği, dinamik denge ile anlamlı, ancak çalışmamızın bulgularına benzer şekilde düşük seviyede ilişki gösterdiği bulunmuştur (16). Bu çalışmada bulunan ilişkiler posterior ve posteriolateral yöndeki salınımlarla ilişkili bulunmuşken mevcut çalışmamızda anteroposteriyör yöndeki ve total salınımlarla ilişkili bulundu. Q açısının frontal düzlem üzerinde hesaplanan bir açı olması nedeniyle, düşük bir Q açısının destek yüzeyinin veya ayak bileği ve diz hizalaması sayesinde frontal düzlem üzerinde denge kontrolünü sağlayabileceğini tartışmışlardır (16). Çalışmamızın bulgularına göre, düşük seviyede de olsa artan Q açısı azalmış denge stabilite indeksiyle yani daha az salınım ile ilişkili görünmekte ve düşük Q açısının denge ile ilişkisini gösteren çalışma sonuçlarıyla ters düşmekte idi (16, 17, 112). Bu durum bulduğumuz korelasyon sonuçlarının düşük anlamlılık derecesine sahip olabileceğini gösterebilir. Çalışmamızın bulgularına göre anteroposteriyör ve toplam denge değerinin temelde dizin ekstansiyon kontrolü için önem arz eden Q açısı ile korelasyon göstermesinin sebebi, dizin anteroposteriyör yöndeki denge kontrol mekanizmalarında rol alıyor olması olabilir (8), ancak dinamik koşullarda dizin dizilimini etkileyen kinematik faktörlerin etkileri de göz önünde bulundurularak daha ayrıntılı ve ayırıcı değerlendirmelerin yapıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır. Başka bir çalışmada ise Q açısı denge parametreleri ile ilişkili bulunmamıştır (113). Her iki çalışma için göz önünde bulundurulması gereken bir fark vardır. İki çalışmada da denge değerlendirmesi yıldız denge testi ile yapılmış ve bu yöntem çalışmamızda kullandığımız Biodex denge sistemi değerlendirme yönteminden farklıdır. Aynı zamanda çalışma popülasyonumuzun ortalama Q açı değerleri kadınlar için 8,5 erkekler için 8 derece bulunduğundan literatürde referans değer olarak belirtilen 10-14 derece arası olarak belirlenmiş normal Q açısı (112) değerlerinden düşük

olduğu, bu sonucun Q açısı değerlendirmesinin bizim çalışmamızda ayakta yapılmasından kaynaklı olabileceği ve genel popölasyona uyarlanamayacağı da göz önünde bulundurulmalıdır.

Düşük ayak derecesi ve ayak postürü literatürde dengeyi etkileyebilen önemli bir faktör olarak belirtilmektedir (20, 21) fakat düşme için bir tahmin faktörü olamayacağı da ifade edilmektedir (114). Düşmüş ayak arkına sahip bireylerin normal ayak arkına sahip bireylere kıyasla postüral salınımlarının daha fazla olduğu belirtilmiş ancak ayak arkındaki düşüş seviyesi ile postüral salınımın ilişkili olmadığı belirtilmiştir (53). Yaşlı ve genç örneklem gruplarında yapılan çalışmalarda aynı şekilde iki parametre arasında bir ilişki bulunamadığı desteklenmektedir (23, 112). Mevcut çalışmamızın bulguları da düşük ayak derecesi ile denge arasındaki ilişkiye dair literatür bulgularını desteklerken sadece tek ayak üzerindeki anteroposterior statik denge salınımı ile düşük seviyede pozitif yönlü bir ilişki gösterdi. Statik postürü sağlarken vücut bölgelerinin hareket kontrolünü gerektiren kassal aktivasyonların dinamik koşullardaki kadar devreye girmesi beklenmeyeceğinden, statik bir ayak postürü sayesinde düşmüş bir arkin ayak temas alanını arttırmış olacağından dolayı bu ilişkinin ortaya çıkmış olması söz konusu olabilir. İlişkinin düşük seviyesi de göz önünde bulundurulduğunda bu sonucun rastlantısal olup olmadığının araştırılması için daha fazla çalışmanın yapılmasına ihtiyaç vardır. Düşük ayak derecesi ile ilgili daha ayrıntılı parametrelerin incelenmesi ve daha fazla kişi sayısına ulaşıması durumunda sonuçların değişebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

### **5.2.2. Fiziksel Aktivite ile İlgili Bulgular**

İlerleyen yaşla beraber artan düşme riskini azaltmada denge egzersizlerinin etkinliği ve önemi literatürde vurgulanmaktadır (22). Aynı zamanda fiziksel aktivite seviyesi arttıkça bireylerin daha iyi postüral salınım skorları da gösterdiği belirtilmiştir (115). Postüral salınımdaki iyileşmelerin yapılan spor türünden bağımsız olduğu da bildirilmiştir (24).

Hemen hemen yapılan her fiziksel aktivitenin, postürü düzenleme sisteminin duyuşal, kassal ve bütünleyici merkezi sinir bileşenlerinin iyileştirilmesi yoluyla,

duruş düzenlemesi üzerinde spesifik olmayan olumlu bir etkisi vardır (24). Literatürdeki araştırmalarda fiziksel aktivite seviyesinin artmasıyla postüral salınım skorlarının düştüğü belirtilmektedir ancak çalışmamızda bu durumun tersi olarak bulunan korelasyonlarda fiziksel aktivite düzeyinin arttıkça postüral salınımın da arttığını gösteren şekilde pozitif yönlü korelasyon bulundu. Bulunan korelasyonların özellikle dinamik denge skorlarıyla ilişkili bulunurken statik denge skorlarıyla ilişki göstermemesinin bir sebebi fiziksel aktivitenin dinamik denge unsurlarını içeriyor olması olabilir.

Fiziksel aktivite denge arasındaki ilişkiyi etkileyen önemli faktörlerden biri olarak yorgunluk gösterilmektedir (55, 116). Fiziksel aktivitenin süresine ve yoğunluğuna bağlı olarak aktivitenin sonlanmasından itibaren 15 dakika boyunca postüral stabilitenin olumsuz etkilenebileceği ancak bu durumun genç erişkin bireyler için sorun teşkil etmediği belirtilmiştir. Aynı zamanda yorgunluğun 3 farklı set sonunda stabilizeye olan etkisinin azaldığı gösterilmiş ve bunun dengeyi korumaya yönelik merkezi sinir sistemi geri bildirimini artırılmasıyla sağlanmış olabileceği belirtilmiştir (117). Bunun yanında alt ekstremitte ve lumbal bölge kasları gibi çeşitli kas gruplarındaki yorgunlukların ve fiziksel aktivite türünün postüral stabilize üzerindeki etkisi de literatürde gösterilmiştir (54). Bu çalışmalar yorgunluk düzeyinin etkisini de göz önünde bulundurdukları için denge ve fiziksel aktivite ilişkisini açıklamak için önemli faktörleri de göz önünde bulundurmuşlardır. Çalışmamızda fiziksel aktivite değerlendirilmesinde kullanılan UFAA ölçeği bireylerin son bir hafta içerisindeki fiziksel aktivite düzeylerini ölçen bir ölçektir. Dolayısıyla denge ile ilgili ilişkiyi incelemede yorgunluk faktörünü değerlendirebilmemizi sağlayamamakta ve sadece son bir haftayı değerlendirmesi nedeniyle bireylerin fiziksel aktivite paternleri ve seviyeleri hakkında kesin bir süreklilik varlığını tespit edememektedir. Bu korelasyon sonuçları kullanılan değerlendirme yöntemleri göz önünde bulundurulduğunda kullanılan değerlendirme yöntemlerinin de ilişkiyi etkileyebileceğini göstermektedir. Fiziksel aktivitenin kişinin esnekliği, kas kuvveti, koordinasyonunu artırdığı (54) göz önünde bulundurulduğunda dengedeki sapmayı değerlendirmekten ziyade belki de "*limits of stability*" gibi fonksiyonla ilişkili, hatta

vücutun diğer karakteristiklerini değerlendirmeye dahil eden yöntemleri içermesinin korelasyonun yönünü ve etkisini değiştirebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Çünkü fiziksel aktivite amaca yönelik yapılan bir iştir (118, 119) ve aktivite türünün ve değerlendirme yönteminin içeriğini bilmeden fiziksel aktivitenin direkt postüral dengeyi etkilemesini beklemek yanlış olabilir.

Özellikle dinamik denge ile ilişkili çıkan fiziksel aktivite sonuçları, dinamik aktivite ve postüral kontrol ile ilgili çalışmalara olan ihtiyacı göstermektedir. Ayrıca fiziksel aktivite seviyelerinin daha uzun süreli koşullarının ve yorgunluk gibi faktörlerin de göz önünde bulundurularak duruma spesifik yöntemlerle değerlendirildiği ayrıntılı çalışmalara da ihtiyaç vardır.

Çalışmamızın bulguları doğrudan bir neden sonuç ilişkisinin göstergesi değildir. Düşük anlamlılık derecesine sahip olarak rastlantısal olarak bulunmuş olabilir, ancak literatürde üstünde durulan bir konu olması bu ilişkinin araştırmaya değer bir parametre olduğunun göstergesidir. Aynı zamanda değerlendirilen birey sayısının artırılması da sonuçları etkileyebilecektir.

### **5.2.3. İzokinetik Kas Kuvveti ile İlgili Bulgular**

Denge ve kas kuvveti, yaralanma ve düşmelere maruz kalmadan spor ve günlük aktivitelerin başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için yaşam boyu yeterince geliştirilmesi gereken fiziksel uygunluğun önemli sağlık ve beceriyle ilgili bileşenlerini temsil eder (64). Aynı zamanda denge ve alt ekstremite kas kuvvetindeki azalma çocuklarda, ergenlerde, yetişkinlerde ve yaşlılarda önemli intrinsik yaralanma ve düşme risk faktörleri olarak tanımlanmıştır (5, 6, 30, 120). Postüral salınımdaki sapmaların erişkinlikte en az, çocukluk ve yaşlılık döneminde fazla olduğu, kas kuvveti için de tam tersi, erişkinlikte en fazla çocukluk ve yaşlılıkta az olduğu bilinmektedir (121). Bu durum çocuklarda ve yaşlılarda yapılan karşılaştırmada daha geniş korelasyon sonuçlarını karşımıza çıkarırken genç yetişkinlerde daha spesifik sonuçlar bulunmasını sağlayabilir. Hareket kontrolünün daha spesifik hale getirilmesiyle farklı görevler ve hareket kontrollerinin gerekliliği değişeceğinden sonuçlar korelasyon katsayılarına yansır (64). Hareketin performans

seviyesi arttıkça gerekli motor duyarlılık ve adaptasyon yeteneğine ihtiyaç duyulacaktır ve bu durum genç erişkin bireylerde görülmesi daha olası bir durumdur. Bunun nedeni ise genç erişkin bireylerin nöromusküler sistemlerinin gelişiminin ve istenen kas aktivasyonunu elde etmek için yeterli motor kontrol becerileri gelişiminin tamamlanmış olmasıdır (26, 64). Çalışmamızda kas kuvveti tepe torku ve çift ayak ve tek ayak üzerindeki dinamik denge değerleri arasında bulunan korelasyonlar bu anlamda literatürü desteklemektedir (122). Statik görevler sırasında kaslar maksimum kuvvetini kullanma ihtiyacı duymayacağından denge ve kas kuvveti arasında bir ilişki bulunmaması normal kabul edilebilir ve çalışmamızda statik denge ile kas kuvveti arasında ilişki bulunmaması hem bu tezi hem de literatürü desteklemektedir. Fiziksel olarak aktif yaşlı erişkinlerde yapılan bir çalışmada kuadriseps kas kuvveti ve statik denge değerlendirme sonuçları arasında bir ilişki bulunmamıştır (42, 122). Aynı şekilde dinamik görevler sırasında vücudun denge hattında kalabilmesi ve ayak bileği ve kalça stratejilerinin birbiri ile uyum içinde hareketini sağlamak için diz eklemi pozisyonunu değiştirecektir ve diz hareketlerinde asıl kontrole sahip olan kuadriseps kası devreye girerek kontrolü sağlamada rol oynayacaktır. Bu nedenle en önemli korelasyon katsayılarını dinamik denge değerlendirme verilerinde gördüğümüzü belirtebiliriz. Aynı şekilde diz kontrolü sağlanırken hamstring kasları da kuadriseps kasının kuvvetini dengelemek için aktive olmakta ve yine dinamik görevler sırasında denge ile korelasyon göstermektedir, ancak bulunan düşük korelasyonlar yine de bu değerlendirme sonuçlarının klinik karar verme mekanizmaları sırasında birbirini tamamen tahmin etme veya tek bir parametre kullanma yeterliliği hakkında yeterli kaynak oluşturmazlar. Birbirleri için tamamlayıcı olarak değerlendirilmeleri gereklidir. Özellikle düşme değerlendirmeleri için kullanıldığında dinamik görevler ile değerlendirilmesi gerekliliği vurgulanmıştır ve çalışmamızın sonuçları da bunu desteklemektedir (64, 122). Dengenin korunması için asıl kas aktivasyonu dinamik görevlerde gereklidir çünkü kas gücü günlük aktivitelerdeki performansla güçlü bir şekilde ilişkilidir (123).

Çalışmamızda dikkat çeken bir durum kas kuvveti ve kas kuvvetinin vücut kütlesine oranı arttıkça denge ile ilişkili indekslerde yani sapma derecelerinde de artış olduğunu gösterir şekilde pozitif yönlü bir korelasyon bulunmuş olmasıdır. Literatürde görmeyi umduğumuz kas kuvveti arttıkça postüral salınımın azalması durumunu desteklemeyen bu sonuç, değerlendirmelerin asenkron yapılmış olmasından kaynaklanmış olabilir. Denge sırasında yapılacak olan elektromiyografik kas aktivitesi değerlendirmeleri ile farklı sonuçlar elde edilmesi mümkün olabilir. Bu nedenle çalışmalar planlanırken asenkron olarak yapılacak kas kuvveti ve denge değerlendirmelerinin literatürden farklı sonuçlar ortaya çıkarması olasılığı göz önünde bulundurulmalıdır.

#### **5.2.4. Eklem Pozisyon Hissi ile İlgili Bulgular**

Propriyosepsiyonun bireyin çevresindeki şeyleri tanımasını sağlamak, hareketin yönlendirilmesine yardımcı olmak için vücut bölümlerinin konumunu tanımak, bir çok bilinçli ya da bilinçsiz duyuya, postüral kontrole ve eklem stabilitesine katkı sağlamak gibi bir çok görevi vardır (105). Değişmiş eklem pozisyon hissini rekreatyoneel sağlıklı kişilerde yaralanmalarla ilişkili olduğu belirtilmiştir (33). Farklı açılarda değerlendirilen eklem pozisyon hissini değişen oranlarda denge ve kas kuvveti ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir (124). Diz eklemının tam ekstansiyona yakın olan açılarında tüm mekanoreseptörlerin devreye gireceği, dizin hareket aralığının ortalarında ise kas içi reseptörlerinin hareketi algılamak için aktif olacağı ve her iki durumda da dinamik denge ile korelasyon gösterdiği belirtilmiştir (124).

Alt ekstremitayla ilgili dinamik görevler diz ekstansör ve fleksörlerinin agonist ve antagonist kasılmalarını gerektirir ve bu kasılmaların propriyosepsiyonu etkileyebileceği belirtilmiştir (125). Agonist-antagonist kasılmaların kas içi kasılmadaki hızlı gerilmelere neden olarak eklem sertliğini artırabildiği ve bu durumun propriyosepsiyonda düşük keskinlik ile ilişkili olduğu belirtilmiştir (126). Egzersiz sonrasında ortaya çıkan yorgunluk, gecikmiş kas ağrısı gibi durumlar nedeniyle eklem pozisyon duyusundaki değişikliklerin kaynaklanabileceği bildirilmiştir (127). Bu noktada, belirli bir aktivite sonrasında eklem üzerindeki artmış strese giren duyu

reseptörlerinin değerlendirilmesi gerektiği vurgulanmıştır. Egzersiz veya bir spor dalı gibi düzenli agonist-antagonist kas kasılmasını gerektiren aktiviteler boyunca dengenin korunması gerekliliği ile diz eklemının pozisyonunun ayarlanması hem dengenin sağlanabilmesi hem de agonist-antagonist kas kasılmaları ile uygun eklem açısının ayarlanması için önem arz etmektedir. Aynı zamanda ön çapraz bağ yaralanmaları, total diz artroplastileri gibi eklem cerrahileri sonrasında eklem pozisyon hissiniin değiştiği ve keskinliğin azaldığı bildirilmiştir (128). Bu anlamda çalışmamızda denge skorları ile eklem pozisyon hissi skorlarının uyumlu bulunmaması, farklı patolojilerde ve sağlıklı bireylerde denge ve eklem pozisyon hissi değerlendirmelerinin ayrı ayrı değerlendirilmesi gerekliliği ortaya koymaktadır.

Çalışmamızın bulgularına benzer şekilde Chen ve arkadaşları da genç ve yaşlı bireylerde dengenin ayak bileği, diz ve kalça eklem pozisyon hissi ile korelasyonunu incelediği bir çalışmada diz eklemının eklem pozisyon hissi, denge değerlendirme sonuçları ile tek ayak üzerindeki statik dengenin mediolateral stabilite indeksi hariç korele çıkmamıştır (129). Yine aynı şekilde denge değerlendirmesinin diz eklem pozisyon hissi ile ilişkili olmadığı ancak ayak bileği ve kalça eklem pozisyon hissi ile ilişkili olduğu ve bu durumun denge sağlanırken ayak bileği ve kalça stratejilerinin diz eklemının etkisinden daha fazla olduğu vurgulanmaktadır (130). Çalışmamızda aktif eklem pozisyon hissi ile düşük ve pozitif yönde ilişki gösteren tek denge parametresi, tek ayak üzerindeki statik dengenin mediolateral stabilite indeksidir. Düşük anlamlılık derecesine sahip bu sonucun nedeni, dengenin korunması için temas alanı azalmış olan tek ayak üzerindeki vücudun, dengesini koruyabilmek için gövdenin mediolateral salınımını kullanıyor olması olabilir.

Göz önünde bulundurulması gereken bir diğer konu, alt ekstremiteler üzerinde dengenin sağlanması için bir taban teması gereklidir ve taban teması duyuşsal bir girdi sağlayarak eklem pozisyon hissini etkilemekte önemli bir yere sahiptir (127, 131). Taban altındaki reseptörlerden alınan duyuşsal girdi duyuşsal geri bildirim için önemli bir rol almaktadır (132). Buna karşılık literatürde yapılan eklem pozisyon hissi değerlendirmeleri genel olarak distal segmentin açık kinetik zincir pozisyonunda olduğu koşullarda değerlendirilmektedir. Bu durum çalışmamızdaki

denge değerlendirmesi ve eklem pozisyon hissi değerlendirmeleri için de geçerlidir ve bulunan korelasyon sonuçları bu durumdan etkilenmiş olabilir. Kapalı kinetik zincir koşulları sağlanarak yapılan eklem pozisyon hissi değerlendirmelerinin açık kinetik zincir koşullarında yapılan değerlendirme sonuçlarından daha az hata gösterdiği bildirilmiştir (133). Dengenin sağlanması sırasında yerle temas halinde olacak olan alt ekstremitenin diz eklem pozisyon hissini değerlendirirken bu koşulların sağlanarak ileride planlanacak olan çalışmalarda değerlendirme sonuçlarının ilişkilendirmesi, çalışmamızda bulduğumuz bulguların farklı Şekilde sonuçlanmasına yol açabilecektir ve gelecek çalışmalar için göz önünde bulundurulmalıdır.

#### **5.2.5. Taban Basıncı ile İlgili Bulgular**

Postüral dengenin sağlanabilmesi için, ayakların yerle temasını korumak ve değişen postürle birlikte ayak hareketlerini dengeyi koruyacak Şekilde ayarlamak önemlidir. Postüral kontrolün sağlanabilmesi, görevin zorluğuna bağlı olarak değişebilir (134). Bu nedenle iki ayak üzerinde veya tek ayak üzerinde durmanın, postüral dengeyi önemli ölçüde etkileyebileceği öngörülebilir, nkn temas alanı her iki koşulda değişecektir ve postüral kontrolü sağlamak için salınım değişiklik gösterebilir. Özellikle alışmamızda bulunan dinamik taban basıncı parametrelerinin dinamik postüral denge skorları ile iyi korele olması bu durumu desteklemektedir. Çalışmamızda tek ayak üzerindeki dinamik postüral denge skorlarının TSİ ve MLSİ sonuçları ile dinamik taban basıncı değerleri arasında korelasyon vardı ancak ALSİ sonucu ile yoktu. Bunun nedeni yürüme sırasında ileri doğru hareket ederken vücudun anteroposteriyor yöndeki değişimden çok mediolateral dengesini korumaya odaklanması olabilir. Aynı zamanda özellikle çift ayak üzerindeki dinamik denge değerlendirmeleri ile toplam ayak üzerindeki taban basıncı değerlerinin yüksek korelasyon göstermesi, ayağın yerle temas alanını artırarak denge üzerindeki kontrolünü artırmaya çalışmasından kaynaklanıyor olabilir. Dinamik denge değerlendirmesi ve dinamik taban basıncındaki korelasyonun metatarsal bölgedeki taban basıncı değerlerinde artan korelasyonu ise bu görüşü destekler niteliktedir nkn yürüyüş sırasında toplanan dinamik taban basıncı analizinde destek yüzeyini

artırmak ve dengeyi koruyabilmek için yürüyüşün itme fazında metatarsal bölgenin alanını genişleterek dengeyi sağlamaya çalıştığı düşünülebilir.

İlginç bir şekilde, çalışmamızda bulunan dinamik koşullardaki korelasyonlar toplam ayak, metatarsal ve topuk bölgelerindeki maksimum kuvvet, KZİ ve BZİ parametrelerinde gözlenirken tepe basınç değerinde gözlenmemiştir. BZİ, basıncın ayağın belirli bir bölgesi üzerine zaman içindeki kümülatif etkisini tanımlar ve KZİ, belirli bir ayak temas alanında ayak alanının büyüklüğünü hesaba katmadan zaman içinde görülen gerçek bir kuvvet integralini tanımlar (135). Bu tanımlar dikkate alındığında çalışmamızın sonuçları, dinamik görevler sırasında tek bir tepe basınç değerinden ziyade hareketin dinamik doğasından kaynaklı olarak ayak temas alanının azalması veya artmasıyla sağlanan hareket adaptasyonu ile ilişkili olabilir. Bu adaptasyonlar yaşa, VKİ'ye ve ayak postürüne göre değişmektedir (111, 134). Sağlıklı genç bireyler, sahip oldukları hassas nöromusküler sistemleri sayesinde dış uyaranlardaki değişikliklere hızlı bir şekilde uyum sağlayabilmektedirler (136). Yaşla ilgili olabilecek bu duruma benzer şekilde, artan vücut ağırlığının bireylerin postüral dengelerini sağlarken daha dikkatli odaklanmasına neden olabileceği de bildirilmiştir (137). Adaptasyonları etkileyen faktörler, taban basıncı parametreleri ve postüral denge puanları arasındaki korelasyonlar göz önüne bulundurulduğunda, yaşlı veya genç bireylerden oluşan farklı popülasyonlar veya farklı tanı gruplarında incelenirken dikkate alınmalıdır.

Çalışmamızdaki ve literatürdeki çelişkili bulgular gözlem sayısının azlığının yanı sıra kullanılan cihazların, yöntemlerin, koşullarının ve görevlerin çeşitliliği nedeniyle ortak paydada buluşmamakta; yalnızca birkaç durumda teknikleri ve dolayısıyla sonuçları karşılaştırmak mümkün olmaktadır. Bu durumun ileride yapılacak çalışmalarda göz önünde bulundurulması gereklidir.

#### **5.2.6. Temas Alanı ile İlgili Bulgular**

Ayak, alt ekstremité kinetik zincirinde yerle teması sağlayan bir halka olarak önemli bir etkiye sahiptir. Bütün yer reaksiyon kuvvetleri ayak vasıtası ile vücuda aktarılır ve diğer eklemlerin biyomekanik özelliklerine bağlı olarak postüral

stabilitede rolü vardır. Ayak, postüral kontrol aracılığıyla dinamik aktivitelerde destek tabanını düzenleyerek ağırlık merkezindeki değişimlere uyum gösterir ve bu vasıta ile dengeyi sağlar (1). Postüral stabilitenin sağlanmasında rolü olan bütün faktörlerin denge ile ilgili görevlerin statik veya dinamik olmasına göre değişiklik gösterdiği belirtilmektedir (138, 139). Özellikle dinamik görevler sırasında ayak postüründen bağımsız olarak ayak temas alanının statik görevlere kıyasla arttığı bildirilmiştir (140, 141). Çalışmamızda ayak temas alanı ve çift ayak ve tek ayak üzerindeki dinamik denge skorları arasında bulunan korelasyon sonuçları bu bulguları desteklemektedir. Postüral stabilitenin dinamik görevlerde sağlanması için ayak temas alanını artırarak gelen kuvvet reaksiyonları karşılamak için alanını genişleterek daha etkili bir stabilite sağlamak için uyum göstermektedir. Çift ayak üzerindeki dinamik denge ile temas alanı arasındaki korelasyonların daha yüksek bulunmasının sebebi, yerle teması sağlayan iki ekstremitenin stabilitenin korunmasının tek ayak ile korunmasından daha kolay ve kontrollü olması olabilir. Çünkü aynı denge kontrolü temas alanı azaldıkça daha fazla postüral kontrol mekanizmasını devreye sokacaktır ve bu nedenle skorlarda değişkenlik görülmesi beklenebilir. Bu değişkenlik çift ayak üzerindeki stabilite skorlarına göre daha heterojen sonuçlar verebilir. Buna rağmen dinamik dengede ayak temas alanının korunması önemlidir sonucuna varılabilir. Bu durum farklı ayak postürüne sahip kişilerde sonuçları değiştirebilir ve değerlendirmelerde göz önünde bulundurulmalıdır. Düşük ayağa sahip kişiler ve normal ayak postürüne sahip kişilerde yapılan çalışmalar iki durumda da ayak temas alanının denge ile ilişkili olduğunu göstermekte, ancak düşük ayağa sahip kişilerin denge skorları normal ayak postürüne sahip kişilerden daha çok etkilenmektedir (140, 141).

### **5.3. Limitasyonlar**

Çalışmanın limitasyonları:

- Çalışmamız örneklem büyüklüğü açısından bütün popülasyona genellenemez. Daha fazla bireyin değerlendirilmesine ihtiyaç vardır.

- Çalışmamızda yapılan değerlendirme yöntemlerinin farklı cihazlarda, farklı yöntemler ile değerlendiriliyor olması bulunan korelasyon sonuçlarını etkileyebilir.
- Çalışmamızdaki değerlendirmelerin senkronize bir şekilde yapılamamış olması sonuçları etkileyebilir. Denge değerlendirmelerinin, taban basıncı ve kas kuvveti değerlendirmelerinin aynı test sırasında alınabilmesi mümkün olsaydı sonuçlar değişebilirdi.
- Alt ekstremiteler ile ilişkili parametreler için kalça ve ayak bileği stratejileri de göz önünde bulundurularak, eklem pozisyon hissi ve kas kuvveti değerlendirmeleri, ayak bileği ve kalça eklemi için de alınabilirdi.
- Verilerimiz normal dağılım gösterseydi lineer regresyon analizi gibi ileri istatistiksel analizleri bulunan ilişkilere yönelik daha ayrıntılı çıkarımlar yapabilmek mümkün olabilecekti.

Sonuç olarak, genç erişkinlerde alt ekstremitelerdeki fiziksel parametrelerinin denge ile ilişkisinin ve değerlendirme sonuçlarının cinsiyete göre farklılıklarının incelendiği bu çalışmada dengenin Q açısı, düşük ayak derecesi, fiziksel aktivite seviyesi, kas kuvveti, eklem pozisyon hissi ve taban basıncı ile farklı derecelerde ilişkiler gösterdiği ve sonuçların cinsiyete göre farklılık gösterdiği bulundu. Denge için yerle temasın sağlanmasında en önemli role sahip olan ayaktan başlayarak alt ekstremiteler zincirine katılan bütün vücut kısımlarına yönelik özelliklerin dengeyi etkileyebileceği görüldü. Özellikle taban basıncı ve kas kuvveti sonuçları dengede önemli role sahip faktörler olarak göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca cinsiyete göre dinamik denge skorlarında bulunan farklılıklar nedeniyle bu sonucu açıklayabilecek olası motor kontrol mekanizmalarının incelenmesine ihtiyaç vardır.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmaya 15 kadın, 15 erkek (toplamda 60 diz) dahil edildi ve değerlendirildi. Genç erişkinlerde alt ekstremitenin fiziksel parametrelerinin denge ile ilişkisi ve değerlendirme sonuçlarının cinsiyete göre karşılaştırılması incelendi. Genç erişkinlerde dengenin alt ekstremitenin fiziksel parametrelerinin denge ile ilişkisine yönelik kurduğumuz bütün hipotezler kabul edildi. Değerlendirme sonuçlarının cinsiyete göre farklılık gösterdiğine dair hipotezimiz ise kısmen kabul edildi. Elde edilen sonuçlara göre:

- Denge değerlendirme sonuçları dinamik denge skorlarında diz postürü ile, statik denge skorlarında ayak postürü ile ilişkili idi. Q açısı azaldıkça ve düşük ayak derecesi arttıkça yani naviküler tüberkül aşağıya düştükçe postüral salınım artmakta idi.
- Denge değerlendirme sonuçları bireylerin fiziksel aktivite seviyeleri ile özellikle dinamik denge skorlarında ilişki gösterdi, ancak negatif yönlü bulmayı beklediğimiz korelasyonun pozitif yönlü ve düşük katsayıda ilişki gösterdi.
- Denge değerlendirme sonuçları bireylerin kuadriseps ve hamstring kas kuvveti parametreleri ile özellikle dinamik denge skorlarıyla ilişki gösterdi. Kas kuvveti dinamik denge için önemli bir parametre olarak değerlendirildi.
- Denge değerlendirme sonuçları bireylerin aktif eklem pozisyon hissi ile statik tek ayak üzerindeki dengenin mediolateral stabilite indeksi ile düşük seviyede ilişki gösterdi. Eklem pozisyon hissini denge ile ilişkisinin anlaşılması için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğu görüldü.
- Denge değerlendirme sonuçları bireylerin taban basıncı değerlendirme sonuçları ile özellikle dinamik koşullarda daha yüksek seviyelerde ilişki gösterdi. Benzer şekilde artan ayak temas alanı dinamik denge koşullarıyla ilişkili bulunarak dinamik koşullara uyum sağlamak için ayak temas alanının artırıldığı görüşünü destekledi.

- Negatif yönlü bulmayı beklediğimiz ilişki sonuçları pozitif yönlü bulunduğu için bu sonuçların rastlantısal olabileceği veya korelasyonu etkileyen sekonder parametrelerin olası varlığı ve bunların yeni çalışmalar planlanarak incelenmesi gerektiği düşünüldü.
- Düşük ayak derecesi, fiziksel aktivite seviyesi, statik denge skorları ve eklem pozisyon hissi değerlerinde cinsiyetler arasında fark yoktu ancak Q açısı, dinamik denge skorları, kas kuvveti ve taban basıncı değerleri arasında fark vardı. Bu nedenle altıncı hipotezimiz kısmen kabul edildi.

Araştırma sonucunda elde ettiğimiz bilgiler doğrultusunda önerilerimiz şu şekildedir:

- Alt ekstremité ile ilgili değerlendirmelerin asenkron olarak yapılmasının gerçek denge koşulları ve görevleri ile ilişkilendirme konusunda farklı sonuçlar verebileceği göz önünde bulundurularak değerlendirme yöntemleri mümkün olduğunca senkron olarak planlanmalıdır.
- Denge skorları cinsiyete göre dengenin dinamik koşullarında farklılık göstermektedir ve bunun farklı yaş grupları veya hastalık koşullarında da geçerli olup olmadığının değerlendirilmesine ve fark bulunması dahilinde rehabilitasyon programlarında cinsiyete özel yaklaşım ihtiyacının değerlendirilmesi gereklidir. Aynı bulunan farklılıklar nedeniyle bu farklılıkları açıklayabilecek olası motor kontrol mekanizmalarının incelenmesine ihtiyaç vardır.
- Dengenin Q açısı ve düşük ayak derecesi arasında bulunan ilişkilerin farklı demografik özelliklere sahip örneklerde ve hastalık gruplarında etkisinin ayrıntılı postür verileriyle incelenmesi ve desteklenmesi gereklidir.
- Dengenin sağlanmasında ayak bileği ve kalça stratejilerinin yanında diz eklemının rolünün ayrıntılı bir şekilde incelenmesine ihtiyaç vardır.

- Dengenin fiziksel aktivite seviyesiyle ilgili sonuçların yaşlı ve genç popülasyonlar arasında farklılık gösterdiği belirtilmiştir. Fiziksel aktivite seviyesinin bireylerin dengesi üzerine etkisinin, etkili olabilecek kardiyovasküler ve kassal yorgunluk gibi ikincil parametreler de dahil edilerek incelenmesine ihtiyaç vardır.
- Eklem pozisyon hissi genel olarak denge stabilite indeksleri ile ilişki göstermedi ancak duyuşsal bir adaptasyon hissi olarak eklem pozisyon hissini farklı denge koşullarındaki etkisinin ayrıntılı çalışmalar planlanarak incelenmesine ihtiyaç vardır.
- Denge ve taban basıncı değęerlendirme sonuçlarında görülen ilişkilerin fonksiyonel görevler sırasında ve elektromiyografik değęerlendirmelerle birlikte senkronize değęerlendirmeler yapılarak incelenmesi daha anlamlı sonuçlar elde edilmesini sağlayabilir.

Çalışmamızın bulguları doğrultusunda, bulunan ilişkilerin çeşitli fonksiyonel değęerlendirme yöntemleriyle senkronize olarak değęerlendirildiği ve ilişkinin yönünü etkileyen faktörlerin daha detaylı analizine yönelik çalışmalar planlanmalıdır. Yine bu bulgular doğrultusunda, genç erişkinlerde bulmuş olduğumuz veriler doğrultusunda, ayak postürü ve taban basıncındaki normalden sapmalara sebep olacak değęişikliklerin klinikte takibi yapılarak koruyucu önlem olarak ayakkabı modifikasyonları, ayak postürüne yönelik düzenleyici egzersizler önerilebilir, kas kuvvetindeki değęişimlerin ve cinsiyetin dengelyi etkileme potansiyeli göz önünde bulundurularak koruyucu egzersiz programları planlanabilir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Arin-Bal G, Livanelioglu A, Leardini A, Belvedere C. Correlations between plantar pressure and postural balance in healthy subjects and their comparison according to gender and limb dominance: A cross-sectional descriptive study. *Gait Posture*. 2023;108:124-31.
2. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clin Rehabil*. 2000;14(4):402-6.
3. Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. *Physical therapy*. 1987;67(12):1881-5.
4. Kiss R, Schedler S, Muehlbauer T. Associations between types of balance performance in healthy individuals across the lifespan: a systematic review and meta-analysis. *Frontiers in physiology*. 2018;9:1366.
5. Fousekis K, Tsepis E, Poulmedis P, Athanasopoulos S, Vagenas G. Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: a prospective study of 100 professional players. *British journal of sports medicine*. 2011;45(9):709-14.
6. Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and ageing*. 2006;35(suppl\_2):ii37-ii41.
7. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*. 2006;35(suppl\_2):ii7-ii11.
8. Shumway-Cook A. Normal postural control In: Shumway-Cook A, Woollacott MH, editors. *Motor control: Theory and practical applications* Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins. 2001:136-91.
9. Ivanenko Y, Gurfinkel VS. Human postural control. *Frontiers in neuroscience*. 2018;12:171.
10. Cech DJ, Martin ST. Chapter 12 - Posture and Balance. In: Cech DJ, Martin ST, editors. *Functional Movement Development Across the Life Span (Third Edition)*. Saint Louis: W.B. Saunders; 2012. p. 263-87.
11. Mancini M, Nutt J, Horak F. How is balance controlled by the nervous system. *Academic Press/Elsevier*; 2020. p. 1-24.
12. Preuss R, Fung J. Musculature and biomechanics of the trunk in the maintenance of upright posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18(5):815-28.
13. Mahar R, Kirby R, MacLeod D. Simulated leg-length discrepancy: its effect on mean center-of-pressure position and postural sway. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1985;66(12):822-4.
14. Cain LE, Nicholson LL, Adams RD, Burns J. Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. *Journal of science and medicine in sport*. 2007;10(5):311-9.
15. Erdoganoglu Y, Pepe M, Kaya D, Tagrikulu B, Aksahin E, Aktekin CN. Lower extremity alignment due to patellofemoral syndrome and dynamic postural balance. *Journal of Orthopaedic Surgery*. 2020;28(1):2309499019900819.
16. Denizoglu Kulli H, Yeldan I, Yildirim NU. Influence of quadriceps angle on static and dynamic balance in young adults. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2019;32(6):857-62.
17. Widnyana KTY, Adyasputri AAF, Kamayoga IDGA. Q-angle and postural stability: a review of the relationship and implications for fall risk. *Physical Therapy Journal of Indonesia*. 2023;4(2):144-7.
18. Irez GB. The relationship with balance, foot posture, and foot size in school of physical education and sports students. *Educational research and reviews*. 2014;9(16):551.

19. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of athletic training*. 2005;40(1):41.
20. Cobb SC, Tis LL, Johnson BF, Higbie EJ. The effect of forefoot varus on postural stability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2004;34(2):79-85.
21. Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *Journal of athletic training*. 2002;37(2):129.
22. Bulbulian R, Hargan ML. The effect of activity history and current activity on static and dynamic postural balance in older adults. *Physiology & behavior*. 2000;70(3-4):319-25.
23. Ferreira AdS, Gave NdS, Abrahão F, Silva JG. Influence of feet and knees morphology on balance during bipodal stance. *Fisioterapia em Movimento*. 2010;23(2):193-200.
24. Andreeva A, Melnikov A, Skvortsov D, Akhmerova K, Vavaev A, Golov A, et al. Postural stability in athletes: The role of sport direction. *Gait & posture*. 2021;89:120-5.
25. Orr R. Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2010;46(2):183-220.
26. Izquierdo M, Aguado X, Gonzalez R, Lopez J, Häkkinen K. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1999;79:260-7.
27. Mackey DC, Robinovitch SN. Mechanisms underlying age-related differences in ability to recover balance with the ankle strategy. *Gait & posture*. 2006;23(1):59-68.
28. Horlings CG, Van Engelen BG, Allum JH, Bloem BR. A weak balance: the contribution of muscle weakness to postural instability and falls. *Nature clinical practice Neurology*. 2008;4(9):504-15.
29. Hootman JM, FitzGerald S, Macera CA, Blair SN. Lower extremity muscle strength and risk of self-reported hip or knee osteoarthritis. *Journal of Physical Activity and Health*. 2004;1(4):321-30.
30. Wang H-K, Chen C-H, Shiang T-Y, Jan M-H, Lin K-H. Risk-factor analysis of high school basketball-player ankle injuries: A prospective controlled cohort study evaluating postural sway, ankle strength, and flexibility. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006;87(6):821-5.
31. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of athletic training*. 2002;37(1):71.
32. Daneshjoo A, Mokhtar AH, Rahnama N, Yusof A. The effects of comprehensive warm-up programs on proprioception, static and dynamic balance on male soccer players. *PloS one*. 2012;7(12):e51568.
33. Rawcliffe AJ, Hinde KL, Graham SM, Martindale R, Morrison A, Krajewski KT, et al. Altered dynamic postural stability and joint position sense following British Army foot-drill. *Frontiers in Sports and Active Living*. 2020;2:584275.
34. Purves D, Augustine G, Fitzpatrick D, Katz L, LaMantia A, McNamara J, et al. *Neuroscience*, 2nd edn Sunderland. MA: Sinauer Associates[Google Scholar]. 2001.
35. Zammit GV, Menz HB, Munteanu SE. Reliability of the TekScan MatScan® system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults. *Journal of foot and ankle research*. 2010;3:1-9.
36. Willems TM, De Ridder R, Roosen P. The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait & Posture*. 2012;35(3):405-9.
37. Mann R, Malisoux L, Urhausen A, Meijer K, Theisen D. Plantar pressure measurements and running-related injury: A systematic review of methods and possible associations. *Gait & Posture*. 2016;47:1-9.

38. Yoon S-W, Park W-S, Lee J-W. Effects of body mass index on plantar pressure and balance. *Journal of physical therapy science*. 2016;28(11):3095-8.
39. Roos EM. Joint injury causes knee osteoarthritis in young adults. *Current opinion in rheumatology*. 2005;17(2):195-200.
40. Lohmander S. Long-term risks for knee osteoarthritis in soccer. 2005.
41. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*. 2009;17:705-29.
42. Muehlbauer T, Besemer C, Wehrle A, Gollhofer A, Granacher U. Relationship between strength, power and balance performance in seniors. *Gerontology*. 2012;58(6):504-12.
43. Lin W-H, Liu Y-F, Hsieh CC-C, Lee AJ. Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2009;12(1):42-9.
44. Lencioni T, Carpinella I, Rabuffetti M, Cattaneo D, Ferrarin M. Measures of dynamic balance during level walking in healthy adult subjects: Relationship with age, anthropometry and spatio-temporal gait parameters. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2020;234(2):131-40.
45. Benda BJ, Riley PO, Krebs DE. Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 1994;2(1):3-10.
46. Samuel AJ, Solomon J, Mohan D. A critical review on the normal postural control. *Physiotherapy and Occupational Therapy Journal*. 2015;8(2):71.
47. Sousa AS, Silva A, Tavares JMR. Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: a review. *Somatosensory & motor research*. 2012;29(4):131-43.
48. Neptune R, Zajac F, Kautz S. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait & posture*. 2004;19(2):194-205.
49. Donelan JM, Shipman DW, Kram R, Kuo AD. Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. *Journal of biomechanics*. 2004;37(6):827-35.
50. Cook C. The relationship between posture and balance disturbances in women with osteoporosis. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*. 2002;20(3-4):37-49.
51. Azevedo N, Ribeiro JC, Machado L. Balance and Posture in Children and Adolescents: A Cross-Sectional Study. *Sensors*. 2022;22(13):4973.
52. Ludwig O. Interrelationship between postural balance and body posture in children and adolescents. *Journal of physical therapy science*. 2017;29(7):1154-8.
53. Tahmasebi R, Karimi MT, Satvati B, Fatoye F. Evaluation of standing stability in individuals with flatfeet. *Foot & ankle specialist*. 2015;8(3):168-74.
54. Skelton DA. Effects of physical activity on postural stability. *Age and ageing*. 2001;30(suppl\_4):33-9.
55. Thomas KS, Magal M. How does physical activity impact postural stability. *J Nov Physiother*. 2014;4(206):2.
56. Caspersen CJ, Powell KE, Christenson GM. Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public health reports*. 1985;100(2):126.
57. Miles L. Physical activity and health. *Nutrition bulletin*. 2007;32(4):314-63.
58. Adlerton A-K, Moritz U. How does calf-muscle fatigue and age affect vibration-perturbed one-leg stance? *Advances in Physiotherapy*. 2001;3(4):179-87.

59. Hess JA, Woollacott M. Effect of high-intensity strength-training on functional measures of balance ability in balance-impaired older adults. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2005;28(8):582-90.
60. Ergen E, ÜLKAR B, ERASLAN A. Derleme: propriyosepsiyon ve koordinasyon. *Spor hekimliği dergisi*. 2007;42(2):057-83.
61. Rozzi S, Yuktanandana P, Pincivero D, Lephart S. Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control. *Proprioception and neuromuscular control in joint stability* Champaign, IL: Human Kinetics. 2000:375-83.
62. Lorkowski J, Gawronska K, Pokorski M. Pedobarography: A Review on Methods and Practical Use in Foot Disorders. *Applied Sciences*. 2021;11(22):11020.
63. Angın S, İlçin N, Yeşilyaprak SS, Şimşek İE. Prediction of postural sway velocity by foot posture index, foot size and plantar pressure values in unilateral stance. *Joint Diseases and Related Surgery*. 2013;24(3):144-8.
64. Muehlbauer T, Gollhofer A, Granacher U. Associations between measures of balance and lower-extremity muscle strength/power in healthy individuals across the lifespan: a systematic review and meta-analysis. *Sports medicine*. 2015;45:1671-92.
65. Schmitz R, Arnold B. Intertester and intratester reliability of a dynamic balance protocol using the Biodex Stability System. *Journal of sport rehabilitation*. 1998;7(2):95-101.
66. Smith TO, Hunt NJ, Donell ST. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2008;16:1068-79.
67. Caylor D, Fites R, Worrell TW. The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1993;17(1):11-6.
68. Guerra JP, Arnold MJ, Gajdosik RL. Q angle: effects of isometric quadriceps contraction and body position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1994;19(4):200-4.
69. Spörndly-Nees S, Dåsberg B, Nielsen RO, Boesen MI, Langberg H. The navicular position test—a reliable measure of the navicular bone position during rest and loading. *International journal of sports physical therapy*. 2011;6(3):199.
70. Beynnon BD, Renström PA, Alosa DM, Baumhauer JF, Vacek PM. Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *Journal of orthopaedic research*. 2001;19(2):213-20.
71. Craig C, Marshall A, Sjostrom M, Bauman A, Lee P, Macfarlane D, et al. International physical activity questionnaire-short form. *J Am Coll Health*. 2017;65(7):492-501.
72. Saglam M, Arikan H, Savci S, Inal-Ince D, Bosnak-Guclu M, Karabulut E, et al. International physical activity questionnaire: reliability and validity of the Turkish version. *Perceptual and motor skills*. 2010;111(1):278-84.
73. Forde C. Scoring the international physical activity questionnaire (IPAQ). University of Dublin. 2018;3.
74. Cheng HL. A simple, easy-to-use spreadsheet for automatic scoring of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) Short Form. 2016.
75. Arifin N, Osman NAA, Abas WABW. Intrarater test-retest reliability of static and dynamic stability indexes measurement using the Biodex Stability System during unilateral stance. *Journal of applied biomechanics*. 2014;30(2):300-4.
76. Almeida GPL, Monteiro IO, Marizeiro DF, Maia LB, de Paula Lima PO. Y balance test has no correlation with the Stability Index of the Biodex Balance System. *Musculoskeletal Science and Practice*. 2017;27:1-6.
77. Rosene JM, Fogarty TD, Mahaffey BL. Isokinetic hamstrings: quadriceps ratios in intercollegiate athletes. *Journal of athletic training*. 2001;36(4):378.

78. Olsson L, Lund H, Henriksen M, Rogind H, Bliddal H, Danneskiold-Samsøe B. Test-retest reliability of a knee joint position sense measurement method in sitting and prone position. *Advances in Physiotherapy*. 2004;6(1):37-47.
79. McPoil TG, Cornwall MW, Dupuis L, Cornwell M. Variability of plantar pressure data. A comparison of the two-step and midgait methods. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1999;89(10):495-501.
80. Domholdt E. *Rehabilitation research : principles and applications*. 3rd ed ed: Elsevier Saunders; 2005.
81. Wen DY. Risk factors for overuse injuries in runners. *Current sports medicine reports*. 2007;6(5):307-13.
82. Cowan DN, Jones BH, Robinson JR. Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Archives of family medicine*. 1993;2(7):773-7.
83. Ramskov D, Jensen ML, Obling K, Nielsen R, Parner ET, Rasmussen S. No association between q-angle and foot posture with running-related injuries: a 10 week prospective follow-up study. *International journal of sports physical therapy*. 2013;8(4):407.
84. Buist I, Bredeweg SW, Lemmink KA, Van Mechelen W, Diercks RL. Predictors of running-related injuries in novice runners enrolled in a systematic training program: a prospective cohort study. *The American journal of sports medicine*. 2010;38(2):273-80.
85. Murphy D, Connolly D, Beynon B. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British journal of sports medicine*. 2003;37(1):13-29.
86. Riskowski JL, Dufour AB, Hagedorn TJ, Hillstrom HJ, Casey VA, Hannan MT. Associations of foot posture and function to lower extremity pain: results from a population-based foot study. *Arthritis care & research*. 2013;65(11):1804-12.
87. Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Lvinger P, Menz HB, Landorf KB. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & posture*. 2013;38(3):363-72.
88. Nguyen A-D, Shultz SJ. Identifying relationships among lower extremity alignment characteristics. *Journal of athletic training*. 2009;44(5):511-8.
89. Medina McKeon JM, Hertel J. Sex differences and representative values for 6 lower extremity alignment measures. *Journal of athletic training*. 2009;44(3):249-55.
90. Raizada A, Shruthy K, Takiar R, Bhuvanesh S. Changes in quadriceps angle (q-angle) with regard to gender and different anthropometric parameters. *Int J Anat Res*. 2019;7(3.1):6756-61.
91. Mitani Y. Gender-related differences in lower limb alignment, range of joint motion, and the incidence of sports injuries in Japanese university athletes. *Journal of physical therapy science*. 2017;29(1):12-5.
92. Aenumulapalli A, Kulkarni MM, Gandotra AR. Prevalence of flexible flat foot in adults: A cross-sectional study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2017;11(6):AC17.
93. Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee I-M, et al. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. 2011.
94. Thomas KS, VanLunen BL, Morrison S. Changes in postural sway as a function of prolonged walking. *Eur J Appl Physiol*. 2013;113(2):497-508.
95. Onofrei RR, Amaricai E. Postural balance in relation with vision and physical activity in healthy young adults. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2022;19(9):5021.
96. Neves JCdJ, Souza AKV, Fujisawa DS. Is postural control different in boys and girls? Comparison between sex. *Fisioterapia e Pesquisa*. 2021;27:385-91.

97. Ericksen H, Gribble PA. Sex differences, hormone fluctuations, ankle stability, and dynamic postural control. *Journal of athletic training*. 2012;47(2):143-8.
98. Kim JW, Eom GM, Kim CS, Kim DH, Lee JH, Park BK, et al. Sex differences in the postural sway characteristics of young and elderly subjects during quiet natural standing. *Geriatrics & gerontology international*. 2010;10(2):191-8.
99. Era P, Sainio P, Koskinen S, Haavisto P, Vaara M, Aromaa A. Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology*. 2006;52(4):204-13.
100. Greve JMDA, Cuğ M, Dülgeroğlu D, Brech GC, Alonso AC. Relationship between anthropometric factors, gender, and balance under unstable conditions in young adults. *BioMed research international*. 2013;2013.
101. Nuzzo JL. Narrative Review of Sex Differences in Muscle Strength, Endurance, Activation, Size, Fiber Type, and Strength Training Participation Rates, Preferences, Motivations, Injuries, and Neuromuscular Adaptations. *J Strength Cond Res*. 2023;37(2):494-536.
102. Harbo T, Brincks J, Andersen H. Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *European journal of applied physiology*. 2012;112:267-75.
103. Jerosch J, Prymka M. Proprioception and joint stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 1996;4(3):171-9.
104. Pickard CM, Sullivan PE, Allison GT, Singer KP. Is there a difference in hip joint position sense between young and older groups? *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2003;58(7):M631-M5.
105. Azevedo J, Rodrigues S, Seixas A. The influence of sports practice, dominance and gender on the knee joint position sense. *The Knee*. 2021;28:117-23.
106. Busch A, Bangerter C, Mayer F, Baur H. Reliability of the active knee joint position sense test and influence of limb dominance and sex. *Scientific Reports*. 2023;13(1):152.
107. Telfer S, Bigham J. The influence of population characteristics and measurement system on barefoot plantar pressures: A systematic review and meta-regression analysis. *Gait & posture*. 2019;67:269-76.
108. Yamamoto T, Hoshino Y, Kanzaki N, Nukuto K, Yamashita T, Ibaraki K, et al. Plantar pressure sensors indicate women to have a significantly higher peak pressure on the hallux, toes, forefoot, and medial of the foot compared to men. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2020;13:1-7.
109. Wikstrom EA, Tillman MD, Kline KJ, Borsa PA. Gender and limb differences in dynamic postural stability during landing. *Clinical journal of sport medicine*. 2006;16(4):311-5.
110. Holden S, Boreham C, Delahunt E. Sex differences in landing biomechanics and postural stability during adolescence: a systematic review with meta-analyses. *Sports medicine*. 2016;46:241-53.
111. McKay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, Simic M, Vanicek N, Wojciechowski E, et al. Spatiotemporal and plantar pressure patterns of 1000 healthy individuals aged 3–101 years. *Gait & posture*. 2017;58:78-87.
112. Mainenti MRM, Rodrigues EdC, Sousa RCMd, Silva DTRd, Ferreira AdS. Lower limb joint alignment and postural control in elderly women. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*. 2014;16:287-97.
113. Contarlı N, Özmen T. Relationship between Q angle, dynamic balance and vertical jump height in gymnasts. *Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Spor Bilimleri Dergisi*. 2021;4(3):32-43.

114. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2005;60(12):1546-52.
115. Thomas E, Battaglia G, Patti A, Brusa J, Leonardi V, Palma A, et al. Physical activity programs for balance and fall prevention in elderly: A systematic review. *Medicine*. 2019;98(27).
116. Pline KM, Madigan ML, Nussbaum MA. Influence of fatigue time and level on increases in postural sway. *Ergonomics*. 2006;49(15):1639-48.
117. Simoneau M, Bégin F, Teasdale N. The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *J Neuroeng Rehabil*. 2006;3:22.
118. Simey P, Pennington B. Physical activity and the prevention and management of falls and accidents among older people. London: Health Education Authority. 1999;10.
119. Montero-Odasso M, van der Velde N, Martin FC, Petrovic M, Tan MP, Ryg J, et al. World guidelines for falls prevention and management for older adults: a global initiative. *Age Ageing*. 2022;51(9).
120. Razmus I, Wilson D, Smith R, Newman E. Falls in hospitalized children. *Pediatric Nursing*. 2006;32(6):568.
121. Granacher U, Muehlbauer T, Gollhofer A, Kressig RW, Zahner L. An intergenerational approach in the promotion of balance and strength for fall prevention—a mini-review. *Gerontology*. 2011;57(4):304-15.
122. Granacher U, Muehlbauer T, Gruber M. A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. *Journal of aging research*. 2012;2012.
123. Md JFB, Kiely DK, Herman S, Leveille SG, Mizer K, Frontera WR, et al. The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2002;50(3):461-7.
124. Wang H, Ji Z, Jiang G, Liu W, Jiao X. Correlation among proprioception, muscle strength, and balance. *Journal of physical therapy science*. 2016;28(12):3468-72.
125. Saxton JM, Clarkson PM, James R, Miles M, Westerfer M, Clark S, et al. Neuromuscular dysfunction following eccentric exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 1995;27(8):1185-93.
126. Fu SN, Hui-Chan CWY. Are there any relationships among ankle proprioception acuity, pre-landing ankle muscle responses, and landing impact in man? *Neuroscience letters*. 2007;417(2):123-7.
127. Cuğ M, Wikstrom E. 4-weeks Dynamic Balance training fails to improve ankle and knee joint position sense. *Cumhuriyet Medical Journal*. 2018;40(3):257-64.
128. Skinner HB, Barrack RL. Joint position sense in the normal and pathologic knee joint. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1991;1(3):180-90.
129. Chen X, Qu X. Age-related differences in the relationships between lower-limb joint proprioception and postural balance. *Human factors*. 2019;61(5):702-11.
130. Fujisawa N, Masuda T, Inaoka H, Fukuoka Y, Ishida A, Minamitani H. Human standing posture control system depending on adopted strategies. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2005;43:107-14.
131. Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1998;27(4):264-75.
132. Han J, Waddington G, Adams R, Anson J, Liu Y. Assessing proprioception: a critical review of methods. *Journal of Sport and Health Science*. 2016;5(1):80-90.
133. Herrington L. Knee-joint position sense: the relationship between open and closed kinetic chain tests. *Journal of sport rehabilitation*. 2005;14(4):356-62.

134. Jeong H, Johnson AW, Feland JB, Petersen SR, Staten JM, Bruening DA. Added body mass alters plantar shear stresses, postural control, and gait kinetics: Implications for obesity. *Plos one*. 2021;16(2):e0246605.
135. Melai T, IJerman TH, Schaper NC, de Lange TL, Willems PJ, Meijer K, et al. Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach. *Gait & posture*. 2011;34(3):379-83.
136. Scaglioni G, Narici M, Maffiuletti N, Pensini M, Martin A. Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and M wave. *The journal of physiology*. 2003;548(2):649-61.
137. Song K, Burcal CJ, Hertel J, Wikstrom EA. Increased Visual Use in Chronic Ankle Instability: A Meta-analysis. *Medicine and science in sports and exercise*. 2016;48(10):2046-56.
138. Ruhe A, Fejer R, Walker B. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions—a systematic review of the literature. *Gait & posture*. 2010;32(4):436-45.
139. Balasubramaniam R, Wing AM. The dynamics of standing balance. *Trends in cognitive sciences*. 2002;6(12):531-6.
140. Song J-Y, Park S-H, Lee M-M. The Comparison of the Difference in Foot Pressure, Ground Reaction Force, and Balance Ability According to the Foot Arch Height in Young Adults. *Annals of Applied Sport Science*. 2021;9(2):0-.
141. Brodsky JW, Zubak JJ, Pollo FE, Baum BS. Preliminary Gait Analysis Results After Posterior Tibial Tendon Reconstruction: A Prospective Study. *Foot & Ankle International*. 2004;25(2):96-100.

## 8. EKLER

## EK 1. Etik Kurul İzni



T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557-1325

Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

**Toplantı Tarihi** : 29 HAZİRAN 2021 SALI  
**Toplantı No** : 2021/13  
**Proje No** : GO 21/792(Değerlendirme Tarihi: 29.06.2021)  
**Karar No** : 2021/13-19



Üniversitemiz Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi öğretim üyelerinden Prof. Dr. Ayşe LİVANELİOĞLU'nun sorumlu araştırmacı olduğu, Fzt. Gamze ARIN'ın doktora tezi olan, GO 21/792 kayıt numaralı "*Sağlıklı Genç Erişkin Bireylerde Alt Ekstremitayla İlişkili Parametrelerin Denge ile İlişkisinin İncelenmesi*" başlıklı proje önerisi araştırmannın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 30 Haziran 2021-30 Haziran 2022 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan **uygun bulunmuştur**. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

1. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN	(Başkan)	7. Doç. Dr. Nüket Paksoy ERBAYDAR	(Üye)
2. Prof. Dr. G. Burça AYDIN	(Üye)	8. Doç. Dr. Betül Çelebi SALTIK	(Üye)
3. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye)	9. Doç. Dr. Hande Güney DENİZ	(Üye)
4. Prof. Dr. Ayşe Kin İŞLER	(Üye)	10. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
5. Doç. Dr. H. Tuna Çak EŞEN	(Üye)	İZİNLİ	
		11. Av. Serap MORALIOĞLU	(Üye)
6. Doç. Dr. Can Ebru KURT	(Üye)		

## EK 2. Orijinallik Raporu

## GENÇ ERİŞKİNLERDE ALT EKSTREMİTE FİZİKSEL PARAMETRELERİNİN DENGE İLE İLİŞKİSİNİN İNCELENMESİ VE CİNSİYETE GÖRE KARŞILAŞTIRILMASI

### ORJİNALLİK RAPORU

% <b>7</b>	% <b>7</b>	% <b>1</b>	% <b>2</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<a href="http://acikbilim.yok.gov.tr">acikbilim.yok.gov.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>2</b>
<b>2</b>	<a href="http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	% <b>2</b>
<b>3</b>	<a href="http://dergipark.org.tr">dergipark.org.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>4</b>	Submitted to Ankara University Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>
<b>5</b>	<a href="http://acikerisim.baskent.edu.tr:8080">acikerisim.baskent.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>6</b>	<a href="http://halksagligiokulu.org">halksagligiokulu.org</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>7</b>	<a href="http://acikerisim.pau.edu.tr:8080">acikerisim.pau.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>8</b>	<a href="http://burkonturizm.com">burkonturizm.com</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>

Submitted to Hacettepe University

**EK 3. Dijital Makbuz****Dijital Makbuz**

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Gamze Arın Bal  
Ödev başlığı: GENÇ ERIŞKİNLERDE ALT EKSTREMİTE FİZİKSEL PARAMETREL...  
Gönderi Başlığı: GENÇ ERIŞKİNLERDE ALT EKSTREMİTE FİZİKSEL PARAMETREL...  
Dosya adı: Gamze\_Ar\_n-Bal\_Dr.\_Tez.docx  
Dosya boyutu: 3.47M  
Sayfa sayısı: 63  
Kelime sayısı: 14,220  
Karakter sayısı: 97,523  
Gönderim Tarihi: 26-Oca-2024 10:24ÖÖ (UTC+0300)  
Gönderim Numarası: 2278826324



## EK 4. Değerlendirme Formu

## Değerlendirme Formu

Katılımcı kodu:

Tarih:

Yaş:

Boy:

Kilo:

Dominant alt ekstremite: Sağ  Sol 

	Sağ	Sol
Q açısı		
Feiss derecesi		
UFAA seviyesi		

## Denge Değerlendirmesi:

	Statik			Dinamik		
	TSİ	APSi	MLSi	TSİ	APSi	MLSi
Çift ayak						
Tek ayak SAĞ						
Tek ayak SOL						

## Eklem Pozisyon Hissi Değerlendirmesi:

	SAĞ	SOL
EPH Aktif (°)		
EPH Pasif (°)		

## Kas Kuvveti Değerlendirmesi:

	SAĞ	SOL
Tepe Tork – Kuadriseps		
TT/VK – Kuadriseps		
Tepe Tork – Hamstring		
TT/VK – Hamstring		

## Taban Basıncı Değerlendirmesi:

		Toplam ayak	Topuk	Metatarsal	Tepe basınç	Temas alanı
Çift ayak	Kmaks					
	KZİ					
	BZİ					
Tek ayak SAĞ	Kmaks					
	KZİ					
	BZİ					
Tek ayak SOL	Kmaks					
	KZİ					
	BZİ					
Dinamik	Kmaks					
	KZİ					
	BZİ					

## EK 5. Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi Kısa Formu

## Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (Kısa)

### International Physical Activity Questionnaire (Short)

Hastanın Adı Soyadı: \_\_\_\_\_ Tarih: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

İnsanların günlük yaşayış içinde yaptıkları fiziksel aktiviteler hakkında bilgi edinmek istiyoruz. Aşağıda son 7 gün içinde fiziksel olarak harcanan zaman hakkında sorular bulunmaktadır. Lütfen, kendinizi çok hareketli bir kişi olarak görmesiniz bile her soruyu cevaplayın. Ev ve bahçe işlerinizi, işyerinde yaptığınız aktiviteleri, bir yerden bir yere gitmek için yaptıklarınızı, boş zamanlarınızda yaptığınız egzersiz veya spor gibi aktiviteleri düşünün.

Son 7 gün içinde 10 dakika veya üstünde süren, nefesinizi hızlandıran, kuvvet gerektiren tüm yoğun faaliyetleri göz önünde bulundurun.

1	Son bir hafta içinde kaç gün ağır kaldırma, kazma, aerobik, basketbol, futbol veya hızlı bisiklet çevirme gibi şiddetli bedensel güç gerektiren faaliyetlerden yaptınız?	<input type="checkbox"/> Şiddetli fiziksel aktivite yapmadım. (3. Soruya Geçiniz )	Haftada ..... gün

2	Bu günlerin birinde şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?	<input type="checkbox"/> Bilmiyorum/Emin değilim	Günde ..... dakika	Günde ..... saat

Geçen bir hafta içinde yaptığınız orta dereceli fiziksel aktiviteleri düşünün. Bunlar 10 dakika veya daha uzun süren, orta derece fiziksel güç gerektiren ve normalden biraz sık nefes almaya neden olan aktivitelerdir.

3	Son bir hafta içinde kaç gün hafif yük taşıma, normal hızda bisiklet çevirme, halk oyunları, dans, bowling veya tenis gibi orta dereceli bedensel güç gerektiren faaliyetlerden yaptınız? (Yürüme hariç.)	<input type="checkbox"/> Orta dereceli fiziksel aktivite yapmadım. (5. Soruya Geçiniz )	Haftada ..... gün

4	Bu günlerin birinde orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?	<input type="checkbox"/> Bilmiyorum/Emin değilim	Günde ..... dakika	Günde ..... saat

Geçen bir hafta içinde yürüyerek geçirdiğiniz zamanı düşünün. Bu; işyerinde, evde, bir yerden bir yere ulaşım amacıyla veya sadece dinlenme, spor, egzersiz veya hobi amacıyla yaptığınız yürüyüş olabilir.

5	Geçen 7 gün içerisinde, bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır?	<input type="checkbox"/> Yürümedim. (7. Soruya Geçiniz )	Haftada ..... gün

6	Bu günlerden birinde yürüyerek genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?	<input type="checkbox"/> Bilmiyorum/Emin değilim	Günde ..... dakika	Günde ..... saat

Son soru, son bir hafta içinde oturarak geçirdiğiniz zamanlarla ilgilidir. İşte, evde, çalışırken ya da dinlenirken geçirdiğiniz zamanlar dahildir. Bu masanızda, arkadaşınızı ziyaret ederken, okurken, otururken veya yatarak televizyon seyrettiğinizde oturarak geçirdiğiniz zamanları kapsamaktadır.

7	Son bir hafta içinde günde oturarak ne kadar zaman harcadınız?	<input type="checkbox"/> Bilmiyorum/Emin değilim	Günde ..... dakika	Günde ..... saat

**EK 6. Görseller İçin İzin Metni**

Prof. Dr. Ayşe Livanelioğlu danışmanlığında yapılan Uzm. Fzt. Gamze Arın Bal'ın hazırladığı doktora tez çalışması dahilinde yapılan değerlendirmeler sırasında çekilen fotoğraflarımın tez çalışmasında ve tezden üretilecek makalelerde kullanılmasına izin veriyorum.

(imza)

**zgn UYSAL**

## EK 7. Katılımcılardan Alınan Onam Formu

### ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

Sağlık bireylerde dengenin ayak ve bacaklarınızın kuvvet, pozisyon hissinin doğru tayini, ayaklarınızın yere basıncındaki değişimleri, ayak ve dizlerinizin postürü, fiziksel aktivite düzeyi gibi değişkenlerle ilişkisi üzerine bir araştırma yapmaktayız. Araştırmanın ismi **“Sağlıklı Genç Erişkin Bireylerde Alt Ekstremitayle İlişkili Parametrelerin Denge ile İlişkisinin İncelenmesi”**dir.

Sizin de bu araştırmaya katılmanızı öneriyoruz, ancak hemen söyleyelim ki 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 çalışmayı yapmak istememizin nedeni sağlıklı kişilerin ayak, ayak bileği, diz gibi eklemlerini etkileyen faktörlerin dengeyi nasıl etkilediğini incelemektir. Çalışmaya dahil olmanız durumunda kas kuvveti, denge, eklem pozisyon hissi, ayak taban basıncı hissi, fiziksel aktivite düzeyleri ile ilgili değerlendirmeler yapılacaktır.

Hacettepe Üniversitesi Beytepe Gün Hastanesi’nde gerçekleştirilecek bu çalışmaya katılmanız araştırmanın başarısı için önemlidir. Eğer araştırmaya katılmayı kabul ederseniz Uzm. Fzt. Gamze Arın tarafından değerlendirileceksiniz ve bulgularınız kaydedilecektir. Çalışmaya başlamadan size çalışma hakkında bilgi verilecektir. Yine izniniz doğrultusunda bu çalışmayı yapabilmek için yaş, boy, kilo, özgeçmiş gibi bilgileriniz alınacaktır. Daha sonrasında aşağıdaki ölçümler uygulanacaktır:

- Ayak ve dizinizin postür değerlendirmesi
  - Biodex isimli alet ile dizinizi çevreleyen kaslarınızın dizinizi bükerken ve açarkenki kas kuvveti değerlendirmesi
  - Biodex isimli alet ile diz ekleminizin hareket hissi değerlendirmesi
  - Biodex isimli alet ile tek bacak ve çift bacak üstünde denge değerlendirmesi
  - Tekscan isimli alet ile ayakta dik dururken ve adım alırken ayak taban basıncınızın değerlendirmesi
  - Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi ile fiziksel aktivite değerlendirmesi
- Değerlendirmeler yaklaşık 90 dk sürecektir.

**Testler ve tedavi sırasında oluşabilecek riskler:** Uygulanacak değerlendirmeler size zarar verecek herhangi bir risk içermemektedir.

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

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

Bu çalışmaya katılmayı reddedebilirsiniz. Bu araştırmaya katılmak tamamen isteğe bağlıdır ve reddettiğiniz takdirde size uygulanan tedavide herhangi bir değişiklik olmayacaktır. Yine çalışmanın herhangi bir aşamasında onayınızı çekmek hakkına da sahibsiniz.

#### **(Katılımcının/Hastanın Beyanı)**

Sayın Prof. Dr. Ayşe Livanelioğlu ve Uzm. Fzt. Gamze Arın tarafından Hacettepe Üniversitesi Beytepe Gün Hastanesi’nde sağlık bireylerde dengenin ayak ve

bacaklarınızın kuvvet, pozisyon hissin doğru tayini, ayaklarınızın yere basıncındaki değişimleri, ayak ve dizlerinizin postürü, fiziksel aktivite düzeyi gibi değişkenlerle ilişkisi üzerine yapılacak çalışma konusunda bilgilendirildim. Bu bilgilerden sonra böyle bir 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 problemle karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Gamze Arın’a [REDACTED] (cep) no’lu telefondan ve Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Ortopedi Servisi’nden [REDACTED] no’lu telefondan ulaşabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersen, bu durumun tıbbi bakımına, hekim ve fizyoterapist ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

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 kâğıdının bir kopyası bana verilecektir.

#### **Katılımcı**

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza:

#### **Görüşme tanığı**

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza:

#### **Katılımcı ile görüşen kişi**

Uzm.Fzt.Gamze Arın

Hacettepe Üni. FTR Fakültesi

Tel: [REDACTED]

İmza:

## 9. ÖZGEÇMİŞ

