

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ANATOMİ ANABİLİM DALI  
ANATOMİ VE KLİNİK ANATOMİ DOKTORA PROGRAMI**

**DİNAMİK VE STATİK Q AÇISININ ALT EKSTREMİTE KİNETİK,  
KİNEMATİK VE ANTROPOMETRİK ÖZELLİKLERİ İLE OLAN  
İLİŞKİSİ**

**HAZIRLAYAN**

**MERVE İZCİ**

**DOKTORA TEZİ**

**ANKARA - 2023**

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ANATOMİ ANABİLİM DALI  
ANATOMİ VE KLİNİK ANATOMİ DOKTORA PROGRAMI**

**DİNAMİK VE STATİK Q AÇISININ ALT EKSTREMİTE KİNETİK,  
KİNEMATİK VE ANTROPOMETRİK ÖZELLİKLERİ İLE OLAN  
İLİŞKİSİ**

**HAZIRLAYAN**

**MERVE İZCİ**

**DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI**

**PROF. DR. İ. CAN PELİN**

**ANKARA - 2023**

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Anatomi Anabilim Dalı Anatomi ve Klinik Anatomi Doktora Programı çerçevesinde Merve İZCİ tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 4/01/2023

**Tez Adı:** Dinamik ve Statik Q Açısının Alt Ekstremitte Kinetik, Kinematik ve Antropometrik Özellikleri ile Olan İlişkisi

**Tez Jüri Üyeleri ( Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu )**

**İmza**

.....	.....
.....	.....
.....	.....
.....	.....
.....	.....

**ONAY**

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... / .....

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU**

Tarih: ... /... /.....

Öğrencinin Adı, Soyadı: Merve İZCİ

Öğrencinin Numarası: .....

Anabilim Dalı: Anatomi Anabilim Dalı

Programı: Anatomi ve Klinik Anatomi Doktora Programı

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: .....

Tez Başlığı: Dinamik ve Statik Q Açısının Alt Ekstremitte Kinetik, Kinematik ve Antropometrik Özellikleri ile Olan İlişkisi

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 59 sayfalık kısmına ilişkin, 19/12/2022 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 12'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

**ONAY**

Tarih: ... /... /.....

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad, İmza:

## TEŞEKKÜR

Akademik eğitim hayatım boyunca desteğini hiç esirgemeyen yanımda olduğunu her zaman hissettiğim tez süreci boyunca fikirlerime öncelik veren değerli danışman hocam Prof. Dr. Can PELİN'e

Tez çalışmamın projesinin oluşma süreci ve sonrasında yardımını esirgemeyen Prof. Dr. H. Baran YOSMAOĞLU'na

Tez projemin başlangıcından bitişine kadar tüm aşamalarında her türlü akademik bilgisinden faydalandığım Doç. Dr. Bihter AKINOĞLU'na

Tez çalışmamın uygulama süresince verdiği destekten dolayı Fzt. Büşra PAKÖZ'e

Çalışmama gönüllü katılmayı kabul eden Başkent Üniversitesi öğrencilerine

Tez sürecim boyunca hep yanımda olan bilgi ve düşünceleriyle yardımlarını esirgemeyen sevgili iş arkadaşlarıma

Hayatımın her anında maddi ve manevi desteklerini sürekli arkamda hissettiğim, sonsuz sevgileriyle hep yanımda olan çok kıymetli aileme

Sonsuz teşekkür ederim.....

## ÖZET

**Izci M. Dinamik ve Statik Q Açısının Alt Ekstremitte Kinetik, Kinematik ve Antropometrik Özellikleri ile Olan İlişkisi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi ve Klinik Anatomi Doktora Programı, 2023.**

**GİRİŞ:** Q açısı alt ekstremitenin mekanik ve fonksiyonel olarak değerlendirilmesinde kullanılan önemli parametrelerden biridir. Vücut ağırlığı alt ekstremitede segmentler arasında sırayla aktarıldığı için bir segment dizilimindeki bozukluk bir sonraki segmenti etkileyebilir. Alt ekstremitenin aksial yüklenmesindeki değişimleri değerlendirirken en sık kullanılan parametrelerden biri olan Q açısı sadece diz eklemiyle değil kalça ve ayak mekaniği ile de ilişkilendirilir. Q açısının statik ve dinamik ölçümlerini karşılaştıran ve bu açının kalça ekleminden ayağa kadar olan etkisini kapsamlı şekilde değerlendiren çalışmalar az sayıdadır. Bu nedenle tez çalışmamızda amacımız sağlıklı bireylerde Q açısının dinamik ve statik ölçümlerinin kendi aralarındaki ilişkilerini ve de alt ekstremitte antropometrik özellikleri, ayak basıncı, yürüme kinematiği ve diz kas kuvveti ile olan ilişkisini bir bütün olarak değerlendirmektir.

**GEREÇ VE YÖNTEM:** Çalışmamız Q açısı ölçümleri, antropometrik ölçümler, yürüme kinematiği, ayak basınç ölçümleri ve diz izokinetik kas kuvvet ölçümlerinden oluşmaktadır. Q açısı statik ölçümleri universal gonyometre kullanılarak ölçüldü. Antropometrik özellikler; boy uzunluğu, alt ekstremitte uzunluğu, tibia uzunluğu, diz bicondyalar genişlik, ayak uzunluğu, ayak genişliği ve navicular yükseklik ölçümleri Martin tip antropometre ve kayan pergel kullanılarak alındı. Alt ekstremitte kinetik ölçümlerinden olan ayak basınç ölçümü ve alt ekstremitte kinematik ölçümlerinden olan yürüme analizi Diers 4D motion cihazı ile ölçüldü. Diz izokinetik fleksiyon/ekstansiyon kas kuvvet ölçümleri IsoMed 2000® cihazı ile ölçülüp değerlendirildi. Tüm ölçümler hem dominant hem de non-dominant ekstremitte için ayrı ayrı yapıldı.

**BULGULAR:** Çalışmamızda öncelikle ölçülen tüm parametreler dominant ve non-dominant taraf arasında karşılaştırıldı ve taraflar arasında klinik açıdan önem taşıyan farklılıklar bulunmadı. Q açısı ölçümleri ile antropometrik ölçümler, yürüme analizi

ölçümleri, ayak taban basınç ölçümleri ve izokinetik kuvvet ölçümlerinin ilişkisi dominant ve non-dominant tarafta ayrı ayrı değerlendirildi. Dominant tarafta izokinetik kuvvet ölçümleri ile statik Q açısı ölçümleri arasında negatif yönde ilişki olduğu görüldü. Ancak non-dominant tarafta bu doğrultuda bir ilişki gözlenmedi. Statik ve dinamik Q açı ölçümleri arasındaki tutarlılık düzeyine bakıldığında ise hem dominant hem de non-dominant tarafta sadece statik aktif ve statik pasif Q açısı ölçümleri arasında orta düzeyde tutarlılık olduğu, dinamik ve statik Q açısı ölçümleri arasında ise herhangi bir ilişki olmadığı saptandı.

**SONUÇ:** Dinamik Q açısı ölçümlerinin statik Q açısı ölçümleriyle ilişkili olmadığı bu sebeple statik ve dinamik Q açısı ölçümlerinin birbirlerinin yerine kullanılamayacağını ortaya koymaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** Q açısı, antropometre, yürüme kinematığı, ayak taban basıncı, izokinetik

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu ve Etik Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: KA 21/356) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

## ABSTRACT

**Izci M. The Relationship of Dynamic and Static Q Angle with Kinetic, Kinematic and Anthropometric Characteristics of the Lower Limb, Baskent University, Institute of Health Sciences, Anatomy and Clinical Anatomy PhD Program, 2023**

**INTRODUCTION:** Q angle is one of the important parameters used in the mechanical and functional evaluation of the lower extremity. While body weight is transferred between segments of the lower extremity, a disturbance in the alignment of one segment can affect the adjacent segment. Therefore, the Q angle, which is one of the most frequently used parameters when evaluating the changes in axial loading of the lower extremity, is associated not only with the knee joint but also with the hip and foot mechanics. There are few studies comparing static and dynamic measurements of the Q angle and comprehensively evaluating the impact of this angle from the hip joint to the foot. Therefore, our aim in our thesis is to evaluate the relationship between dynamic and static measurements of the Q angle and their relationship with lower extremity anthropometric characteristics, foot pressure, gait kinematics and knee muscle strength as a whole.

**MATERIALS AND METHODS:** Our study consists of Q angle measurements, anthropometric measurements, gait kinematics, foot pressure measurements and knee isokinetic muscle strength measurements. Static measurements of the Q angle were measured using a universal goniometer. Anthropometric features; height, lower extremity length, tibia length, knee bicondylar width, foot length, foot width and navicular height measurements were taken using Martin type anthropometer and a digital caliper. Foot pressure measurement, which is one of the lower extremity kinetic measurements, and gait analysis which is one of the lower extremity kinematic measurements, were measured with the Diers 4d motion device during walking. Knee isokinetic flexion / extension muscle strength measurements were measured with the IsoMed 2000 device. All measurements were made separately for both dominant and non-dominant limbs.

**RESULTS:** In our study, all measured parameters were first compared between the

dominant and non-dominant sides, and no clinically significant differences were found between the sides. The correlation between Q angle measurements and anthropometric measurements, gait analysis measurements, foot pressure measurements and isokinetic strength measurements were evaluated separately on the dominant and non-dominant sides. It was observed that there was a negative correlation between isokinetic strength measurements and static Q angle measurements on the dominant side. However, no such relationship was observed in the non-dominant side. When the level of consistency between static and dynamic Q angle measurements were evaluated, a moderate consistency between static active and static passive Q angle measurements on both the dominant and non-dominant sides was observed, and no relationship between dynamic and static Q angle measurements was found.

**CONCLUSION:** It reveals that dynamic Q angle measurements are not related to static Q angle measurements, therefore static and dynamic Q angle measurements cannot be used interchangeably.

**Keywords:** Q angle, anthropometry, gait kinematic, foot pressure, isokinetic

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board and Ethics Committee (Project no: 21/356) and supported by Baskent University Research Fund.

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Anatomik Eksenler ve Düzlemler.....	4
2.2. Eksenlerin Etrafında Gerçekleşen Eklem Hareketleri.....	5
2.3. Alt Ekstremitte Anatomisi.....	5
2.3.1. Alt ekstremitte kemikleri .....	5
2.3.2. Alt ekstremitte eklemleri.....	7
2.3.3. Alt ekstremitte kasları.....	9
2.3.3.1. Gluteal bölge kasları.....	9
2.3.3.2. Uyluk bölgesi kasları.....	10
2.3.3.3. Bacak bölgesi kasları.....	13
2.4. Ayak Arcus'ları.....	16
2.5. Q Açısı.....	17
2.5.1. Q açısı normal değerleri.....	18
2.5.2. Q açısını etkileyen faktörler.....	18
2.5.3. Q açısı ölçüm yöntemleri.....	19
2.5.3.1. Statik Q açısı ölçüm yöntemleri.....	19
2.5.3.2. Dinamik Q açısı ölçüm yöntemleri.....	20
2.6. Yürüme Analizi.....	20
2.6.1. Duruş fazı.....	21
2.6.2. Salınım fazı.....	22
2.6.3. Yürüme Analiz Parametreleri.....	23
2.6.3.1. Mesafe ile ilgili parametreler.....	23

2.6.3.2. Zaman ile ilgili parametreler.....	23
2.7. Ayak Taban Basınç Analizi.....	24
2.7.1. Platform Sistemleri.....	24
2.7.2. Basınç ile ilgili parametreler.....	25
2.8. İzokinetik Kas Kuvveti.....	26
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	28
3.1. Antropometrik Ölçümler.....	28
3.2. Statik Q Açısı Ölçümleri.....	31
3.3. Dinamik Q Açısı Ölçümleri.....	32
3.4. Yürüyüş Analizi.....	33
3.5. Ayak Taban Basınç Analizi.....	36
3.6. İzokinetik Kas Kuvvet Ölçümü.....	36
4. BULGULAR.....	39
5. TARTIŞMA.....	49
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	59
KAYNAKLAR.....	60
<b>EKLER</b>	
EK 1: Etik Kurul Onayı	
EK 2: Anket Formu	
EK 3: Yenilenmiş Waterloo Ayak Tercihi Anketi	
EK 4: Yürüme Analizi Değerlendirme Formu	
EK 5: Taban Basınç Analizi Değerlendirme Formu	
EK 6: İzokinetik Değerlendirme Formu	

## TABLolar LİSTESİ

### Sayfa

Tablo 2.3.2. Alt ekstremite eklemleri, eklem tipleri, eklemdede gerçekleşen hareketler ve eklem ligamentleri.....	8
Tablo 4.1. Demografik değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri.....	39
Tablo 4.2. Dominant ve non-dominant taraflar arasında Q açısı ölçümlerin karşılaştırılması.....	39
Tablo 4.3. Dominant ve non-dominant taraflar arasında antropometrik ölçümlerin karşılaştırılması.....	40
Tablo 4.4. Dominant ve non-dominant taraflar arasında yürüme analizi ölçümlerin karşılaştırılması.....	40
Tablo 4.5. Dominant ve non-dominant taraflar arasında ayak taban basınç ölçümlerin karşılaştırılması.....	41
Tablo 4.6. Dominant ve non-dominant taraflar arasında izokinetik kuvvet ölçümlerin karşılaştırılması.....	41
Tablo 4.7. Dominant tarafta statik aktif Q açısı, statik pasif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin antropometrik ölçümlerle olan ilişkisi.....	42
Tablo 4.8. Non-dominant tarafta dinamik Q açısı, statik pasif Q açısı ve statik aktif Q açısı değerlerinin antropometrik ölçümlerle olan ilişkisi.....	42
Tablo 4.9. Dominant taraf statik aktif Q açısı, statik pasif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin yürüme analizi ölçümleri ile olan ilişkisi.....	43
Tablo 4.10. Non-dominant tarafta statik aktif Q açısı, statik pasif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin yürüme analizi ölçümleri ile olan ilişkisi.....	44
Tablo 4.11. Dominant tarafta statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin ayak basınç ölçümleri ile olan ilişkisi.....	45
Tablo 4.12. Non-dominant tarafta statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q	

açısı değerlerinin ayak basınç ölçümleri ile olan ilişkisi.....	45
Tablo 4.13. Dominant tarafta statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin izokinetik kuvvet ölçümleri ile olan ilişkisi.....	46
Tablo 4.14. Non-dominant tarafta statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin izokinetik kuvvet ölçümleri ile olan ilişkisi.....	47
Tablo 4.15. Dominant tarafta ölçümler arası tutarlılığın değerlendirilmesi.....	47
Tablo 4.16. Non-dominant tarafta ölçümler arası tutarlılığın değerlendirilmesi.....	48



## ŞEKİLLER LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.4. Sol ayak plantar yüz A: Arcus longitudinalis medialis, B: Arcus longitudinalis lateralis, C: Arcus transversus.....	17
Şekil 2.5. Q açısı.....	18
Şekil 2.6. Yürüyüş döngüsü.....	22
Şekil:2.7. Ayak plantar yüzeyi basınç dağılımı.....	25
Şekil 2.8. İzokinetik kas kuvvet ölçüm sistemi.....	27
Şekil 3.1. Alt ekstremitte uzunluğu ölçümü.....	29
Şekil 3.2. Diz bicondylar genişliği ölçümü.....	29
Şekil 3.3. Tibi uzunluğu ölçümü.....	30
Şekil 3.4. Ayak genişliği ölçümü.....	30
Şekil 3.5. Ayak uzunluğu ölçümü.....	30
Şekil 3.6. Navicular yükseklik ölçümü.....	30
Şekil 3.7. Statik pasif Q açısı ölçümü.....	31
Şekil 3.8. Statik aktif Q açısı ölçümü.....	31
Şekil 3.9. Diers 4D Motion sistemi.....	32
Şekil 3.10. Diers 4D Motion ile ölçüme başlama pozisyonu ve posterior yüzeyel marker yerleşimi .....	33
Şekil 3.11. Lateral yüzeyel marker yerleşimi.....	34
Şekil 3.12. DIERS Formetric 4D sistemi ile ölçümlerin kaydedilmesi.....	35
Şekil 3.13. Dinamik valgus açısı .....	35
Şekil 3.14. Aşıl açısı .....	35
Şekil 3.15. Arka ayak açısı.....	35
Şekil 3.16. Bisiklet ergometresi ile ısınma egzersizi.....	37
Şekil 3.17. İzokinetik diz kas kuvvet ölçümü.....	37

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

Art.	articulatio
Lig.	ligamentum
Ligg.	ligamenta
M.	musculus
N.	nervus
SIAI	spina iliaca anterior inferior
SIAS	spina iliaca anterior superior
Q açısı	quadriceps açısı

# 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde fonksiyonel kapasite, vücut postürüne ilişkin patolojik nedenler, postural instabilite, nöromusküler kontrol, proprioseptif duyu açısından alt ekstremitte mekaniği sürekli olarak değerlendirilen bir konu olarak karşımıza çıkmaktadır.

Alt ekstremitte mekanik dizilimi ve alt ekstremitte yaralanmaları arasındaki ilişkiye bakıldığında; alt ekstremitte mekanik dizilimindeki bir bozukluk fonksiyonel kapasiteyi etkileyebileceği gibi alt ekstremitte patolojileri de biyomekanik değişimlere neden olabilir. Patellafemoral sendrom, medial tibial stres sendromu, plantar fasiitis, ön çapraz bağ yaralanmaları gibi patolojik durumlar ile alt ekstremitte dizilimi arasında ilişkiyi inceleyen çalışmalar mevcuttur (1,2).

Alt ekstremitenin fonksiyonel kapasitesi ve mekanik değerlendirilmesinde Quadriceps (Q) açısı ölçümleri önemli bir yere sahiptir. Q açısı spina iliaca anterior superior'den (SIAS) patellanın orta noktasına çizilen doğru ile tuberositas tibia'dan patellanın orta noktasına çizilen doğru arasında kalan açı olarak tarif edilir (3). Q açısı statik olarak bu referans noktalar göz önüne alınarak değerlendirilir, Q açısına dinamik olarak bakıldığında ise değerlendirme parametrelerden biri olarak kabul edilen dinamik diz valgus açısı ölçülmektedir (4). Vücut ağırlığı alt ekstremitede segmentler arasında sırayla aktarıldığı için bir segment dizilimindeki bozukluk bir sonraki segmenti etkileyebilir. Bu nedenle alt ekstremitenin aksial yüklenmesindeki değişimleri değerlendirirken en sık kullanılan parametrelerden biri olan Q açısı sadece diz eklemiyle değil kalça ve ayak mekaniği ile de ilişkilendirilir (5,6). Frontal düzlemde quadriceps kas kuvvet vektörünü temsil eden Q açısındaki değişimlerin diz eklemi ve patellofemoral eklem üzerine olan etkisi birçok çalışmada araştırılmıştır (6,7). Fiziksel aktivite sırasında diz eklemine olan yüklenmelerin absorpsiyonunda quadriceps kasının önemi büyüktür. Quadriceps femoris kasının patellar tendona doğru diz eklemi üzerinde uyguladığı çekme kuvvetinin biyomekaniği oldukça komplekstir. Q açısındaki artış patellanın laterale doğru yer değiştirmesine ve retropatellar basıncın artmasına sebep olur. Patellanın laterale yer değiştirmesi sonucu quadriceps kasının çekme kuvveti de değişir (3,4,8). Q açısındaki artışın quadriceps kas kuvveti, patlayıcı güç ve dikey zıplama gücünde azalmaya sebep olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (3).

Quadriceps kas kuvveti ile Q açısı arasında negatif korelasyon olduğu, quadriceps kas tonusundaki azalmanın artmış Q açısı ile ilişkili olduğu yapılan çalışmalarda vurgulanmıştır (3, 8). Quadriceps kas kuvvetindeki değişimler diz eklemine anormal kuvvet uygular ve bu da yaralanmalar açısından bir risk faktörü olarak karşımıza çıkmaktadır (1).

Femur rotasyonu, tibia rotasyonu, genu valgus, patella şekil bozuklukları, genu recurvatum, vastus medialis kasının zayıflığı gibi durumlarda Q açısı değişebilmektedir (7,9). Femurun anterverisonunun bir sonucu olan artmış femoral internal rotasyon, tibianın eksternal rotasyonu ve genu valgusta Q açısı artabilmektedir. Tibia'da meydana gelen değişimlerin kemiğin distal segmentine olan etkisini araştıran çalışmalarda artmış tibia internal rotasyonu ayak pronasyonu ile, artmış tibia eksternal rotasyonu ise ayak supinasyonu ile ilişkilendirilmiştir (7). Yürüyüşün duruş fazında aşırı subtalar eklem pronasyonu tibianın internal rotasyona gitmesine neden olur. Tibia'da azalmış eksternal rotasyonu kompanse etmek için femurda internal rotasyona gider ve Q açısı artar. Bunların sonucunda patellofemoral eklem lateralinde artmış basınç gözlenebilir (10).

Ayakta pronasyonun artması navikular yükseklik, medial longitudinal ark ve calcaneo-tibial açıda değişikliklere neden olabilmektedir (11). Sağlıklı gönüllüler üzerine yapılan bir çalışmada düşük medial longitudinal ark yüksekliği olan kişilerde ayakta dik duruş pozisyonunda ayak orta tabanındaki basıncın dağılımında azalma görülmüştür (12). Koşucular üzerinde ayak ark yüksekliği ile yaralanma mekanizmasını araştıran başka bir çalışmada medial longitudinal arkı düşük olan kişilerde diz ve yumuşak doku yaralanmalarının daha fazla olduğu ve daha çok alt ekstremitenin medial kısımlarında görüldüğü, medial longitudinal arkı yüksek olan koşucularda ise ayak bileği, ayak ve kemik yaralanmaların daha fazla olduğu ve de genelde bu yaralanmaların ekstremitenin lateral kısımlarında görüldüğü tespit edilmiştir (13). Başka bir çalışmada Q açısının artması diz valgusundaki artışa ve bunun da calcaneal eversiyona neden olabileceğini ve sonuç olarak medial longitudinal arkta azalmanın indirekt olarak artmış Q açısı ile ilişkili olabileceği vurgulanmaktadır (14).

Alt ekstremitte antropometrik özellikleri ile Q açısı arasında da bir ilişki olabilir. Bununla ilgili çalışmalar daha kısıtlı olup yapılan bir çalışmada erkek futbolcularda femur uzunluğu ile Q açısı arasında negatif korelasyon görülmüştür. Aynı çalışmada tekvandocu ve futbolcularda tibia uzunluğu, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, pelvis çapı

ve femur bicondiler çapı ile Q açısı arasında negatif korelasyon bulunmuştur (9). Q açısı alt ekstremitte antropometrik ölçümleri ve ayak basıncı birbirlerini direkt ya da dolaylı olarak etkileyebilmektedir. Genelde yapılan çalışmalar klinikte en çok kullanılan statik Q açısı ölçümü alınarak değerlendirilmiştir.

Dinamik Q açısını değerlendiren araştırmalar çok kısıtlı olup yapılan bir çalışmada patellofemoral ağrı sendromu olan hastalarda statik Q açısında bir farklılık gözlenmemesine rağmen dinamik Q açısı ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu bulunmuştur (4).

Çalışmamızda daha geniş açıdan bakacak şekilde sağlıklı bireylerde hem Q açısını dinamik ve statik olarak ölçerek aradaki farkları tespit etmeyi; hem de dinamik ve statik Q açısı ile ayak basıncı, alt ekstremitte antropometrik özellikleri, yürüme kinematığı ve diz kas kuvveti arasındaki ilişkiyi değerlendirmeyi hedefledik.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. Anatomik Eksenler ve Düzlemler

İnsan vücut kısımları kişi ayakta gözler karşıya bakacak, topuklar bitişik, kollar vücudun yanında sarkık, baş ve omuzlar dik, yüz ve avuç içleri öne bakacak şekilde anatomik pozisyona alındıktan sonra anatomik düzlem ve eksene göre tarif edilir. Üç tane anatomik eksen ve üç tane anatomik düzlem vardır (15-18).

**Anatomik Eksenler:** Vücut ağırlık merkezinden geçen, etrafında hareketlerin yapıldığı çizgidir.

1) **Sagittal eksen:** Önden arkaya yere paralel uzanan eksendir. Bu eksen etrafında abduksiyon ve adduksiyon hareketi yapılır.

2) **Transvers eksen:** Sağdan sola yere paralel uzanan eksendir. Bu eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri yapılır.

3) **Vertikal eksen:** Yukarıdan aşağıya yere dik olarak uzanan eksendir. Bu eksen etrafında pronasyon (içer dönme) ve supinasyon (dışa dönme) hareketleri yapılır.

**Anatomik Düzlemler:** Düzlemler birbirleri ile dik açı yaparlar.

1) **Sagittal düzlem:** Önden arkaya yere dik olarak geçen vücudu sağ ve sol yarım olarak ikiye ayıran düzlem.

2) **Transvers (horizontal) düzlem:** Sağdan sola yere paralel olarak uzanan vücudu üst alt olmak üzere ikiye ayıran düzlemdir.

3) **Frontal (koronal) düzlem:** Sağdan sola yere dik olarak uzanan vücudu ön arka olmak üzere ikiye ayıran düzlemdir (15-18).

## 2.2. Eksenlerin Etrafında Gerçekleşen Eklem Hareketleri

**Fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri:** Transvers eksen etrafında yapılan hareketlerdir. Fleksiyon hareketinde iki kemik arasındaki açı azalır (bükülme), ekstansiyon hareketinde ise büyür.

**Adduksiyon ve abduksiyon hareketi:** Sagittal eksen etrafında yapılan hareketlerdir. Adduksiyon vücudun orta hattına yaklaşma, abduksiyon ise uzaklaşma hareketidir.

**Supinasyon ve pronasyon hareketi:** Vertikal eksen etrafında yapılan dönme hareketidir. Supinasyon dışa dönme, pronasyon içe dönme hareketidir.

**Sirkumdüksiyon hareketi:** Fleksiyon, ekstansiyon, adduksiyon ve abduksiyon hareketlerinin birarada görülmesidir (15-18).

## 2.3. Alt Ekstremité Anatomisi

Önde symphysis pubica arkada articulatio (art.) sacroiliaca'dan başlayarak ayak parmak uçlarına kadar uzanan vücut bölgesine alt ekstremité denir. Alt ekstremité kalça bölgesi, uyluk bölgesi, bacak bölgesi ve ayak bölgesi olmak üzere 4 kısımda incelenir (15-18).

### 2.3.1. Alt ekstremité kemikleri

Alt ekstremité kemikleri kalça, uyluk, bacak ve ayak bölgesi olmak üzere dört bölümde incelenir (15-18).

**Kalça bölgesi kemikleri:** Yanlarda bir çift coxae, arkada sacrum ve os coccyx pelvis adı verilen kemik iskeleti meydana getirir. Os coxae os ilium, os pubis ve os ischium adı verilen üç kemik yapının birleşmesiyle oluşur.

**Uyluk bölgesi kemikleri:** Uyluk bölgesinin iskeletini vücudun en uzun kemiği olan femur oluşturur. Proximal ve distal olmak üzere iki ucu ve corpus'u bulunur. Distal ucunun ön yüzünde facies patellaris denilen bir eklem yüzü bulunur. Vücudumuzdaki en büyük sesamoid kemik olan patella tabanı yukarı tepesi aşağı bakan üçgen şeklinde bir kemiktir. Patella'nın facies posterior'u (arka yüz) femur'un facies patellaris'i ile eklem yapar. Patella musculus (m.) quadriceps femoris'in tendon içinde bulunur ve en önemli görevlerinden biri m. quadriceps femoris'in kuvvetini artırmaktır.

**Bacak bölgesi kemikleri:** Tibia ve fibula bacak bölgesi iskeletini oluşturan kemiklerdir. Tibia bacağın medialinde, fibula ise lateralinde bulunur.

**Ayak bölgesi kemikleri:** Ossa tarsi, ossa metatarsi ve ossa digitorum pedis ayak bölgesinde bulunan kemiklerdir.

**Ossa tarsi:** Ayak bileğini oluşturan kemikler olup üç tanesi proksimalde, dört tanesi ise distal sırada yer alan yedi kemikten oluşur. Proksimalde talus, calcaneus ve os naviculare bulunur. Distalde ise medialden laterale os cuneiforme mediale, os cuneiforme intermedium, os cuneiforme laterale ve os cuboideum bulunur.

**Ossa metatarsi:** Beş adet uzun kemikten oluşur. Medialden laterale doğru I-V şeklinde gösterilir. Proksimalden distale doğru basis, corpus ve caput metatarsale kısımlarından oluşur. Proksimal uç distal sıradaki ossa tarsi ile eklem yapar.

**Ossa digitorum (phalanges) pedis:** Ayak parmak iskeletini oluştururlar. Başparmakta phalanx proximalis ve phalanx distalis olmak üzere iki adet, diğer parmaklarda phalanx proximalis, phalanx media ve phalanx distalis olmak üzere üçer adet bulunur. Proksimalden distale doğru basis, corpus ve caput phalangis kısımlarından oluşur. Phalanges proximales'in basis'leri ossa metatarsi'lerin distal uçları ile eklem yaparlar (15-18).

### 2.3.2. Alt ekstremite eklemleri

**Art. sacroiliaca:** Ilium ve sacrum'daki facies auricularis'leri arasında yer alan eklemdir.

**Symphysis pubica:** Sağ ve sol os pubis'in facies symphysialis'leri arasında yer alan eklemdir.

**Art. coxae:** Caput femoris ile acetabulum'daki facies lunata arasında oluşur.

**Art. genus:** Femur ve tibia ile patella'nın arka yüzü arasında yer alan eklemdir.

**Art. tibiofibularis proximalis:** Fibula ile tibia'nın proksimal uçları arasında yer alan eklemdir.

**Art. tibiofibularis distalis:** Fibula ve tibia'nın distal uçları arasında yer alan eklemdir.

**Art. talocruralis:** Bacak ile ayak iskeleti arasında yer alan eklemdir. Tibia ve fibula'nın distal uçlarındaki eklem yüzleri ile talus'un trochlea tali'si arasında yer alan eklemdir.

**Art. subtalaris (talocalcanea):** Talus ile calcaneus'un posterior kısımları arasında yer alan eklemdir.

**Art. talocalcaneonavicularis:** Talus, calcaneus ve osnaviculare arasında yer alan eklemdir (15-18).

Alt ekstremite eklemleri, eklem tipleri, eklemden gerçekleşen hareketler ve eklem ligamentleri Tablo 2.3.2.'de verilmiştir (15-18).

**Tablo 2.3.2.** Alt ekstremitte eklemleri, eklem tipleri, eklemlerde gerçekleşen hareketler ve eklem ligamentleri

Articulationes	Eklem tipi	Eklemde gerçekleşen hareketler	Ligamentler
Art. sacroiliaca	Synchondrosis	Sınırlı	ligamenta (ligg.) sacroiliaca anteriora ligg. sacroiliaca posteriora ligg. sacroiliaca interossea
Symphysis pubica	Symphysis	Sınırlı	ligamentum (lig.) pubicum superius lig. arcuatum pubis
Art. coxae	Spheroidea	Fleksiyon, Ektensiyon, Abduksiyon, Adduksiyon, Pronasyon, Supinasyon, Sirkumdüksiyon	capsula articularis lig. iliofemorale lig. ischiofemorale lig. pubofemorale zona orbicularis lig. capitis femoris lig. transversum
Art. genus	Bicondyllaris	Fleksiyon, Ektensiyon, Sınırlı rotasyon	lig. patella lig. collaterale tibiale/fibulare lig. popliteum obliquum/arcuatum lig. cruciatum anterius/posterius lig. transversum genus lig. meniscofemorale anterius/posterius
Art. tibiofibularis proximalis	Plana	Sınırlı kayma	lig. capitis fibulae anterius lig. capitis fibulae posterius
Art. tibiofibularis distalis (Syndesmosis tibiofibularis)	Syndesmosis	Sınırlı kayma	lig. tibiofibulare anterius lig. tibiofibulare posterius
Art. talocruralis	Ginglymus	Plantar fleksiyon (fleksiyon), Dorsal fleksiyon (ektansiyon)	capsula articularis lig. mediale (deltoideum) lig. tibiofibulare anterius lig. tibiofibulare posterius lig. calcaneofibulare
Art. subtalaris (talocalcanea)	Plana	Inversiyon Eversiyon	capsula articularis lig. talocalcaneum laterale lig. talocalcaneum mediale lig. talocalcaneum posterius lig. talocalcaneum interosseum
Art. talocalcaneonavicularis	Plana	Inversiyon Eversiyon	capsula articularis lig. calcaneonaviculare plantare lig. talonaviculare

### 2.3.3. Alt ekstremite kasları

Alt ekstremite kasları gluteal bölge, uyluk bölgesi, bacak bölgesi ve ayak bölgesi kasları olmak üzere dört kısımda incelenir (15-18).

#### 2.3.3.1. Gluteal bölge kasları

Gluteal bölge crista iliaca ile sulcus glutealis arasında kalan bölge olarak tarif edilir. Bu bölgede yüzele planda yer alan kaslar genelde kalça eklemine ekstansiyon ve abduksiyon yaptırırken derinde bulunan küçük kaslar ise uyluğa dış rotasyon yaptırırlar.

**Gluteal bölgede yüzele planda bulunan kaslar:** M. gluteus maximus, m. gluteus medius ve m. gluteus minimus'tur.

**M. gluteus maximus:** Ilium'da linea glutealis posterior'un arkası, sacrum, cocyx'ten başlayıp tuberositas glutea ve tractus iliotibialis'te sonlanır. Uyluğun en güçlü ekstansör kasıdır. Aynı zamanda üst lifleri uyluğa abduksiyon, alt lifleri ise uyluğa adduksiyon yaptırır. Nervus (n.) gluteus inferior tarafından innerve edilir.

**M. gluteus medius:** Ilium'un dış yüzünde linea glutealis posterior ve anterior arasında kalan kısımdan ve crista iliaca'dan başlayıp trochanter major'ün dış yüzüne tutunur. N. gluteus superior tarafından inerve edilir. Uyluğa abduksiyon yaptırır en güçlü kasıdır. Önemli olan diğer görevi ise pelvisin yürüme sırasında stabilizasyonunu sağlamasıdır. Yürürken yere basan ayak tarafındaki m. gluteus medius m. gluteus minimus ile beraber kasılarak pelvisin yerden teması kesilmiş ayak tarafına düşmesini önlerler.

**M. gluteus minimus:** Ilium'un dış yüzünde linea glutealis anterior ve inferior arasında kalan kısımdan başlayıp trochanter major'un tepesine tutunur. N. gluteus superior tarafından innerve edilir. Uyluğa iç rotasyon ve abduksiyon yaptırır.

**Uyluğun dış rotator kasları:** M. piriformis, m. gemellus superior, m. obturatorius internus, m. gemellus inferior, m. quadratus femoris, m. obturatorius

externus. M. obturatorius externus dışındaki tüm kaslar plexus sacralis(L5-S1) tarafından innerve edilir. M. obturatorius externus ise n. obturatorius(L3-L4) tarafından innerve edilir. Bu kasların hepsi uyluğa dış rotasyon yaptırır.

**M. priformis:** Sacrum'un ön yüzünden başlayıp trochanter major'un tepesine tutunur.

**M. gemellus superior:** Spina ischiadica'dan başlayıp fossa trochanterica'da sonlanırlar.

**M. obturatorius internus:** Membrana obturatoria'nın pelvik (iç) yüzünden başlayıp fossa trochanterica'da sonlanır.

**M. gemellus inferior:** Tuber ischiadicum'dan başlayıp fossa trochanterica'da sonlanırlar.

**M. quadratus femoris:** Tuber ischiadicum'dan başlayıp crista intertrochanterica'da sonlanır.

**M. obturatorius externus:** Membrana obturatoria'nın dış yüzünden başlayıp fossa trochanterica'da sonlanır. N. obturatorius tarafından innerve edilir (15-18).

### 2.3.3.2. Uyluk Bölgesi Kasları

Uyluk (femur) bölgesi articulatio coxa ve articulatio genus arasında kalan bölge olarak tarif edilir. Uyluk kasları uyluk ön, medial, lateral ve arka bölgesi olmak üzere dört kısımda incelenir (15-18).

**Uyluğun ön bölgesi kasları:** M. iliopsoas, m. sartorius, m. quadriceps femoris

**M. iliopsoas:** M. iliacus ve m. psoas major beraber m. iliopsoas kasını oluşturur. M. psoas major lumbal vertebraların processus transversus ve corpus'larından , m. iliacus ise fossa iliaca'dan başlayıp her iki kas beraber trochanter minor'de sonlanır. M. psoas

major lumbal pleksus, m. iliacus ise n. femoralis tarafından innerve edilir. M. iliopsoas uyluğa fleksiyon, alt ekstremitte sabit ise gövdeye fleksiyon yaptırır.

**M. sartorius:** Spina iliaca anterior superior'dan başlayıp tuberositas tibiae'ya tutunur. Art. coxa çaprazladığı için uyluğa fleksiyon, abduksiyon ve dış rotasyon yaptırır. Art. genu çaprazladığı için bacağına fleksiyon ve fleksiyondaki bacağına iç rotasyon yaptırır. N. femoralis tarafından innerve edilir.

**M. quadriceps femoris:** Uyluk ön bölgesinde bulunan bu kas başlangıç yerleri farklı sonlandıkları yer aynı olan dört kasın birleşiminden oluşur. M. quadriceps femoris'in oluşumuna katılan kaslar; m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis ve m. vastus intermedius'tur.

Origo:

M. rectus femoris: Spina iliaca anterior inferior (SIAI)

M. vastus medialis: Linea aspera labium mediale

M. vastus lateralis: Linea aspera labium laterale

M. vastus intermedius: Corpus femoris'in ön yüzü

Insertio: M. quadriceps femoris'in yapısına katılan kaslar hep beraber birleşerek lig. patella'yı oluştururlar. Lig. patella ise tuberositas tibia'ya tutunur. M. quadriceps femoris genel olarak bacağına ekstansiyon yaptırır. M. rectus femoris SIAI'dan başladığı için ayrıca uyluğa fleksiyon yaptırır. M. quadriceps femoris n. femoralis tarafından innerve edilir.

### **Uyluk medial bölgesi kasları**

M. gracilis, m. pectineus, m. adductor longus, m. adductor brevis ve m. adductor magnus. Uyluk medialinde bulunan kasların ortak fonksiyonu uyluğa adduksiyon yaptırmaktır.

**M. gracilis:** Os pubis'in corpus ve ramus inferiorun'dan başlayıp tuberositas tibia'nın medial kısmında sonlanır. Uyluğa adduksiyon, bacağına fleksiyon ve iç rotasyon yaptırır. N. obturatorius tarafından innerve edilir.

**M. pectineus:** Pecten ossis pubis'ten başlayıp os femur üzerindeki linea pectinea'ya tutunur. Uyluğa fleksiyon, adduksiyon ve dış rotasyon yaptırır. N. femoralis tarafından innerve edilir.

**M. adductor longus:** Os pubis'in crista pubicum'undan başlayıp os femur'un linea aspera'sına tutunur. Uyluğa adduksiyon, fleksiyon ve dış rotasyon yaptırır. N. obturatorius tarafından innerve edilir.

**M. adductor brevis:** Os pubis'in corpus ve ramus inferior'undan başlayıp os femur'un linea aspera'sına tutunur. Uyluğa adduksiyon, fleksiyon ve dış rotasyon yaptırır. N. obturatorius tarafından innerve edilir.

**M. adductor magnus:** Uyluğun en güçlü adductor kasıdır. Ön ve arka lifleri olmak üzere geniş bir kastır.

Origo; ön lifleri ramus ischiopubis, arka lifleri tuber ischiadicum'dan başlar

Insertio; ön lifleri os femur linea aspera, arka lifleri os femur epicondylus medialis üst kısmına tutunur. Ön lifleri uyluğa fleksiyon arka lifleri ise uyluğa ekstansiyon yaptırır.

Kasın tamamı uyluğa adduksiyon yaptırır. Çift sinir tarafından innerve edilir. Ön lifleri n. obturatorius, arka lifleri n. tibialis innerve eder.

### **Uyluk arka bölgesi kasları**

Uyluk arka bölgesi kaslarına ischiocrural kaslar veya hamstring kasları denir.

Bu bölgede bulunan kaslar; m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus'tur.

**M. biceps femoris:** Caput longum ve caput breve olmak üzere iki başı vardır. Caput longum tuber ischiadicum'dan, caput breve linea aspera labium laterale'den başlayıp ikisi birden caput fibula'da sonlanırlar. Uyluğa ekstansiyon, bacağına fleksiyon ve dış rotasyon yaptırırlar. Caput longum n. tibialis, caput breve n. fibularis communis tarafından innerve edilirler.

**M. semitendinosus:** Tuber ischiadicum'dan başlayıp tuberositas tibiae ve condylus medialis'in alt kısmına tutunur. Uyluğa ekstansiyon, bacağına fleksiyon ve iç rotasyon yaptırır. N. tibialis tarafından innerve edilir.

**M. semimembranosus:** Tuber ischiadicum'dan başlayıp tibia'nın condylus medialis'ine tutunur. Uyluğa ekstansiyon, bacağına fleksiyon yaptırır. N. tibialis tarafından innerve edilir.

### **Uyluk lateral bölgesi kasları**

**M. tensor fascia lata:** Uyluğun lateral tarafında bulunan, kas lifleri kısa fascia kısmı uzun bir kاستır. Spina iliaca anterior superior ve crista iliaca'dan başlayıp tractus iliotibialis'e tutunur. Tractus iliotibialis'i gererek bacağına ekstansiyonuna yardım eder, diz eklemine sabitler. N. gluteus superior tarafından innerve edilir (15-18).

### **2.3.3.3. Bacak bölgesi kasları**

Articulatio genus ile articulation talocruralis arasında kalan kısma bacak (crus) adı verilir. Bacak iskeletini medial tarafta tibia, lateral tarafta ise fibula oluşturur. Bacak kasları; bacak ön, lateral ve arka bölgesi olmak üzere üç kısımda incelenir (15-18).

### **Bacak ön bölgesi kasları**

M. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus, m. extensor digitorum longus ve m. peroneus (fibularis) tertius. Bacak ön bölgesinde bulunan tüm kaslar n. peroneus (fibularis) profundus tarafından innerve edilirler.

**M. tibialis anterior:** Tibia'nın lateral üst yüzü ve membrana interossea'den başlayıp os cuneiforme mediale ve os metatarsale I'in basis'ine tutunur. Ayağına ekstansiyon (dorsal fleksiyon) ve inversiyon yaptırır. Arcus longitudinalis medialis'i destekleyen en önemli bir kاستır.

**M. extensor hallucis longus:** Fibula medial yüzünün orta kısmı ile membrana interossea'dan başlayıp başparmak phalanx distalis'in basis'ine tutunur. Başparmağa ekstansiyon ile ayağa ekstansiyon ve inversiyon yaptırır.

**M. extensor digitorum longus:** Tibia'nın condylus lateralis'i, caput fibula ve membrana interossea'dan başlayıp 2.-5. parmaklarda phalanx distalis ve medialis'in dorsal yüzleri ile aponeurosis dorsalis'e tutunur.

**M. peroneus (fibularis) tertius:** M. extensor digitorum longus'un bir parçalı olan bu kas fibula medial yüzünün alt kısmı ve membrana interossea'dan başlayıp os metatarsale V'in basis'ine tutunur. Ayağa ekstansiyon ve eversiyon yaptırır.

### **Bacak lateral bölgesi kasları**

M. peroneus (fibularis) longus, m. peroneus (fibularis) brevis. Bacak lateral bölgesinde bulunan tüm kaslar n. peroneus (fibularis) superficialis tarafından innerve edilirler.

**M. peroneus (fibularis) longus:** Fibula'nın lateral yüzünün üst kısmı, caput fibula ve ve tibia'nın condylus lateralis'inden başlayıp os cuneiforme medialis ve os metatarsale I'in basis'ine tutunur. Ayağa fleksiyon (plantar fleksiyon) ve eversiyon yaptırır.

**M. peroneus (fibularis) brevis:** Fibula'nın lateral yüzünün alt kısmı ve septum intermusculare'den başlayıp os metatarsale V'in basis'ine tutunur. Ayağa fleksiyon (plantar fleksiyon) ve eversiyon yaptırır.

### **Bacak arka bölgesi kasları**

Bacak arka bölgesi kasları yüzeysel ve derin olmak üzere iki grupta incelenirler. Bu bölgede yer alan tüm kaslar n. tibialis tarafından innerve edilirler.

**Yüzeysel grup kaslar:** M. gastrocnemius ve m. soleus ve m. plantaris bacak arka bölgesinde bulunan yüzeysel grup kaslarıdır. M. gastrocnemius ve m. soleus'a beraber m. triceps surae denir.

**M. gastrocnemius:** Medial ve lateral olmak üzere iki başı vardır. Femurun condylus medialis ve lateralis'inden başlayıp tuber calcanei'ye tutunur. Ayağa plantar fleksiyon ve bacağı fleksiyon yaptırır.

**M. soleus:** M. gastrocnemius'un derininde bulunur. Tibia'da linea musculi solei ve fibulanın arka üst kısmından başlayıp tuber calcanei'ye tutunur. Ayağa plantar fleksiyon yaptırır. M. gastrocnemius ve m. soleus'un tendonları birleşerek tendo calcaneus (Achillis) oluştururlar.

**M. plantaris:** Uzun bir tendonu vardır. Femur'un condylus lateralis'inden başlayıp tuber calcanei'ye tutunur. Ayağın plantar fleksiyonuna yardım eder. Bu kas bazen bulunmayabilir.

**Derin grup kaslar:** M. popliteus, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus ve m. tibialis posterior.

**M. popliteus:** Femur'un condylus lateralis'i ve lig. popliteum arcuatum'dan başlayıp tibia'nın arka üst yüzüne tutunur. Bacağı fleksiyon, bacak fleksiyon pozisyonunda iken iç rotasyon yaptırır. Femur üzerinde tibia'yı içe doğru döndürerek diz kilidini çözer. Bacak sabit ise uyluğa dış rotasyon yaptırır.

**M. flexor digitorum longus:** Tibia arka yüz orta kısımdan başlayıp sulcus malleolaris'ten geçtikten sonra tendonu dört parça şeklinde 2-5. parmakların phalanges distales'inin basis'lerine tutunur. 2-5. ayak parmaklarına fleksiyon ile ayağa plantar fleksiyon ve inversiyon yaptırır.

**M. flexor hallucis longus:** Fibula'nın arka yüzünün alt kısımları ile membrana interossea'dan başlayıp ayak başparmağının (hallux) phalanx distalis'inin basis'ine tutunur. Ayak başparmağına ve ayağa plantar fleksiyon yaptırır. Arcus longitudinalis medialis'i kısmen destekleyen bir kıştır.

**M. tibialis posterior:** Tibia ve fibula'nın arka üst yüzleri ve membrana interossea'dan başlayıp tuberositas ossis navicularis, talus, ossa cuneiforme, os cuboideum ve 2-4.

ossa metatarsi'nin basis'lerine tutunur. Ayağa inversiyon ve bir miktar da plantar fleksiyon yaptırır. Arcus longitudinalis medialis'i destekleyen bir kastır (15-18).

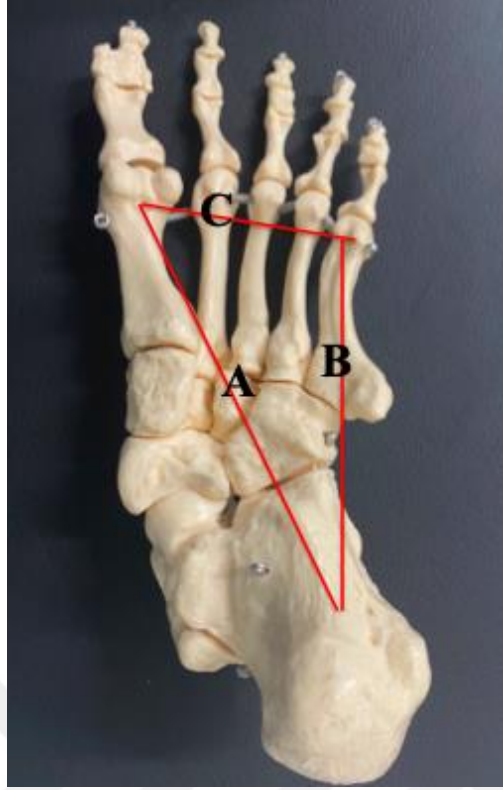
#### 2.4. Ayak Arcus'ları

Ayak kemikleri birbirleri ile yaptıkları eklemler sonucu ayakta konkavitelemi aşıya bakan üç tane arcus oluşur. Ayakta iki tane longitudinal ve bir tane transvers olmak üzere üç tane arcus bulunur. Arcus'lar esnek yapıda olup yüzey şekline uyum sağlar ve şok absorpsiyonunda görev alırlar (15-18).

**1) Arcus longitudinalis medialis:** Ayağın en derin arkusu olup bu arcus'un kemik yapısını calcaneus, talus, os naviculare, ossa cuneiforme ve ossa metatarsi I, II, III oluşturur. Bu arcus'un azalmasına pes planus, artmasına ise pes cavus denir. M. flexor hallucis longus, m. tibialis anterior, m. tibialis posterior, lig. calcaneonaviculare, lig. plantare longum ve brevis bu arcus'u destekleyen önemli yapılardır.

**2) Arcus longitudinalis lateralis:** Bu arcus'un kemik yapısını calcaneus, os cuboideum ve ossa metatarsi IV ve V oluşturur. M. peroneus longus, lig. plantare longum ve brevis bu arcus'u destekleyen yapılardır.

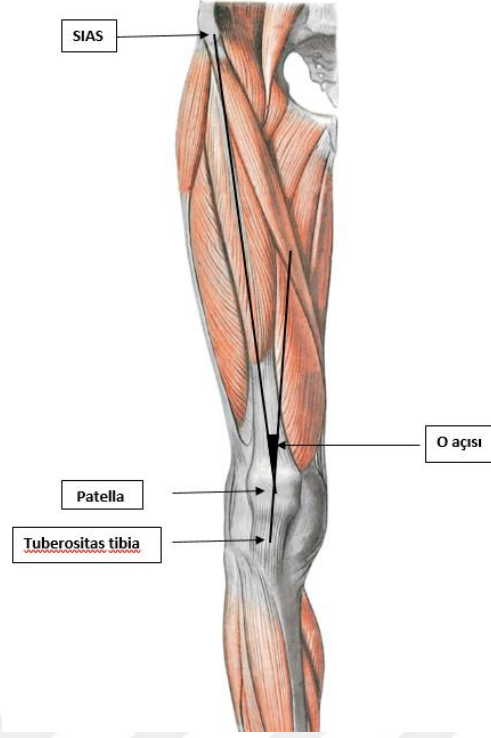
**3) Arcus transversus:** Ayak iç ve dış kenarları arasında transvers olarak uzanan bu arcus'un kemik yapısını ossa metatarsi ve distal sıradaki ossa tarsi oluşturur. M. peroneus longus bu arcus'u alttan uzanarak kuvvetli bir şekilde destekler (15-18).



**Şekil 2.4.** Sol ayak plantar yüz A: Arcus longitudinalis medialis, B: Arcus longitudinalis lateralis, C: Arcus transversus

## 2.5. Q Açısı

Q açısı ilk olarak Brattström tarafından 1964 yılında tanımlanmıştır. Brattström Q açısını quadriceps kasının bileşke kuvvet çizgisi ile patella merkezinden tibial tüberkülün merkezine çizilen çizgi arasında kalan açı olarak tarif etmiştir (19). Bu kuvvet çizgisini belirlemenin zorluğu nedeniyle klinisyenler bu kuvvet vektörünü spina iliaca anterior superior (SIAS)'dan patella merkezine doğru çizilen çizgi olarak referans aldılar (Şekil 2.5.) (20). Q açısı femurun tibiaya göre oblik yerleşimini ve kuadriseps kasının patella ve tibia eksenine çekme açısını temsil ettiği için alt ekstremitte dizilimi hakkında çok faydalı bilgiler sağlar. Q açısı tibal tüberkül lateralizasyonu belirlemede yıllarca kullanıldığı gibi hala günümüzde de alt ekstremitte biyomekaniği, patellar instabilite, sportif performans değerlendirilmelerinde kullanılan önemli parametrelerden biridir (21).



Şekil 2.5. Q açısı

(Şekil 'Bernhard N. Tillman İnsan Anatomisi Atlası' görüntüsü üzerinden düzenlenmiştir)

### 2.5.1. Q açısı normal değerleri

Q açı değerleri cinsiyete göre değişiklik gösterir; Q açısı normal değer aralıkları erkeklerde 10-15 derece, kadınlarda ise 15-20 derece aralığında bulunur. Bu nedenle erkeklerde 15 derecenin üstü kadınlarda ise 20 derecenin üstü anormal kabul edilir (22, 23). Q açısının normal değerlerinden fazla olduğunda genu valgum az olması durumunda ise genu varum görülür (24).

### 2.5.2. Q açısını etkileyen faktörler

Cinsiyet, antropometrik özellikler, alt ekstremité postürü, Q açısının ölçüm yöntemi ve quadricep femoris kas kuvveti Q açısını etkileyen faktörlerdir (25). Q açısı pelvis genişliği nedeni ile kadınlarda daha fazla görülmektedir. Tibiofemoral açı, femoral anteversiyon, uyluk iç rotasyonu, genu valgum, coxa vara ile artmış Q açısı

arasında ilişki vardır. Tibiofemoral açı femur ile tibia arasındaki valgus açısını tarif eder. Femurun adduksiyonu, tibianın abduksiyonu sonucu artmış tibiofemoral açı patellanın mediale konumlanmasına sebep olur. Femoral anteversiyon collum femorisin femoral kondillerinden geçen eksene göre anteriora konumlanması olup femurda medial rotasyona sebep olur. Uyluğun internal rotasyonu ve femoral anteversiyon patellanın mediale hareketine sebep olurlar. Sonuç olarak SIAS ve tüberositas tibia'ya göre patellanın medialde konumlanması Q açısının artmasına sebep olur (6,1,26). Musculus quadriceps femoris'in büyüklüğü, kuvveti ve tonusu bu kasın tendonunun içinde yer alan patellanın pozisyonunu değiştirdiği için dolaylı olarak Q açısını etkileyebilmektedir. Quadriceps femoris kuvveti ile Q açısı arasında negative bir ilişki olduğu yapılan bir çok çalışmada gösterilmiştir (27, 28).

### **2.5.3. Q açısı ölçüm yöntemleri**

#### **2.5.3.1. Statik Q açısı ölçüm yöntemleri**

**1) Gonyometrik ölçüm yöntemi:** Bu yöntem universal gonyometre kullanılarak yapılan bir yöntemdir. Gonyometrik ölçüm pratik ve ucuz olması sebebiyle klinikte en çok kullanılan yöntemdir (21, 29). Gonyometrik ölçüm supin pozisyonda uzanırken yada ayakta yapılır. Gonyometrenin pivot noktası patella orta noktasına denk gelecek şekilde tutulur. Gonyometrenin hareketli kolu SIAS'a doğru tutulurken sabit kolu tüberositas tibia'ya doğru yerleştirildikten sonra arada kalan açı Q açısı olarak kaydedilir (20).

**2) Radyolojik görüntüleme yöntemi:** Bu yöntem ile radyografik görüntüleme yani, x-ışını, bilgisayarlı tomografi taraması ve çift enerjili x-ışını absorpsiyometri kullanılarak ölçümlerin alındığı yöntemdir (24).

**X ray yöntemi:** Bu ölçüm yöntemi birey ayakta dururken anterior-posterior yönden SIAS'tan tüberositas tibia'ya kadar olan vücut bölümünün özel ölçekli X ışını plakası ile radyolojik görüntüsü alınır. Büyültülmüş ölçekteki radyolojik görüntü üzerinde SIAS, patella merkezi ve tüberositas tibia işaretlenir. İşaretleme sonrası SIAS'tan patella merkezine, patella merkezinden tüberositas tibia'ya doğru çizgi çizilir. Çizilen iki çizgi arasında kalan açı gonyometre kullanılarak ölçülür. Radyolojik

görüntüleme yöntemi daha bilimsel ve doğru bir ölçüm yöntemidir. Ancak klinikte pratik olarak yapılamaması nedeniyle ilk olarak tercih edilen bir yöntem değildir (30).

**3) Yüzey fotoğraf görüntüleme:** Bu ölçüm yönteminde Q açısını ölçmek için belirlenen ölçüm pozisyonunda bireyler üzerinde SIAS, patella orta noktası ve tuberositas tibia işaretlenir. Daha sonra dijital kamera ile işaretlenen bu anatomik noktaların fotoğrafı çekilir. Çekilen görüntülerin belirlenen ölçeklerde görüntüsü çıkartılıp gonyometre yardımı ile görüntü üzerinde Q açısı ölçülür (31, 32).

### **2.5.3.2. Dinamik Q açısı ölçüm yöntemleri**

Dinamik bir aktivite sırasında veya aktivite olmaksızın diz eklemi fleksiyonu boyunca meydana gelen Q açısına dinamik Q açısı denir. Dinamik Q açısını oluşturan elementler frontal düzlemde kalça adduksiyonu ile diz abduksiyonu, transvers düzlemde kalça iç rotasyon ile tibia eksternal rotasyonu ve patelanın konumudur. Dinamik Q açısı iki şekilde değerlendirilir. Birincisi üç boyutlu kamera hareket yakalama sistemleri kullanılarak statik Q açısında bakılan referans noktalara yansıtıcı işaretleyiciler yerleştirildikten sonra ölçüm alınır. Diğer ölçüm ise iki boyutlu dinamik diz valgus açısına bakılarak dinamik Q açısı değerlendirilir (33). Dinamik diz valgus açısı ise alt ekstremité sabit iken frontal düzlemde kalça ekleminde meydana gelen adduksiyon ve iç rotasyon hareketi ile diz ekleminde meydana gelen abduksiyon hareketlerinin bir kombinasyonudur (33).

## **2.6. Yürüme Analizi**

Hareket vücut mekanik dizilimi, eklem hareket açıklıkları, nöromusküler aktivite bileşenlerinin etkileşimlerini içeren karmaşık bir süreçtir (34). Yürüme vücudu ileriye taşıyan ardışık hareketler dizisidir (35). Yürüyüş döngüsü bir topuk vuruşundan aynı taraf ardışık topuk vuruşuna kadar süren hareket olarak tanımlanır. Yürüyüş döngüsü ayağın yerle temas ettiği duruş fazı ve ayağın yerle temasının kesildiği salınım fazı olmak üzere iki fazdan oluşur (Şekil 2.6.) (36).

### 2.6.1. Duruş Fazı

Yürüyüş döngüsünün yaklaşık %62'lik kısmını oluşturan bu faz, topuk vuruşu ile başlar ayak parmaklarının yerden kalkmasıyla sonlanır. Duruş fazı ilk değme, yüklenme, basma ortası, basma sonu ve salınım öncesi olmak üzere kendi içinde beş evreye ayrılır. (34, 36).

**1) İlk değme evresi:** Bu fazda uyluk fleksiyonda, diz ekstansiyon ayak bileği nötral pozisyonda olacak şekilde konumlanır. Topuğun zemin ile temas etmesiyle başlar. Karşı taraf ayak ise basma sonu fazındadır

**2) Yüklenme evresi:** Bu fazda vücut ağırlığı topuktan ön tarafa doğru aktarılmaya başlanır. Diz eklemi ise şok absorpsiyonu için fleksiyona gider. Ayağın plantar fleksiyonu ile yük ön ayağa iletilir. Karşı taraf ayak ise salınım öncesi fazındadır. Yüklenme evresi çift destek fazının başlangıcıdır. Bu faz ön ayağın zemin teması ile başlar, diğer ayağın salınım fazı için havaya kalkmasıyla sonlanır.

**3) Basma ortası evresi:** Uyluk, diz fleksiyonda ve ayak bileği dorsal fleksiyon pozisyonundadır. Bu faz diğer ayağın salınım fazına geçmesiyle başlar, vücut ağırlığının ön ayağa aktarılmasıyla sonlanır. Tek destek fazının ilk kısmını oluşturur.

**4) Basma sonu evresi:** Uyluk ve diz ekstansiyonu artar daha sonra diz fleksiyon hareketi başlar. Tek destek fazının son kısmını oluşturur. Bu faz boyunca vücut ağırlığı ön ayağın önüne geçer. Topuğun yükselmesiyle başlar diğer ayağın yere değmesiyle sonlanır.

**5) Salınım öncesi evresi:** Uyluk ekstansiyonu azalır, diz fleksiyonu artar ayak bileği plantar fleksiyona gider. Karşı ayağın topuk teması ile başlar aynı ayağın parmak temasının kesilmesi ile sonlanır. İkinci çift destek fazını oluşturur.

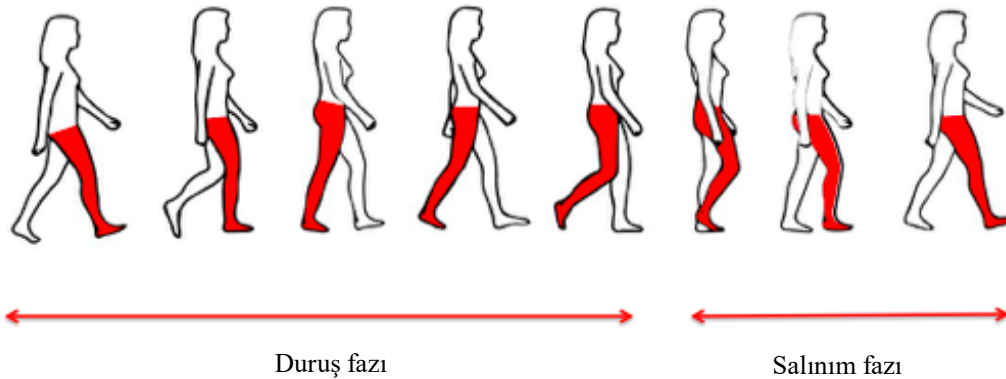
## 2.6.2. Salınım Fazı

Yürüyüş döngüsünün yaklaşık %38'lik kısmını oluşturan bu faz ayak parmaklarının yerden temasının kesilmesiyle başlar bir sonraki topuk vuruşu ile sonlanır. Erken salınım, salınım ortası ve salınım sonu olmak üzere üç evreden oluşur.

**Erken salınım evresi:** Ayağın yerden kalkmasıyla başlar, duruş fazındaki diğer ayak ile aynı hizaya gelince sonlanır. Uyluk ve diz fleksiyonunun artmasıyla ekstremitelere öne doğru ilerler. Ayakta bileğinde dorsal fleksiyon başlar. Bu esnada diğer ayak basma ortası fazının başlangıç kısmındadır.

**Salınım ortası evresi:** Uyluk fleksiyonu artmasıyla vücut ağırlığı öne aktarılmaya devam eder, diz fleksiyonu azalır, ayak bileği dorsal fleksiyona devam eder. Karşı taraftaki ayak basma ortası fazının sonundadır. Salınım fazındaki ayak duruş fazındaki ayağın önüne geçmesiyle sonlanır.

**Salınım sonu evresi:** Uyluk eklemi fleksiyon, diz eklemi ekstansiyon ve ayak bileği ise dorsal fleksiyon pozisyonundadır. Bacak uyluğun önüne geçer ve vücudun öne ilerlemesi tamamlanmış olur. Bu faz süresince karşı ayak basma sonu fazındadır ve salınım fazındaki topuğun yere değmesiyle bu faz sonlanır (35, 36).



Şekil 2.6. Yürüyüş döngüsü

### 2.6.3. Yürüme Analiz Parametreleri

Yürümenin mesafe ve zaman ile ilgili parametreleri aşağıda tanımlanmıştır (34-36).

#### 2.6.3.1. Mesafe ile ilgili parametreler

**Adım uzunluğu (cm):** Bir ayağın topuk vuruşu yaptığı yer ile karşı taraf ayağın topuk vuruşu yaptığı yer arasındaki mesafe.

**Çift adım uzunluğu (cm):** Bir ayağın topuk vuruşu yaptığı yer ile aynı ayağın ardışık topuk vuruşu yaptığı yer arasındaki mesafe.

**Destek yüzeyi:** Her iki ayak zemin ile temas halindeyken vücut ağırlığının ayaklar arasında kaldığı alan.

**Adım genişliği (cm):** Bir ayağın topuk orta noktası ile diğer ayağın topuk orta noktası arasındaki horizontal mesafe

**Ayak açısı (°):** Ayağın ilerleme yönü ile ayak taban eksenini arasındaki açı

**Çift destek fazı:** Her iki ayağın zemin ile temas ettiği faz olup duruş fazının başı ile sonunda olmak üzere iki kere görülür.

**Tek destek fazı:** Sadece bir ayağın zemin ile temas ettiği fazdır. Tek destek fazında, duruş fazındaki ayak yer ile temas ederken diğer ayak salınım fazındadır. Salınım fazındaki ayağın topuk vuruşu ile çift destek fazına geçilir.

#### 2.6. 3.2. Zaman ile ilgili parametreler

**Adım süresi (s):** Bir adım için harcanan süre

**Çift adım süresi (s):** Çift adım için harcanan süre

**Duruş faz süresi (s):** Bir yürüyüş döngüsü içinde duruş fazı için harcanan süre

**Salınım faz süresi (s):** Bir yürüyüş döngüsü içinde salınım fazı için harcanan süre

**Yürüme hızı (cm/s):** Belirli bir sürede katedilen mesafe olup çift adım uzunluğunun çift adım süresine bölünmesiyle hesaplanabilir.

**Kadans (adım/dk):** Bir dakikada atılan adım sayısı olup bir yürüyüş döngüsünde ortalama kadans 120/dk'dır.

## 2.7. Ayak Taban Basınç Analizi

Çevre ile etkileşim yüzeyi olan ayak, vücut ağırlığının aktarılması, postürün korunması, dengenin sağlanması için gerekli kassal aktivasyonu sağlayan, kinematik hareket zincirinin uç halkasıdır (37). Yürüme gibi fonksiyonel hareketler sırasında vücut ağırlığının taşınması ve aktarılması için gerekli esneklik ve desteği ayak bileği ve ayak sağlar. Plantar basınç ölçümleri (pedobarografi) ise ayak bileği ve ayak fonksiyonunun bir göstergesidir. Basınç birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanır ve birimi pascal'dır (38). Ayak plantar basıncı, ayak ile destek yüzeyi arasındaki basınç olarak tarif edilir (38).

Ayak basınç ölçümleri; alt ekstremite biyomekaniği, postür, yürüme analizi ve alt ekstremite klinik değerlendirilmesinde kullanılır. Ayak basınç ölçümleri ayak basınç dağılım platformları, gelişmiş görüntüleme teknolojileri ve ayakkabı içi sistemleri ile değerlendirilir (39).

### 2.7.1. Platform Sistemleri

Bu sistem basınç algılama sensörleri içeren bir platform, verileri toplayıp kaydeden bir bilgisayar ve verileri görüntülemek için gerekli bir monitör'den oluşur. Ayak plantar basıncı değerlendirmesi ayak zemin ile temas halindeyken her bir sensöre etki eden kuvveti ölçmek için ayrı bir sensör veya çoklu sensörlerden oluşan bir matris sistemi içerir. Basıncın büyüklüğü ayak destek yüzeyi ile temas halindeyken ölçülen kuvvetin uyarılan sensörlerin alanına bölünmesiyle belirlenir. Plantar basınç sistemleri yürüyüş analizinin bir parçası olarak ta değerlendirilebilir (38).

Ayağın plantar yüzünü bölgelere ayıran yazılım paketleri de platform sistemleri içerisinde mevcuttur. Ayak plantar yüzeyine etki eden basınçları grafiksel olarak görüntülenmesi için yazılım basınç değerlerini kullanıcı tarafından belirlenen renklerle gösterebilir. Kırmızı ve mor en yüksek basınç değerlerini, Yeşil, mavi ve siyah ise düşük basınç değerlerini temsil etmektedir (Şekil 2.7.). Yürüme analizine entegre basınç platform sistemlerinde ayağın ilk değme evresi ile başlayıp ayak parmaklarının

zeminden kalkmasıyla sonlanan duruş fazı boyunca ayak temas alanı ve basınç değerlerini sıralı olarak verir (38).

Platform sistemleri bireylerin yürümesine izin verecek şekilde düz ve zemine entegredir. Platform sistemleri ile hem statik hem dinamik şartlar altında ayak basınç analizi yapılabilir. Platformun sabit ve düz olması ölçüm açısından bir avantajdır. Bireylerin normal yürüyüşünü gerçekleştirmesi için ölçüm öncesi alıştırmaya yapması gerekir (39).

### 2.7.2. Basınç ile ilgili parametreler

Basınç ile ilgili parametreler aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır (38).

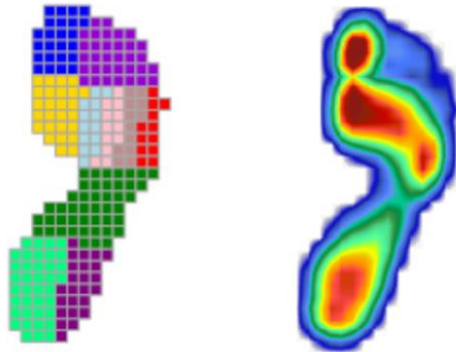
**Tepe basınç (N/cm<sup>2</sup>):** Ayak plantar teması boyunca her sensor tarafından kaydedilen en yüksek basınç değeri.

**Ortalama basınç (N/cm<sup>2</sup>):** Yürüme döngüsü sırasında belirli bir bölgeye etki eden ortalama basınç değeri.

**Temas alanı (cm<sup>2</sup>):** Ayak plantar yüzeyi ile sensör arasındaki yüzey temas alanı.

**Basınç-zaman integrali (N/cm<sup>2</sup>)\*s:** Basınç zaman grafiğinin altında kalan alan olup ayağın zeminle temas eden bölgesinin basınca ne kadar süre maruz kaldığını gösterir.

**Kuvvet-zaman integrali (N\*s):** Kuvvet zaman grafiğinin altında kalan alan olup birim zamanda ayağın belirlenen bölgelerine ne kadar kuvvet uygulandığını gösterir.



Şekil:2.7. Diers pedogait - Ayak plantar yüzeyi basınç dağılımı

## 2.8. İzokinetik Kas Kuvveti

İzokinetik kas kuvveti, bir eklem etrafında sabit hızda kasa uygun bir direnç uygulandığında ortaya çıkan kas kuvveti olarak tanımlanır. İzokinetik kuvvet analizi ile kas kuvvet ölçümü ve kaslar arası kuvvet denge dağılımına bakılabılır. (40). Dinamik şartlar altında eklem hareket açıklığı boyunca uygulanan direnç kasa maksimal yüklenme sağlar (41). İzokinetik kas aktivasyonunda hem eksantrik hem de konsantrik kasılma gerçekleşir (42). Hareketin açısal hızı ve kasılma tipi izokinetik kuvvet momentini etkiler (43). Özelleşmiş cihazlar yardımıyla değerlendirilen izokinetik kasılmanın bir eksen etrafında oluşturduğu kuvvete tork denir ve birimi newton.metre'dir (Nm) (İzokinetik kuvvet ölçümü boyunca ortaya çıkan en yüksek tork değerine ise zirve tork (peak torque) denir (44).

İzokinetik kas kuvvet analizi; kuvvetin ölçüldüğü dinamometre, ölçüm esnasında bireyin oturduğu koltuk ile aksesuarları ve ölçümlerin başlayıp bitimine kadar tüm işlemlerin üzerinde yapıldığı bilgisayar kullanılarak değerlendirilir (Şekil 2.8.). İzokinetik cihazlar fonksiyonel kapasiteyi değerlendirmek için kas kuvvetini ölçtüğü gibi aynı zamanda bilgisayar ekranına yansıyan geri bildirim ile egzersiz antrenmanı olarak kullanılabilir (41, 45). İzokinetik kuvvet ölçümü sırasında bireyin uyguladığı kuvvet ile izokinetik cihazda ortaya çıkan kuvvet birbirine eşittir ve bu tüm hareket boyunca değişmez. Dinamik hareket boyunca maksimal veya submaksimal yüklenme sonucu oluşan kuvvetin değerlendirilmesini sağlar (46). Bireyin kuvvetini aşmayan bu direnç zarar vermemesi açısından cihazın güvenilirliğini göstermektedir (47). İzokinetik cihazlar aynı taraf ekstremitede agonist-antagonist kas gruplarının arasındaki kas kuvvet farklılıklarını ölçebildiği gibi dominant-nondominant taraflar arasındaki kas kuvvet farklılıklarını da değerlendirilebilir (48, 49, 50). Agonist ve antagonist kas gruplarının tork oranları kas dengesi hakkında bilgi veren parametre olarak çalışmalarda kullanılmaktadır (45). Diz agonist ve antagonist izokinetik kuvvet ölçümlerinde hamstring ile quadriceps femoris kas gruplarının kuvvet oranları en çok değerlendirilen parametrelerden biridir (48). Hamstring/Quadriceps femoris kuvvet oranı (H/Q) yada Fleksiyon/Ekstansiyon (FL/EX) kuvvet oranı şeklinde değerlendirilir. Aynı zamanda iki taraf hamstring kas grupları arasındaki kuvvet farkı fleksiyon farkı (FLFARK) ve Quadriceps femoris kas grupları arasındaki kuvvet farkı ekstansiyon farkı (EXFARK) şeklinde değerlendirilir.

Konsantrik H/Q oranı 0.75'ten küçük ve iki taraflı hamstring ile Qadriiceps femoris kas grupları arasındaki fark %15'ten büyük olması alt ekstremite yaralanması açısından risk faktörü olduğu çalışmalarda belirtilmiştir (45, 51). H/Q oranı 1'e yaklaştıkça hamstring, ligamentum cruciatum anterius yaralanmaları ve tibianın anteriolateral sublüksasyonunda azalma olduğunu bildiren çalışmalarda mevcuttur (48, 52). Bu sebeplerden dolayı izokinetik kuvvet testi, aynı ekstremitede kas gücü dengesizliklerini veya iki taraflı diz kas gruplarının gücündeki farklılıkları hem incelemek hem de izokinetik egzersiz programıyla bu kas dengesizliklerini ortadan kaldırmak için kullanılan değerli bir yöntemdir.



Şekil 2.8. İzokinetik kas kuvvet ölçüm sistemi

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu ve Etik Kurulu tarafından 01/09/2021 tarihinde KA21/356 no'lu proje numarası ile onaylanmış (Bkz. EK 1) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

Çalışmamız Ankara ilinde Türkiye olimpiyat hazırlık merkezi (TOHM) laboratuvarında 18-30 yaş arası Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Fakültesinde okumakta olan 41 erkek öğrencileri üzerinde yapıldı. Aktif sporcu olan, sporla uğraşanlar ve Spor Bilimleri öğrencileri çalışma dışı bırakıldı. Tez projemiz Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylandıktan sonra ölçümler alınmaya başlandı. Ölçümlerin tamamı katılımcılara önceden anlatılıp, uygulamalı olarak gösterildikten sonra gönüllülük esasına dayanarak alındı. Alt ekstremitte eklemlerinde hareket kısıtlılığı bulunan, doğumsal anomalisi olan, alt ekstremitteye yönelik travma ya da cerrahi girişim öyküsü bulunan bireyler çalışma dışı bırakıldı. Ölçümlerin tamamı aynı araştırmacı tarafından günün aynı saatinde alındı.

Araştırmaya katılan tüm bireylerin yaş, herhangi bir spor ile uğraşp uğraşmadığı, alt ekstremitteye yönelik yaralanma veya cerrahi girişim geçirip geçirmediği bilgileri, bu bilgileri sorgulayan bir form ile sorgulanarak elde edildi (Bkz. EK 2).

Katılımcıların alt ekstremitte dominantlığı geçerliliği ve güvenilirliği kanıtlanmış 'Yenilenmiş Waterloo Ayak Tercih Anketi' kullanılarak belirlendikten sonra ölçümler alınmaya başlandı (53) (Bkz. EK 3) Ölçümler hem dominant hemde non-dominant ekstremiteden olmak üzere bilateral olarak alındı.

#### 3.1. Antropometrik Ölçümler

Çalışmaya katılan bireylerin boy uzunluğu, vücut ağırlığı ölçüldükten sonra beden kitle indeksi (BKİ) hesaplandı. Alt ekstremitte antropometrik ölçümlerinden alt ekstremitte uzunluğu, tibia uzunluğu, diz bicondyalar genişlik, ayak uzunluğu, ayak

genişliği ve navicular yükseklik ölümleri alındı. Tüm lmler Martin tip antropometre ve kayan pergel (GPM, İsviçre) kullanılarak alındı ve tüm ölümler milimetre (mm) cinsinden kaydedildi (54).

**Alt ekstremite uzunluğu:** Alt ekstremite uzunluğu iki Şekilde llmştr. Birincisi trochanter major tepe noktası ile yer arası mesafe (Şekil 3.1.) (54). İkin-cisi SIAS ile medial malleol alt noktası arası mesafe (55).

**Diz bicondyler genişlik:** Femur'da condylus medialis ile condylus lateralis arasındaki genişlik (Şekil 3.2.) (54).



Şekil 3.1. Alt ekstremite uzunluğu lm



Şekil 3.2. Diz bicondyler genişliği lm

**Tibia uzunluğu:** Tibia'da condylus medialis ile medial malleol alt ucu arasındaki mesafe (Şekil 3.3.) (54).

**Ayak genişliği:** I. ve V. metatarsal kemiklerin distal kısımları arasındaki en geniş mesafe (Şekil 3.4.) (54).

**Ayak uzunluğu:** Topuk arka noktası ile en uzun parmak ucu arasındaki mesafe (Şekil 3.5.) (54).

**Navicular yükseklik:** Navicula kemiğinin scaphoid tüberkülü ile zemin arasındaki mesafe. Birey ayakta her iki ayağına eşit yük verecek şekilde pozisyonlandıkta sonra ölçüm alınmıştır (Şekil 3.6.) (56).



Şekil 3.3. Tibia uzunluğu ölçümü



Şekil 3.4. Ayak genişliği ölçümü



Şekil 3.5. Ayak uzunluğu ölçümü



Şekil 3.6. Navicular yükseklik ölçümü

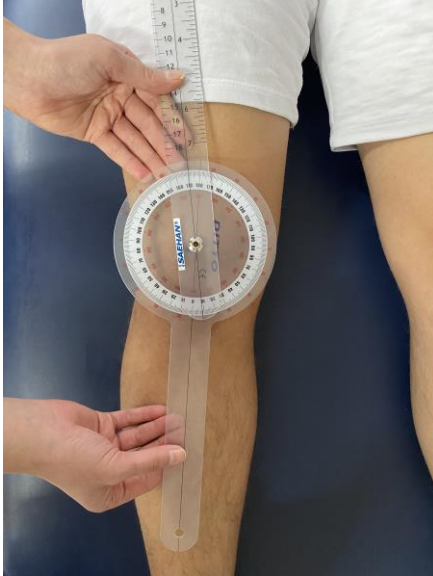
### 3.2. Statik Q Açısı Ölçümleri

Statik Q açısı ölçümleri universal gonyometre (SAEHAN, Belçika) kullanılarak sırtüstü yatar pozisyonda quadriseps kası pasif iken (statik pasif Q açısı) ve ayakta her iki ayağa eşit ağırlık aktarırken, quadriseps kası aktifken (statik aktif Q açısı) olmak üzere iki şekilde ölçüldü. Dinamik Q açısı ölçümlerini yansıtan dinamik diz valgusu ise DIERS 4D Motion sistemi kullanılarak yürüme esnasında ölçüldü.

**Statik pasif Q açısı ölçümü:** Statik pasif Q açısı ölçümlerimizin güvenilir bir şekilde alınması için ölçüm sırasında bireyler supin pozisyonundayken kalça diz ayak bileği aynı hizada, kalça diz eklemi ekstansiyonda ayak bileği nötr pozisyonda olacak şekilde konumlandırıldı (Şekil 3.7.) (57).

**Statik aktif Q açısı ölçümü:** Ayakta alınan bu Q açısı ölçümünde birey karşıya bakacak şekilde dik ayaklar omuz genişliğinde açık pozisyonda konumlandırıldı (Şekil 3.8.) (57).

Her iki pozisyonda da bireylerin SIAS, patella merkezi ve tüberositas tibiae belirlendi. Daha sonra gonyometrenin pivot noktası patella orta noktası, hareketli kolu SIAS'a doğru ve sabit kolu tüberositas tibia'ya doğru yerleştirdikten sonra arada kalan açı Q açısı olarak kaydedildi.



Şekil 3.7. Statik pasif Q açısı ölçümü



Şekil 3.8. Statik aktif Q açısı ölçümü

### 3.3. Dinamik Q Açısı Ölçümleri

Q açısının dinamik değerlendirilmesi patellanın yürüme esnasında sürekli yer değiştirmesi sebebiyle doğru bir ölçüm olamayacağından dinamik Q açısına eşdeğer olarak literatürde kabul görülen dinamik diz valgus açısı ölçüldü (4).

Bireylerin dinamik diz valgus açısının değerlendirilmesi için yapılan yürüme analizi ve ayak taban basınç analizi DIERS 4D Motion (DIERS International GmbH, Schlangenbad, Almanya) cihazı kullanılarak arka-sol taraf ve arka-sağ taraftan yapıldı.

Diers 4D Motion (DIERS International GmbH, Schlangenbad, Almanya) vücudun yüzeyel üç boyutlu haritalanmasında kullanılır. X-Ray ışını içermeyen, rasterstereografi cihazı olan sistem vücudun arkasından yatay ışık şeritleri yansıtır. Elde edilen hareketsiz görüntüler dijital sisteme aktarır. Işık şeritlerindeki deformasyonlar sonucu vücudun üç boyutlu görüntüsünü oluşturur. Kamera sistemi içeren cihaz birey yürürken pelvis ve omurga arasındaki ilişkiyi değerlendirir ve fonksiyonel testler ile postür analizinin yapılmasına sağlar. Sistem DIERS Formetric 4D ve DIERS Pedogait olmak üzere iki parçadan oluşur. DIERS Formetric 4D ışınların verildiği ve kayıtların sisteme aktarıldığı cihazdır. DIERS Pedogait cihazı basınç dağılımını içeren bir plakanın olduğu koşu bandıdır. (Şekil 3.9.)



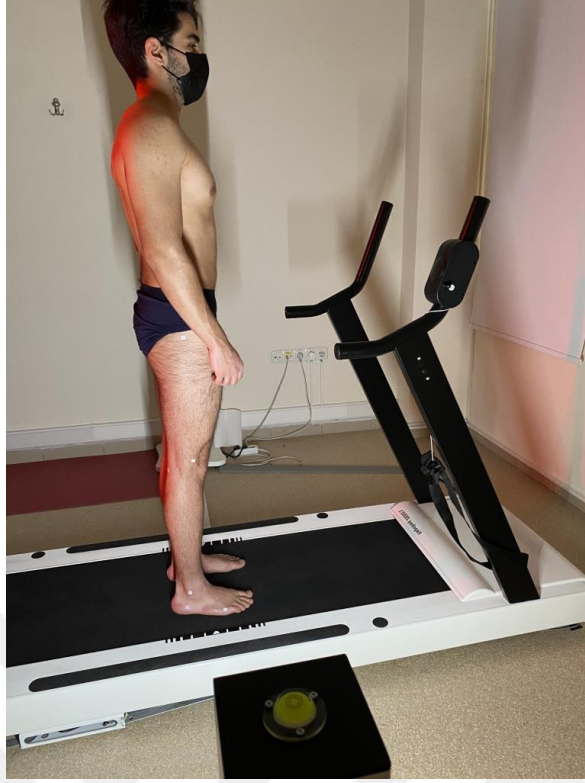
Şekil 3.9. Diers 4D Motion sistemi

### 3.4. Yürüyüş Analizi

Yürüyüş analizi yapmak için bireylerden alt ekstremite posteriordan gluteal çizgi, lateralden trochanter major'den itibaren ayağa kadar çıplak olacak şekilde hazırlanmaları istendi. Daha sonra bireylerin belirlenen anatomik noktalarına yüzeysel marker'lar yerleştirildikten sonra yürüyüş bandına çıkmaları istendi. Posteriordan referans alınan anatomik noktalar; gluteal çizgi, popliteal bölge orta noktası, gastrocnemius kası, aşil tendon, topuk orta noktası (Şekil 3.10.). Lateralden referans alınan bölgeler; trochanter major, diz eklemi orta noktası, lateral malleol, lateral malleol'un 2 cm altı ve 5. metatarsal kemiğin distal kısmı (Şekil 3.11.). Katılımcılar koşu bandı üzerinde günlük normal yürüyüş hızında 2 dakika yürüdükten sonra ölçümler alınmaya başlandı.

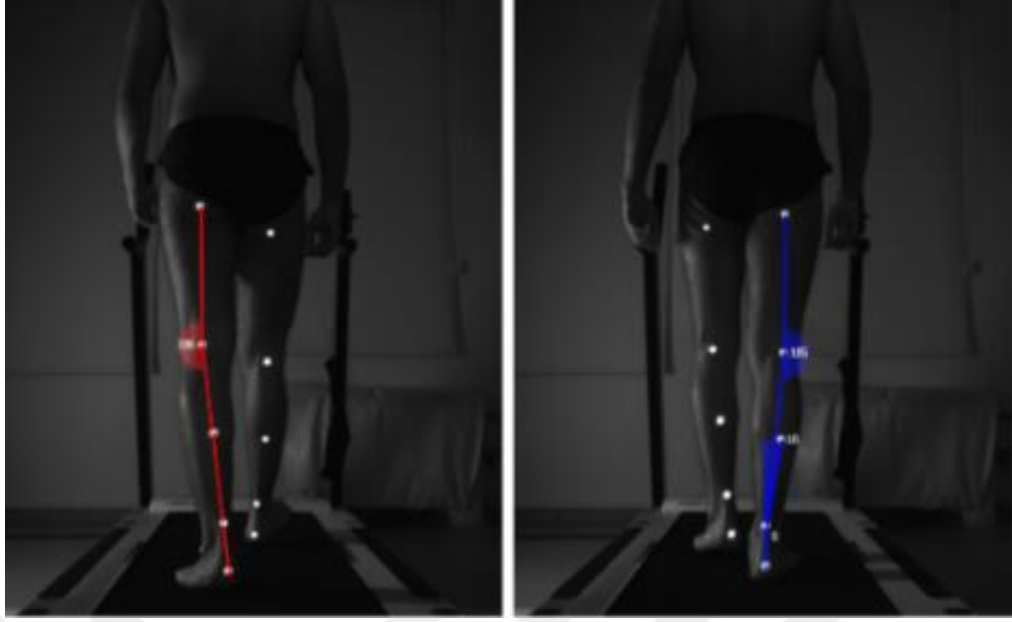


Şekil 3.10. Diers 4D Motion ile ölçüme başlama pozisyonu ve posterior yüzeysel marker yerleşimi



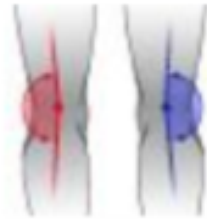
Şekil 3.11. Lateral yüzeyel marker yerleşimi

Bu analiz sonucunda bireylerin dinamik diz valgus açısı, yürüme analizi ve taban analizi gibi parametreler sistem tarafından kaydedildi (Şekil 3.12.) (Bkz. Ek 4). Cihaz ölçüm parametrelerinden yürüyüşün duruş fazı boyunca üç farklı dinamik diz valgus açısı ve orta basma fazındaki dinamik diz valgus açısı olmak üzere dört tane dinamik diz valgus açısı kullanıldı. Diz valgus açısı 1 (DVA1), Diz valgus açısı 2 (DVA2), Diz valgus açısı 3 (DVA3) ve orta basma fazında diz valgus açısı (DVAO) olarak kaydedildi (Şekil 3.13.).

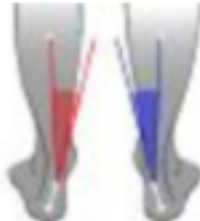


Şekil 3.12. DIERS Formetric 4D sistemi ile ölçümlerin kaydedilmesi

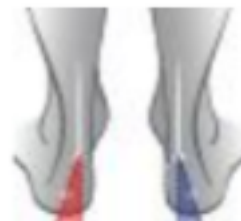
Diers formetric 4D ile posterior analiz süresince dinamik diz valgus açısının ölçüldüğü üç farklı duruş fazı ve orta basma fazında aynı zamanda aşıl açısı ve calcaneo-tibial açı olarak bilinen arka ayak açısı ölçüldü ve kaydedildi (Şekil 3.14., Şekil 3.15.) (Bkz. EK 4).



Şekil 3.13. Dinamik valgus açısı



Şekil 3.14. Aşıl açısı



Şekil 3.15. Arka ayak açısı

Diers 4D Motion cihazı ile yürüme analizi sırasında bir yürüyüş periyodu süresince duruş fazı yüzdesi (%), duruş fazı içerisinde ağırlık aktarma fazı (%), tek ayak destek fazı (%), salınım öncesi fazı (%), salınım fazı (%), tek adım uzunluğu (mm), tek adım süresi (ms), çift adım uzunluğu (mm), çift adım süresi (ms) ayak açısı (°) parametreleri alınarak kaydedildi (Bkz. EK 4).

### 3.5. Ayak Taban Basınç Analizi

Ayak taban basınç analizi yürüyüş esnasında yürüyüş bandına entegre pedoscan tarafından alındı. Pedoscan ayak taban basınç ölçümlerinden tüm ayak, başparmak, I-V. metatars, orta ayak, lateral ve medial ayak tabanı temas süreleri milisaniye (ms) olarak alındı. Daha sonra metatarsların temas süre ortalamaları alınarak ön ayak temas süresi olarak, lateral ve medial topuk temas sürele ortalamaları alınarak arka ayak temas süresi olarak kaydedildi. Sonuç olarak ayak basınç ölçümleri tüm ayak, başparmak, ön ayak, orta ayak ve arka ayağın taban temas süreleri (ms) şeklinde kategorize edildi (Bkz. EK 5).

### 3.6. İzokinetik Kas Kuvvet Ölçümü

İzokinetik kas kuvveti IsoMed 2000® (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Almanya) cihazı ile değerlendirildi. Testi öncesinde katılımcılara 10 dk bisiklet ergometresi ile pedal çevirme hızı (RPM) 60-70 rmp/dk olacak şekilde ısınma egzersizi yaptırıldı (Şekil 3.16.). Isınma sonrası bireylerin izokinetik kuvvet cihazına oturmaları istendi. Cihaz test pozisyonu bireylerin antropometrik özelliklerine göre tek tek manuel olarak ayarlandı. Dinanometrenin destek pedi ölçüm yapılacak bacakta tibia üzerinde sabitlendi. Ölçüm esnasında tepe tork değerlerini etkileyecek kompensatuar hareketlerin önlenmesi için gövde, uyluk ve omuz kemer ve bantlar kullanılarak sabitlendi. Diz fleksiyon-ekstansiyon hareketini 90°- 0° arasında tutmak için mekanik vidalar kullanıldı. Kolların sabitlenmesi için ise bireylerden koltuk yanında bulunan kollukları tutmaları istendi. Cihazın pivot noktası diz eklemi rotasyon aksı olan femur'un condylus lateralis'ine denk gelecek şekilde ayarlandı. İzokinetik diz kas kuvveti 90°-0° fleksiyon açıları arasında konsantrik-konsantrik diz fleksiyon/ekstansiyon kas kuvveti ölçülüp değerlendirildi. İzokinetik test protokolü olarak; 5 tekrarlı 60°/sn. hızla ve 15 tekrarlı 180°/sn. hızla maksimal diz fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri iki set şeklinde yapıldı. Bireylerden cihaz kullanımını ve hareketin doğru yapılışını anlamaları için test öncesi 90°/sn'de 5 tekrarlı diz fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini yapmaları istendi. Ölçümler ilk önce katılımcıların dominant ekstremite üzerinde 60°/sn ve 180°/sn açısal hızlarda birer dakika ara ile ölçüldü. Dominant ekstremitelerden 3 dk sonra non-dominant ekstremiteler

ölçümleri alındı (Şekil 3.17.). Ölçümlerde maksimum tepe torkunu ortaya çıkması için test esnasında katılımcılara sözlü uyarı verildi. Ölçümler sonucunda diz fleksiyon ve ekstansiyon tepe torku (FLPT, EXPT) N/m ve fleksiyon/ekstansiyon tepe torku oranının %'si (FL/EXORAN), dominant ve non\_dominant tepe torku farklılıkları %'si (FLFARK, EXFARK) 60°/sn ve 180°/sn hızlar için ayrı ayrı kaydedildi (Bkz. EK 6).



Şekil 3.16. Bisiklet ergometresi ile ısınma egzersizi



Şekil 3.17. İzokinetik diz kas kuvvet ölçümü

## İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler SPSS v25.0 programı ile gerçekleştirilmiştir. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu histogram grafikleri ve Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Tanımlayıcı analizler sunulurken ortalama, standart sapma, ortanca, minimum ve maksimum değerleri kullanıldı. Normal dağılım gösteren değişkenler iki grup arasında değerlendirilirken Bağımsız Örneklem t-Testi, normal dağılım göstermeyen (nonparametrik) değişkenler iki grup arasında değerlendirilirken Mann Whitney U Testi kullanıldı. Kategorik değişkenler sunulurken değişkenlerin frekans ve yüzde değerleri kullanıldı. İki değişken arasındaki ilişki için Pearson Korelasyon Testinden, iki ölçüm arasındaki tutarlılığı ölçümlemek için ise Intraclass Correlation Coefficient (ICC)'den faydalanıldı. Pearson korelasyon katsayısının nitelendirilmesi, 0.00-0.19 arası önemsiz düzeyde düşük ilişki, 0.20-0.39 arası düşük düzeyde ilişki, 0.40-0.69 arası orta düzeyde ilişki, 0.70-0.89 arası yüksek düzeyde ilişki, 0.90-1.00 arası çok kuvvetli düzeyde ilişki olarak ifade edildi. p-değerinin 0.05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirildi.

## 4. BULGULAR

Araştırmaya toplam 41 birey dâhil edildi. Katılımcıların ortalama yaşı  $21,93 \pm 2,54$  yıl olup 19 ile 30 yıl arasında değişmektedir. Bireylerin ortalama boy uzunluğu  $1765,02 \pm 51,36$  milimetre, ortalama vücut ağırlığı  $77,37 \pm 12,36$  kg ve ortalama beden kitle indeksi  $24,77 \pm 3,40$   $\text{kg/m}^2$  olarak hesaplandı. Çalışmaya katılan bireylerin %70,73'ünün baskın tarafı sağ iken %29,27'sinin soldur (Tablo 4.1.).

**Tablo 4.1.** Demografik değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri

	Ort. $\pm$ s.s.	
Yaş	$21,93 \pm 2,54$	
Boy uzunluğu (mm)	$1765,02 \pm 51,36$	
Vücut ağırlığı (kg)	$77,37 \pm 12,36$	
BKI	$24,77 \pm 3,40$	
Baskın taraf (n)	Sağ	29
	Sol	12

Çalışmamızda yer alan antropometrik değerler, statik Q açısı, dinamik Q açısı, yürüme analizi, kinetik basınç ve izokinetik kuvvet ölçüm düzeyleri dominant ve non-dominant taraflar arasında karşılaştırıldı.

Statik ve dinamik Q açısının tüm parametreleri dominant ve non-dominant taraflar arasında karşılaştırıldığında yalnızca orta basma fazındaki dinamik diz valgus açısı (DVAO) taraflar arasında farklılık gösterdi ( $p < 0,05$ ). Dominant tarafta DVAO açısı ( $-2,76 \pm 4,39$ ) nondominant tarafa göre ( $-4,59 \pm 3,76$ ) anlamlı olarak daha düşüktür (Tablo 4.2.).

**Tablo 4.2.** Dominant ve non-dominant taraflar arasında Q açısı ölçümlerin karşılaştırılması

	Dominant		Nondominant		p
	Ort.	$\pm$ s.s.	Ort.	$\pm$ s.s.	
<b>Statik Q Açısı</b>					
Statik pasif Q açısı	11,71	$\pm,93$	11,78	$\pm 1,01$	0,734
Statik aktif Q açısı	10,56	$\pm 1,07$	10,66	$\pm 1,24$	0,704
<b>Dinamik Q Açısı</b>					
Q açısı duruş faz 1	-3,78	$\pm 4,15$	-5,00	$\pm 3,43$	0,151
Q açısı duruş faz 2	-3,49	$\pm 4,22$	-3,51	$\pm 3,13$	0,976
Q açısı duruş faz 3	-3,68	$\pm 4,01$	-3,73	$\pm 3,15$	0,951
Q açısı orta basma fazı	-2,76	$\pm 4,39$	-4,59	$\pm 3,76$	<b>0,046</b>

Bağımsız Örneklem t-Testi

Antropometrik ölçümlerin dominant ve nondominant taraflar arasında karşılaştırılması yapıldığında her iki taraf arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.3.).

**Tablo 4.3.** Dominant ve non-dominant taraflar arasında antropometrik ölçümlerin karşılaştırılması

	Dominant		Nondominant		p
	Ort.	$\pm$ s.s.	Ort.	$\pm$ s.s.	
<b>Antropometrik Ölçüm (mm)</b>					
Trochanter major – yer uzunluğu	1218,00	$\pm$ 1395,18	999,39	$\pm$ 41,70	0,319
SIAS - medial malleol uzunluğu	954,17	$\pm$ 42,79	952,39	$\pm$ 41,38	0,849
Tibia uzunluğu	402,71	$\pm$ 19,97	402,46	$\pm$ 20,26	0,956
Diz bicondylar genişlik	98,17	$\pm$ 4,61	98,39	$\pm$ 4,96	0,836
Ayak uzunluğu	262,41	$\pm$ 12,44	262,83	$\pm$ 12,48	0,881
Ayak genişliği	95,98	$\pm$ 6,17	95,93	$\pm$ 6,05	0,971
Navicular yükseklik	41,24	$\pm$ 7,64	40,93	$\pm$ 7,66	0,852

Bağımsız Örneklem t-Testi

Yürüme analizi ölçümlerinin dominant ve nondominant taraflar arasında karşılaştırılması yapıldığında her iki taraf arasında sadece tek destek fazı (%) düzeyleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulundu ( $p<0,05$ ). Tek destek fazı (%) ölçümü ise dominant tarafta ( $37,29\pm 2,71$ ), non-dominant tarafa göre ( $36,07\pm 2,59$ ), anlamlı olarak daha yüksek olduğu görüldü (Tablo 4.4.).

**Tablo 4.4.** Dominant ve non-dominant taraflar arasında yürüme analizi ölçümlerin karşılaştırılması

	Dominant		Nondominant		p
	Ort.	$\pm$ s.s.	Ort.	$\pm$ s.s.	
<b>Yürüme Analizi Ölçümleri</b>					
Aşil açısı duruş fazı 1 (°)	5,54	$\pm$ 4,24	5,49	$\pm$ 3,88	0,957
Aşil açısı duruş fazı 2 (°)	5,73	$\pm$ 3,79	6,76	$\pm$ 3,14	0,187
Aşil açısı duruş fazı 3 (°)	5,56	$\pm$ 3,89	6,22	$\pm$ 3,29	0,410
Ayak açısı duruş fazı 1 (°)	3,02	$\pm$ 3,35	2,27	$\pm$ 4,03	0,358
Ayak açısı duruş fazı 2 (°)	2,90	$\pm$ 3,27	2,15	$\pm$ 3,77	0,335
Ayak açısı duruş fazı 3 (°)	3,32	$\pm$ 3,18	2,37	$\pm$ 3,97	0,235
Aşil açısı orta basma fazı (°)	2,71	$\pm$ 5,23	4,02	$\pm$ 5,77	0,282
Ayak açısı orta basma fazı (°)	3,76	$\pm$ 4,44	3,27	$\pm$ 4,96	0,640
Duruş fazı (%)	61,12	$\pm$ 2,96	60,05	$\pm$ 3,05	0,110
Ağırlık Aktarma Fazı (%)	14,22	$\pm$ 2,80	14,34	$\pm$ 2,47	0,835
Tek ayak destek fazı (%)	37,29	$\pm$ 2,71	36,07	$\pm$ 2,59	<b>0,041</b>
Salınım öncesi fazı (%)	12,49	$\pm$ 1,68	12,66	$\pm$ 2,16	0,691
Salınım fazı (%)	38,90	$\pm$ 2,94	40,00	$\pm$ 3,00	0,098
Tek adım uzunluğu (mm)	370,49	$\pm$ 32,78	371,71	$\pm$ 36,94	0,875
Tek adım süresi(ms)	532,44	$\pm$ 22,15	532,10	$\pm$ 21,66	0,944
Ayak rotasyon açısı (°)	9,54	$\pm$ 4,92	10,39	$\pm$ 5,27	0,451

Bağımsız Örneklem t-Testi

Ayak taban basınç ölçümlerinin dominant ve nondominant taraflar arasında karşılaştırılması yapıldığında her iki taraf arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.5.).

**Tablo 4.5.** Dominant ve non-dominant taraflar arasında ayak taban basınç ölçümlerinin karşılaştırılması

	Dominant		Nondominant		p
	Ort.	$\pm$ s.s.	Ort.	$\pm$ s.s.	
<b>Kinetik Basınç (ms)</b>					
Tüm ayak	664,39	$\pm$ 36,40	660,24	$\pm$ 44,75	0,647
Baş parmak	466,46	$\pm$ 91,30	465,85	$\pm$ 72,55	0,973
Ön ayak	525,80	$\pm$ 32,26	523,07	$\pm$ 35,11	0,715
Orta ayak	417,07	$\pm$ 85,24	426,59	$\pm$ 63,55	0,568
Arka ayak	334,27	$\pm$ 66,24	333,05	$\pm$ 64,07	0,933

Bağımsız Örneklem t-Testi

İzokinetik kuvvet ölçümlerinin dominant ve nondominant taraflar arasında karşılaştırılması yapıldığında her iki taraf arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.6.).

**Tablo 4.6.** Dominant ve Non-dominant taraflar arasında izokinetik kuvvet ölçümlerinin karşılaştırılması

	Dominant		Non_dominant		p
	Ort.	$\pm$ s.s.	Ort.	$\pm$ s.s.	
<b>İzokinetik Kuvvet Ölçümleri</b>					
FLPT-60°/sn (Nm)	101,28	$\pm$ 25,92	95,91	$\pm$ 26,82	0,360
EXPT-60°/sn (Nm)	206,48	$\pm$ 55,45	201,54	$\pm$ 46,79	0,664
FL/EXORAN-60°/sn (%)	50,17	$\pm$ 9,80	47,62	$\pm$ 7,45	0,189
FLPT-180°/sn (Nm)	77,30	$\pm$ 20,41	73,16	$\pm$ 17,54	0,327
EXPT-180°/sn (Nm)	144,88	$\pm$ 37,43	143,44	$\pm$ 34,55	0,857
FL/EXORAN-180°/sn (%)	54,04	$\pm$ 9,50	51,87	$\pm$ 9,54	0,305

Bağımsız Örneklem t-Testi

Dominant tarafda statik aktif Q açısı, statik pasif Q açısı ve dinamik Q açısı değerleri ile antropometrik ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.7.).

**Tablo 4.7.** Dominant tarafta statik aktif Q açısı, statik pasif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin antropometrik ölçümlerle olan ilişkisi

<b>Antropometrik ölçümler (mm)</b>		Statik pasif	Statik aktif	DVA1	DVA2	DVA3	DVAO
		Q açısı	Q açısı				
Trochanter major – yer uzunluğu	r	0,053	-0,236	-0,010	-0,059	-0,054	0,026
	p	0,744	0,138	0,950	0,716	0,739	0,871
SIAS- medial malleol uzunluğu	r	0,104	-0,116	-0,028	0,006	0,014	-0,050
	p	0,516	0,468	0,860	0,970	0,929	0,755
Tibia uzunluğu	r	0,072	-0,101	0,086	0,098	0,104	0,006
	p	0,654	0,531	0,594	0,542	0,519	0,970
Bicondiler genişlik	r	-0,122	-0,050	0,285	0,283	0,257	0,075
	p	0,446	0,755	0,070	0,073	0,105	0,643
Ayak uzunluğu	r	0,028	-0,012	0,239	0,260	0,258	0,064
	p	0,862	0,939	0,132	0,101	0,103	0,693
Ayak genişliği	r	-0,093	0,002	0,115	0,135	0,125	0,073
	p	0,563	0,990	0,476	0,400	0,437	0,649
Navicular yükseklik	r	-0,141	-0,179	0,078	0,063	0,084	0,091
	p	0,379	0,264	0,628	0,693	0,602	0,570

Pearson Korelasyon Testi

Non-dominant tarafta da dominant tarafta görüldüğü gibi dinamik Q açısı, statik pasif Q açısı ve statik aktif Q açısı değerleri ile antropometrik değerler arasında istatistiksel açıdan anlamlı ilişkiler bulunmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.8.).

**Tablo 4.8.** Non-dominant tarafta dinamik Q açısı, statik pasif Q açısı ve statik aktif Q açısı değerlerinin antropometrik ölçümlerle olan ilişkisi

<b>Antropometrik ölçümler (mm)</b>		Statik pasif	Statik aktif	DVA1	DVA2	DVA3	DVAO
		Q açısı	Q açısı				
Trochanter major – yer uzunluğu	r	0,032	-0,080	-0,061	-0,121	-0,107	-0,064
	p	0,844	0,618	0,706	0,453	0,504	0,692
SIAS- medial malleol uzunluğu	r	0,029	-0,057	0,079	0,011	0,008	0,078
	p	0,857	0,722	0,625	0,947	0,960	0,626
Tibia uzunluğu	r	0,034	-0,088	0,207	0,110	0,119	0,158
	p	0,831	0,583	0,195	0,493	0,458	0,325
Ayak uzunluğu	r	-0,064	-0,085	0,171	0,152	0,117	0,040
	p	0,689	0,598	0,285	0,341	0,467	0,802
Ayak genişliği	r	-0,186	-0,127	0,074	0,031	0,073	-0,031
	p	0,243	0,429	0,648	0,848	0,650	0,850
Navicular yükseklik	r	-0,147	-0,087	-0,188	0,082	-0,042	-0,123
	p	0,359	0,588	0,240	0,611	0,796	0,444

Pearson Korelasyon Testi

Dominant tarafta statik aktif Q açısı, statik pasif Q açısı ve dinamik Q açısı değerleri ile dominant taraf yürüme analizi ölçümleri arasındaki ilişkiye bakıldığında sadece statik aktif Q açısı ile salınım öncesi fazı (%) ölçümleri arasında zayıf düzeyde, pozitif yönlü ve anlamlı bir ilişki görüldü ( $p<0,05$ ;  $0,20<r<0,39$ ) (Tablo 4.9.).

**Tablo 4.9.** Dominant tarafta statik aktif Q açısı, statik pasif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin yürüme analizi ölçümleri ile olan ilişkisi

Yürüme analizi ölçümleri		Statik pasif	Statik aktif	DVA1	DVA2	DVA3	DVAO
		Q açısı	Q açısı				
Aşıl açısı duruş fazı 1 (°)	r	-0,181	-0,238	-0,270	-0,260	-0,271	-0,175
	p	0,256	0,134	0,088	0,100	0,087	0,273
Aşıl açısı duruş fazı 2 (°)	r	-0,115	-0,276	-0,301	-0,296	-0,292	-0,277
	p	0,473	0,081	0,055	0,060	0,064	0,079
Aşıl açısı duruş fazı 3 (°)	r	-0,120	-0,167	-0,240	-0,239	-0,243	-0,243
	p	0,456	0,296	0,130	0,132	0,126	0,126
Ayak açısı duruş fazı 1 (°)	r	0,026	0,100	-0,193	-0,195	-0,155	0,013
	p	0,870	0,532	0,227	0,221	0,333	0,935
Ayak açısı duruş fazı 2 (°)	r	-0,010	0,087	-0,277	-0,279	-0,280	0,040
	p	0,952	0,588	0,080	0,077	0,076	0,804
Ayak açısı duruş fazı 3 (°)	r	-0,069	-0,002	-0,282	-0,258	-0,275	0,057
	p	0,667	0,989	0,074	0,103	0,082	0,723
Aşıl açısı orta basma fazı (°)	r	-0,034	-0,121	-0,212	-0,158	-0,189	-0,148
	p	0,835	0,450	0,183	0,323	0,238	0,355
Ayak açısı orta basma fazı (°)	r	0,013	0,014	-0,036	-0,079	-0,019	-0,262
	p	0,938	0,932	0,822	0,626	0,904	0,097
Duruş fazı (%)	r	0,095	0,159	0,303	0,247	0,283	0,271
	p	0,554	0,321	0,054	0,119	0,073	0,086
Ağırlık Aktarma Fazı (%)	r	0,016	-0,017	0,071	0,003	0,027	0,020
	p	0,922	0,916	0,659	0,985	0,867	0,901
Tek ayak destek fazı (%)	r	-0,114	-0,023	0,136	0,146	0,159	0,223
	p	0,478	0,884	0,396	0,362	0,321	0,161
Salınım öncesi fazı (%)	r	0,191	0,317	0,301	0,271	0,297	0,116
	p	0,233	<b>0,044</b>	0,056	0,086	0,060	0,470
Salınım fazı (%)	r	-0,084	-0,149	-0,301	-0,246	-0,284	-0,270
	p	0,602	0,354	0,055	0,121	0,072	0,088
Tek adım uzunluğu (mm)	r	-0,086	-0,228	0,001	0,061	0,033	0,069
	p	0,595	0,151	0,995	0,703	0,838	0,670
Tek adım süresi(ms)	r	-0,057	0,027	0,063	0,032	0,018	0,148
	p	0,724	0,866	0,696	0,845	0,912	0,355
Çift adım uzunluğu(mm)	r	-0,044	-0,213	0,156	0,215	0,178	0,129
	p	0,785	0,180	0,331	0,178	0,264	0,423
Çift adım süresi (ms)	r	-0,132	-0,038	0,140	0,118	0,085	0,190
	p	0,411	0,814	0,384	0,463	0,597	0,235
Ayak rotasyon açısı (°)	r	0,090	0,211	-0,197	-0,211	-0,240	-0,028
	p	0,576	0,185	0,217	0,185	0,131	0,861

Pearson Korelasyon Testi

Non-dominant tarafta statik aktif Q açısı, statik pasif Q açısı ve dinamik Q açısı değerleri ile yürüme analizi ölçümleri arasındaki ilişkiye bakıldığında hem statik pasif Q açısı ile hem de statik aktif Q açısı ile duruş fazının 2. evresindeki ayak açısı ölçümleri arasında zayıf düzeyde, negatif yönlü ve anlamlı ilişkiler vardır ( $p < 0,05$ ;  $0,20 < r < -0,39$ ) (Tablo 4.10.).

**Tablo 4.10.** Non-dominant tarafta statik aktif Q açısı, statik pasif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin yürüme analizi ölçümleri ile olan ilişkisi

		Statik pasif Q açısı	Statik aktif Q açısı	DVA1	DVA2	DVA3	DVAO
Aşıl açısı duruş fazı 1 (°)	r	0,104	0,108	0,130	0,169	0,036	0,077
	p	0,516	0,500	0,419	0,290	0,823	0,634
Aşıl açısı duruş fazı 2 (°)	r	0,226	0,229	0,032	0,193	0,113	-0,038
	p	0,155	0,150	0,840	0,228	0,483	0,815
Aşıl açısı duruş fazı 3 (°)	r	0,217	0,240	0,029	0,205	0,131	0,079
	p	0,172	0,131	0,858	0,198	0,413	0,622
Ayak açısı duruş fazı 1 (°)	r	-0,279	-0,267	-0,159	-0,248	-0,163	-0,039
	p	0,077	0,092	0,320	0,118	0,308	0,809
Ayak açısı duruş fazı 2 (°)	r	-0,326	-0,327	-0,128	-0,254	-0,201	0,001
	p	<b>0,038</b>	<b>0,037</b>	0,426	0,109	0,207	0,996
Ayak açısı duruş fazı 3 (°)	r	-0,210	-0,244	-0,180	-0,335	-0,286	-0,081
	p	0,188	0,124	0,260	0,032	0,070	0,616
Aşıl açısı orta basma fazı (°)	r	-0,016	0,064	-0,101	0,075	-0,037	0,124
	p	0,920	0,690	0,529	0,639	0,816	0,440
Ayak açısı orta basma fazı (°)	r	-0,033	-0,123	0,119	-0,087	0,010	-0,135
	p	0,839	0,443	0,459	0,587	0,952	0,401
Duruş fazı (%)	r	0,068	0,124	0,297	0,047	-0,066	0,231
	p	0,671	0,441	0,060	0,770	0,680	0,145
Ağırlık Aktarma Fazı (%)	r	0,071	0,252	0,254	0,217	0,097	0,162
	p	0,660	0,112	0,109	0,172	0,545	0,311
Tek ayak destek fazı (%)	r	-0,241	-0,366	0,228	0,023	0,004	0,202
	p	0,128	0,019	0,152	0,885	0,982	0,205
Salınım öncesi fazı (%)	r	0,227	0,264	0,003	-0,071	-0,111	0,122
	p	0,153	0,096	0,983	0,660	0,490	0,446
Salınım fazı (%)	r	-0,066	-0,128	-0,304	-0,064	0,050	-0,253
	p	0,683	0,425	0,053	0,692	0,755	0,111
Tek adım uzunluğu (mm)	r	-0,050	-0,195	-0,142	-0,118	-0,116	-0,264
	p	0,757	0,222	0,375	0,464	0,472	0,095
Tek adım süresi(ms)	r	-0,151	-0,131	0,246	0,167	0,141	0,231
	p	0,347	0,414	0,121	0,296	0,379	0,146
Çift adım uzunluğu(mm)	r	-0,082	-0,229	-0,007	0,056	0,001	-0,054
	p	0,611	0,150	0,963	0,726	0,997	0,739
Çift adım süresi (ms)	r	-0,105	-0,070	0,188	0,107	0,138	0,219
	p	0,515	0,665	0,238	0,507	0,389	0,170
Ayak rotasyon açısı (°)	r	-0,166	-0,129	-0,199	-0,127	-0,097	-0,089
	p	0,299	0,423	0,212	0,429	0,548	0,580

Pearson Korelasyon Testi

Dominant taraf statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q açısı, değerleri ile dominant ayak basınç ölçümleri arasındaki ilişkiye bakıldığında birinci duruş fazındaki dinamik diz valgus açısı ile başparmak basınç ölçümü arasında pozitif yönlü zayıf bir ilişki, ikinci ve üçüncü duruş fazlarındaki dinamik diz valgus açıları ile orta ayak basınç ölçümleri arasında negatif yönlü zayıf düzeyde ilişkiler görüldü ( $p < 0,05$ ;  $0,20 < r < 0,39$ ). Diğer parametreler arasında istatistiksel açıdan anlamlı ilişkiler bulunmadı ( $p > 0,05$ ) (Tablo 4.11.).

**Tablo 4.11.** Dominant tarafta statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin ayak basınç ölçümleri ile olan ilişkisi

		Statik pasif Q açısı	Statik aktif Q açısı	DVA1	DVA2	DVA3	DVAO
Tüm ayak (ms)	r	-0,057	0,038	0,278	0,249	0,232	0,220
	p	0,723	0,815	0,078	0,117	0,145	0,167
Başparmak	r	0,164	0,184	0,316	0,306	0,295	0,182
	p	0,304	0,249	<b>0,044</b>	0,051	0,061	0,256
Ön ayak	r	-0,052	0,081	0,009	-0,064	-0,030	0,070
	p	0,747	0,614	0,954	0,690	0,854	0,664
Orta ayak	r	-0,172	-0,017	-0,277	-0,310	-0,340	-0,076
	p	0,282	0,915	0,079	<b>0,049</b>	<b>0,029</b>	0,638
Arka ayak	r	-0,144	-0,010	-0,075	-0,088	-0,140	-0,066
	p	0,370	0,951	0,640	0,584	0,383	0,680

Pearson Korelasyon Testi

Non-dominant grupta dinamik Q açısı, statik pasif Q açısı ve statik aktif Q açısı değerleri ile ayak basınç ölçümleri arasındaki ilişkiye bakıldığında istatistiksel açıdan anlamlı ilişkiler bulunmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.12).

**Tablo 4.12.** Non-dominant tarafta statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin ayak basınç ölçümleri ile olan ilişkisi

Ayak basınç ölçümleri (ms)		Statik pasif Q açısı	Statik aktif Q açısı	DVA1	DVA2	DVA3	DVAO
Tüm ayak	r	-0,065	0,002	0,119	0,063	0,085	0,207
	p	0,686	0,992	0,459	0,694	0,599	0,193
Başparmak	r	0,088	0,081	0,119	0,250	0,284	0,153
	p	0,586	0,613	0,458	0,116	0,072	0,339
Ön ayak	r	-0,072	-0,034	0,118	0,016	0,153	0,128
	p	0,655	0,833	0,461	0,918	0,341	0,427
Orta ayak	r	-0,237	-0,184	0,158	-0,006	0,041	0,126
	p	0,135	0,250	0,323	0,968	0,800	0,431
Arka ayak	r	-0,057	0,097	-0,120	-0,144	-0,174	-0,035
	p	0,724	0,546	0,457	0,369	0,278	0,826

Pearson Korelasyon Testi

Dominant tarafta statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q açısı değerleri ile izokinetik kas kuvvet ölçümleri arasındaki ilişkiye bakıldığında statik aktif Q açısı ile 60°/sn açısal hızda ölçülen fleksiyon pik torku ve statik aktif Q açısı ile 180°/sn açısal hızda ölçülen ekstansiyon pik torku ölçümleri arasında zayıf düzeyde, negatif yönlü ve anlamlı ilişkiler vardır ( $p<0,05$ ;  $-0,20<r<-0,39$ ) (Tablo 4.13).

Ayrıca, statik pasif Q açısı ile 180°/sn açısal hızda bilateral hamstring kas grupları arasındaki fark (FLFARK) arasında zayıf düzeyde, negatif yönlü ve anlamlı bir ilişki vardır ( $p<0,05$ ;  $-0,20<r<-0,39$ ) (Tablo 4.13).

**Tablo 4.13.** Dominant tarafta statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q açısı değerlerinin izokinetik kuvvet ölçümleri ile olan ilişkisi

İzokinetik kuvvet ölçümleri		Statik pasif Q açısı	Statik aktif Q açısı	DVA1	DVA2	DVA3	DVAO
FLPT	r	-0,230	-0,319	0,011	-0,035	-0,015	-0,080
60°/sn (Nm)	p	0,148	<b>0,042</b>	0,943	0,830	0,928	0,617
EXPT	r	-0,259	-0,285	0,063	0,056	0,031	-0,025
60°/sn (Nm)	p	0,102	0,071	0,694	0,729	0,849	0,877
FL/EXORAN	r	0,085	-0,035	-0,102	-0,134	-0,085	-0,088
60°/sn (%)	p	0,599	0,830	0,526	0,405	0,595	0,586
FLFARK	r	-0,117	0,035	0,122	0,147	0,123	0,247
60°/sn (%)	p	0,466	0,830	0,448	0,360	0,444	0,120
EXFARK	r	-0,158	-0,171	0,030	0,059	0,021	0,162
60°/sn (%)	p	0,322	0,286	0,852	0,715	0,894	0,313
FLPT	r	-0,191	-0,233	-0,090	-0,118	-0,145	-0,181
180°/sn (Nm)	p	0,231	0,143	0,575	0,461	0,366	0,257
EXPT	r	-0,228	-0,361	-0,029	-0,064	-0,082	-0,116
180°/sn (Nm)	p	0,153	<b>0,020</b>	0,856	0,691	0,609	0,468
FL/EXORAN	r	0,096	0,215	-0,141	-0,127	-0,124	-0,125
180°/sn (%)	p	0,548	0,176	0,381	0,428	0,441	0,436
FLFARK	r	-0,325	-0,185	-0,125	-0,102	-0,144	0,119
180°/sn (%)	p	<b>0,038</b>	0,247	0,437	0,527	0,368	0,459
EXFARK	r	-0,135	-0,201	-0,206	-0,179	-0,279	-0,091
180°/sn (%)	p	0,402	0,208	0,195	0,262	0,077	0,571

Pearson Korelasyon Testi

Non-dominant taraf statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q açısı, değerleri ile izokinetik ölçümler arasındaki ilişkiye bakıldığında istatistiksel açıdan anlamlı ilişkiler bulunmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.14).

**Tablo 4.14.** Non-dominant tarafta statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı dinamik Q açısı değerlerinin izokinetik kuvvet ölçümleri ile olan ilişkisi

		Statik pasif Q açısı	Statik aktif Q açısı	DVA1	DVA2	DVA3	DVAO
FLPT	r	-0,164	-0,291	-0,016	-0,036	-0,050	0,019
60°/sn (Nm)	p	0,305	0,064	0,922	0,823	0,756	0,906
EXPT	r	-0,146	-0,289	0,125	0,103	0,120	0,229
60°/sn (Nm)	p	0,364	0,066	0,436	0,523	0,454	0,150
FL/EXORAN6	r	-0,121	-0,122	-0,199	-0,222	-0,267	-0,285
0°/sn (%)	p	0,450	0,446	0,213	0,164	0,092	0,071
FLFARK	r	-0,025	0,122	0,240	0,228	0,172	0,115
60°/sn (%)	p	0,875	0,447	0,130	0,151	0,283	0,473
EXFARK	r	-0,208	-0,199	0,074	0,143	0,074	-0,136
60°/sn (%)	p	0,191	0,213	0,645	0,374	0,647	0,396
FLPT	r	-0,094	-0,256	-0,009	-0,001	0,022	0,110
180°/sn (Nm)	p	0,557	0,107	0,957	0,995	0,894	0,494
EXPT	r	-0,165	-0,309	-0,020	0,071	0,025	0,132
180°/sn (Nm)	p	0,304	0,049	0,901	0,661	0,874	0,410
FL/EXORAN	r	0,194	0,185	-0,038	-0,140	-0,036	-0,084
180°/sn (%)	p	0,225	0,246	0,815	0,382	0,824	0,602
FLFARK	r	-0,233	-0,140	0,109	0,177	0,068	0,291
180°/sn (%)	p	0,143	0,382	0,498	0,269	0,674	0,065
EXFARK	r	-0,106	-0,155	0,037	0,122	0,107	0,195
180°/sn (%)	p	0,508	0,332	0,819	0,449	0,505	0,223

Pearson Korelasyon Testi

Dominant taraf statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q açısı ölçümlerinin tek tek kendi aralarındaki tutarlılık düzeyine bakıldığında sadece statik pasif ve statik aktif ölçümleri açısından güvenilirlik katsayısı orta kuvvettedir (ICC=0,833) (Tablo 4.15.). Yani, ölçümler arasındaki tutarlılık düzeyi orta olarak nitelendirilebilir.

**Tablo 4.15.** Dominant tarafta ölçümler arası tutarlılığın değerlendirilmesi

	ICC	95% Confidence Interval Lower Upper Bound	p
<b>Dominant</b>			
Statik pasif Q Açısı-Statik Aktif Q Açısı	0,833	(0,686-0,911)	<b>&lt;0,001</b>
Statik pasif Q Açısı-DVAS1	0,073	(-0,739-0,505)	0,406
Statik pasif Q Açısı-DVAS2	0,068	(-0,748-0,503)	0,412
Statik pasif Q Açısı-DVAS3	0,105	(-0,678-0,523)	0,363
Statik pasif Q Açısı-DVAO	0,062	(-0,758-0,5)	0,420
Statik aktif Q Açısı-DVAS1	0,103	(-0,682-0,522)	0,366
Statik aktif Q Açısı-DVAS2	0,111	(-0,688-0,526)	0,356
Statik aktif Q Açısı-DVAS3	0,129	(-0,634-0,535)	0,332
Statik aktif Q Açısı-DVAO	0,168	(-0,56-0,556)	0,282

Reliability Analyses

Non-dominant taraf statik pasif Q açısı, statik aktif Q açısı ve dinamik Q açısı ölçümlerinin tek tek kendi aralarındaki tutarlılık düzeyine bakıldığında benzer şekilde statik pasif ve statik aktif ölçümleri arasındaki tutarlılık düzeyi de orta düzeydedir (ICC=0,889) (Tablo 4.16.).

**Tablo 4.16.** Non-dominant tarafta ölçümler arası tutarlılığın değerlendirilmesi

	ICC	95% Confidence Interval Lower Upper Bound	p
<b>Non-dominant</b>			
Statik pasif Q Açısı-Statik Aktif Q Açısı	0,889	(0,792-0,941)	<0,001
Statik pasif Q Açısı-DVAS1	-0,099	(-1,06-0,414)	0,616
Statik pasif Q Açısı-DVAS2	-0,210	(-1,27-0,355)	0,726
Statik pasif Q Açısı-DVAS3	-0,111	(-1,084-0,407)	0,630
Statik pasif Q Açısı-DVAO	-0,213	(-1,275-0,353)	0,728
Statik aktif Q Açısı-DKAS1	-0,062	(-0,992-0,434)	0,575
Statik aktif Q Açısı-DKAS2	-0,164	(-1,182-0,379)	0,683
Statik aktif Q Açısı-DKAS3	-0,122	(-1,105-0,401)	0,642
Statik aktif Q Açısı-DVAO	-0,286	(-1,411-0,314)	0,785

Reliability Analyses

## 5. TARTIŞMA

Çalışmamız hem Q açısını dinamik ve statik olarak ölçerek aradaki farkları tespit etmek hem de dinamik ve statik Q açısı ile alt ekstremitte antropometrik özellikleri, yürüme kinematiği, ayak basıncı ve izokinetik diz kas kuvveti ile olan ilişkisinin değerlendirilmesi amacıyla yürütüldü. Dinamik ve statik Q ölçümleri arasında hipotezlediğimiz tutarlılık ilişkisi görülmedi. Q açısı ölçümleri ile ilişkili olacağını düşündüğümüz parametrelerin birçoğu ile beklenen ilişki görülmedi ancak statik Q açısı ile izokinetik kas kuvveti arasında gördüğümüz ilişki hipotezimizi destekledi. Statik Q açısı ölçümleri arasındaki tutarlılık aktif ve pasif ölçüm yönteminin birbirleri yerine kullanılabilir olduğunu vurgulamaktadır.

Q açısı insan hareket analizi, alt ekstremitte biyomekaniği, quadriceps femoris kasılma mekanizması, alt ekstremitte yaralanmaları ve diz patolojileri mekanizmalarını anlamak için bakılan çok değerli bir parametredir. Biyomekanik açıdan alt ekstremitte dizilimi hakkında bilgi almak için bir çok antropometrik değişken değerlendirilir. Q açısı da frontal düzlemde tibia ile femur dizilimi ve dolayısıyla diz eklemi hakkında bilgi sağlayan önemli bir değişkendir. Q açısı quadriceps femoris kasının ve patellar tendonun frontal düzlem bileşke kuvvet vektörü olarak da bilinir (33). Quadriceps femoris kasının büyüklüğü, kuvveti, patella pozisyonu ile Q açısı arasında ilişki vardır (58). Quadriceps femoris kasılmasıyla patella üzerinde bir yanal çekim kuvveti oluşturmaktadır (7, 59). Daha büyük bir Q açısı patella üzerinde daha büyük bir yanal vektör oluşturur (7). Bu sebeple Q açısı sportif performansın azalmasıyla da ilişkilendirilmektedir. Medikal tedaviler, sportif eğitim ve aktivite seçimlerinde bireylerin Q açılarının değerlendirilmesi gerekmektedir (24).

Q açısını diz kinematiği ile ilişkilendiren bir çok çalışma mevcut olup sürekli araştırma konusu olarak karşımıza çıkmaktadır (6, 7, 26). Patellanın lateralizasyonu ve subluksasyonu sonucunda meydana gelen artmış Q açısı alt ekstremitte aşırı kullanımına bağlı gelişebilecek stress kırıkları, patellofemoral ağrı sendromu gibi patolojik durumlar için risk faktörü olarak belirtilmiştir (7, 60). Patellofemoral yaralanma ve ağrıya sebep

olan faktörleri değerlendirmek için tanısal amaçlı Q açısı ölçümü bir çok çalışmada kullanılmıştır (25, 59).

Q açısını etkileyen birçok faktör olması ve Q açısının birçok faktörü değerlendiren öncü bir parametre olması sebebiyle ölçümünün de güvenilir bir yöntem ile yapılması gerekmektedir. Yıllarca klinikte pratik ve ucuz ölçüm yöntemi olarak tercih edilen statik Q açısı klinik açıdan hep önem taşımıştır. Teknolojinin gelişmesiyle Q açısının ölçüm teknikleri de beraberinde değişim göstermektedir x-ray, bilgisayar tomografisi ve fotograflama yöntemleri kullanarak Q açısını değerlendiren çalışmalar olmuştur (25,61,62). Biedert ve arkadaşları (2001) patella pozisyonu ve Q açısı ilişkisini değerlendiren çalışmalarında Q açısını büyütülmüş radyografik görüntüler üzerinde gonyometre kullanarak ölçmüşler (25). Livingston ve arkadaşları (2002) ile Bhutto ve arkadaşları (2021) Q açısı ile ilgili yaptıkları çalışmalarında Q açısını dijital fotograflama yöntemini kullanarak değerlendirmişlerdir (61, 62). Mendonsa ve arkadaşları (2018) Q açısının antropometrik özellikler ile olan ilişkisini araştırdıkları çalışmalarında Q açısını bilgisayar tomografi kullanarak ölçmüşlerdir (63). Son 10 yılda ise dinamik Q açısı denilen yeni bir ölçüm yöntemi literatürde yerini almıştır. Statik Q açısı ölçümleri genelde diz ekstansiyon pozisyonundayken ölçülür. Q açısı dinamik olarak değerlendirilmeye başlanmadan önce dinamik bir aktivite veya aktivite olmaksızın diz fleksiyonu ile beraber Q açısında meydana gelen değişimler tam olarak bilinmemekteydi. Q açısının klinik önemi birçok çalışmada mevcut olmakla beraber bunun öneminin statik ve dinamik şartlar altında değişip değişmediğini gösteren çalışmalar kısıtlıydı, fakat zamanla yapılan çalışmalar patellofemoral ağrı ve sportif yaralanma mekanizmalarının kas kontraksiyonu ve yüklenmenin de etkisiyle dinamik koşullarda değerlendirilmesinin statik koşullara göre daha yüksek korelasyona sahip olduğu bildirilmiştir (4, 33). Yapılan bu çalışmalar alt ekstremitte biyomekaniğinin dinamik şartlar altında değerlendirilmesine zemin hazırlamaktadır. Statik Q açısı gibi dinamik Q açısı değerlerinin klinik öneminin belirlenmesi için dinamik Q açısı ile ilgili çalışmaların artması gerektiğini bildirmektedir.

Birçok çalışma Q açısının klinik önemi nedeniyle belli bir ölçüm protokolü olması gerektiğini vurgulamış ve bununla ilgili çalışmalar yapmışlardır. Yapılan araştırmalar sonucu statik ve dinamik Q açısının en uygun ölçülme yöntemi ile ilgili literatürde kabul edilen net bir protokol bulunmamaktadır (20, 25, 33, 59). Statik Q

açısının ölçümünün bazı limitasyonları vardır. Statik Q açısını ölçerken anatomik referans noktalara dayalı ölçüm yapılır, fakat bu quadriceps kas kuvvet bileşkesini tam olarak yansıtmayabilir. Dinamik aktiviteler sırasında SIAS'ın patella merkezi ve tüberositas tibia'ya olan ilişkisi sürekli değişim göstermektedir. Patella bu dinamik aktiviteler sırasında quadriceps femoris tendonunun içinde yer aldığı ve kas kasılmasıyla birlikte hareket ettiği için her zaman femurun hareketini takip etmez. Bu nedenle Q açısının da dinamik şartlar altında ölçülmesi önem kazanmaktadır (33).

Q açısının dinamik şartlardaki ölçümü klinik açıdan daha zor olması sebebiyle bu ölçüm yöntemine ulaşılabilirliğe olan ihtiyacı değerlendirmek amacıyla çalışmamızı yürüttük. Statik ve dinamik Q açılarını ölçüp kendi içlerindeki tutarlılıklarına aynı zamanda bu ölçülen statik ve dinamik Q açı değerlerinin antropometrik özellikler, yürüme analizi ve diz izokinetik kas kuvveti ve ayak taban basınç ölçümleri ile olan ilişkisini dominant ve non-dominant tarafta ayrı ayrı değerlendirdik. Biz çalışmamızı herhangi bir alt ekstremitte problemi olmayan ve sportif aktiviteyle ilgilenmeyen sağlıklı erkek bireyler üzerinde gerçekleştirdik. Statik Q açısını ölçerken m. quadriceps femoris'in kasılı ve kasılı olmadığı duruma göre iki farklı pozisyonda ölçülmesi, kas kuvveti ile Q açısının değişimi hakkında bize daha objektif sonuçları vermektedir. Biz de bu sebeple statik Q açısını iki farklı pozisyonda ölçüp izokinetik diz kuvveti ile olan ilişkisine bakmak istedik.

Alt ekstremitte bir segmentte görülen dizilim bozukluğu diğer segmentlerde kompensasyonlara sebep olabilir. Postürü etkileyen faktörler kemiksel dizilimdeki değişimlerden hareket fonksiyonunun işlevsel olarak değişmesine kadar uzanır (1). Bu sebeplerden dolayı vücutta görülen biyomekanik değişiklikleri bir bütün olarak değerlendirmek gerekir. Pelvis tilti, femur rotasyonu, tibial torsiyon, patella pozisyonu ve ayak pozisyonunun bileşik bir ölçüsü olan Q açısı (2) alt ekstremitte postürel dizilim değişkenleri arasında en çok araştırma yapılan parametrelerden biri olmuştur. Q açısı ile anatomik faktörlerin ilişkisi bir çok çalışmada incelenmiş olsa da bu ilişkilerin dinamik hareketlerdeki rolü hala tam olarak bilinmemektedir.

Mendonsa ve arkadaşlarının (2018) BT ile değerlendirdikleri statik Q açı ölçümlerinin sağ ve sol ekstremitedeki farklılıklarını cinsiyete göre ve cinsiyete bakmasızın tüm bireyler üzerinde karşılaştırmaları sonucu hem cinsiyetler içinde hem

de tüm bireylerin ölçümlerine bakıldığında Q açısının sağ ekstremitede daha düşük olduğunu bulmuşlardır (63). Fatahi ve arkadaşları (2017) ise voleybolcular üzerinde gonyometre kullanarak ölçtükleri Q açısı ölçümlerini erkekler ve kadınlarda ayrı ayrı sağ ve sol ekstremitelerde Q açı ölçümleri şeklinde kıyasladıklarında her iki cinsiyette de sağ ve sol ekstremitelerde arasında anlamlı fark saptamamışlardır (64). Genelde literatürde Q açısının statik pozisyonda değerlendirilmesi sağ ve sol ekstremiteler arasında kıyaslanmıştır.

Bizim çalışmamızda ise hem statik hem dinamik şartlar altında sedanter erkek bireyler üzerinde ölçtüğümüz Q açısını dominant ve non-dominant ekstremiteler arasında kıyasladık. Ölçümlerimizi istatistiksel olarak değerlendirdiğimizde sadece dinamik Q açısı parametrelerinden biri olan yürümenin orta basma fazında Q açısının dominant tarafta non-dominant tarafa göre daha düşük olduğunu saptadık.

Patella musculus quadriceps femoris'in tendonunun içinde yer alır. Quadriceps femoris kasının büyüklüğü, kuvveti ve tonusu patella pozisyonunu ve dolayısıyla Q açısını büyüklüğünü belirler (58). Q açısı ne kadar küçük olursa quadriceps femoris kasının ürettiği kuvvet de o kadar büyük olur. (27, 31). Yapılan bir çok çalışmada Q açısı ile diz eklemi kuvvet parametreleri arasında negatif korelasyon olduğu belirtilmiştir (3, 8, 65). Bayraktar ve arkadaşları (2004) futbol oyuncularını ve sedanterler üzerinde yapmış oldukları çalışmalarında quadriceps femoris kas gücündeki artışın Q açısında azalmaya neden olduğunu bildirmişler (66). Lathinghouse ve arkadaşları (2000) çalışmalarında quadriceps femoris kasının gevşek ve izometrik kasılı olduğunda Q açıları ölçmüşler daha sonra bisiklet ergometresi ile egzersiz yaptıktan sonra tekrar Q açısını kasın gevşek ve izometrik kasılı olduğu zaman değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak Q açısının quadriceps femoris izometrik kasıldığı zaman daha düşük olduğunu bunu egzersiz sonrası değerlendirdiklerinde ise bu düşüşün daha da arttığını tespit etmişler (28).

Sabit açısal hızlarda konsantrik ve eksantrik kas kuvvetini test etmek için izokinetik kuvvet testi yapılır. Literatürde izokinetik diz kas kuvvetinin değerlendirmek için 30°/sn, 60°/sn, 90°/sn, 120°/sn, 180°/sn, 300°/sn gibi farklı açısal hızlar kullanılmaktadır (67, 68). Açısal hızın düşük olması kas grubunun maksimum tepe

torku için daha iyi bir gösterge iken açısal hızın artması ise fonksiyonel hareketler, endurans hakkında daha iyi bilgi verir (69). Biz de çalışmamızda hem patlayıcı güç hem de endurans hakkında bilgi almak için 60°/sn ve 180°/sn açısal hızlarda ölçümlerimizi tamamladık.

Q açısını hem quadriceps femorisin gevşek olduğu statik pasif, izometrik kasılı olduğu statik aktif ve yürüme esnasında ölçtüğümüz dinamik diz valgus açısı parametreleri üzerinde değerlendirdiğimiz çalışmamızda, statik aktif, statik pasif ve dinamik Q açısı parametrelerinin diz izokinetik kuvvet parametreleri ile olan ilişkilerine baktığımızda ise Statik aktif Q açısı ile 60°/sn fleksiyon ve 180°/sn ekstansiyonda ki tepe tork değerleri arasında negatif yönlü zayıf düzeyde bir ilişki olduğunu saptadık.

İzokinetik kuvvet parametreleri bireylerin rehabilitasyon programı ve performans değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılır. İlk bakılan parametrelerden biri olan H/Q oranına diz biyomekaniği ve kas kuvvet dengesini incelemek için bakılır. Cheung ve arkadaşlarının (2012) erkek saha ve kort sporcuları üzerinde yaptıkları çalışmada 60°/sn ve 300°/sn açısal hızlarda ölçtükleri izokinetik kuvvet ölçümleri sonucunda hem H/Q oranını bilateral olarak karşılaştırılmış hemde hamstring ile quadriceps femoris kas gruplarının dominant ve non-dominant ekstremite arasında kuvvet farkını spor grupları arasında karşılaştırmışlar. Sonuç olarak kort sporcularının dominant ekstremitelerinde hamstring kuvveti her iki açısal hızda da düşük bulunmuş. H/Q oranı ise saha sporcularında 60°/sn açısal hızda dominant tarafta, 300°/sn açısal hızda ise non-dominant tarafta daha büyük olduğunu tespit etmişler. Ortaya çıkan bu farklılıkların spor branşına ve antrenman programıyla daha fazla çalıştırılan kas grupları ile ilgili olabileceği söylenmiştir (48).

Bizim çalışmamızda sedanter erkek bireyler üzerinde 60°/sn ve 180°/sn açısal hızlarda ölçtüğümüz H/Q oranını dominant ve non-dominant ekstremite arasında karşılaştırdığımızda herhangi bir fark bulmadık. Bilateral hamstring ve quadriceps femoris kas grupları arasındaki farkları ise dinamik ve statik şartlarda ölçtüğümüz Q açısı parametrelerini ile karşılaştırdık. Sonuç olarak sadece dominant ekstremitede statik pasif Q açısı ile 180°/sn açısal hızda ölçtüğümüz bilateral hamstring kas kuvvetleri arasındaki fark zayıf düzeyde, negatif yönlü ve anlamlı bir ilişki bulduk. Çalışmamıza sadece sedanter bireyleri dahil ettiğimiz ve her iki ekstremite fleksiyon

ve ekstaniyon tepe tork değerlerinde dominant ve non-dominant ekstremiteler arasında fark bulamadığımız için H/Q oranında da ekstremiteler arasında fark olmaması beklenen bir sonuçtur.

Yürüme vücudun mekanik dizilimi, eklem hareket açıklığı ve nöromusküler aktivitenin birbirleriyle etkileşimini içeren karmaşık bir süreçtir. Vücutta meydana gelen biyomekanik değişiklikler yürüme paterninin değişmesine neden olabilir. Yürüme analizi basit bir gözlemlerle yapılabildiği gibi kompleks 3-boyutlu bilgisayar destekli hareket analiz sistemleri ile de yapılabilir. Yürüyüş analizinin doğru yapılabilmesi için yürüyüşün bileşenleri ve bu bileşenleri etkileyen parametrelerin bilinmesi gerekir (34).

Yürüme sırasında vücut ağırlığı sırayla kalça, diz ayak bileği ve en son ayak aracılığıyla zemine aktarılır, bu sebeple ayak mekaniğinin değişmesi alt ekstremitte biyomekaniğininde değişmesine sebep olur. Yürüme sırasında ekstremiteler ile zemin arasında temas kuvveti oluşur. İnsan vücuduna etki eden dış yüklenmeleri değerlendirmek için yer temas kuvvet ölçümlerine bakılır. Yürüme gibi kinematik hareket paternlerinin analizi, harekete sebep olan kuvvet, basınç ve momentlerin ölçümüyle ilgilenen kinetik analiz ölçümünü gerekli kılar (37).

Kinetik zincir reaksiyonu segmentlerin birbirlerine eklemler aracılığı ile sıralı olarak bağlanması olarak tarif edilir. Yürüyüş sırasında alt ekstremitte zincirleme reaksiyonu kompensatuar hareketlerin oluşmasına sebep olur. Ayakta oluşan pronasyon hareketi tibial iç rotasyona sebep olur. Bu da sırasıyla diz valgus ve kalça iç rotasyonuna sebep olur. Kinetik zincirde oluşan bu kompensatuar hareketlerdeki bozukluk patolojik bulgu olarak karşımıza çıkar (70).

Yürüme sırasında ayak bileğinde görülen değişimler alt ekstremitte fonksiyonunu etkiler ve ayak açısındaki değişimler diz adduktor momenti ile ilişkilidir. Yürümenin duruş fazının basma sonu evresinde yer tepkime kuvveti ön ayaktan geçer ayak rotasyonunda görülen değişimler diz ekleminde kinematik değişimlere sebep olabilir. Ayak açısı artarsa yürüme esnasında yer reaksiyon kuvvetini ayağın dış kısmına aktarır ve buda diz adduktor momentinin azalmasına ile sonuçlanır (26). Yürüme paternlerindeki bozulmalarda Q açısını etkileyebilir. Yürüyüş siklusunun ilk kısımlarında subtalar ekleminde pronasyon ve tibiada internal rotasyona hareketi

gerçekleşir. Orta basma fazında dizin terminal ekstansiyonu için tibia eksternal rotasyona gider bunu takiben femurda kompensatuvar olarak internal rotasyon görülür. Uyluk internal rotasyonun fazla olması patellanın SIAS ve tuberositas tibianın göre daha medialde konumlanmasına ve sonuç olarak Q açısının artmasına sebep olur (7).

Yürüyüşün duruş fazı sırasında arka ayak pronasyonu ile uyluğun internal rotasyonu, arka ayak supinasyonu ile uyluğun eksternal rotasyonu sekronize olarak beraber gerçekleştiği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (71,72,73). Souza ve arkadaşlarının (2010) yürüyüşün duruş fazı esnasında arka ayak eversiyonu, bacak internal rotasyonu ve kalça internal rotasyon zamanlamaları arasındaki ilişkiyi değerlendirdikleri çalışmalarında arka ayak eversiyon zamanlaması ile bacak ve kalça internal rotasyon zamanlamaları arasında ilişki olduğunu tespit etmişler (73). Yürüyüşün duruş fazı sırasında ayak pronasyon hareketinin uzaması sırası ile kalça internal rotasyon hareket süresinin uzaması, buna bağlı olarak patellanın yer değiştirmesi dolaylı olarak Q açısının değişmesine sebep olabilir.

Çalışmamızda yürüme döngüsü parametrelerinden olan duruş, salınım, ağırlık aktarma, tek ayak destek ve salınım öncesi fazları ile tek adım uzunluğu, tek adım süresi, çift adım uzunluğu, çift adım süresi ve ayak açısı parametrelerini dominant ve nondominant taraflar arasında karşılaştırdık. Baktığımız parametrelerden sadece tek ayak destek fazı (%) ölçümünü dominant grupta non-dominant gruba göre daha yüksek bulduk. Q açısının yürüme paternine etkisini genç erişkinler üzerinde inceleyen bir çalışmada statik aktif ve statik pasif Q açı değerlerinin mekânsal ve zamansal yürüme paternleri ile olan ilişkilerine bakıldığında hem kadın hem erkek bireylerde Q açısı ile yürüme paternleri arasında herhangi bir ilişki saptanmamıştır (74). Bizim çalışmamızda ise statik ve dinamik Q açısı ölçümleri ile yürüme analizi ölçümleri arasındaki ilişkiye baktığımızda non-dominant tarafta herhangi bir ilişki bulmazken sadece dominant tarafta statik aktif Q açısı ile salınım öncesi fazı (%) arasında zayıf düzeyde, pozitif yönlü ve anlamlı bir ilişki saptandı.

Yürüyüşün duruş fazı sırasında ayak zemin yüzeyine uyum sağlama, şok emilimi ve itme fazı sırasında vücut ağırlığını öne aktarmak için kaldıraç görevi alma gibi fonksiyonlara sahiptir. Bu fonksiyonlar için subtalar eklem hareketlerine ihtiyaç duyar. Ağırlığın tam yüklendiği orta basma fazında subtalar eklem pronasyon

maksimum seviyede olur. Pronasyonla beraber tarsal eklem kilidi açılır ayak zemin yüzeyine uyum sağlamak için daha esnek olur ve dengenin korunmasına yardımcı olur. Subtalar eklem supinasyonu ise tarsal eklem kilidini kapatır ayak tabanında maksimum stabilizasyon sağlar bu da itme için sert bir kaldıraç görevi yapmasına olanak sağlar Ayakta pronasyon ve supinasyon arasındaki etkili geçişi olumsuz etkileyen dizilim bozuklukları alt ekstremitte fonksiyonlarını azaltabilir (70).

Dinamik Q açısı ölçümlerinde ayak yerde sabit iken kalça eklemine abduksiyondan addüksiyona gelmesi ayakta subtalar eklem supinasyondan pronasyona gelmesi Q açısı değerinde artmasına sebep olur (75). Ayakta supinasyonun aşırı olması medial longitudinal arkta artış ve zemin yüzeyine uyum sağlayamamasına sebep olur. Ayak pronasyonunda aşırı artış ise medial longitudinal arkta azalmaya sebep olur. Bu da ayağın mobilitesinin artmasına stabilizasyon için ayak bileği diz ve kalça kaslarında daha fazla kas aktivasyonu gerektirir (76). Kas gücündeki değişim de koordineli dizilimin bozulmasına sebep olur.

Tillman ve arkadaşları (2005) alt ekstremitte dizilimi ile ilgili yaptıkları çalışmada Q açısındaki artışı ile paralel olarak calcaneal eversiyonu artırabileceğini sonuç olarak subtalar eklem pronasyona gitmesine sebep olabileceğini bildirmişlerdir (14). Letafatkar ve arkadaşlarının (2013) güreşçiler üzerinde pes planus ve Q açısının ilişkisine baktıkları çalışmalarında yalnızca dominant ekstremitede pes planus ile Q açısı arasında pozitif kuvvetli bir ilişki olduğunu bulmuşlar (70). Shih ve arkadaşları (2012) ise pes planus'u olan çocuklar üzerinde navicula yüksekliği ve Q açısını kontrol grubuyla karşılaştırdıkları çalışmalarında navicula yüksekliğinin kontrol grubunda daha yüksek olmasına rağmen her iki grup arasında Q açısı değerlerinde fark tespit edilmemiştir (77). Sağlıklı yetişkin bireyler üzerinde yapılan başka bir çalışmada alt ekstremitte dizilimiyle ilgili değişkenlerin kendi aralarındaki ilişki değerlendirilmiş, hem kadın, hem de erkek bireylerde sağ ekstremitte Q açısının sağ navicular yüksekliği ile arasında bir ilişki bulamamışlar (78). Biz de çalışmamızda statik ve dinamik Q açısı değerleri ile navicula yüksekliğinin ilişkisine baktığımızda hem dominant hemde non-dominant tarafta Q açısı ile navicula yüksekliği arasında bir ilişki bulamadık. Çalışmamızda pes planusu olmayan sağlıklı bireyler üzerinde gerçekleştirdiğimiz için Q açısı ve navicular yükseklik arasında ilişki bulmadığımızı düşünmekteyiz.

Çalışmamızda aynı zamanda bireylerin yürüme esnasında ayak tabanlarına yüklenen basıncın sürelerini tüm ayak, başparmak, ön ayak, orta ayak ve arka ayak şeklinde bölümlere ayırarak değerlendirdik. Ayak taban basınç sürelerini dominant ve non-dominant taraflar arasında karşılaştırdığımızda taraflar arasında bir farklılık gözlemlenmedi. Ayak taban basınç süreleri ile statik Q açısı parametreleri arasında ilişkiye baktığımızda her iki tarafta da anlamlı bir ilişki bulunmadı.

Statik Q açısının güvenilirliği ölçüm yöntemine bağlı olarak değişmektedir. Yapılan bir çalışmada MR ile ölçülen Q açısı ile gonyometre kullanılarak üç farklı pozisyonda ölçülen Q açısı değerleri arasında zayıf ve orta derecelerde güvenilirlik olduğu saptanmıştır (79). Dinamik Q açısının gonyometre kullanılarak ölçülen statik Q açısına göre daha güvenilir olduğunu belirten çalışmalar olmuştur (33). Melicharek ve arkadaşlarının (2011) kadınlar üzerinde yaptıkları çalışmalarında yürüme ve koşma gibi aktivitelerde dinamik Q açısının iki alt ekstremite arasında farklılık gösterdiğini bulmuşlar (80). Imhoff ve arkadaşlarının (2021) kronik patellofemoral instabilitesi olan hastalarda yürüme sırasında ölçülen dinamik Q açısının sağlıklı bireylere göre daha büyük olduğunu saptamışlar (81).

Çalışmamızda farklı ölçüm tekniği sonucu elde ettiğimiz Q açılarının test içi korelasyon katsayısına baktığımızda hem dominant hemde non-dominant tarafta statik pasif ve statik aktif Q açıları arasındaki güvenilirlik katsayısı orta kuvvettedir. Ancak dinamik Q açısı değerleri ile statik Q açısı değerleri arasında böyle bir ilişki bulunmadı. Çalışmamızın sonuçlarına göre statik aktif ve statik pasif olarak ölçülen Q açısı değerleri birbirinin yerine kullanılabilirken dinamik Q açısı parametreleri ile statik Q açısı değerlerinin birbiri yerine kullanılamayacağı sonucunu çıkarmaktayız.

Araştırmamız Q açısının önemi, Q açısı alternatif ölçüm yöntemleri, Q açısına etki eden parametreler ve bu parametreler ile olan ilişkisini her yönüyle ele alan çok kapsamlı bir çalışma olup alt ekstremite biyomekaniğine ilişkin yapılacak birçok araştırmaya öncü olma niteliğindedir. Ortaya çıkan sonuçların klinik tanının daha rahat konulmasında, performans değerlendirmeleri ve alt ekstremite yaralanmalarının önlenmesi açısından yol gösterici nitelikte olacağını düşünmekteyiz.

Bu çalışma sadece sağlıklı ve sedanter bireyler üzerinde gerçekleştirildi. Ancak çalışmaya sporcuların ya da belli bir patolojik bulgusu olan bireylerin dahil edilmesi ve sedanter bireyler ile karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmesi ile statik ve dinamik Q açısını değerlerinin gerek işlevsel gerekse klinik açıdan önemi daha açık bir şekilde vurgulanabilir.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamız dominant ve non-dominant ekstremiterlerden alınan Q açısı ölçümleri, antropometrik ölçümler, yürüme analizi, ayak taban basınç analizi ve izokinetik ölçümlerden oluşmaktadır.

Dominant ve non-dominant taraflar çalışmada yer alan tüm parametreler açısından karşılaştırıldığı zaman yalnızca duruş fazının birinci evresinde dinamik valgus açısı (DVA1) non-dominant tarafta, tek ayak destek fazı ise dominant tarafta istatistiksel olarak daha yüksek bulundu.

Gerek statik gerekse dinamik tüm Q açısı ölçümleri ile antropometrik ölçümler arasında hem dominant ve hemde non-dominant tarafta anlamlı bir ilişki bulunmadı.

Q açısının dominant ve non-dominant taraflar arasında kuvvet farkı olmamasına rağmen sadece dominant tarafta statik Q ölçümleri ile izokinetik kas kuvvet ölçümleri arasında negatif yönde bir ilişki olduğu görüldü.

Ölçümlerimiz sonucunda statik aktif Q açısı ile statik pasif Q açısı ölçümlerinin birbirlerine paralel olduğunu, klinikte statik Q açısı ölçümlerden birinin tercih edilmesinin yeterli olacağı sonucuna varıldı. Ancak dinamik Q açısı ölçümleri ile statik Q açısı ölçümleri arasında böyle bir ilişkinin olmadığı tespit edildi.

Q açısının klinik önemi ve sportif performansa olan etkisi düşünüldüğünde çalışmamıza paralel olacak şekilde diz eklemi veya alt ekstremite patolojisi olan bireyler ile sportif aktivite ile uğraşan bireyler üzerinde bu doğrultuda bir çalışma yapılabilir.

Çalışmamıza katılan bireylerin cinsiyet ve yaş ortalamaları düşünüldüğünde çalışma farklı yaş grupları ve farklı cinsiyetler üzerinde tekrarlanarak karşılaştırmalı bulgular elde edilebilir.

## KAYNAKLAR

1. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. *Procedia-Social Behav Sci.* 2011;15:3349–54.
2. Mohanty NR, Koley S. A study on lower extremity malalignment and its correlation to Q-angle in state level athletes of Odisha. *Int J Heal Sci Res.* 2018;8(11):31–6.
3. Saç A, Taşmektepligil MY. Correlation between the Q angle and the isokinetic knee strength and muscle activity. *Turkish J Phys Med Rehabil.* 2018;64(4):308.
4. de Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Gonçalves AV, Ferrari D, Aragão FA, et al. Q-angle static or dynamic measurements, which is the best choice for patellofemoral pain?. *Clin Biomech.* 2015;30(10):1083–7.
5. Raissi GRD, Cherati ADS, Mansoori KD, Razi MD. The relationship between lower extremity alignment and Medial Tibial Stress Syndrome among non-professional athletes. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2009;1(1):1–8.
6. Nguyen A-D, Boling MC, Levine B, Shultz SJ. Relationships between lower extremity alignment and the quadriceps angle. *Clin J Sport Med.* 2009;19(3):201–6.
7. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2003;33(11):639–46.
8. Binder D, Brown-Cross D, Shamus E, Davies G. Peak torque, total work and power values when comparing individuals with Q-angle differences. *Isokinet Exerc Sci.* 2001;9(1):27–30.
9. Kishali NF, İmamoglu O, Burmaoglu G, Atan T, Yildirim K. Q-angle values of elite soccer and taekwondo athletes. *pain Clin.* 2004;16(1):27–33.
10. Barton CJ, Bonanno D, Levinger P, Menz HB. Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2010;40(5):286–96.
11. Elvan A, Simsek IE, Cakiroglu MA, Angin S. Association of quadriceps angle

- with plantar pressure distribution, navicular height and calcaneo-tibial angle. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2019;53(2):145–9.
12. Periyasamy R, Anand S. The effect of foot arch on plantar pressure distribution during standing. *J Med Eng Technol.* 2013;37(5):342–7.
  13. Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech.* 2001;16(4):341–7.
  14. Tillman MD, Bauer JA, Cauraugh JH, Trimble MH. Differences in lower extremity alignment between males and females: potential predisposing factors for knee injury. *J Sports Med Phys Fitness.* 2005;45(3):355.
  15. Snell RS. *Topografik klinik anatomi.* 9'uncı baskı. Ankara: Palme Yayıncılık; 2015.s.435-526
  16. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. *Kliniğe Yönelik Anatomi.* In: Şahinoğlu K, editor. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2014.s.510-669.
  17. Taner D. *Fonksiyonel Anatomi Ekstremiteler ve Sırt Bölgesi.* 11. baskı. Ankara: HYB Basım Yayın; 2017.s.130-209.
  18. Arifoğlu Y. *Her Yönüyle Anatomi. Gözden geçirilmiş 1. Baskı.* İstanbul: İstanbul Tıp Kitabevleri; 2017.
  19. Brattström H. Shape of the intercondylar groove normally and in recurrent dislocation of patella: a clinical and x-ray anatomical investigation. *Acta Orthop Scand.* 1964;35(sup68):1–148.
  20. Smith TO, Hunt NJ, Donell ST. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2008;16(12):1068–79.
  21. Merchant AC, Fraiser R, Dragoo J, Fredericson M. A reliable Q angle measurement using a standardized protocol. *The Knee.* 2020;27(3):934–9.
  22. Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Phys Ther.* 1989;69(11):897–901.
  23. Levangie PK, Norkin CC. *Joint structure and function: a comprehensive analysis.* FA Davis; 2011.
  24. Weiss L, DeForest B, Hammond K, Schilling B, Ferreira L. Reliability of goniometry-based Q-angle. *PM&R.* 2013;5(9):763–8.
  25. Biedert RM, Warnke K. Correlation between the Q angle and the patella position: a clinical and axial computed tomography evaluation. *Arch Orthop*

- Trauma Surg. 2001;121(6):346–9.
26. Cho Y, Ko Y, Lee W. Relationships among foot position, lower limb alignment, and knee adduction moment in patients with degenerative knee osteoarthritis. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(1):265–8.
  27. Byl T, Cole JA, Livingston LA. What determines the magnitude of the Q angle? A preliminary study of selected skeletal and muscular measures. *J Sport Rehabil.* 2000;9(1):26–34.
  28. Lathinghouse LH, Trimble MH. Effects of isometric quadriceps activation on the Q-angle in women before and after quadriceps exercise. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2000;30(4):211–6.
  29. Livingston LA. The quadriceps angle: a review of the literature. *J Orthop Sport Phys Ther.* 1998;28(2):105–9.
  30. Kar MN, Deb S, Pal JN, Tapadar A, Roy H, Kar C. The ‘quadriceps angle’: correlation between clinical and radiographic measurements from a study in North Bengal. *J Anat Soc India.* 2013;62(1):68–72.
  31. Herrington L, Nester C. Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clin Biomech.* 2004;19(10):1070–3.
  32. Araujo AJS de, Silva Junior WM da. The Q angle analysis, during resistance training, on open kinematics chain and intermediate closed kinematics chain, through photogrametry. *Rev Bras Ciências do Esporte.* 2014;36:327–39.
  33. Skouras AZ, Kanellopoulos AK, Stasi S, Triantafyllou A, Koulouvaris P, Papagiannis G, et al. Clinical Significance of the Static and Dynamic Q-angle. *Cureus.* 2022;14(5).
  34. Chambers HG, Sutherland DH. A practical guide to gait analysis. *JAAOS- Journal Am Acad Orthop Surg.* 2002;10(3):222–31.
  35. Kharb A, Saini V, Jain YK, Dhiman S. A review of gait cycle and its parameters. *IJCEM Int J Comput Eng Manag.* 2011;13:78–83.
  36. Gujarathi T, Bhole K. Gait analysis using imu sensor. In: 2019 10th International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies (ICCCNT). IEEE; 2019. p. 1–5.
  37. Rosenbaum D, BECKER H. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot ankle Surg.* 1997;3(1):1–14.

38. Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. *Phys Ther.* 2000;80(4):399–409.
39. Razak AHA, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors.* 2012;12(7):9884–912.
40. Dvir Z. Clinical applicability of isokinetics: a review. *Clin Biomech.* 1991;6(3):133–44.
41. Davies GJ. A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques. S & S Publishers; 1992.
42. Sole G, Hamrén J, Milosavljevic S, Nicholson H, Sullivan SJ. Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(5):626–31.
43. Kellis S, Gerodimos V, Kellis E, Manou V. Bilateral isokinetic concentric and eccentric strength profiles of the knee extensors and flexors in young soccer players. *Isokinet Exerc Sci.* 2001;9(1):31–9.
44. Dvir Z. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation and Clinical Applications.* Elsevier Health Sciences; 2004.
45. Gioftsidou A, Ispiridis I, Pafis G, Malliou P, Bikos C, Godolias G. Isokinetic strength training program for muscular imbalances in professional soccer players. *Sport Sci Health.* 2008;2(3):101–5.
46. Baltzopoulos V, Brodie DA. Isokinetic dynamometry. *Sport Med.* 1989;8(2):101–16.
47. Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE. *Physical Rehabilitation of the Injured Athlete: Expert Consult-Online and Print.* Elsevier Health Sciences; 2012.
48. Cheung R, Smith A, Wong D. H: Q ratios and bilateral leg strength in college field and court sports players. *J Hum Kinet.* 2012;33(2012):63–71.
49. Tourny-Chollet C, Leroy D, Léger H, Beuret-Blanquart F. Isokinetic knee muscle strength of soccer players according to their position. *Isokinet Exerc Sci.* 2000;8(4):187–93.
50. Magalhaes J, Oliveir AJ, Ascensao A, Soares J. Concentric quadriceps and hamstrings isokinetic strength in volleyball and soccer players. *J Sports Med Phys Fitness.* 2004;44:119–25.
51. Hewett TE, Myer GD, Zazulak BT. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *J Sci Med Sport.* 2008;11(5):452–9.

52. Li RC, Maffulli N, Hsu YC, Chan KM. Isokinetic strength of the quadriceps and hamstrings and functional ability of anterior cruciate deficient knees in recreational athletes. *Br J Sports Med.* 1996;30(2):161–4.
53. Özsu MS. Temel Basketbol Becerilerinde kullanılan El Ayak Tercihi Ile Dominant El Ve Ayak ilişkisinin İncelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul: Marmara Üniversitesi, 2006.
54. Olivier G. *Practical anthropology.* CC Thomas; 1969.
55. Otman AS. Tedavi hareketlerinde temel değerlendirme prensipleri. 7. Baskı. Ankara: Pelikan yayıncılık, 2015.
56. Nilsson MK, Friis R, Michaelsen MS, Jakobsen PA, Nielsen RO. Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *J Foot Ankle Res.* 2012;5(1):1–9.
57. Sanchez HM, Sanchez EG de M, Baraúna MA, Canto RS de T. Evaluation of Q angle in different static postures. *Acta Ortop Bras.* 2014;22:325–9.
58. Hahn T, Foldspang A. The Q angle and sport. *Scand J Med Sci Sports.* 1997;7(1):43–8.
59. Stensdotter AK, Andersson PI, Rydh A, Häger-Ross C. Q-angle variations in standing and supine positions and for different measurement methods in women with and without patellofemoral pain. *Adv Physiother.* 2009;11(2):88–96.
60. Park SK, Stefanyshyn DJ. Greater Q angle may not be a risk factor of patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech.* 2011;26(4):392–6.
61. Livingston LA, Spaulding SJ. OPTOTRAK measurement of the quadriceps angle using standardized foot positions. *J Athl Train.* 2002;37(3):252.
62. Bhutto M, Shadmehr A, Hadian MR, Talebian S, Rana Z, Asad SA. Test-Retest Reliability of Digital Photography in Measuring Quadriceps-Angle and Pelvic Tilt Angle in Healthy Population. *PJHMS.* 2021;15(11), 3365-67.
63. Mendonsa VR, Dkhar W, Sukumar S, JOHN A. Determination of Range of Quadriceps Angle by Computed Tomography. *J Clin Diagnostic Res.* 2018;12(12).
64. Fatahi A, Sadeghi H, Ameli M. Relationship between Q angle and knee injuries prevalence in elite volleyball players. *Sci PG.* 2017;5(4):45–8.
65. Biedert RM, Gruhl C. Axial computed tomography of the patellofemoral joint with and without quadriceps contraction. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1997;116(1):77–82.

66. Bayraktar B, Yucesir I, Ozturk A, Cakmak AK, Taskara N, Kale A, et al. Change of quadriceps angle values with age and activity. *Saudi Med J*. 2004;25(6):756–60.
67. Tabata I, Atomi Y, Kanehisa H, Miyashita M. Effect of high-intensity endurance training on isokinetic muscle power. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1990;60(4):254–8.
68. Meireles SM, Oliveira LM, Andrade MS, Silva AC, Natour J. Isokinetic evaluation of the knee in patients with rheumatoid arthritis. *Jt Bone Spine*. 2002;69(6):566–73.
69. Dvir Z. Physiological and biomechanical aspects of isokinetics. *Dvir Z Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications*. New York: Churchill Livingstone. 2004:11–25.
70. Letafatkar A, Zandi S, Khodayi M, Vashmesara JB. Flat foot deformity, Q angle and knee pain are interrelated in wrestlers. *J Nov Physiother*. 2013;3(2):138.
71. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Pertence AE, Fonseca ST. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2009;99(6):503–11.
72. Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clin Biomech*. 2009;24(1):26–34.
73. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. *Clin Biomech*. 2010;25(7):745–8.
74. Yılmaz AZ. 18-25 Yaş Arası Genç Erişkinlerde Quadriceps Açısının (Q açısı) Yürüme Paternine Etkisi (Uzmanlık tezi). Edirne: Trak Üniversitesi; 2018.
75. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2010;40(2):42–51.
76. Tsai LC, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2006;36(12):942–53.
77. Shih YF, Chen CY, Chen WY, Lin HC. Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: a comparative study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012;13(1):1–9.

78. Nguyen AD, Shultz SJ. Identifying relationships among lower extremity alignment characteristics. *J Athl Train*. 2009;44(5):511–8.
79. Freedman BR, Brindle TJ, Sheehan FT. Re-evaluating the functional implications of the Q-angle and its relationship to in-vivo patellofemoral kinematics. *Clin Biomech*. 2014;29(10):1139–45.
80. Melicharek A, Miller MK, Hazzard J. A comparison of the bilateral, dynamic Q-angle in females. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive*. 2011.
81. Imhoff FB, Cotic M, Dyrna FGE, Cote M, Diermeier T, Achtnich A, et al. Dynamic Q-angle is increased in patients with chronic patellofemoral instability and correlates positively with femoral torsion. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2021;29(4):1224–31.



# EK 1: Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 10.09.2021-60406



1993

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu

Sayı : E-94603339-604.01.02-60406  
Konu : Proje Onayı

10.09.2021

## SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Anatomi ve Klinik Anatomi Doktora Programı öğrencisi Merve İzci tarafından yürütülecek olan KA21/356 nolu "Dinamik ve statik Q açısının alt ekstremité kinetik, kinematik ve antropometrik özellikleri ile olan ilişkisi" başlıklı araştırma projesi Kurulumuz ve Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 01/09/2021 tarih ve 21/130 sayılı kararı ile uygun görülmüştür. Projenin başlama tarihi ile çalışmanın sunulduğu kongre ve yayımlandığı dergi konusunda Kurulumuza bilgi verilmesini rica ederim.

Not: Çalışma bildiri ve/veya makale haline geldiğinde "Gereç ve Yöntem" bölümüne aşağıdaki ifadelerden uygun olanının eklenmesi gerekmektedir.

— Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu ve Etik Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no:...) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

— This study was approved by Baskent University Institutional Review Board and Ethics Committee (Project no:...) and supported by Baskent University Research Fund.

*Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.*



1993

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**

**GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARI**

PROJE NO	KARAR SAYISI	KARAR TARİHİ
KA21/356	21/130	01/09/2021

Sağlık Bilimleri Enstitüsü / Anatomi ve Klinik Anatomi Doktora Programı öğrencisi Merve İzci tarafından yürütülecek olan KA21/356 nolu "Dinamik ve statik Q açısının alt ekstremité kinetik, kinematik ve antropometrik özellikleri ile olan ilişkisi" başlıklı araştırma projesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelendi ve etik açıdan uygun olduğuna karar verildi.

## EK 2 : Anket Formu

### DİNAMİK VE STATİK Q AÇISININ ALT EKSTREMİTE KİNETİK, KİNEMATİK VE ANTROPOMETRİK ÖZELLİKLERİ İLE OLAN İLİŞKİSİ

Bu araştırma Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi ve Klinik Anatomi Doktora Programı öğrencisi Merve İzci tarafından yürütülmektedir. Bu araştırma için ölçümler bir defa alınacak olup 30 – 45 dakika süre ayırarak araştırmaya destek vermiş olacaksınız. Tüm ölçümler yüzeysel antropometrik referans noktaları dikkate alınarak ölçülecek, herhangi bir girişimsel müdahalede bulunulmayacaktır. Çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen bilimsel amaçlı kullanılacak olup, bilgileriniz gizli tutulacaktır. Elde edilen bilgiler alt ekstremitte performans değerlendirmeleri, klinik tanının konulması ve alt ekstremitte yaralanmalarının önlenmesi açısından yol gösterici nitelikte olacaktır.

Bu araştırmaya katılmak **gönüllülük** esasına dayanmaktadır.

<b>Vaka no</b>		
<b>Yaş</b>		
<b>Boy</b>		
<b>Kilo</b>		
<b>Herhangi bir spor ile uğraşıyor musunuz?</b>	<input type="checkbox"/> Evet <input type="checkbox"/> Hayır	
<b>Alt ekstremitteye yönelik yaralanma veya cerrahi girişim öykünüz var mı?</b>	<input type="checkbox"/> Evet ..... <input type="checkbox"/> Hayır	
	<b>Dominant</b>	<b>Non-dominant</b>
<b>Alt ekstremitte uzunluğu</b>		

<b>Tibia uzunluğu</b>		
<b>Diz bicondylar genişliği</b>		
<b>Ayak uzunluğu</b>		
<b>Ayak genişliği</b>		
<b>Navicular yůkseklik</b>		
<b>Statik Q açısı ۆlçümü (pasif)</b>		
<b>Statik Q açısı ۆlçümü (aktif)</b>		

## EK 3: Yenilenmiş Waterloo Ayak Tercihi Anketi

### Yenilenmiş Waterloo Ayak Tercihi Anketi

**Yönerge:** Aşağıdaki soruların her birini en iyi yapabileceğiniz şekilde yanıtlayınız. Anlatılan hareketi yapmak için **daima** bir ayağınızı kullanıyorsanız **Dsol (daima sol)** ya da **Dsağ (Daima sağ)** yazan yeri daire içine alınız. **Genellikle** bir ayağınızı kullanıyorsanız **Gsol** ya da **Gsağ** yazan yeri daire içine alınız. Eğer her iki ayağınızı **eşit sıklıkta** kullanıyorsanız **Eşit** yazan yeri daire içine alınız.

Lütfen bütün sorular için bir yanıtı basit olarak daire içine almayınız, kendi yaptığınız her hareketi sırayla hayalinizde canlandırınız ve daha sonra uygun olan yanıtı işaretleyiniz. Gerekirse, işaretlemeyi durdurunuz ve sorulan hareketi yapmaya çalışınız.

Yenilenmiş Waterloo Ayak Tercihi Anketi		Daima Sol	Genellikle Sol	Eşit Sıklıkta	Genellikle Sağ	Daima Sağ
1.	Duran bir topa önünüzdeki bir hedef doğrultusunda tekme atmada hangi ayağınızı kullanırsınız?	Dsol	Gsol	Eşit	Gsağ	Dsağ
2.	Bir ayak üzerinde durmanız gerekirse, o hangi ayağınız olur?	Dsol	Gsol	Eşit	Gsağ	Dsağ
3.	Plajda kumu düzeltmek için hangi ayağınızı kullanırsınız?	Dsol	Gsol	Eşit	Gsağ	Dsağ
4.	Bir sandalyenin üzerine çıkmanız gerekirse, sandalyenin üzerine önce hangi ayağınızı koyarsınız?	Dsol	Gsol	Eşit	Gsağ	Dsağ
5.	Hızlı hareket eden bir böcek üzerine ayağınızı basmak için hangi ayağınızı kullanırsınız?	Dsol	Gsol	Eşit	Gsağ	Dsağ
6.	Bir demiryolu rayı üzerinde tek ayağınızda dengedeyseniz, hangi ayağınızı kullanırsınız?	Dsol	Gsol	Eşit	Gsağ	Dsağ
7.	Ayak parmaklarınızla bir misket almak isterseniz, hangi ayağınızı kullanırsınız?	Dsol	Gsol	Eşit	Gsağ	Dsağ
8.	Bir ayakta hoplamak isterseniz, hangi ayağınızı kullanırsınız?	Dsol	Gsol	Eşit	Gsağ	Dsağ
9.	Bir küreği toprağın içine itmeye yardımcı hangi ayağınızı kullanırsınız?	Dsol	Gsol	Eşit	Gsağ	Dsağ
10.	Rahat bir şekilde ayakta durma sırasında, insanlar ağırlıklarının çoğunu öncelikle bir ayağı üzerine koyar, diğer bacaklarını hafif bükük bırakırlar. Ağırlığınızın çoğunu öncelikle hangi ayağınıza koyarsınız?	Dsol	Gsol	Eşit	Gsağ	Dsağ
11.	Yukarıdaki hareketlerin herhangi birisi için ayak tercihinizi değiştirmenizin herhangi bir nedeni (örneğin: sakatlanma) var mı?	<b>EVET</b>	<b>HAYIR</b>	(birisini daire içine alın)		
12.	Belirli hareketler için yalnız bir ayağınızı kullanmada özel eğitim ya da teşvik aldınız mı?	<b>EVET</b>	<b>HAYIR</b>	(birisini daire içine alın)		
13.	11. ya da 12. soru için <b>EVET</b> cevabı verdinizse, lütfen açıklayınız.					

## EK 4: Yürüme Analizi Değerlendirme Formu

<b>VAKA NO:</b>	<b>Dominant</b>	<b>Non-dominant</b>
Duruş Fazı (%)		
Ağırlık Aktarma Fazı (%)		
Tek ayak destek fazı (%)		
Salınım Öncesi Fazı (%)		
Çift Ayak Destek Fazı (%)		
Salınım Fazı (%)		
Adım Uzunluğu (mm)		
Adım Süresi (sn)		
Ayak Rotasyonu (°)		
Çift adım adım uzunluğu (mm)		
Çift adım süresi (ms)		

### Posterior Kinematik Yürüme Analizi

	Dominant valgus açısı	Dominant aşıl açısı	Dominant ayak açısı	Non- dominant valgus açısı	Non- dominant aşıl açısı	Non- dominant ayak açısı
<b>Duruş fazı 1</b>						
<b>Duruş fazı 2</b>						
<b>Duruş fazı 3</b>						
<b>Orta basma fazı</b>						

## EK 5: Taban Basınç Analizi Değerlendirme Formu

### Taban Basınç Analizi Değerlendirme Formu

Ayak Tabanı Temas Süreleri	Dominant	Non-dominant
Tüm ayak temas süresi (ms)		
Başparmak temas süresi (ms)		
I. Metatars temas süresi (ms)		
II. Metatars temas süresi (ms)		
III. Metatars temas süresi (ms)		
IV. Metatars temas süresi (ms)		
V. Metatars temas süresi (ms)		
Orta ayak temas süresi (ms)		
Lateral ayak temas süresi (ms)		
Medial ayak temas süresi (ms)		

## EK 6: İzokinetik Değerlendirme Formu

### İzokinetik Değerlendirme Formu

Vaka No:		Diz Eklemleri (60°/sn)	Diz Eklemleri (180°/sn)
Konsantrik Kas Kuvveti	Dominant taraf fleksiyon kuvveti (Nm)		
	Non-Dominant taraf ekstansiyon kuvveti (Nm)		
	Dominant taraf ekstansiyon kuvveti (Nm/kg)		
	Non-Dominant taraf fleksiyon kuvveti (Nm/kg)		