

T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ANATOMİ ANABİLİM DALI

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Oğuz TAŞKINALP

18-25 YAŞ ARASI GENÇ ERİŞKİNLERDE
QUADRICEPS AÇISININ (Q AÇISI) YÜRÜME
PATERNİNE ETKİSİ

(Uzmanlık Tezi)

Dr. Ayşe Zeynep YILMAZER KAYATEKİN

EDİRNE -2018

TEŐEKKÜR

Hem Tıp Fakóltesi eğitimim sırasında hem de Tıpta Uzmanlık eğitimim sırasında öğrencileri olmaktan onur duyduğum, uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım baŐta tez danıŐmanım Prof. Dr. Oğuz TaŐkinalp olmak üzere Trakya Üniversitesi Tıp Fakóltesi Anatomi Anabilim Dalı'ındaki tüm hocalarıma; destek ve dostluklarını gördüğüm tüm meslektaŐlarıma ve mesai arkadaşlarıma; sevgi, ilgi, anlayıŐ ve desteklerini esirgemeyen eŐim ve aileme teŐekkür ederim.

Dr. Ayşe Zeynep YILMAZER KAYATEKİN

İÇİNDEKİLER

GİRİÇ VE AMAÇ.....	1
GENEL BİLGİLER.....	3
ALT EKSTREMİTE'NİN KISA ANATOMİSİ VE BİYOMEKANİĞİ.....	3
QUADRICEPS (Q) AÇISI.....	14
YÜRÜME.....	16
YÜRÜYÜŞ ANALİZİ.....	21
DENGE.....	22
GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	26
BULGULAR.....	37
TARTIŞMA	51
SONUÇLAR.....	58
ÖZET.....	60
SUMMARY.....	62
KAYNAKLAR.....	64
EKLER	

SİMGE VE KISALTMALAR

Art.	: Articulatio
Artt.	: Articulationes
M.	: Musculus
Mm.	: Musculi
Lig.	: Ligamentum
SIAS	: Spina iliaca anterior superior
Q açısı	: Quadriceps açısı
VAM	: Vücut ağırlık merkezi
VKİ	: Vücut kitle indeksi
YD	: Yürüme döngüsü
YTK	: Yer tepkime kuvveti
YTKV	: Yer tepkime kuvveti vektörü
COP	: Basınç Merkezi (Center of pressure)
FDM	: Kuvvet dağılımı ölçümü (Force distribution measuring)

GİRİŞ VE AMAÇ

İnsan vücudunun topografik açıdan bölümlerinden olan alt ekstremiteler ayakta durma, yürüme, koşma gibi statik ve dinamik günlük hayat aktiviteleri sırasında gövdeyi, üst ekstremiteleri ve başı taşımakla görevlidir (1-3). Hareketlerin amaç doğrultusunda, düzgün ve dengeli gerçekleştirilebilmesi için lokomotor sistemin tüm komponentleri belirli bir uyumla çalışırken, bir seviyedeki aksaklık diğer seviyelerdeki yapıları da etkileyebilir.

Diz eklemi, *femur* ile *tibia* ve *femur* ile *patella* arasındaki iki eklemden meydana gelen insan vücudunun en büyük eklemidir. Ayakta dururken diz eklemi kas kasılması olmaksızın vücut ağırlığını destekleyebilir. Yürüme esnasında vücut ağırlık merkezinin (VAM'nin) salınımını en alt noktaya indirerek enerji korunmasına yardımcı olur (4).

Quadriceps (Q) açısı, *patella*'ya proksimal ve distal yönden uygulanan kuvvetlerin arasındaki açıdır (5,6). *Spina iliaca anterior superior* (SIAS) ile *patella* orta noktasından geçen birinci çizgi ve *tuberositas tibiae* ile *patella* orta noktasından geçen ikinci çizgi arasında kalan dar açının ölçülmesinde kullanılan farklı yöntemler literatürde yer almıştır (6-8). Q açısındaki artış, *patella*'ya uygulanan lateral çekim kuvvetinin ve *patella* ardına düşen basıncın artmasına sebep olmaktadır (4,9,10). Bu nedenle patellofemoral disfonksiyon, patellofemoral ağrı sendromu, patellar instabilite, kondromalazi *patella* gibi pek çok patolojinin muayenesinde Q açısı ölçümü kullanılmaktadır (4,10).

Quadriceps (Q) açısının normal değer aralığı, cinsiyete ve ölçüm yöntemine göre farklılığı, sağlıklı ve semptomatik bireyler arasındaki farklılığı, sporcular ve sedanter kişiler arasındaki değişkenliği gibi konularda yapılmış pek çok araştırma literatürde yer almıştır. Ancak Q açısının kullandığımız yöntemle yapılan yürüyüş ve denge analizleri ile ilişkisi

incelenmemiştir.

Planlamış olduğumuz araştırmamızda, sağlıklı genç erişkin bireylerde iki farklı pozisyonda bilateral olarak llen Q açısı değerleri ile yürüyüş analizi ile elde edilen yürümenin uzaysal ve zamansal değerkenleri, yer tepkime kuvveti parametreleri (YTK), basınc merkezi parametreleri ve statik denge analizi ile elde ettiğimiz verileri karşılaştırmayı ve Q açısının yürüme ve denge ile olan ilişkisine dair nesnel ölçütler ortaya koymayı hedefledik.



GENEL BİLGİLER

ALT EKSTREMİTE'NİN KISA ANATOMİSİ VE BİYOMEKANİĞİ

İnsan vücudu topografik açıdan *caput* (baş), *collum* (boyun), *truncus* (gövde) ve *extremitas* (ekstremiteler, taraflar) olmak üzere dört bölümden oluşur. Ekstremiteler ise *extremitas superior* (üst ekstremiteler) ve *extremitas inferior* (alt ekstremiteler) olarak iki kısma ayrılır. Erişkin bir insan ağırlığının %70'lik kısmını gövde, baş ve üst ekstremitenin ağırlığı oluşturur. Vücut ağırlığının %30'unu oluşturan alt ekstremiteler ise diğer kısımları taşımak ve dengelemekle görevlidir ve vücudun abdominopelvik bölümüne tutunan iki sütundan oluşur (1,2,11,12). Sistematik anatomi açısından incelendiğinde lokomotor sistem, vücudun hareket etmesinden sorumludur. Alt ekstremitelerde yer alan lokomotor sistem unsurları kemikler, eklemler ve iskelet kasları olarak incelenir (1,13).

***Ossa Membri Inferioris* (Alt Ekstremiteler Kemikleri)**

Bu kemikler vücut ağırlığını taşımakla yükümlüdür. Alt ekstremitelerde sağ ve sol tarafa ait toplam 62 adet kemik bulunur (1,12,13).

1. *Os coxae* (Kalça kemiği): Alt ekstremiteleri gövdeye bağlayan *os coxae* üç farklı kemik olan *os ilii*, *os ischii* ve *os pubis*'in 14-18 yaşları arasında kaynaşması ile meydana gelen yassı bir kemiktir. Bu kemiklerin birleşme yeri erişkinde *acetabulum* olarak adlandırılan yapıdır. (1,12,14-18). Sağ ve sol *os coxae*, arkada *os sacrum* ve *os coccygis* ile eklenerek alt ekstremiteler ile gövde arasında yer alan *pelvis* (leğen) yapısını oluşturur (1,12,13).

2. Os femoris (Uyluk kemiği): İnsan iskeletinde yer alan en uzun ve en kalın kemiktir. İnsan vücudunu 1/4'ü kadar uzunluğa sahiptir. Kemikleşmesi 20-22 yaşlarında tamamlanır. Yukarıdan aşağıya, dıştan içe doğru uzanan kemik, öne doğru konveks yapıdadır. Proksimal ve distal iki uç ve bu uçlar arasında yer alan *corpus femoris* kısımlarından oluşur (12,13).

3. Patella (Diz kapağı kemiği): *Patella, m. quadriceps femoris*'in ortak tendonu içinde yer alan, piramit şekilli insan vücudunun en büyük *sesamoid* (susamsı) kemiğidir (12,13).

4. Ossa cruris (Bacak kemikleri): Diz ve ayak bileği eklemleri arasında bulunan iki kemik olan *tibia* (kaval kemik) ve *fibula* (kamuş kemik) bacak kemikleridir. *Tibia*, iç yanda yer alan kalın ve oldukça sağlam uzun bir kemiktir. *Fibula* ise dış yanda yer alan uzun bir kemiktir (12,13).

5. Ossa pedis (Ayak kemikleri): Ayak iskeletini oluşturan kemikler vücudun tüm ağırlığını taşır. Bacak kemiklerine göre dikey olarak yerleşen bu kemikler arkadan öne doğru *ossa tarsi* (ayak bileği kemikleri), *ossa metatarsi* (ayak tarağı kemikleri) ve *ossa digitorum pedis* (*phalanges*, ayak parmağı kemikleri) olarak sıralanan üç kısımdan oluşur. *Ossa tarsi*'yi oluşturan kemikler *talus*, *calcaneus*, *os naviculare*, *os cuneiforme mediale*, *os cuneiforme intermedia*, *os cuneiforme laterale* ve *os cuboideum*'dur. Gövde ağırlığı *tibia*'dan *talus*'a aktarılır. *Calcaneus*, yere temas eden tek tarsal kemiktir. *Ossa metatarsalia*, beş adet kemikten oluşur. Başparmakta iki, diğer parmaklarda üç adet, toplamda 14 adet *phalanx* ise *ossa digitorum pedis*'i oluşturur. Ayak iskeleti yapısında farklı sayı ve lokalizasyonda *sesamoid* kemik bulunabilir (12,13).

Articulationes Membri Inferioris (Alt Ekstremitte Eklemleri)

1. Articulationes cinguli membri inferioris: Pelvis yapısını oluşturan kemikler arasında yer alan alt ekstremitte kavşağına ait eklemlerdir. İki *os coxae*, önde *symphysis pubica* ile birleşir. *Articulatio (art) sacroiliaca*, *os coxae* ile *os sacrum* arasındaki plana tipindeki eklemdir ve vücut ağırlığının alt ekstremitteye aktarılmasını sağlar. *Art. sacrococcygea* ise *os sacrum*'a *os coccygis*'in bağlanmasını sağlayan *symphysis* tipindeki eklemdir (1,14,15).

İki taraftaki *acetabulum*'dan geçen frontal düzlemin arka kısmı ağırlığı alt ekstremitteye aktaran esas kısımdır ve *sacrum* bu kısmın ortasında yer alır. Frontal düzlemin ön kısmında *symphysis pubica* ve *discus interpubicus* vasıtası ile ağırlığın bir bölümü taşınır ve *os*

femoris'ten iletilen kuvvet sonucu *acetabulum*'ların birbirine yaklaşması engellenir (1,14,17-19). Lumbal omurgayla kıyaslandığında *art. sacroiliaca* medial yönden doğruca gelen kuvvete karşı 6 kat daha dayanıklıdır. Burulmaya karşı lumbal omurganın yarısı kadar, aksiyal doğrultudaki basınca ise 1/20'si kadar dayanıklıdır (17).

2. *Articulationes membri inferioris liberi*: Serbest alt tarafa ait eklemlerdir.

Art. coxae (Kalça eklemi): *Os coxae*'yi oluşturan üç kemiğin birleşim yeri olan *acetabulum* ile *caput ossis femoris* arasındaki *spheroid* tipteki eklemdir. *Ligamentum (lig.) inguinale*'nin 1/3 orta kısmının yaklaşık 1,2 cm kadar aşağısında bu eklemün merkezi yer almaktadır. Eklem kapsülü sağlam ve güçlüdür. Eklem kapsülünün anterosuperior bölümünün daha kalın oluşu özellikle ayakta duruş sırasında daha yüksek gerilim kuvvetine maruz kalması ile ilişkilidir (1,14,15,17-19). *Corpus femoris*'in uzun eksenini ile *collum femoris* arasındaki kollodiafizer açı çocuklarda 160°, erişkin dönemde ortalama 120°-130°'dir. Bu açının varlığı yürüyüş esnasında salınım fazında alt ekstremitenin *pelvis*'e temas etmesini engeller (1,14,15).

Art. coxae üzerinde *os femoris*'in ekstansiyon açısı 13°'dir. Yürüme sırasında pelvik rotasyon ve lumbal bölgedeki kavis artışı nedeniyle bu açı artmaktadır. Yürürken ekstansiyon yapan taraf hareketin sonunda iç rotasyon yapmak zorunda kalır. Kollodiafizer açının derecesi, zorunlu iç rotasyonun derecesini etkiler. Kadınlarda kollodiafizer açının erkeklere oranla daha dar olması iç rotasyon genişliğini arttırarak yürüme esnasında birbirine yaklaşan dizlerin temas etmesini engeller (1,14,15,20).

Yürüme esnasında *art. coxae*'ya etki eden yük vücut ağırlığından 2-5 kat kadar fazladır. *Art. coxae*'nin, yürümenin ilk değme evresinde 5,5 megapascal'lık bir basınçla karşı karşıya kaldığı ve bu değer kadınlarda daha yüksek olduğu belirtilmiştir. *Art. coxae*'nin en çok yüke maruz kaldığı dönem yürümenin basma fazının başı ve sonudur (18,19,21-25).

Art. genus (Diz eklemi): Diz eklemi insan vücudunun en kompleks yapıda olan ve en büyük sinovyal eklemdir. *Os femoris*'in distal ucu ile *tibia*'nın proksimal ucu arasındaki eklem, *patella* da katılır. Kemikler, eklem kapsülü, eklemün iç ve dış bağları statik dönemde; eklemün çevresindeki kaslar ise dinamik dönemde stabilitenin korunmasından sorumludur (1,14,15,20,26-28).

Vücudun yükünü taşıyan asıl kısım olan *femur* ile *tibia* arasındaki eklem yüzeyleri arasında fibrokartilaginöz yapıdaki *meniscus lateralis* ve *meniscus medialis* yer almaktadır.

Menisküslerin eklem yüzeylerinin uyumunu arttırma, yük taşıma, şoku absorbe etme ve stabiliteye katkı sağlama gibi fonksiyonları vardır (1,14,15,20,21,26,27,29).

Patella, os femoris'in facies patellaris'i ile eklemleşir. *Art. genus'u* önden kapatarak korur. İçinde bulunduğu tendonu eklemden uzaklaştırarak kasın ekstansiyon gücünün artmasını sağlar. Böylece *m. quadriceps femoris'in* %15 ile %30 arasında değişen oranda daha az kuvvetle aynı işi yapması sağlanmış olur (1,14,15,20,26,27,29).

Fibula, diz eklemine katılmaz. *Tibia* ile proksimalde yaptığı eklem olan *art. tibiofibularis'i* saran bağlar bu eklemde sadece sınırlı kayma hareketi yapmasına izin verir (1,14,15).

Art. genus, iki ayağının üzerinde ve dik pozisyonda duran kişide, bu eklemde seviyesinin üzerinde kalan ve insan vücudunun ağırlığının %86'sını oluşturan kısmını taşımaktadır. Yürümenin evresine göre diz eklemine etki eden yük değişir. Yürüyüş sırasında dizlerin taşıdığı yük, toplam ağırlığın 2 katından 5 katına kadar değişen bir değerde olabilir. Diz eklemine aktarılan yükün %30'luk bölümü dış yan kısmı; %70'lik bölümü ise iç yan kısmı tarafından taşınır. İç yan kısmın taşıdığı bu yükü basma fazında oluşan yer tepkime kuvvetleri (YTK) ile salınım fazındaki bacağa ait ağırlık oluşturur. YTK'nın medial ve lateral bileşenleri diz ekleminde valgus ve varus momentleri yaratır. Diz eklemine bu momentlere karşı koyması, eklem yüzeylerine yükün dağıtılması, temas yüzeylerinin arttırılması ve eklem bağlarının yükü kaldırması ile sağlanır (1,24,26,27).

Art. talocruralis (Ayak bileği eklemi) ve *Artt. pedis* (Ayak eklemleri): Ayak bileği eklemi, diğer ayak eklemlerinden büyüktür ve hareketlidir. Yapısı, kalça ve diz eklemlerinden küçük olmasına rağmen taşıdığı yük miktarı daha yüksektir. Bu nedenle eklemde sağlamlığı ve stabilitesi, hareketliliğine oranla daha fazla öneme sahiptir. Ayak, *art. talocruralis'in* transvers ekseninde fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini yapar. Ayakta yer alan diğer eklemler; *art. subtalaris* (*art. talocalcanea*), *art. tarsi transversa* (*art. talocalcaneonavicularis* ve *art. calcaneocuboidea*'ya verilen ortak ad; *Chopart eklemi*) *art. cuneonavicularis*, *art. cuboideonavicularis*, *art. cuneocuboidea*, *articulationes (artt) intercuneiformes*, *artt. tarsometatarsales* (*Lisfranc eklemi*), *artt. intermetatarsales*, *artt. metatarsophalangea* ve *artt. interphalangeae pedis*'dir. Ayağın eversiyon ve inversiyon hareketleri *art. talocalcaneonavicularis'ten* geçen ekseninde yapılır (1,14,15,21).

Ağır mekanik görevleri yerine getiren ayak iskeleti bu görevlere göre yapılanmıştır. Temas yüzeyi distale doğru genişler, bu sayede yük daha geniş bir alana yansıtılır. Ayak

eklemlerinin oldukça elastik olan bağları temas edilen zeminin yapısı ve taşıdığı ağırlığa göre ayağın uyumu arttırır. Ayağa aktarılan ağırlığın dağıtılması ve etkisinin azaltılmasında ayak kemiklerinin oluşturduğu bir transvers ve iki longitudinal kemer yapısı ile bu kemerlerin oluşturduğu ayak kubbesi görevlidir (14,15,30-32).

Ayak kubbesinin yapısının korunması yürüme esnasında *m. tibialis posterior*, *m. tibialis anterior*, *m. fibularis longus* ve *m. flexor hallucis longus* kasları tarafından sağlanır. Vücut ağırlık merkezi (VAM) ayak bileğinin ön kısmına düştüğünde yük ayağın lateraline ve *caput metatarsales* üzerine aktarılır. Bu esnada *m. gastrocnemius*, *m. soleus* ve *m. plantaris* kaslarının faaliyeti artar. Topuk yerden ayrıldığında *artt. metatarsophalangeae*'nin ekstansiyon hareketi ile *aponeurosis plantaris* gerginleşir ve iki *arcus pedis longitudinalis*'in yükselmesi sağlanır. *Phalanx distales*'lerin fleksiyon pozisyonu *m. flexor digitorum longus* ve *m. flexor hallucis longus*'un kasılması ile sağlanır. Bu esnada *artt. interphalangea* ve *artt. metatarsophalangea*'nin ekstansiyona getirilmesi, *mm. interossei* ile *mm. lumbricales* kaslarının işlevidir. Ardışık bu hareketler neticesinde *caput metatarsale*'lerin yerden kalkması kaldıraç benzeri bir hareketle vücudun öne ilerlemesini sağlar (1,15,31-34).

Musculi Membri Inferioris (Alt Ekstremité Kasları)

Alt ekstremité kasları insan vücudunun yer değiştirmesini sağlayan kaslardır. Yer aldıkları bölgeye göre kalça kemeri kasları, uyluk kasları, bacak kasları ve ayak kasları olarak sınıflandırılırlar (1,13-15,35-37).

1. Kalça kemeri kasları: Başlangıç ve sonlanma noktaları *os coxae*, *os sacrum* ve *os femoris*'in proksimalinde yer alır. Ön grup kalça kasları *m. iliopsoas* ve *m. psoas minor*'dur. Diğer kalça kemeri kasları arka grupta yer alır (1,13-15,35-37).

M. iliopsoas: *M. psoas major*, 12. *thoracal* ve 1-5. *lumbal vertebrae*'dan ve bu seviyeler arasındaki *discus intervertebralis*'lerden başlar. *M. iliacus* ise *fossa iliacus*'tan başlar. Bu iki kas birleşerek *m. iliopsoas* adını alır ve *trochanter minor*'da sonlanır. Uyluğa fleksiyon yaptırان esas kastır. İnnervasyonu *nervi lumbales 2* ve *3*'ün *ramus anterior*'ları ile *n. femoralis* tarafından sağlanır (1,13-15,35-37).

M. gluteus maximus: *Os ilium*'un *facies lateralis*'i, *os sacrum* ve *lig. sacrotuberale*'den başlayan bu kas *tractus iliotibialis* ve *tuberositas glutea*'da sonlanır. Kalça kemeri arka grup

kaslarının en büyüğü ve en dışta yerleşmiş olanıdır. Uyluğa yaptırdığı ekstansiyon özellikle merdiven çıkma ve oturur durumdan ayağa kalkma esnasında etkilidir. İnnervasyonu *n. gluteus inferior* tarafından sağlanır (1,13-15,35-37).

M. gluteus medius et minimus: *Ala ossis ilii*'nin *facies lateralis*'i ile *trochanter major* arasında yer alan bu iki kas uyluğa iç rotasyon ve abduksiyon yaptırır. Uyluğun esas abduktor kası *m. gluteus medius*'tur. Bu kaslar yürüme esnasında pelvisin yerden ayrılan ayak tarafına düşmesini engeller. İnnervasyonları *n. gluteus superior* tarafından sağlanır (1,13-15,35-37).

M. tensor fascia latae: *Crista iliaca* ile *spina iliaca anterior superior*'dan başlayan bu kas *tibia*'nın *condylus lateralis*'inde sonlanır. Uyluğa fleksiyon, iç rotasyon ve abduksiyon; bacağı ise ekstansiyon yaptırır. İnnervasyonu *n. gluteus superior* tarafından sağlanır (1,13-15,35-37).

M. piriformis: *Os sacrum*'un *facies anterior*'undan başlar, *foramen ischiadicum majus*'tan geçer ve *trochanter major*'a tutunur. İnnervasyonu *n. musculi piriformis* tarafından sağlanır (1,13-15,35-37).

M. gemellus superior et inferior: *Spina ischiadica*'dan başlayan *m. gemellus superior* ile *tuber ischiadicum*'dan başlayan *m. gemellus inferior*'un sonlandığı yer *trochanter major*'dur. Uyluğa dış rotasyon yaptırırlar. *N. musculi obturatorii interni*, *m. gemellus superior*'un innervasyonunu sağlarken *n. musculi quadrati femoris*, *m. gemellus inferior*'u innerve eder (1,13,14,35-37).

M. obturatorius internus: *Foramen obturatum* ve *membrana obturatoria*'nın iç yüzeyinden başlar, *fossa thochanterica* ve *trochanter major*'a tutunur. Uyluğun dış rotasyonunda görevli bu kası *n. mm. obturatorii interni* innerve eder (1,13-15,35-37).

M. quadratus femoris: Uyluğun en güçlü dış rotatoru olan kas, *tuber ischiadicum*'dan başlar *crista intertrochanterica* ile *tuberculum quadratum*'a tutunarak sonlanır. İnnervasyonu *n. mm. quadrati femoris* tarafından sağlanır (1,13-15,36,37).

2. Uyluk kasları: Yerleşimlerine göre ön, arka ve iç yan olarak gruplandırılırlar (1,14,15).

Uyluk kaslarının ön grubu: Bu kasların innervasyonu *n. femoralis* tarafından sağlanır (1,14,15).

M. sartorius: Başlangıcı *spina iliaca anterior superior* olan bu kas, *tibia*'nın proksimalinde *facies medialis*'e *tuberositas tibiae* seviyesinde "*pes anserinus*" yapısına katılarak sonlanır. Uyluğa fleksiyon, lateral rotasyon ve abduksiyon hareketlerini bacağına ise fleksiyon hareketini yaptırır (1,13-15,36,37).

M. quadriceps femoris: Dört başlı bu kasın esas görevi bacağına ekstansiyon yaptırmaktır. *Spina iliaca anterior superior*'dan başlayan ve *m. rectus femoris* olarak adlandırılan parçası uyluğa fleksiyon yaptırabilmesini sağlar. En büyük parçasını oluşturan *m. vastus lateralis*, *linea aspera* ve *trochanter major*'dan başlar. *M. vastus medialis*, *linea aspera* ve *crista supracondylaris*'ten başlar. *M. vastus intermedius* ise *os femoris*'in *facies anterior*'undan başlar. Bu kas *lig. patellae* aracılığı ile *tuberositas tibiae*'ya tutunarak sonlanır (1,13-15,35-37).

Uyluk kaslarının iç yan grubu: Bu kaslar üç tabaka olarak bulunur. *M. adductor magnus* derin tabakada; *m. obturatorius externus* ve *m. adductor brevis* orta tabakada; *m. adductor longus*, *m. gracilis* ve *m. pectineus* ise yüzeysel tabakada yer alır (1,14,15).

M. pectineus: Bu kas *pecten ossis pubis* ile *linea pectinea* arasında uzanır. Uyluğun adduksiyon ve fleksiyon hareketlerinde görevlidir. Bu kası *n. femoralis* ile *n. obturatorius* innerve eder (13,37).

M. adductor longus: *Os pubis*'in *corpus*'undan başlayan kas *linea aspera*'da sonlanır. Uyluğun adduksiyon, fleksiyon ve iç rotasyonunda görevlidir. Bu kası *n. obturatorius* innerve eder (13,35,37).

M. gracilis: Başlangıcı *os pubis*'in *corpus*'u ve *ramus inferior*'u olan kas, *pes anserinus*'a katılarak sonlanır. Uyluğun adduksiyon hareketi ile bacağına iç rotasyon ve

fleksiyonunda görevlidir. *N.obturatorius* tarafından innerve edilir (13,35,37).

M. obturatorius externus: *Foramen obturatum*'un kenarları ile *membrana obturatoria*'nın dış yan yüzeyinden başlayarak *trochanter major* ve *fossa trochanterica*'ya uzanır. Uyluğun dış rotasyonunda görevli olan bu kası *n. obturatorius* innerve eder (13,35,37).

M. adductor brevis: *Os pubis*'in *corpus*'u ve *ramus inferior*'undan başlayan kas *linea aspera*'da sonlanır. Uyluğun adduksiyon hareketinde görevlidir, fleksiyonuna da yardım eder. *N. obturatorius* tarafından uyarılır (13,35,37).

M. adductor magnus: Başlangıcı *tuber ischiadicum* ve *ramus ischiopubicus* olan bu kas, *linea aspera* ve *tuberculum adductorium*'a tutunarak sonlanır. Uyluğun adduksiyon ve ekstansiyon hareketlerinde görevlidir. *N. tibialis* ve *n. obturatorius* innervasyonunu sağlar (13,35,37).

Uyluk kaslarının arka grubu: Diğer bir isimlendirmeye göre *hamstring* kasları olarak anılırlar. Bu kasların ortak siniri *n. tibialis*, istisna olarak *m. biceps femoris*'in *caput breve*'sini innerve etmez (13,35,37).

M. biceps femoris: *Tuber ischiadicum*'dan başlayan *caput longum* ile *linea aspera*'dan başlayan *caput breve* isimli iki başı birleşerek tek bir tendon ile *caput fibulae*'ya tutunur. Bu kas uyluk ekstansiyonunu *caput longum* ile, bacağın fleksiyon ve lateral rotasyonunu *caput breve* aracılığı ile yaptırır. *Caput breve*'yi *n. fibularis* uyarır (1,13-15,35-37).

M. semitendinosus: Başlangıç yeri *tuber ischiadicum*'dur. *Pes anserinus*'a katılarak sonlanır. Uyluğun ekstansiyonu ile bacağın medial rotasyon ve fleksiyon hareketlerinde görevlidir (13,35-37).

M. semimembranosus: Başlangıç yeri *tuber ischiadicum* olan bu kas, *tibia*'nın *condylus medialis*'inde sonlanır. Görevli olduğu hareketler uyluk ekstansiyonu, bacağın fleksiyonu ve medial rotasyonudur (13,35,37).

3. Bacak kasları: Bacak kaslarını örten *fascia cruris*, *septum intermusculare cruris anterior* ve *posterior* aracılığı ile bu kasları ön, arka ve dış yan olarak üç bölüme ayırmaktadır (1,13-15,35-37).

Ön bölüm bacak kasları: Ayağın ekstansiyon ve inversiyon hareketlerini yaptıran kasların ortak siniri *n. peroneus profundus*'tur (1,13-15,35-37).

M. tibialis anterior: Başlangıcı *tibia*'nın dışyan yüzeyinde, 2/3 üst kısmındadır. Sonlandığı yerler *os cuneiforme mediale* ve *basis ossis metatarsalis I*'dir. Görevli olduğu hareketler ayağın ekstansiyonu ve inversiyonudur (1,13-15,35-37).

M. extensor hallucis longus: Başlangıcı *fibula*'nın ön yüzünün üst kısmıdır. Sonlandığı yer ayağın birinci parmağında *phalanx distalis*'e ait *basis*'dir. Görevli olduğu hareketler ayağın ve başparmağın ekstansiyonudur (1,13-15,35-37).

M. extensor digitorum longus: Başlangıç yerleri *tibia*'nın *condylus lateralis*'i, *membrana interossea*, *septum intermusculare* ve *fibula*; sonlandığı yerler ise II.-IV. parmakların *phalanx media* ve *distalis*'leridir. Ayak ve II.-IV. ayak parmaklarına ekstansiyon yaptırır (1,13-15,35-37).

M. fibularis tertius: *Fibula*'nın dışyan yüzü ve *membrana interossea*'dan başlayan bu kas *basis ossis metatarsalis V*'e tutunur. Ayağa ekstansiyon yaptırır (1,13-15,35-37).

Dış yan bölüm bacak kasları: Bu bölümde yer alan iki kasın ortak siniri *n. peroneus superficialis*'tir (1,13-15,35-37).

M. fibularis longus: Bu kas *caput fibulae* ve *fibula*'nın dış yan yüzünün 2/3 üst kısmından başlar, ayağın tabanında oblik doğrultuda seyrederek ve *os cuneiforme mediale* ile *basis metatarsalis I*'e tutunarak sonlanır (1,13-15,35-37).

M. fibularis brevis: Başlangıç yerleri *fibula*'nın dışyan yüzü ve *septum intermusculare cruris*'tir. Sonlandığı yer *tuberositas ossis metatarsi I*'dir. Ayağın fleksiyon ve eversiyon hareketlerinde görev alır (1,13-15,35-37).

Arka bölüm bacak kasları: Bu bölümdeki kasların ortak sınırı *n. tibialis*'tir (1,13).

M. triceps surae: Bacağın arka kısmına şeklini veren kabartıyı oluşturur. Hem bacağı hem de ayağa fleksiyon yaptıran bu kas üç parçadan oluşur.

M. gastrocnemius, *femur*'un *condylus medialis*'inden başlayan *caput mediale* ile *condylus lateralis*'inden başlayan *caput laterale*, *m. soleus*'un tendonu ile birleşerek *tuber calcaneus*'a tutunur. Bu ortak tendona, *tendo calcaneus* adı verilir (1,13).

M. soleus, *fibula*'da *caput fibulae* ve *facies posterior*'un 1/3 üst kısmından; *tibia*'da *margo medialis* ve *linea muscoli solei*'den başlar. *Tendo calcaneus* yapısı içerisinde *tuber calcaneus*'a yapışarak sonlanır (1,13).

M. plantaris: Oldukça uzun bir tendona sahiptir. Kısa ve dar kas kitlesi *femur*'un *linea supracondylaris lateralis*'i ve *capsula articularis genus*'tan başlar. *M. gastrocnemius*'un *caput laterale*'sinin derininde yer alır. Oblik bir seyir izleyerek *tuber calcanei*'de sonlanır. Hem ayağa hem de bacağı fleksiyon esnasında yardımcıdır (1,13).

M. popliteus: *Tibia*'da *linea muscoli solei*'nin proksimalindeki üçgen alandan başlar. Yukarı ve dış yana ilerleyen kasın tendonu diz ekleminin fibröz kapsülü ile *meniscus lateralis* arasından geçerek *condylus lateralis*'te yer alan *sulcus popliteus*'a tutunur. *Art. genus*'un kilitleme mekanizmasının açılmasından sorumludur (1,13).

M. flexor hallucis longus: Başlangıç yerleri *fibula*'nın arka yüzü ve *membrana interossea cruris*'tir. Aşağı ve iç yana doğru ilerleyerek *retinaculum musculorum flexorum*'un derininden geçer. Sonlandığı yer ayak başparmağına ait *phalanx distalis*'tir. Ayağın fleksiyon ve inversiyon hareketlerinde görevlidir (1,13).

M. tibialis posterior: İç yanda *tibia*'nın arka yüzünün 2/3 yukarı kısmı ve *membrana interossea cruris*'ten; dış yanda *fibula*'nın arka yüzünün 2/3 yukarı kısmından başlayan bu kas en derinde yerleşmiştir. *Tuberositas ossis navicularis*'e tutunarak sonlanır. İşlevi ayağın fleksiyon ve inversiyon hareketlerini yaptırmaktır (1,13).

M. flexor digitorum longus: Bu kas tibia'nın arka yüzünden başlar ve II-IV. ayak parmaklarında *phalanx distalis*'lere tutunur. İşlevi ayak parmaklarına fleksiyon hareketini yaptırmaktır (1,13).

4. Ayak kasları: Yerleşimlerine göre ayak tabanı ve ayak sırtı olarak iki kısma ayrılarak incelenir (1,13,37).

Ayak sırtı kasları:

M. extensor hallucis brevis: Başlangıç yeri *calcaneus*'un üst yüzeyidir. Ayak başparmağının *phalanx proximalis*'inde sonlanan bu kas başparmağa ekstansiyon hareketini yaptırır. İnnervasyonu *n. fibularis profundus* tarafından sağlanır (1,13,37).

M. extensor digitorum brevis: Başlangıcı *calcaneus*'un üst yüzeyi, sonlanması *phalanx proximalis II-IV*'tür. *N. fibularis profundus*'un uyardığı kas, II-IV. ayak parmaklarına ekstansiyon yaptırır (1,13,37).

Ayak tabanı kasları: Bu kaslar dört tabaka halinde yerleşmiştir (1,13,37).

Birinci tabaka ayak tabanı kasları:

M. abductor hallucis: *Tuber calcanei*'den *phalanx proksimalis I*'e uzanan bu kas başparmağa abduksiyon yaptırır ve innervasyonu *n.plantaris medialis* tarafından sağlanır (1,13,37).

M. flexor digitorum brevis: *Tuber calcanei*'den *phalanx media II-IV'e* uzanan bu kas bu parmaklara fleksiyon yaptırır ve *n.plantaris medialis* tarafından innerve edilir (1,13,37).

M. abductor digiti minimi: Başladığı yerler *calcaneus* ve *aponeurosis plantaris*'tir. *Phalanx proximalis V*'e tutunan bu kas, bu parmağa abduksiyon hareketini yaptırır. *N. plantaris lateralis* tarafından innerve edilir (1,13,37).

İkinci tabaka ayak tabanı kasları:

M. quadratus plantae: *Calcaneus*'tan başlayan bu kas *m. flexor digitorum longus*'un tendonuna tutunarak sonlanır. *N. plantaris lateralis*'in uyardığı kas, ayak parmaklarının fleksiyonunda görevlidir (1,13,37).

Mm. lumbricales: *M. flexor digitorum longus*'un tendonu üzerinden *phalanx proximalis*'lerin sırt yüzündeki genişlemelere uzanırlar. *N.plantaris medialis* ve *n. plantaris lateralis* tarafından innerve edilen kaslar çift innervasyona sahiptir (1,13,37).

Üçüncü tabaka ayak tabanı kasları:

M. flexor hallucis brevis: Başlangıç yerleri *os cuboideum* ve *os cuneiforme mediale*; sonlandığı yer *phalanx proximalis I*'dir. İşlevi *art. matatarsophalngea* üzerinde fleksiyon yaptırmaktır. *N. plantaris medialis* tarafından uyarılır (1,13,37).

M. adductor hallucis: *Metatarsalia II-IV*'ün *basis*'lerinden ve *artt. metatarsophalangealis III-V*'ün kapsüllerinden başlamaktadır. Sonlandığı yer *phalanx proximalis I*'in *basis*'idir (1,13,37).

M. flexor digiti minimi brevis: Başladığı yer *lig. plantare longum*, sonladığı yer *ossa metatarsi V*'in *basis*'idir. İşlevi *art. matatarsophalngealis V*'e fleksiyon yaptırmak olan bu kası *n. plantaris lateralis* uyarır (1,13,37).

Dördüncü tabaka ayak tabanı kasları:

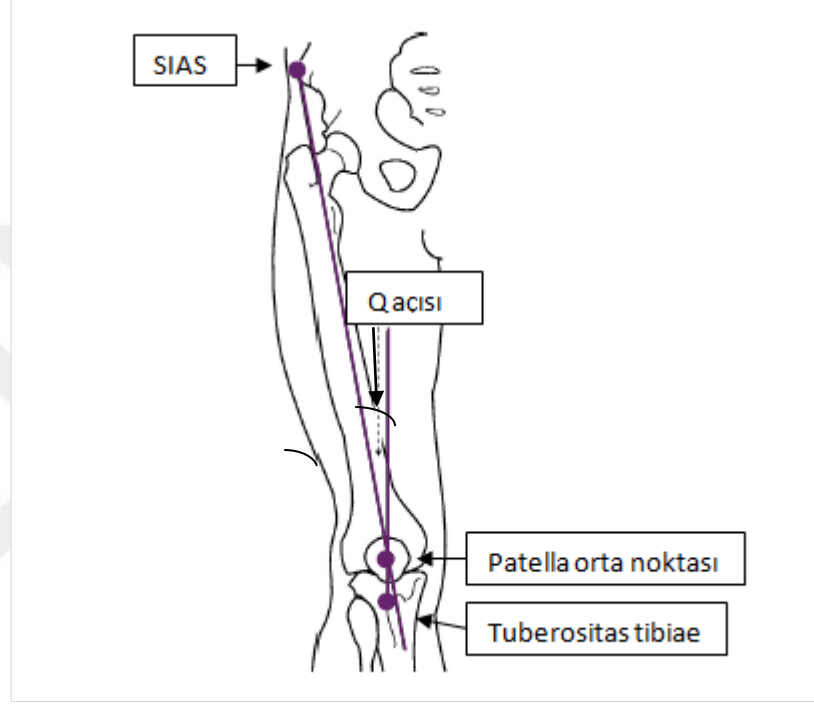
Mm. interossei dorsales: *Ossa metatarsi*'nin birbirlerine komşu yüzlerinden başlar, *phalanx proksimalis II-IV*'e ve *lig. plantaria*'lara tutunur. Bu kaslar sonlandıkları parmaklara fleksiyon ve abduksiyon yaptırır ve *n. plantaris lateralis* tarafından innervasyonu sağlar (1,13,37).

Mm. interossei plantares: *Ossa metatarsi III-V*'in iç yan yüzlerinden başlayan ve III-V. ayak parmaklarının *phalanx proximalis*'lerinde sonlanan üç kastır. *Art.metatarsophalngealis* üzerinde fleksiyon hareketini yaptıran kas, tutunduğu parmaklara da adduksiyon yaptırır. Bu kası uyaran sinir *n. plantaris lateralis*'tir (1,13,37).

QUADRICEPS (Q) AÇISI

Quadriceps (Q) açısı literatürde ilk kez Brattström tarafından, *m. quadriceps femoris*'in *tibia* üzerine uyguladığı ekstansiyon kuvveti sonucu oluşan fizyolojik valgus açısını tanımlarken tariflenmiştir (38). *Patella* orta noktası ile *spina iliaca anterior superior* (SIAS)'u birleştiren hat, *m. quadriceps femoris*'in *patella*'ya uyguladığı çekme yönüne uyar. Yine *patella* orta noktası ile *tuberositas tibiae*'yi birleştiren hat da *lig. patellae*'nin ortasından geçmektedir. Şekil.1'de görüldüğü gibi bu iki hat arasında ölçülen dar açı Q açısı olarak adlandırılır (39). Q açısı patellar tendona uygulanan ekstansiyon kuvvetinin vektörünü işaret eder (7,8,38-44).

Quadriceps (Q) açısının hangi çizgiler arasında ölçüleceği ve bu çizgilerin hangi anatomik noktalardan geçeceği belirlenmiş olsa da, bu ölçümün hangi pozisyonda yapılacağı netlik kazanmamıştır (7,45,46). En sık kullanılan ölçüm yöntemi yatarak veya ayakta, diz ekstansiyon pozisyonunda ve *m. quadriceps femoris*'in kasılı olmadığı durumda yapılan ölçümdür (47). Bu yöntem geleneksel Q açısı ölçüm yöntemi olarak bilinmektedir (4).



Şekil 1. Quadriceps (Q) açısı (46)

Oturur pozisyonda, diz fleksiyonda iken ya da *m. quadriceps femoris* kasılı iken, ayağa standart bir pozisyon verilerek değerlendirme yapan çalışmalar mevcuttur (3,45,48-53). Kişilerin yürüme sırasında video görüntüleri kayıt edilerek dinamik Q açısı ölçümü de yapılmıştır (51). Supin pozisyonda ölçülen Q açısı değeri, ayakta ölçülene göre 0,2-1,3° kadar düşüktür (45,54-56). Bu fark ayakta pelvisin taşıdığı yük nedeniyle SIAS'ın konumunun değişmesi ve diz ekstansiyonda iken os *femoris*'in *tibia* üzerinde rotasyon yapması ile ilişkilendirilmiştir (45,47,54). Diz eklemine ekstansiyonda iken, patellofemoral eklemden temas yoktur. Bu sırada *m. quadriceps femoris* kasılırsa, *patella* laterale doğru kayar ve Q açısı büyür. Fleksiyon yapan diz ekleminde harekete *tibia*'nın iç rotasyonu da eşlik edeceğinden Q açısı değeri azalır (54-56). Q açısı ölçümü, ayağın pozisyonundan da etkilenir (57). Ayak iç rotasyonu, açığı arttırırken; dış rotasyonu açığı azaltır (45,58,59).

Yapılan çalışmalarda Q açısının normal değer aralığı erkeklerde 10-14°; kadınlarda 15-23° arasında bulunmuştur (60). Ancak literatürdeki Q açısının normal değer aralığı üzerinde fikir birliği oluşmamıştır, bunun nedeni ölçüm yöntemlerinin farklı olmasıdır. Kadınlarda açının daha büyük olmasını pelvis genişliği ile ilişkili olabileceği ileri sürülmüştür. Açıdaki farklılıkların kişinin boyu veya kas gücü ile de ilişkili olabileceği söylenmiştir (56,60-62). Q açısının artışı *genu valgum* (X bacak) azalması ise *genu varum* (O bacak) olarak kliniğe yansır (61). Açının normal aralığın üzerinde olması *patella*'ya dış yandan uygulanan kuvvet vektörünün artmasına ve *patella* ardına düşen basıncın yükselmesine yol açar. Bu durum ilerleyen zamanda patellofemoral ağrı ve eklem kıkırdağı dejenerasyonuna neden olabilir (7-9,43,45,63-65).

SIAS, *patella* orta noktası ve *tuberositas tibiae* fizik muayene ile kolaylıkla belirlenebilen anatomik noktalardır. Anatomik noktalar işaretlendikten sonra bu noktaları birleştiren çizgiler arasındaki açı genellikle standart gonyometreler ile ölçülmektedir. Bu aşamada fotoğraflama yaparak ölçümleri bilgisayar üzerinde yapan sistemler ya da radyolojik görüntüler üzerinde ölçüm yapan sistemler de kullanılmaktadır (51,54,61,66,67).

Quadriceps (Q) açısı ölçümü, diz eklemine biyomekanik aydınlatılmasında; patellar subluksasyon, patellar dislokasyon, patellofemoral ağrı gibi pek çok patolojinin tanısında ve uygulanan tedavinin etkinliğinin değerlendirilmesinde kullanılan, klinik uygulaması oldukça pratik bir yöntemdir (48,58). Q açısının normalin üzerindeki veya altındaki değerleri olası diz eklemi patolojileri için uyarıcı nitelik taşımaktadır (48,66,68-70). Kalça ve ayak bileği eklemlerinin biyomekanikleri ile ilişkili olduğundan alt ekstremitenin farklı kısımlarından köken alan patolojilerin tanısı ve tedavisi sırasında kullanılabilirliği düşünülmüştür.

YÜRÜME

Normal Yürüme

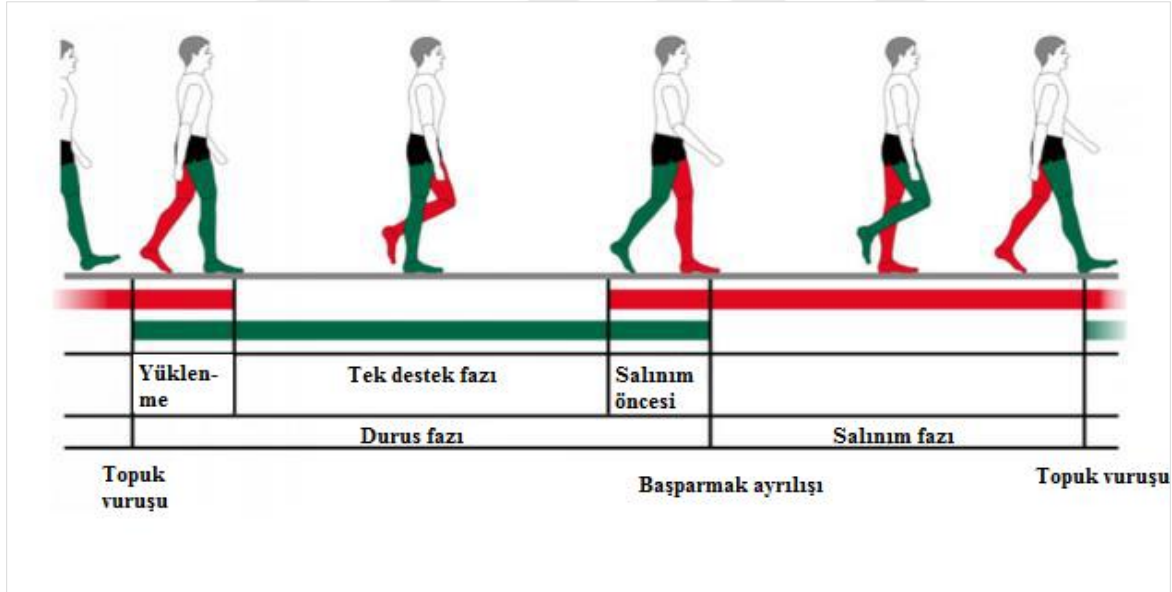
Bir noktadan diğerine ulaşmak için, alt ekstremitenin birbiri ardına yaptığı hareketler ile vücudun ileri doğru itilmesine yürüme denir (11,36,71). Yürüme döngüsü (YD), bir ayak topuğunun yere temasından sonra yine aynı ayak topuğunun yere teması ile tamamlanır. Kişinin günlük yaşamı sırasında yürüdüğü hız normal yürüme hızıdır ve erişkinlerde yaklaşık 80m/dk'dır. Normal hızla yürüyen bir bireyde YD ortalama $1.03 \pm 0,1$ saniye sürer (11,36,71-73).

Yürüme döngüsü iki faza sahiptir; ayağın zeminde olduğu basma fazı ve ayağın havada olduğu salınım fazı. Basma fazı YD'nin yaklaşık %60'lık kısmını, salınım fazı %40'lık

kısmını oluşturur. Tek basma döneminde sadece bir ayak zemine temas eder. İki ayağın da zemine olduğu dönem çift destek fazı olarak adlandırılır. Ayak yere basarken bulunduğu taraf vücudun ağırlığını yüklenmekte ve o taraf eklemlerinin hareketleri vücudu ileri itmektedir. Bu esnada salınım fazında olan diğer ekstremiteler ileri doğru gelip basmaya hazırlanır (11,36,71-76).

Yürüme Evreleri

Ayağın yere ilk temasını sıfır diliminde kabul edersek, aynı ayağın yere tekrar temas etmesine kadar geçen süreyi 100 dilime ayırarak YD'yi inceleyebiliriz (Şekil 2). Topuğun zemine ilk temasını takip eden %2'lik dilim ilk değme dönemidir. YD'nin %10'luk kısmı ayağın zemine tam bastığı yüklenme fazıdır. Yüklenme fazını, YD'nin %20'sini oluşturan basma ortası evresi takip eder. %45'lik dilime gelindiğinde kalça ve diz fleksiyon yapar, salınım yapacak olan ekstremiteler hız kazanır. YD'nin ilk %50'lik dilimi basma sonu evresi ile tamamlanır, bu evrede topuk zeminden ayrılır. Bu evreyi %60'luk dilime kadar süren salınım öncesi dönem takip eder, bu evrede ayak parmakları zeminden ayrılmıştır.



Şekil 2. Yürümenin evreleri (77)

Yürüme döngüsünün %100'lük dilimine kadar süren dönem salınım evresidir. Salınım evresinin ilk %10'luk kısmı erken salınım, ardından gelen %15'lik bölümü salınım ortası, son %15'lik kısmı ise salınım sonu olarak adlandırılır. Salınım ortasında ayak dorsifleksiyon hareketini yapar, böylece parmaklardan önce topuk zemine temas eder. Bu esnada diğer

ekstremitenin salınım öncesi evresi ve ilk değme evresi sırasıyla %10'luk ve %50'lik dilimlerde gerçekleşir. İlk teması takip eden ve salınım öncesi evresinden önce her iki ayağın da yerde olduğu iki adet "çift destek evresi" vardır. YD içerisinde toplam %10'luk dilime sahip olan çift destek döneminde taşınan yük bir ayaktan diğerine aktarılır. Bu dönemde vücut ağırlık merkezi (VAM), vertikal yönde ulaştığı en alçak noktadadır (11,36,71,72,74-76,78).

1. İlk değme evresi: Basmanın başladığı topuğun yere ilk temas ettiği evredir. *Art. coxae*, 35° fleksiyon pozisyonunda, *art. genus* tam ekstansiyonda iken ayak bileği nötral durumda ve ayak supinasyon yaptığı esnada topuk yere değer. Bu evrede VAM en alt noktadadır ve en üst hızına ulaşır. *M. gluteus maximus* ve hamstring kasları kalça eklemi stabilize eder. Diz eklemi üzerinde yer tepkime kuvvet vektörünün (YTKV'nin) oluşturduğu ekstansör moment hamstring kaslarının kasılması ile dengelenir. Ayağa ekstansiyon yaptıran kaslar ayak bileğinin nötral pozisyonunda kalmasını sağlar (11,36,71,72,74-76,78).

2. Yüklenme evresi: Birinci çift destek dönemidir. Zeminden kaldırılacak olan ayağın zeminle teması kesilene kadar ağırlık yüklenme fazındaki ayağa aktarılır. Bu sırada kalça eklemi, *m. gluteus maximus* ve hamstring kasları etkisiyle ekstansiyon yapmaya başlar. *M. quadriceps femoris*'in kasılmasının kontrolünde *art. genus* 20° fleksiyon pozisyonuna gelir. Ayak bileğinde ise *m. tibialis anterior*, *m. extensor hallucis longus* ve *m. extensor digitorum longus* kaslarının kontrolünde 10° fleksiyon yapılır. VAM bu evrede yukarı yer değiştirir. Topuğun dönme sistemi sayesinde *tibia*, ayak üzerinde öne doğru yer değiştirir. Bu hareket *m. quadriceps femoris*'in gerilmesine yol açarak *femur*'un *tibia* üzerinde öne kaymasını sağlar. Bu evre sonlandığında YTKV en üst seviyeye ulaşır. Bunu dengeleyen kasların fonksiyonu sayesinde şok emilir, ayak yere tamamen temas eder ve gövde ilerletilir (11,36,71,72,74-76,78).

3. Basma ortası evresi: Bu faz tek basma evresinin başladığı dönemdir. Zemine sabit olarak basan ekstremitenin yanından geçen salınım fazındaki ekstremiten vücutu ilerletir. VAM'nin en yavaş yer değiştirdiği evredir. *Pelvis* basan ayak yönünde kaydığında VAM, frontal düzlemde en üst ve en lateraldeki konumu olan *caput femoris* seviyesine ulaşır. YTKV bu fazda kalçanın önünden arkasına doğru yer değiştirdiğinden kalçaya ekstansiyon yaptıran kasların gerilimi azalır. Salınım fazındaki ekstremitenin yarattığı yukarı yönlü moment, YTKV'nin basma ortası evresindeki ekstremiteneye uyguladığı kuvveti azaltır. Basma fazındaki taraftaki kalçanın sabitlenmesi de yukarı yönlü momente katkı sağlar. Bu evrede YTKV dizin arkasından önüne

yer değiştirir. Bu geçiş diz eklemının medial tarafında varus etkisi yaratır. Bu etkiyi *art. genus*'un kapsüller yapıları dengeye getirir (11,36,71,72,74-76,78).

Topuğun dönme mekanizmasını *m. gastrocnemius* ile *m. soleus* kontrol eder. Basma fazının sonuna doğru YTKV ayak bileğinin ön tarafına gelir ve dorsifleksiyon momenti oluşur. Yere temas eden ayağın plantar yerleşimli fleksör kasları, ağırlığın bu ayağa aktarılması sırasında rol oynar. Bu fazın sonunda ayak hafif eversiyon konumundadır. Bu sırada *m. gluteus medius*'un kasılması ile kalçanın pozisyonu sabitlenerek pelvisin fazla düşmesi engellenir (11,36,71,72,74-76,78).

4. Basma sonu evresi: Bu evre, tek basma döneminin son kısmıdır. YTKV, ayak bileğinin ön kısmına yer değiştirmiştir. Bu nedenle ayak bileğinin ekstansiyon momenti artar. En yüksek ekstansiyon açısına bu evrede ulaşılır. Ayak tabanı fleksör kasları ve ayak ön kısmının dönme sistemi ile topuk zeminden kalkar. Ayak tabanının fleksör kasları en aktif durumdadır. *M. soleus* ve *m. gastrocnemius*, vücut ağırlığı ayakta öne doğru yer değiştirirken topuğun kaldırılmasını ve *tibia*'nın fazla öne kaymamasını sağlar. Bu evreye ekstansiyonda başlayan diz, evrenin bitiminde fleksiyon pozisyonuna gelir. *Art. genus*'un stabilitesi ve ilerlemesi bir kas faaliyetine bağlı değildir. *Art. coxae*'nin ekstansiyonu ile pelvisin 5° rotasyonu düzgün ilerlemeyi sağlar. YTKV'nin kalçanın arkasına geçmesi, kalçaya pasif stabilitte verir. Bu kuvvete karşılık *m. tensor fascia lata* aktiflenir. YTKV, bu evre bitiminde ikinci kez vücut ağırlığından yüksek değere ulaşır. VAM'nin yüksekliği ve yana doğru yer değişimi azalır. Ayak inversiyon konumundadır (11,36,71,72,74-76,78).

5. Salınım öncesi evresi: Karşı taraf yere temas ettiğinde başlayan bu evre, ayak parmakları yerden ayrıldığında sonlanır. Salınım yapacak olan tarafı hazırlamak için vücut ağırlığı bu taraftan kaldırılır. Basma fazı biter, ikinci çift destek fazı yaşanır. Başlangıcında YTKV *art. genus*'un arkasındadır ancak ayak yerden kalktığında azalarak kaybolur. Basma sonu evresindeki ayak ekstansiyondan hızlıca 20°lik fleksiyona gelir. Ayak en yüksek plantar fleksiyon açısında olmasına rağmen, taşıdığı yük olmadığından plantar fleksiyon yaptıran kasların faaliyeti azdır. Evrenin bitimine doğru YTKV kalmadığından, bu kaslar hareket etmez. *Artt. metatarsophalangealis*, 60° ekstansiyon hareketi yaparak, evre başlangıcında var olan ekstansiyon momentini hızlıca düşürür. Bu hareket aynı zamanda *art. genus*'ta pasif fleksiyon yapılmasına yol açar. *Art. genus*'un ardından geçen YTKV etkisi ile bu eklem 35°lik hızlı bir fleksiyon hareketi yapar. Bu hareket salınım esnasında ayağın yere değmeden ileri aktarılmasını

sağlar. *M. sartorius*, *m. rectus femoris*, *m. adductor longus* ve YTKV'nin ortak etkisi ile *art. coxae* nötral konuma gelir. Diğer tarafa vücudun ağırlığı aktarıldığında gelişen pasif abduksiyon hareketinin azaltılmasında *m. adductor longus* rol oynar (11,36,71,72,74-76,78,79).

6. Erken salınım evresi: Ayağın yerden kaldırılıp diğer ayak seviyesine getirilmesini kapsayan dönemdir. Kalça ve diz fleksiyon; ayak bileği ekstansiyon hareketlerini yaparak ayağın yere değmeden ilerletilmesini sağlar. *Tibia*'nın önündeki kasların aktivasyonu ve *m. extensor hallucis longus*'un yaptırdığı 20°'lik fleksiyon ayağın yerden kaldırılmasını sağlar. Evrenin sonuna doğru ayak bileği fleksiyonu 5°-10° arasına düşer. *M. biceps femoris*'in kısa başı, *m. gracilis* ve *m. sartorius*'un kasılması ile 30° olan diz eklemi fleksiyon açısı 60°'ye yükselir. *M. iliacus* kasılır, *m. sartorius* ve *m. gracilis* yardımcı olur ve kalça 20° fleksiyon pozisyonuna gelir. Bu hareketler ayağın zemine takılmasını önler. Ayak hafif eversiyon pozisyonundadır (11,36,71,72,74-76,78,79).

7. Salınım ortası evresi: Salınımdaki taraf, basma fazındaki tarafın yanından geçerek önüne gelir. Ayak parmakları 2,5 cm yüksekte geçerken ayak yere değmeden ilerlemiş olur. Bu mesafenin fazla yüksek olmaması yer çekimine karşı ağırlık taşınmasını azaltarak enerji tasarrufu yaptırır. Ayak yere takılmasını diye *tibia* önündeki kasların kasılmaya devam etmesi gerekir. Ayağın nötral duruma gelmesinde ayak bileğinin ekstansiyon açısı artar. Pasif diz fleksiyonunun 30°'ye düşmesi ile gelecek adım uzunluğu için gerekli olan diz ekstansiyonuna yardımcı zemin hazırlanır. *Tibia*'nın nispeten dik pozisyona gelmesi bu evrenin sonunda olur. Kalça eklemine 30°'lik fleksiyonu devam eder. Bu evre başında *m. iliacus*, *m. gracilis* ve *m. sartorius* faaliyeti sonlanır; hamstring kasları kasılarak uyluk ilerlemesini yavaşlatır. Pelvisin rotasyonu 0°'dir (11,30,36,71,72,74-76,78,79).

8. Salınım sonu evresi: Salınan taraftaki ayağın diğer tarafın önüne geçmesinden zemine ilk değdiği zaman kadar geçen dönemdir. Ayak bileği ve diz eklemlerinde ekstansiyon, kalça eklemine fleksiyon yapılırken pelvisin öne rotasyon yapması ve aynı taraftaki kalçanın dışa rotasyon yapması ile adım uzunluğu maksimum değerine ulaşır. Ayak topuk üzerinde döneceği için önce nötral duruma getirilir. *M. gluteus maximus* ve *hamstring* kaslarının aktivitesi, kalça fleksiyon açısının 30°'yi aşmasını önler (11,30,36,71,72,74-76,78,79).

YÜRÜYÜŞ ANALİZİ

Yürüyüş analizi, yürümenin nicel değerler ile sistemli olarak ölçülerek değerlendirilmesidir. Yürüme ile ilişkili patolojik durumların sayısal bilgiler eşliğinde yorumlanması ve farklı zamanlarda yapılan analizlerin karşılaştırılması, doğru bir tanı koyabilmek ve etkin bir tedavi sürdürebilmek için gereklidir. Bireylerin yürüyüş analizleri çeşitli yöntemlerle yapılmaktadır. Bu yöntemler içerisinde inspeksiyon, kamera ile kayıt, uygun yerlere konulan vericiler ile harekete dair veri toplama, dinamik elektromiyografi ölçümleri, kuvvet platformları, YTK ölçümü yapan ayakkabılar ile ayak basınçları ölçümü sayılabilir. Farklı yöntemlerle elde edilen sonuçlar özel yazılımlar sayesinde sayısal verilere çevrilir. Bu veriler klinik muayene ile birlikte değerlendirilerek yorumlanır (11,30,36,73,78).

Yürüyüş Analizinin Kullanım Alanları

Yürüyüş sırasında insan gözünün yakalayabileceğinden çok daha hızlı hareketler yapılır. Gözümüz bir noktadaki hareketi takip edebilir ama yürüme sırasında birden fazla sayıda eklemden birçok hareket gerçekleşir. Kuvvet, moment ve kas hareketlerinin de gözümüzle analizi mümkün değildir (11,30,36,78,80).

Yürüyüş analizi sistemleri, yürümeyi tüm öğeleri ile tam bir şekilde kayıt eder, nicel verilere çevirir. Elde edilen veriler tekrar incelemeye ve kıyaslama yapmaya uygundur (11,71). Bu nitelikleri sayesinde tedavi planlamak ve etkinliğini test etmek, bilimsel araştırmalar yapmak, yeni tedavi yöntemleri bulmak ya da tedavi yöntemlerini karşılaştırmak, ortez ve protez etkinliğini göstermek ya da yenisi tasarlamak gibi nedenlerle yürüyüş analizi yapılmaktadır (11,30,36,71,78,80).

Yürüyüş Analizinin Bazı Terimleri

Hareket: Bir cismin yerini değiştirmesidir. Eğer cisme uygulanan kuvvet lineer ise, hareket de lineer meydana gelir. Birimi metre (m)'dir (11,36). Dönmekte olan cisimlerin hareketine dairesel (açısal) hareket denir. Yürüme sırasında eklemler rotasyon da yaptığı için dairesel hareket de incelenir. Birimi derece ($^{\circ}$)'dir (11,36).

Moment: Kuvvetin, dairesel hareket yaratan döndürme etkisidir. Moment, kuvvet ve kaldıraç kolu uzunluğu çarpılarak hesaplanır. Eklemin dengede kalabilmesi için uygulanan zıt yönlü kuvvetlerin eşit büyüklükte olmalıdır. Birimi Newtonmetre (Nm)'dir (11,36).

Vücut ağırlık merkezi (VAM): Anatomik pozisyondaki biraylerde, VAM'nin *art. lumbosacralis*'in önünde olduğu kabul edilmektedir. Hareket ile VAM'nin yeri değişebilir (11,36).

Destek alan merkezi: Ayak tabanlarında yerle temas eden alanların orta noktasıdır. Yürüme sırasında yeri değişir. Denge sağlamak için ağırlık kuvveti vektörü, destek alan merkezinden geçmelidir (11,36).

Yer tepkime kuvvetleri (YTK): Ayakta duran bir kişi yerde bir ağırlık kuvveti vektörü yaratır. Bu vektöre karşılık olarak yerde ters yönde ve aynı büyüklükte oluşan vektöre YTKV denir. Vücut ağırlığı ve hareket yaratan kasların kuvvetleri toplamına karşı oluşan YTKV, yürüyüş boyunca devamlı olarak yön ve büyüklük değiştirir (11,81).

Kinematik: Yön, hız ve açıyı değerlendirirken hareketi meydana getiren kuvveti hesaba almadan yapılan incelemedir (11,36).

Kinetik: Hareketi meydana getiren kuvvet ve momentlerin değerlendirilmesidir (11,36).

DENGE

İnsan bedeninin dengede kalabilmesi için üç değişik sistemden alınan verilerin sentezlenerek refleks yanıtların düzenlenmesi gerekir. İç kulakta yerleşmiş olan vestibüler sistem, gözler ve proprioseptif sistem dengeyle ilgili veri toplayan üç sistemdir (13,82,83). Duyu organları *truncus encephali*, *cerebellum* ve *cerebrum* ile bağlantılıdır. Hem duyu hem de denge organlarından gelen veriler *cerebellum* tarafından işlenir ve kasların refleks yanıtlar vermeleri sağlanır (13,82,83).

Gözün *retina* tabakasına düşen ışık ışınları *n. opticus* aracılığı ile beyine aktarılır. Okülomotor sistem, *cortex cerebri* ile *truncus encephali*'de yer alan pek çok merkezden oluşur ve okuma, hareketli cisim izleme gibi amaçlara yönelik göz hareketlerinin yapılmasını düzenler (13,83-85).

Kas ve eklemlerde yerleşmiş olan gerilme ve basınca duyarlı reseptörler, vücudun üzerinde bulunduğu alan, yerin eğimi, yere göre yapılan hareket, hareketin yönü gibi bilgileri merkezi sinir sistemine iletir. Bilinçli proprioepsiyon, iki nokta ayrımı ve vibrasyon duyularını ileten yollar *cortex cerebri*'de sonlanır. Bilinçsiz proprioepsiyon duyusu ise *cerebellum*'a iletilir. (82,83,85).

İç kulağın vestibüler bölümü *labyrinthus osseus* ve onun içine yerleşmiş olan *labyrinthus membranaceus*'den oluşur. *Labyrinthus membranaceus*'un yapısında denge duyusu ile

ilişkili kısımlar *ductus semicircularis*, *utricleus* ve, *sacculus*; işitme duyusu ile ilişkili kısım *ductus cochlearis* yer alır. *Labyrinthus membranaceus* yapıları *endolympha* sıvısı ile doludur. *Labyrinthus osseus* ile *labyrinthus membranaceus* arasında *perilympha* sıvısı bulunur (13,83-85).

Amaçlanan hareketle ilgili bilgi *cortex cerebri*'den *cerebellum*'a iletilir. Yapılmakta olan hareket ile ilişkili veriler de periferden *cerebellum*'a iletilir. Hem merkezden hem periferden gelen bilgiler ışığında, *cerebellum* yapılan hareketin koordinasyonundan, kuvvetin uygunluğundan, postürün sağlanmasından, karmaşık hareketlerin düzenlenmesinden sorumludur (13,82,83,85).

Dengenin Sağlanması

İç kulaktaki vestibüler organlardan duyu alan denge yolunun birinci nöronlarının santral uzantıları *n. vestibularis*'i oluşturur. *N. vestibularis*, *ventriculus quartus*'un tabanındaki *area vestibularis*'te konumlanmış olan dört çekirdekten oluşan *nucleus vestibularis* kompleksine bağlanır. Bu çekirdeklerin büyük kısmı *medulla oblongata*, bir kısmı da *pons*'ta yer alır. İkinci nöronların uzantıları *tractus vestibulocerebellaris* ile *cerebellum*'a; *tractus vestibulospinalis*'ler ile *medulla spinalis*'e ulaşır. Bu nöronlar ile *fasciculus longitudinalis medialis* arasındaki bağlantı göz ve baş hareketlerinin koordineli yapılmasını sağlar. *Cerebellum* öğrenilmiş otomatik hareketleri düzenler, *cortex cerebri* hareketin yapılacağı ortam ve durumla ilişkili öğrenilmiş bilgiler ile katkı verir. Dengenin sağlanması için daha çok refleks mekanizmalar kullanılır (13,82,83,85).

Postür ve Postür Kontrolü

Postür, vücut kısımlarının kendine komşu yapılara ve tüm vücuda göre en uygun pozisyonda dizilmesi ve konumlanmasıdır. Yapılan her harekette eklemlerin yerleştiği pozisyonların toplamına da postür denir. Hareketler neticesinde düzgün bir postür elde etmek için birçok kasın uyumlu çalışması ve ligamentlerin de desteği gereklidir (86-88). Statik postür, kasların izometrik kasıldığı oturma, yatma, ayakta durma sırasındaki hareketsiz postürdür (89). Dinamik postür ise hareketler sırasında, değişen şartlara uyum sağlamaya çalışan aktif postürdür. Postür korunması vücudu normal duruşuna getiren kinetik refleksler ile normal duruşu koruyan statik refleksler ile sağlanır (86,87).

Biyomekanik ve fizyolojik açılardan iyi olarak nitelendirilen postür, minimum efor harcayarak vücudun maksimum yeterliliğini sağlar. İyi bir postürde eklemler daha az zorlanır, organlar düzgün çalışabilir, bireyler daha az yorulur (88,90). Günlük yaşamda kullanılan basitten

karmaşığa oldukça geniş bir skalada dağılan hareketlerin yapılabilmesi için motor koordinasyon gereklidir. Koordine hareketlerin temelinde dengenin sağlanması ve iyi bir postür gereklidir (88,91).

Postürün kontrolü için kas-iskelet sistemi ile sinir sisteminin etkileşimi ve fonksiyonu gereklidir. Bu sistemler dengenin devamını ve dış ortama uyum sağlamak için vücut kısımlarının pozisyon almasını sağlar (92). Vücudun yönelimi ve hareketleri ile ilgili veriler duyuşal yapılarla toplanır. Merkezi sinir sisteminde değerlendirilen veriler sonucunda çıkan uyarılar kas-iskelet sisteminde tepki oluşturur. Statik dengenin devam etmesi için VAM, ikinci sakral omur seviyesinde olmalı ve destek merkezi üzerinde kalmalıdır. Hareket ederken postürün değişimleri tahmin edilerek buna uygun yanıtlar sağlanarak dinamik denge sürdürülür (91).

Statik Dengenin Değerlendirilmesi

Bu amaçla en sık kullanılan yöntemler "tek ayak üzerinde durma" ile " Romberg" testleridir. Bilgisayar ortamında anterior-posterior ve lateral-medial stabiliteyi değerlendiren teknikler de kullanılmaktadır. "Denge duyuşal etkileşim klinik testi", "stabilite limit testi", "komputarize dinamik posturografi" gibi dengeyi çok boyutlu olarak değerlendiren testler ile performansa dayalı denge değerlendiren testler, problemin nedeni ve seviyesi hakkında objektif bilgiler sağlar (86,91).

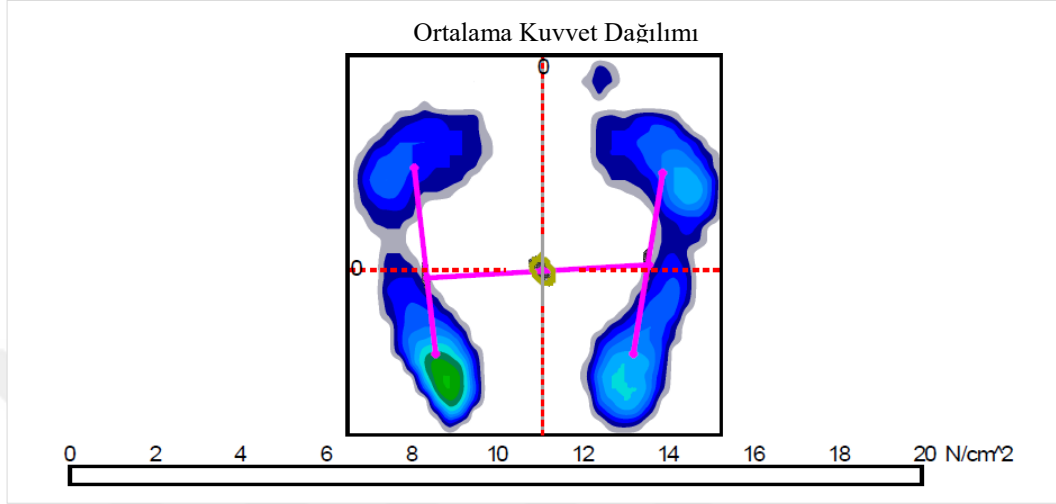
Kuvvet Platformu Sistemi, ayakta ve dik duran bireylerde denge sağlandığı sırada vertikal, lateral-medial ve antero-posterior doğrultularda dağılan kuvvetin iki ve üç boyutlu ölçümünü yapan bilgisayar destekli sistemlerdir. Kişinin postür stabilitesini değerlendiren bu yöntem basınç merkezi (Center of Pressure, COP) değişimini hesaplar (92,93).

Basınç Merkezi Tanımı ve Değerlendirilmesi

Basınç Merkezi (COP), destek yüzeyine aktarılan kuvvetin tamamının merkezidir. Bu nokta, YTK'nin kuvvet platformundaki lokalizasyonuna uyar. Kuvvet platformu kullanılarak yapılan YTK ölçümü neticesinde COP değeri bulunur (92,93). Vücut ağırlık merkezinin yer değişimine verilen nöromuskuler yanıt COP olarak tanımlanır. Ayakta dururken saf bir statik denge bulunmaz, VAM anterior-posterior ve lateral-medial doğrultuda salınır. Bu salınım sırasında VAM'yi destek zemininde tutabilmek için COP değerinin VAM'yi aşması gerekir (94). Ayakta duranlarda salınımın artmış olması düşme riskini yükseltir (95,96).

Basınç merkezi (COP), kuvvet platformu üzerinde tanımlanan ayak bileğinin x ekseninin önünde *os navicularis*'in lokalizasyonunda yerleşir (86,97). Ayakta duruş esnasında

denge için *m. triceps surae* sürekli aktiftir. Ayaklar simetrik ya da simetriye yakın pozisyonda ve aralarında mesafe varken total COP, iki ayağın ortasında ve ayakların temasta olduğu destek alanının dışında yerleşir (Şekil 3).



Şekil 3. Total COP'un konumu

GEREÇ VE YÖNTEMLER

Çalışmamıza 18-25 yaş arasında 105 erkek ve 106 kadın toplam 211 sağlıklı gönüllü katıldı. Ölçümlere başlamadan önce Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 01.03.2017 tarih ve 04/03 karar numaralı etik onayı alındı. Üniversitemiz öğrencilerine yapılan duyurular sonucunda gönüllü olmak isteyenler çalışmaya alındı. Gönüllülerden alınan anamnez ve yapılan fizik muayeneleri neticesinde lokomotor sistemi etkileyen akut ya da kronik hastalığı olanlar, major nörolojik defisiti olanlar, alt ekstremitede geçirilmiş cerrahi girişim öyküsü olanlar, ileri düzeyde alt ekstremitte deformitesi olanlar, konjenital deformitesi olanlar ve kooperasyon güçlüğü yaratacak patolojiye sahip olanlar araştırmaya dahil edilmedi. Çalışmamız için ölçümlerimiz Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı içerisindeki Yürüyüş Analizi Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Gönüllülere önce çalışmanın amacı ve ölçümlerin alınma şekli açıklandı. Ardından gönüllüler bilgilendirilmiş gönüllü olur formunu imzaladılar. Tüm ölçümleri aynı araştırmacı günün aynı saatleri içinde (15:00-17:00) kaydetti.

Quadriceps (Q) açısı ayakta ve supin pozisyonda, gonyometre ile iki kez ölçüldü (Şekil 4 ve Şekil 5). Yürüme paternini belirlemek ve statik denge analizi için kuvvet platformu Zebris©, FDM System Type FDM 1,5 ve WinFDM bilgisayar programı kullanıldı. Gönüllülerin temel demografik verileri de kayıt altına alındı. Yürüyüş analizi (Şekil 6) yapılmadan önce her gönüllüye bir deneme uygulaması yaptırıldı. Yürüme paterninin alt parametreleri; adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, adım genişliği, adım zamanı, çift adım zamanı, ayak rotasyonu, yürümenin fazları, kadans, adım hızı olarak seçildi. VAM'nin kelebek diagramına ait alt parametreler; yürüme hat uzunluğu, ön-arka pozisyon, ön-arka değişkenliği, tek destek çizgisi, lateral simetri ve lateral değişkenlik olarak belirlendi. YTK'nin alt parametreleri, F1 max, F2 max, T1 max ve T2 max değerlerinden oluşturuldu. Vücut ağırlığı ölçümü için

0,1 kg duyarlılığındaki taşınabilen dijital tartı, boy uzunluğu ölçümü için ise “Harpenden antropometre” aleti kullanıldı.

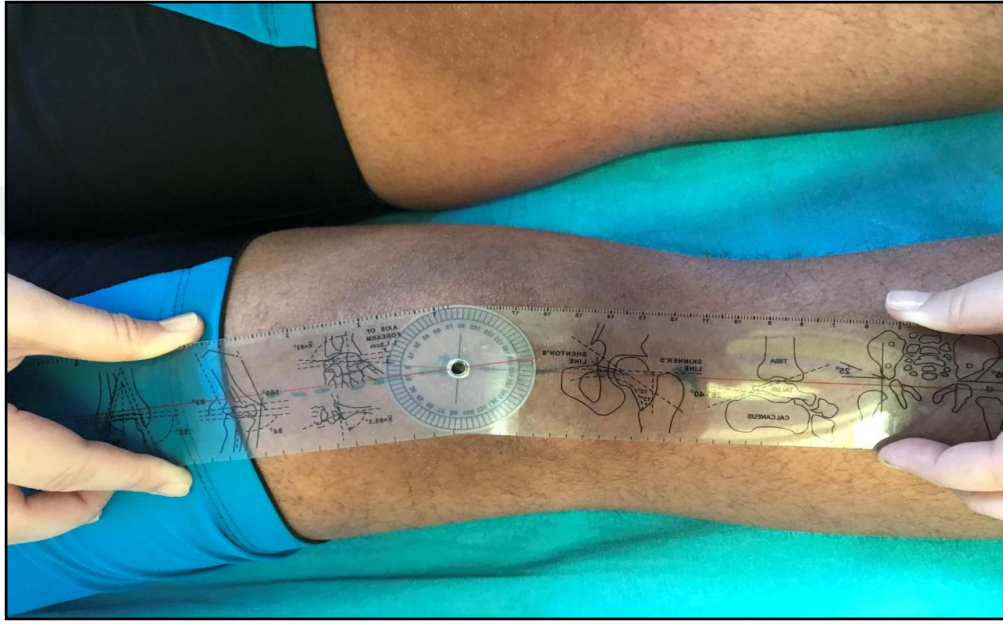
QUADRICEPS (Q) AÇISI ÖLÇÜMÜ

Denekler ayakta ve dik pozisyonda ve ayaklar nötral pozisyonda iken SIAS, *patella* orta noktası ve *tuberositas tibiae* palpasyon ile bulunarak cilt işaretleme kalemı ile işaretlendi. Ayakta yapılan ölçümlerde denekler ayakkabılarını çıkardılar. Denekler uylukları birbirine temas eder, ayakları arasında ise dengede stabil ve rahat durabildikleri kadar mesafe olacak şekilde duvara yaslandılar. *Patella* orta noktası işaretlemek için önce sınırları palpe edildi, mezura kullanılarak hesaplanan orta noktaya işaret konuldu. SIAS ve *patella* orta noktasından geçen hat ile *patella* ortası ve *tuberositas tibiae*'dan geçen hat belirlendi. Bu iki çizgi arasındaki dar açı gonyometre ile ölçüldü (Şekil 4).



Şekil 4. Ayakta Q açısı ölçümü

Gönüllüler sırt üstü yatar pozisyonda iken aynı anatomik noktalar işaretlenerek Q açısı ölçüldü (Şekil 5). Ölçüm sırasında deneklerden *m. quadriceps femoris* kaslarını kasmamaları istendi. Ölçümler her iki taraf için de iki dakika ara ile üç kez tekrarlandı ve ortalama değer kayıt edildi. Ayakta ölçüm yapıldığında parmak uçlarının tam karşıyı gösterir doğrultuda olması sağlandı, supin pozisyonda ölçüm yapılırken ayak rotasyonunu önlemek için pasif destek verildi.



Şekil 5. Supin pozisyonda Q açısı ölçümü

KUVVET PLATFORMU VE WinFDM BİLGİSAYAR PROGRAMI

Ayakta dik pozisyonda duran bir kişinin denge ve yürüyüş analizini kuvvetlerin dağılımını belirleyerek ölçebilen kuvvet platformu ve WinFDM Bilgisayar Programı birbirine bağlı bir sistem oluşturmaktadır (Şekil 6). Sağlık açısından kullanımı zararlı olmayan bu sistem hem hastalıkların teşhisinde hem de tedavilerin takibinde kullanılmaktadır. Kuvvet platformunda bulunan üç boyutlu sensörler analiz verilerini yürüme sırasında kayıt eder. Sistemin bileşenleri şunlardır:

1. Kuvvet dağılımı ölçme platformu (Force distribution measuring- FDM): 3 (1,5x2) m uzunluğa sahip, 296 x 121 x 2,5 cm boyutlarında, 16,5 kg ağırlığı olan zeminde yerleşmiş olan platformdur. Bu platformda 2 x (149 x 54,2 cm) alanda 2 x 11264 tane sensör mevcuttur. Ölçümlerin frekansı 30 Hz 'dir (300 Hz'e kadar çıkarılabilir.).

2. WinFDM: Bilgisayar programıdır. Cihazı üreten firma tarafından geliştirilmiştir.

3. Bilgisayar birimi: Cihaz bilgisayara bağlanır ve veriler burada kayıt edilir.
4. USB kablo: Platform ile bilgisayar arasındaki bağlantıyı sağlar.
5. Elektrik güç kablosu: Sistemin çalışması için elektrik enerjisini iletir.



Şekil 6. FDM platformu

YÜRÜYÜŞ ANALİZİ ÖLÇÜM YÖNTEMİ

Gönüllüler platformun önünde durdukları sırada sistem kalibre edildi. Gönüllülerden ayakta dik durumda, gözleri açık, baş tam karşıya bakacak pozisyonda, kolları vücudun iki yanında serbestçe salınırken kendi normal yürüme hızları ile yürümeleri istendi. Yürüme komutu verildi ve yürüme verileri bilgisayar programı aracılığı ile kayıt edildi (Şekil 7). Yürüyüş analizi her denek için üç kez tekrarlanarak ortalama değerler kayıt edildi. Ölçümler raporlanarak değerlendirildi.

Yürüyüş Analizine Ait Parametreler

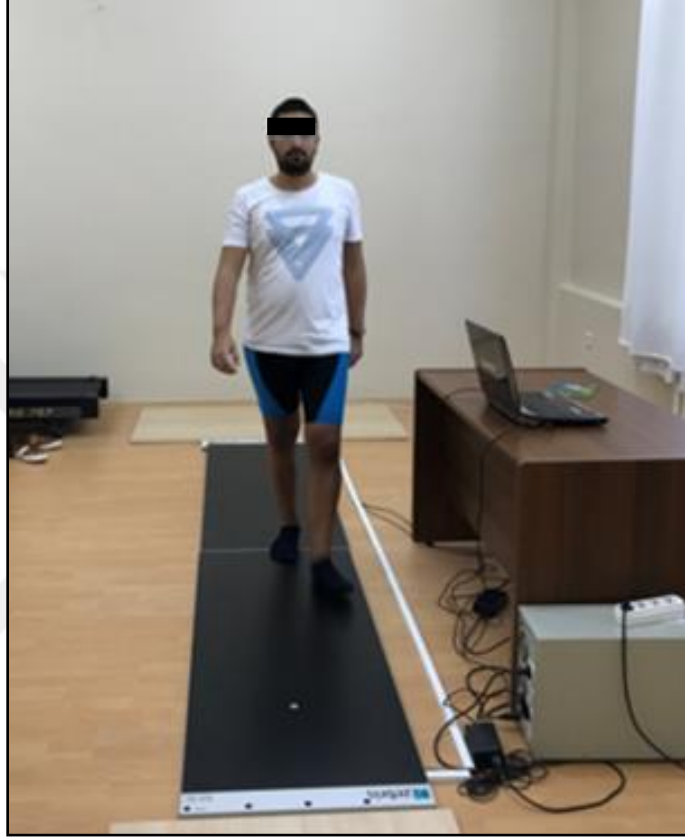
Yürüyüş analizi ile elde edilen veriler; zaman, mekan, zaman-faz ve uzay-zaman olarak belirlenen başlıklar altında değerlendirildi.

1. Zaman parametreleri

Yürüme döngüsü ve bu döngüye ait alt parametrelerin gerçekleştiği süreleri gösterir (36,71,98).

Adım süresi (s) : Bir taraftaki ayağın zemine ilk temasından diğer ayağın zemine ilk temasına dek geçen süredir. Sağ adım süresi ve sol adım süresi olarak ifade edilir (36,71,98).

Çift adım süresi (s) : Aynı taraftaki ayağın birbirini izleyen iki ilk yere teması arasında geçen zamandır (36,71,98).



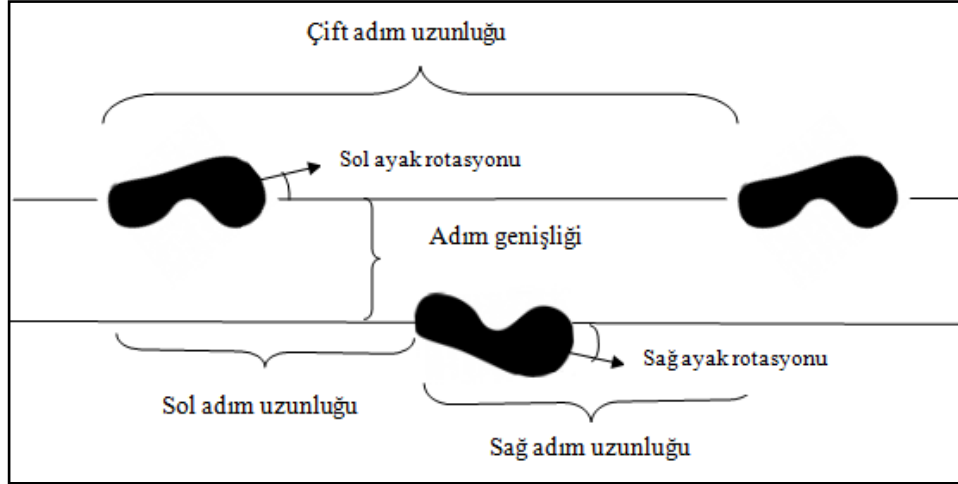
Şekil 7. Yürüyüş analizi

2. Mekan Parametreleri

Adım uzunluğu (cm): Yürüme doğrultusunda birbirini izleyen iki ayağın topukları arasındaki uzaklıktır. Aynı tarafa ait birbirini izleyen iki topuk arasındaki uzaklık ise çift adım uzunluğu olarak adlandırılır. Bir yürüme döngüsü ise birbirini izleyen farklı taraflara ait adımları içerir (11,36,71,98). Adım uzunluğu ve diğer mekansal parametreler Şekil 8'de gösterilmiştir.

Adım genişliği (cm): İki tarafın dikey eksenleri arasındaki dikey eksenler arasındaki mesafedir. Dikey eksenler *art. talocruralis* ya da *calcaneus*'un ortasından geçer (11,36,71,98).

Ayak rotasyonu (°): Yürüme yönü ile ayağın uzun aksı arasında ölçülen açıdır (11,36,71,98).



Şekil 8. Yürüyüş analizinde kullanılan mekansal parametreler

3. Zaman-faz parametreleri

Yürüme evrelerinin başlangıcı ve bitişi arasında geçen zaman dilimlerinin yürüme döngüsü süresine oranlanarak hesaplanır. Süre değil oran ifade etmektedirler (36,71,98).

Sağ-sol basma (%YD): Ayak topuğunun zemine ilk teması ile başlayıp aynı ayağın parmaklarının zeminden teması kesilene dek süren evreye duruş fazı denir. Bir yürüme evresinde ağırlık bu fazda taşınmaktadır. Bu fazın süresi duruş süresi olarak ifade edilir (36,71,98).

Sağ-sol yüklenme (%YD): Duruş fazı içerisinde, birinci çift destek evresi başlayana kadar geçen zamanın yürüme döngüsüne oranıdır (36,71,98).

Sağ-sol salınım öncesi (%YD): Bir taraftaki ayağın topuğunun zemine ilk teması ile diğer taraftaki ayağın parmaklarının yerden kaldırılmasına kadar geçen evredir (36,71,98).

Sağ-sol salınım fazı (%YD): Ayak parmaklarının yerden ayrılması ile başlayan ve aynı ayak topuğunun yere ilk değdiği ana kadar geçen sürenin tüm döngüye oranıdır (36,71,98).

Sağ-sol tek destek (%YD): Sadece bir taraftaki ayağın zemine temas ettiği fazdır. Diğer taraftaki ayağın zemine son temasından itibaren aynı ayağın parmaklarının yere bir sonraki ilk temasına kadar süren evredir (36,71,98).

Toplam çift destek (%YD): Bir yürüme döngüsü içerisinde, her iki ayağın da zemine temas ettiği iki dönem süresinin toplamıdır (36,71,98).

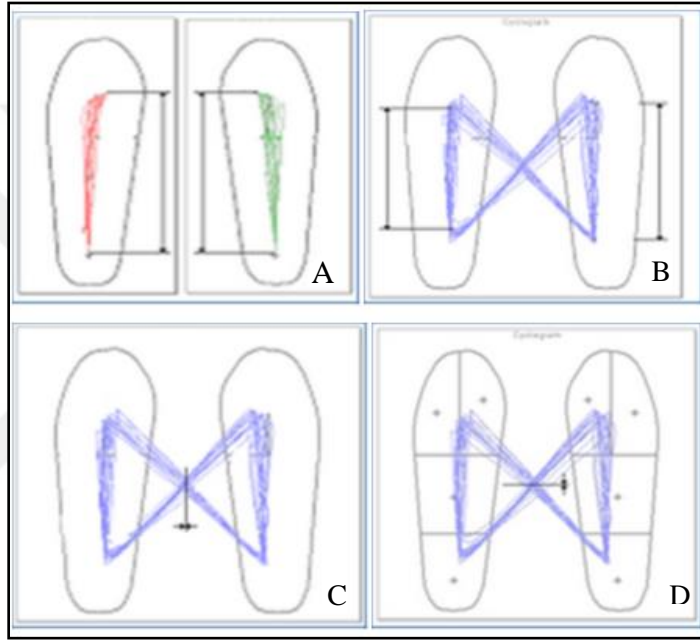
4. Uzay-zaman parametreleri

Yürüme hızı (cm/s): Yürünen uzaklık, yürüme zamanına bölünerek elde edilir. Çift adım uzunluğu kadans ile çarpılıp, ikiye bölünerek de hesaplanabilir(11,36,71,98).

Kadans (Tempo) (adım/dakika): Bir dakikada atılan toplam adım sayısıdır (11,36,71,98).

Kelebek Diyagramına Ait Parametreler

Bu diyagram yürüyüş analizi için kullanılan yazılımın ürettiği, yürüme sırasında VAM'nin değişim yörüngesini gösteren grafik bir desendir. Ekranda ayaklar bitişik durur pozisyonda gösterilir (36,71,98). Diyagrama ait parametreler Şekil 9'da gösterilmiştir.



Şekil 9. Kelebek diyagramı parametreleri: A- Yürüme çizgisi, B- Tek destek çizgisi, C- Ön-arka pozisyon, D- Lateral simetri (77)

Yürüme çizgi uzunluğu: İki tarafa ait zemine temaslara ayrı ayrı incelendiğinde, bir tarafa ait basınç merkezlerini gösteren çizgi uzunluğuna ait ortalama değerdir. Sadece bir tarafın adımlarında kaydedilen maksimum tepe basıncı ilerleyişini gösterir. Kelebek diyagramı ekranından kaynaklanmayan tek parametredir (77).

Tek destek çizgisi: Ayak tabanlarının zemine temaslarnın tamamı değerlendirilerek, basıncın ilerleyişini gösteren çizgilerin ortalama uzunluğudur (77).

Ön-arka pozisyon: Tüm adımlar için, kelebek diyagramı ekranında basınç merkezlerinin kesişim noktasının öne ve arkaya kaymasını ifade eder (77).

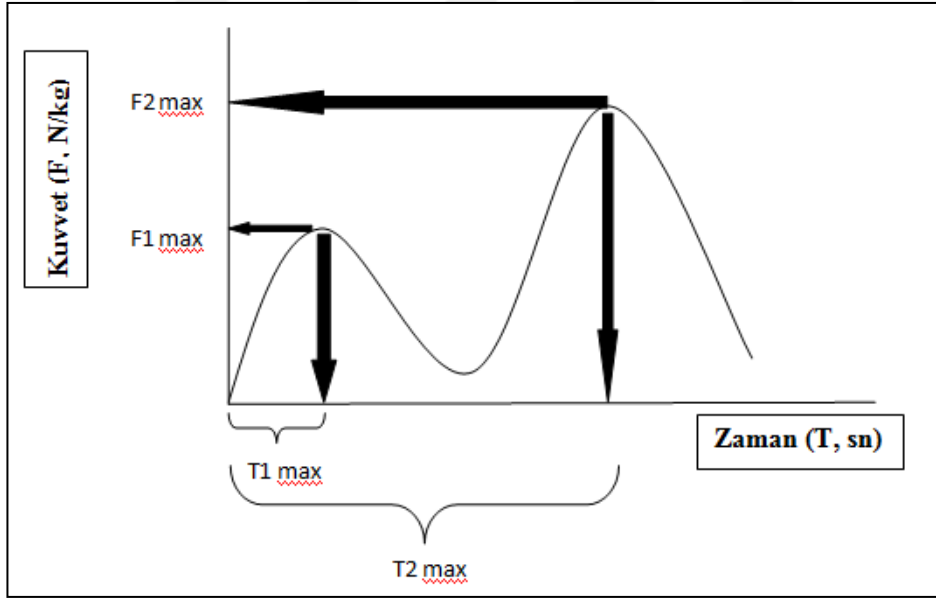
Ön-arka değişkenlik: Ön-arka pozisyonun standart sapma değerini ifade eder (77).

Lateral simetri: Yine tüm adımlar için belirlenen basınç merkezi değişiminin izlediği yolun kelebek diyagramı ekranının orta hattından sağa ve sola yer değişimini gösterir. Sağ yana kaymalar pozitif bir değerle, sol yana kaymalar negatif bir değerle gösterilir (77).

Lateral değişkenlik: Lateral simetrinin standart sapma değerini ifade eder (77).

Yer Tepkime Kuvveti Parametreleri

Vücut ağırlığının yürüme esnasında zemine uyguladığı kuvvete karşı yönde zeminden vücuda uygulanan kuvvet YTKV olarak adlandırılır. YTKV, diyagram üzerinde sagittal düzlemde çift tepesi olan bir şekil çizer. İlk tepe (F1 max), basma evresinin ortasında yere uygulanan kuvveti; ikinci tepe (F2 max) ise salınım öncesi evresinde zeminden kaynaklanan itme kuvvetini gösterir. Bir taraftaki ayağın yere ilk teması ile F1 max oluşması arasındaki zaman T1 max; yine ayağın zemine ilk teması ile F2 max oluşması arasındaki süre de T2 max olarak ifade edilir (71,99). Şekil 10'da bu parametreler gösterilmiştir.

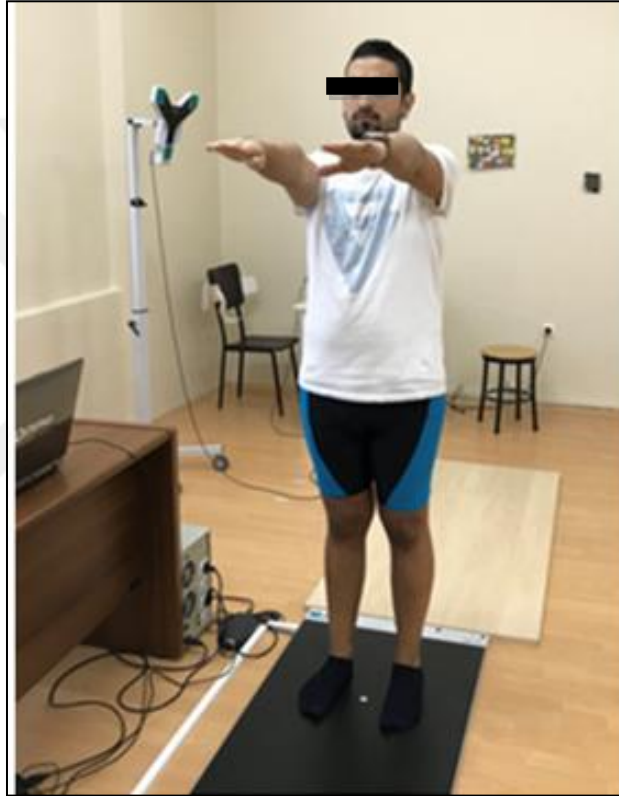


Şekil 10. Yer tepkime kuvvetinin parametreleri

STATİK DENGE ANALİZİ ÖLÇÜM YÖNTEMİ

Gönüllüler kuvvet platformunun üzerinde, yüzleri tam karşıya doğru, tam karşıya bakar ve kollar karşıya uzanır şekilde gözleri açık durumda 20 sn hareketsiz kaldılar (Şekil 11). Ölçümler sırasında ortamda ses olmaması ve ısının oda sıcaklığında kalması için gerekli önlemler alındı. Gönüllülere işlemin nasıl yapılacağı açıklandı ve platformdan 2 m uzaklıktaki

göz seviyesindeki görsele bakmaları istendi. Sistem bilgisayar programı aracılığı ile kalibre edildikten sonra, iki *os naviculare* arasındaki ön-arka yönelimli tasarılı hat platformun merkez eksenine uyacak konuma getirildi. 20 sn süreyle veriler kayıt altına alındı. Gönüllüler iki dakika dinlenerek bu ölçümü üç kez tekrarladılar, elde edilen verilerin ortalamaları alındı. Ölçüm sırasında dengesi bozulan ve hareket eden bireylerin ölçümleri geçersiz sayılarak tekrarlandı. Ardından beş dakika dinlendikten sonra aynı pozisyonda gözleri kapalı durumda 20 sn hareketsiz kaldılar. Gözü kapalı statik denge analizi için de aynı işlem basamakları tekrar edildi.



Şekil 11. Statik denge analizi

Basınç Merkezi (COP) Parametreleri

Rijidite elipsi: Destek tabanı üzerinde COP'un ulaştığı en uzak noktaları içeren en küçük elipstir. Çalışmamızda kullanılan sistem bu elipsi COP uç noktalarının %95'ini içerecek şekilde belirlemektedir. Bu elipsin major ve minor eksenleri sırasıyla maksimum ve minimum rijidite yönünde uzanır ve birbirine diktir (Şekil 12) (100).

%95 güvenilir elips çevresi: COP'un ulaştığı uç noktaları %95 güvenilirlikle kapsayan en küçük elipsin çevresidir (77).

Minor eksen uzunluğu (mm): %95 güvenilir elips'in minimum rijidite doğrultusunda uzanan eksenidir (77).

Major eksen uzunluğu (mm): %95 güvenilir elips'in maksimum rijidite doğrultusunda uzanan aksisi olarak tanımlanır (77).

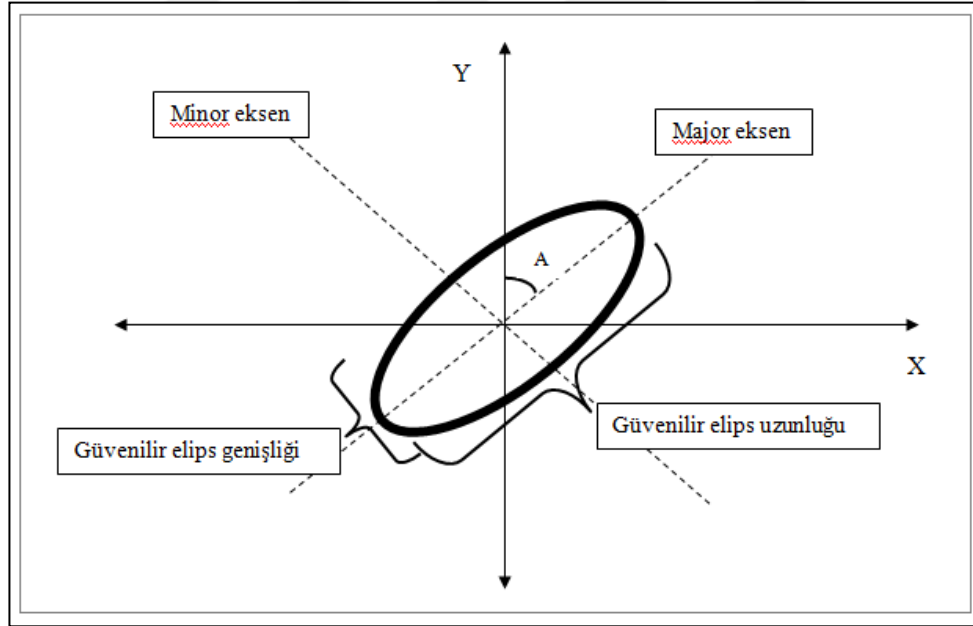
Güvenilir elips açısı (°): Major eksen uzunluğu ile Y eksenini arasında ölçülen açıdır (77). Şekil 11'de gösterilmiştir.

Güvenilir elips alanı (mm²): %95 güvenilir elipsin alanını ifade eder (77).

COP total yol uzunluğu (mm): Bir ölçüm zamanında COP'un katettiği toplam uzaklıktır (77).

COP horizontal sapma (mm): Medial-lateral doğrultuda COP'un yer değişimini gösterir (77).

COP vertikal sapma (mm): Anterior-posterior yönünde COP'un yer değişimini ifade eder (77).



Şekil 12. Rijidite elipsi (100)

İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı'nın kullandığı SPSS 20 programı ile çalışmamızın istatistiksel analizi yapıldı. Elde edilen bulgular \pm standart deviasyon (SD) olarak gösterildi. Cinsler arası karşılaştırma için "Student T Testi" , Q açısının yürüme ve denge parametreleri ile ilişkisinin karşılaştırılması için veriler normal dağılım göstermediğinden "Spearman Korelasyon Testi" yapıldı. Spearman Korelasyon katsayısı, 0-0,24 aralığında zayıf ilişkili, 0,25-0,49 aralığında orta ilişkili, 0,50-0,74 aralığında iyi ilişkili, 0,75-1,00 aralığında güçlü ilişkili olarak değerlendirildi. İstatistiksel olarak anlamlı kabul edilecek verilerin sınır değeri olarak $p < 0,05$ değeri seçildi.



BULGULAR

Çalışmamıza 18-25 yaşları arasındaki 211 sağlıklı gönüllü katıldı. Gönüllüler 106 kadın ve 105 erkekten oluşuyordu. Kadınların boy uzunlukları 150 cm ile 178 cm arasında; ağırlıkları ise 45,6 kg ile 91,1 kg arasında değişiyordu. Erkeklerin boy uzunlukları 163 cm ile 195 cm arasında; ağırlıkları ise 55,8 kg ile 110,6 kg arasında değişiyordu. Çalışmamıza katılan gönüllülere ait antropometrik verilerin ortalama değerleri ve standart sapmaları Tablo 1'de gösterildi. Kadınlar ve erkeklerin ortalama boy uzunlukları, vücut ağırlıkları ve vücut kitle indeksleri (VKİ) arasında anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p < 0,05$).

Tablo 1. Deneklere ait antropometrik verilerin ortalama değerleri

Antropometrik veriler	Kadın (n:106) ort± std	Erkek (n:105) ort± std	p
Yaş (yıl)	19,23±1,34	19,38±1,42	0,418
Boy (m)	164,62±5,64	179,19±5,96	0,0001
Kilo (kg)	60,00±9,38	75,75±10,47	0,0001
VKİ(kilo/boy ²)	22,16±3,11	23,46±3,02	0,002

VKİ: Vücut Kitle İndeksi; **ort:** ortalama; **std:** standart deviasyon.

QUADRICEPS (Q) AÇISI ORTALAMA DEĞERLERİ

Çalışmamıza katılan gönüllülerde sağ ve sol dize ait Q açısı değerleri ayakta dik duruş pozisyonunda ve supin pozisyonlarda ölçülerek, veriler Tablo 2'de gösterildi. Her iki pozisyonda da Q açısı ölçümü yapılırken hastaların *m. quadriceps femoris* kaslarını kasmamaları istendi, ayak parmakları tam karşıya bakacak şekilde pozisyon verildi. Kadınlarda supin pozisyonda Q açısı sağ dizde en düşük 10°, en yüksek 22°; sol dizde en düşük 10°, en yüksek 21° ölçüldü. Kadınlarda ayakta Q açısı sağ dizde en düşük 10°, en yüksek 20,5°; sol dizde en düşük 10,5°, en yüksek 20,5° ölçüldü. Erkeklerde supin pozisyonda Q açısı sağ dizde en düşük 9,8°, en yüksek 21°; sol dizde en düşük 9,8°, en yüksek 20° ölçüldü. Erkeklerde ayakta Q açısı sağ dizde en düşük 9°, en yüksek 21°; sol dizde en düşük 9°, en yüksek 21,5° ölçüldü. Kadınların Q açısı ortalama değerleri supin pozisyonda ölçülen sağ dize ait ortalama değer hariç erkeklerden yüksek bulundu. Kadın ve erkek grupları arasında Q açısı değerlerinin anlamlı farklılığı olmadığı görüldü.

Tablo 2. Deneklere ait Q açısı değerlerinin ortalama verileri

Q açısı değerleri	Kadın (n:106) ort± std	Erkek (n:105) ort± std	p
Q açısı, supin, sağ (°)	15,14±2,36	15,17±2,44	0,932
Q açısı, supin, sol (°)	15,05±2,20	14,70±2,43	0,223
Q açısı, ayakta, sağ (°)	15,51±2,27	15,42±2,56	0,486
Q açısı, ayakta, sol (°)	15,37±2,21	15,02±2,52	0,184

ort: ortalama; std: standart deviasyon.

YÜRÜME PARAMETRELERİ BULGULARI

Yürüyüş analizi verileri incelendiğinde, kadınlar grubunda, erkeklere göre sol ayak rotasyon derecesi, sağ ayak rotasyon derecesi, adım genişliği, sol adım uzunluğu, sağ adım uzunluğu, çift adım uzunluğu ve sol adım zamanı ve kadans parametrelerinin ortalama değerleri için anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p < 0,05$), diğer parametrelerde gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı. Aralarında anlamlı fark olan parametrelerden sadece kadansın ortalama değeri kadınlarda daha yüksek; diğer verilerin ortalama değerlerinin erkeklerde daha yüksek olduğu görüldü. Yürüme parametrelerine ait veriler Tablo 3'de gösterildi.

Tablo 3. Deneklerin yürüyüş analizine ait yürüme parametreleri verileri

Yürüme Parametreleri	Kadın (n:106) ort± std	Erkek (n:105) ort± std	p
Sol ayak rotasyonu (°)	6,23±4,12	10,86±4,77	0,0001
Sağ ayak rotasyonu (°)	7,54±3,62	13,00±4,59	0,0001
Adım genişliği (cm)	9,70±2,67	14,35±3,36	0,0001
Sol adım uzunluğu (cm)	61,34±5,21	63,44±6,70	0,026
Sağ adım uzunluğu (cm)	61,43±5,24	64,07±6,37	0,003
Çift adım uzunluğu (cm)	122,60±10,13	127,10±12,80	0,012
Sol adım zamanı (sn)	0,86±0,35	0,94±0,23	0,041
Sağ adım zamanı (sn)	0,91±0,29	0,96±0,19	0,102
Çift adım zamanı (sn)	1,00±0,00	2,27±12,98	0,315
Sol basma fazı (%)	62,50±1,73	62,84±1,52	0,107
Sağ basma fazı (%)	63,33±1,50	63,07±1,58	0,295
Sol yüklenme (%)	12,92±1,33	12,85±1,47	0,823
Sağ yüklenme (%)	12,62±1,66	12,63±1,45	0,617
Sol tek destek (%)	36,97±1,56	37,36±1,59	0,120
Sağ tek destek (%)	37,70±1,69	37,50±1,54	0,218
Sol salınım öncesi (%)	37,50±1,73	37,16±1,52	0,107
Sağ salınım öncesi (%)	36,70±1,50	36,73±2,59	0,402
Toplam çift destek (%)	25,71±3,94	25,25±2,75	0,868
Kadans (adım/dakika)	54,89±3,59	51,95±4,13	0,0001
Hız (km/saat)	3,96±0,55	3,96±0,68	0,815

ort: ortalama; std: standart deviasyon.

YÜRÜYÜŞ ANALİZİ YAPILARAK HESAPLANAN YER TEPKİME KUVVETLERİNE AİT BULGULAR

Yürüyüş analizi ile elde edilen veriler kullanılarak gönüllülerin yer tepkime kuvvetlerine ait veriler hesaplandı. Erkeklerle ait F1 max ve F2 max ortalama değerleri hem sağ hem sol tarafta kadınlardan anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p < 0,05$). Süreler incelendiğinde kadınlar ve erkekler arasında T1 max ortalama değerlerinde anlamlı fark olmadığı ancak T2 max ortalama değerinin erkeklerde anlamlı olarak kadınlardan yüksek olduğu görüldü ($p < 0,05$). Yer tepkime kuvvetlerine ait veriler Tablo 4'te gösterildi.

Tablo 4. Deneklerin yer tepkime kuvvetlerine ait veriler

YTK Parametreleri	Kadın (n:106) ort± std	Erkek (n:105) ort± std	p
F1 max Sağ (N)	604,60±112,70	768,53±147,94	0,0001
F2 max Sağ (N)	652,54±112,05	811,36±129,19	0,0001
T1 max Sağ (sn)	0,19±0,07	0,20±0,051	0,3920
T2 max Sağ (sn)	0,51±0,06	0,54±0,052	0,0020
F1 max Sol (N)	628,93±112,90	800,10±148,33	0,0001
F2 max Sol (N)	666,26±107,49	824,82±127,17	0,0001
T1 max Sol (sn)	0,19±0,04	0,20±0,05	0,5480
T2 max Sol (sn)	0,52±0,04	0,55±0,05	0,0001

YTK: Yer tepkime kuvvetleri; ort: ortalama; std: standart deviasyon.

YÜRÜYÜŞ ANALİZİ İLE ELDE EDİLEN KELEBEK DİYAGRAMI BULGULARI

Kelebek diyagramı, VAM'nin yürüme sırasında yer değişimini gösterir. Bu diyagrama ait verilerden yürüme çizgisi uzunluğu ile tek destek çizgisi ortalama değerleri hem sağ hem de sol tarafta erkeklerde anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$). Ön-arka pozisyona ait

ortalama değerler arasında anlamlı fark yoktur. Bu diyagrama ait veriler Tablo 5'te gösterilmektedir.

Tablo 5. Deneklere ait kelebek diyagramı parametrelerine ait veriler

Kelebek Diyagramı Parametreleri	Kadın (n:106) ort± std	Erkek (n:105) ort± std	p
Yürüme çizgisi uzunluğu, sol (mm)	211,82±13,33	233,31±18,69	0,0001
Yürüme çizgisi uzunluğu, sağ (mm)	209,16±15,45	232,15±17,79	0,0001
Tek destek çizgisi, sol (mm)	132,53±16,19	141,77±14,55	0,0001
Tek destek çizgisi, sağ (mm)	133,02±13,41	141,73±14,78	0,0001
Ön-arka pozisyon (mm)	6,25±6,48	6,00±3,77	0,1780

ort: ortalama; std: standart deviasyon.

STATİK DENGE ANALİZİ VERİLERİ

Çalışmamıza katılan gönüllülerin statik denge analizleri gözleri açık ve gözleri kapalı durumlarda iki ayak üzerinde yapıldı. Elde edilen veriler Tablo 6'da gösterilmiştir. Gözleri açık yapılan statik denge analizinde COP vertikal ve horizontal sapma değerleri dışındaki verilerin ortalamalarının kadınlarda daha yüksek olduğu görüldü ancak kadın ve erkeklerin ortalama değerleri arasında anlamlı fark bulunamadı ($p>0,05$). Gözleri kapalı yapılan statik denge analizinde de COP vertikal ve horizontal sapma değerleri ile COP total yol uzunluğu ortalama değerlerinin erkeklerde daha yüksek, diğer verilerin kadınlarda daha yüksek olduğu gözlemlendi ancak yine cinsiyetler arasında anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$). Ayrıca gözleri kapalı yapılan ölçüm neticesinde güvenilir elips açısının ortalama değeri hariç tüm verilerin ortalama değerleri yükseldi.

Tablo 6. Deneklerin statik denge ölçüm parametrelerine ait veriler

Statik Denge Ölçüm Parametreleri	Kadın (n:106) ort± std	Erkek (n:105) ort± std	p
Minor eksen uzunluğu GA (mm)	5,64±3,18	5,10±2,77	0,185
Minor eksen uzunluğu GK (mm)	5,79±3,23	5,31±2,46	0,228
Major eksen uzunluğu GA (mm)	11,19±6,32	11,02±4,99	0,829
Major eksen uzunluğu GK (mm)	12,35±6,95	11,51±4,70	0,308
Güvenilir elips alanı GA (mm²)	60,66±89,68	49,90±59,22	0,306
Güvenilir elips alanı GK (mm²)	68,52±100,26	52,34±40,51	0,127
COP total yol uzunluğu GA (mm)	163,81±89,56	159,26±51,54	0,652
COP total yol uzunluğu GK (mm)	187,26±93,01	187,29±49,98	0,998
Güvenilir elips açısı GA (°)	29,51±26,44	24,20±25,95	0,143
Güvenilir elips açısı GK (°)	20,26±22,33	16,90±19,99	0,250
COP vertikal sapma GA (mm)	8,23±6,71	9,08±7,10	0,373
COP vertikal sapma GK (mm)	8,42±6,31	9,20±6,86	0,388
COP horizontal sapma GA (mm)	9,03±9,17	10,41±10,66	0,314
COP horizontal sapma GK (mm)	9,93±8,82	11,86±10,46	0,150

GA: Gözler açık; **GK:** Gözler kapalı; **ort:** ortalama; **std:** standart deviasyon.

QUADRICEPS (Q) AÇISI İLE YÜRÜYÜŞ ANALİZİ İLİŞKİSİ

Kadınlarda yürüme parametreleri ile Q açısının hem supin pozisyonda hem de ayakta dik duruş sırasında ölçümü ile elde edilen veriler arasında anlamlı ilişki saptanamadı ($p>0,05$) (Tablo 7). Erkeklerde de kadınlarda olduğu gibi yürüme parametreleri ile Q açısının hem supin pozisyonda hem de ayakta dik duruş sırasında ölçümü ile elde edilen veriler arasında anlamlı ilişki saptanamadı ($p>0,05$) (Tablo 8).

Tablo 7. Kadınlarda Q açısı ile yürüyüş analizi verilerinin korelasyonu

Yürüme parametreleri		Qsusağ(°)	Qsusol(°)	Qaysağ(°)	Qaysol(°)
Sol ayak rotasyonu (°)	r	-0,042	-0,099	-0,084	-0,105
	p	0,667	0,313	0,393	0,283
Sağ ayak rotasyonu (°)	r	0,049	0,082	0,104	0,134
	p	0,617	0,403	0,289	0,169
Adım genişliği (cm)	r	0,014	-0,002	-0,021	-0,027
	p	0,889	0,984	0,829	0,785
Sol adım uzunluğu (cm)	r	0,113	0,043	0,078	0,073
	p	0,250	0,661	0,428	0,455
Sağ adım uzunluğu (cm)	r	0,131	0,074	0,086	0,093
	p	0,181	0,450	0,381	0,342
Çift adım uzunluğu (cm)	r	0,121	0,058	0,083	0,083
	p	0,215	0,558	0,397	0,399
Sol adım zamanı (sn)	r	-0,071	-0,056	-0,061	-0,062
	p	0,467	0,570	0,532	0,526
Sağ adım zamanı (sn)	r	-0,033	-0,089	-0,126	-0,123
	p	0,736	0,364	0,198	0,210
Çift adım zamanı (sn)	r	-0,049	-0,024	-0,048	-0,051
	p	0,620	0,805	0,524	0,605
Sol basma fazı (%)	r	0,104	0,086	0,157	0,130
	p	0,288	0,382	0,109	0,182
Sağ basma fazı (%)	r	-0,047	0,011	-0,032	-0,007
	p	0,630	0,909	0,741	0,945
Sol yüklenme (%)	r	-0,033	-0,005	0,015	0,021
	p	0,735	0,962	0,877	0,835

Tablo 7 Devam. Kadınlarda Q açısı ile yürüyüş analizi verilerinin korelasyonu

Yürüme parametreleri		Qsusağ(°)	Qsusol(°)	Qaysağ(°)	Qaysol(°)
Sağ yüklenme (%)	r	0,094	0,110	0,137	0,154
	p	0,336	0,261	0,162	0,116
Sol tek destek (%)	r	0,015	-0,037	-0,018	-0,052
	p	0,877	0,703	0,852	0,596
Sağ tek destek (%)	r	-0,054	-0,041	-0,085	-0,093
	p	0,583	0,675	0,389	0,341
Sol salınım öncesi (%)	r	-0,104	-0,086	-0,157	-0,130
	p	0,288	0,382	0,109	0,182
Sağ salınım öncesi (%)	r	0,043	-0,017	0,025	0,001
	p	0,662	0,866	0,799	0,994
Toplam çift destek (%)	r	0,063	0,101	0,108	0,120
	p	0,522	0,301	0,272	0,221
Kadans (adım/dakika)	r	0,046	0,026	0,048	0,056
	p	0,639	0,792	0,624	0,566
Hız (km/saat)	r	0,089	0,008	0,066	0,050
	p	0,365	0,938	0,502	0,614

Qsusol: Q açısının supin pozisyonda ölçülen sol dizdeki değeri; **Qsusağ:** Q açısının supin pozisyonda ölçülen sağ dizdeki değeri, **Qaysol:** Q açısının ayakta dik duruşta ölçülen sol dizdeki değeri; **Qaysağ:** Q açısının ayakta dik duruşta ölçülen sağ dizdeki değeri; **r:** Spearman Korelasyon katsayısı, 0-0,24 zayıf, 0,25-0,49 orta, 0,50-0,74 iyi, 0,75-1,00 güçlü korelasyon.

Tablo 8. Erkeklerde Q açısı ile yürüyüş analizi verilerinin korelasyonu

Yürüme parametreleri		Qsusag(°)	Qsusol(°)	Qaysag(°)	Qaysol(°)
Sol ayak rotasyonu (°)	r	-0,087	-0,140	-0,088	-0,094
	p	0,377	0,153	0,374	0,341
Sağ ayak rotasyonu (°)	r	-0,008	0,005	0,068	0,051
	p	0,937	0,960	0,491	0,604
Adım genişliği (cm)	r	-0,080	-0,088	-0,006	0,011
	p	0,418	0,370	0,955	0,910
Sol adım uzunluğu (cm)	r	0,043	-0,024	-0,036	-0,067
	p	0,661	0,808	0,719	0,498
Sağ adım uzunluğu (cm)	r	0,036	-0,011	-0,005	-0,055
	p	0,712	0,909	0,963	0,578
Çift adım uzunluğu (cm)	r	0,054	0,004	-0,009	-0,041
	p	0,588	0,970	0,930	0,681
Sol adım zamanı (sn)	r	0,009	0,035	0,026	0,103
	p	0,928	0,719	0,792	0,298
Sağ adım zamanı (sn)	r	0,092	0,084	0,051	0,102
	p	0,350	0,392	0,608	0,301
Çift adım zamanı (sn)	r	0,067	0,077	0,055	0,100
	p	0,498	0,434	0,578	0,308
Sol basma fazı (%)	r	-0,055	-0,047	-0,033	-0,014
	p	0,579	0,636	0,741	0,887
Sağ basma fazı (%)	r	0,006	0,015	0,002	0,082
	p	0,951	0,876	0,983	0,407
Sol yüklenme (%)	r	0,051	0,044	0,043	0,101
	p	0,607	0,659	0,664	0,307

Tablo 8 Devam. Erkeklerde Q açısı ile yürüyüş analizi verilerinin korelasyonu

Yürüme parametreleri		Qsusağ(°)	Qsusol(°)	Qaysağ(°)	Qaysol(°)
Sağ yüklenme (%)	r	-0,092	-0,088	-0,085	-0,027
	p	0,350	0,373	0,387	0,782
Sol tek destek (%)	r	-0,068	-0,060	-0,046	-0,124
	p	0,492	0,544	0,643	0,207
Sağ tek destek (%)	r	0,065	0,071	0,028	0,005
	p	0,510	0,470	0,778	0,957
Sol salınım öncesi (%)	r	0,055	0,047	0,033	0,014
	p	0,579	0,636	0,741	0,887
Sağ salınım öncesi (%)	r	-0,007	-0,014	-0,004	-0,080
	p	0,947	0,889	0,964	0,415
Toplam çift destek (%)	r	-0,014	-0,030	-0,014	0,038
	p	0,887	0,764	0,884	0,699
Kadans (adım/dakika)	r	-0,075	-0,088	-0,054	-0,102
	p	0,447	0,374	0,582	0,300
Hız (km/saat)	r	-0,059	-0,057	-0,089	-0,129
	p	0,551	0,565	0,368	0,190

Qsusol: Q açısının supin pozisyonda ölçülen sol dizdeki değeri; **Qsusağ:** Q açısının supin pozisyonda ölçülen sağ dizdeki değeri; **Qaysol:** Q açısının ayakta dik duruşta ölçülen sol dizdeki değeri; **Qaysağ:** Q açısının ayakta dik duruşta ölçülen sağ dizdeki değeri; **r:** Spearman Korelasyon katsayısı, 0-0,24 zayıf, 0,25-0,49 orta, 0,50-0,74 iyi, 0,75-1,00 güçlü korelasyon.

QUADRICEPS (Q) AÇISI İLE YER TEPKİME KUVVETİ PARAMETRELERİNİN İLİŞKİSİ

Kadınlarda hesaplanan Q açısı ortalama verileri ile yer tepkime kuvvetleri parametreleri arasında anlamlı ilişki saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 9). Erkeklerde ise sol dizde hem supin hem de ayakta ölçülen Q açısı ortalama değerleri ile sağ ayağın F1 max ile sol ayağın F1 max ve F2 max ortalama değeri arasında negatif korelasyon olduğu görüldü ($p<0,05$).

Erkeklerin sağ dizde ayakta ölçülen Q açısı ortalama değeri ile sol ayağın F1 max ortalama değeri arasında negatif yönde korelasyon olduğu görüldü ($p < 0,05$) (Tablo 9).

Tablo 9. Deneklerin Q açısı ile yer tepkime kuvvetleri verilerinin korelasyonu

YTK Parametreleri		Kadın (n:106) ort± std				Erkek (n:105) ort± std			
		Qssağ(°)	Qsol(°)	Qasağ(°)	Qasol(°)	Qssağ(°)	Qsol(°)	Qasağ(°)	Qasol(°)
F1 max Sağ (N)	r	0,139	0,138	0,128	0,122	-0,174	-0,254	-0,139	-0,222
	p	0,155	0,159	0,190	0,212	0,076	0,009	0,159	0,023
F2 max Sağ (N)	r	0,127	0,121	0,111	0,127	-0,061	-0,157	-0,62	-0,136
	p	0,196	0,215	0,257	0,193	0,539	0,110	0,528	0,166
T1 max Sağ (sn)	r	-0,057	-0,032	-0,054	-0,063	0,030	0,057	0,018	0,052
	p	0,560	0,747	0,581	0,520	0,760	0,566	0,858	0,601
T2 max Sağ (sn)	r	0,045	0,056	0,067	0,038	0,065	0,074	0,039	0,087
	p	0,647	0,569	0,496	0,696	0,507	0,452	0,691	0,380
F1 max Sol (N)	r	0,065	0,044	0,031	0,033	-0,182	-0,271	-0,228	-0,268
	p	0,507	0,651	0,752	0,737	0,062	0,005	0,019	0,006
F2 max Sol (N)	r	0,027	0,017	0,003	0,034	-0,106	-0,212	-0,145	-0,211
	p	0,785	0,862	0,979	0,733	0,280	0,030	0,141	0,031
T1 max Sol (sn)	r	0,001	-0,024	-0,036	-0,050	0,031	0,035	0,045	0,092
	p	0,991	0,809	0,714	0,612	0,752	0,719	0,649	0,352
T2 max Sol (sn)	r	-0,021	0,015	-0,002	0,011	0,151	0,152	0,150	0,180
	p	0,834	0,878	0,986	0,913	0,124	0,121	0,127	0,066

Qsol: Q açısının supin pozisyonda ölçülen sol dizdeki değeri; **Qssağ:** Q açısının supin pozisyonda ölçülen sağ dizdeki değeri, **Qasol:** Q açısının ayakta dik duruşta ölçülen sol dizdeki değeri; **Qasağ:** Q açısının ayakta dik duruşta ölçülen sol dizdeki değeri; **ort:** ortalama; **std:** standart deviasyon; **r:** Spearman Korelasyon katsayısı, 0-0,24 zayıf, 0,25-0,49 orta, 0,50-0,74 iyi, 0,75-1,00 güçlü korelasyon.

QUADRICEPS (Q) AÇISI İLE KELEBEK DİYAGRAMI VERİLERİNİN İLİŞKİSİ

Kadınlarda sağ dizde hem supin pozisyonda hem de ayakta ölçülen Q açısı ortalama değeri ile sağ taraf yürüme çizgisi uzunluğu ve sol taraf tek destek çizgisi arasında zayıf korelasyon ($r:0-0,24$, $p<0,05$). Kadınların sol dizlerinde supin pozisyonda ölçülen Q açısı verileri ile kelebek diyagramı parametreleri arasında anlamlı korelasyon görülmedi ($p>0,05$); sol dizin ayakta ölçülen Q açısı ortalama değeri ile sol yürüme çizgisi uzunluğu sağ yürüme çizgisi uzunluğu ve sol destek çizgisi arasında zayıf korelasyon olduğu görüldü ($r:0-0,24$, $p<0,05$). Erkeklerde ise Q açısı ortalama değerleri ile sadece ön-arka pozisyon arasında anlamlı ilişki olduğu görüldü ($p<0,05$). Erkeklerde supin pozisyonda ölçülen Q açısı ortalama değerleri her iki dizde de ön-arka pozisyonla zayıf ilişkili ($r:0-0,24$); ayakta yapılan ölçümle elde edilen Q açısı ortalama değerleri orta düzeyde ilişkili bulundu ($r:0,25-0,49$). Veriler Tablo 10'da gösterilmiştir.

Tablo 10. Deneklerin Q açısı ile kelebek diyagramı verilerinin korelasyonu

Kelebek Diyagramı Parametreleri		Kadın (n:106) ort± std				Erkek (n:105) ort± std			
		Qssağ(°)	Qssol(°)	Qasağ(°)	Qasol(°)	Qssağ(°)	Qssol(°)	Qasağ(°)	Qasol(°)
Yürüme çizgisi uzunluğu, sol (mm)	r	0,135	0,108	0,178	0,198	-0,007	-0,065	-0,025	-0,094
	p	0,166	0,268	0,068	0,041	0,945	0,512	0,801	0,339
Yürüme çizgisi uzunluğu, sağ (mm)	r	0,201	0,161	0,233	0,238	0,022	-0,046	0,002	-0,035
	p	0,039	0,099	0,016	0,014	0,822	0,643	0,986	0,724
Tek destek çizgisi, sol (mm)	r	0,223	0,158	0,228	0,192	-0,008	-0,026	0,044	-0,062
	p	0,022	0,106	0,019	0,048	0,933	0,796	0,659	0,531
Tek destek çizgisi, sağ (mm)	r	0,162	0,099	0,158	0,122	0,083	0,054	0,099	0,026
	p	0,096	0,315	0,106	0,213	0,402	0,581	0,315	0,793
Ön-arka pozisyon (mm)	r	0,077	0,188	0,080	0,140	0,230	0,213	0,256	0,294
	p	0,433	0,053	0,414	0,153	0,018	0,029	0,008	0,002

Qssol: Q açısının supin pozisyonda ölçülen sol dizdeki değeri; **Qssağ:** Q açısının supin pozisyonda ölçülen sağ dizdeki değeri; **Qasol:** Q açısının ayakta dik duruşta ölçülen sol dizdeki değeri; **Qasağ:** Q açısının ayakta dik duruşta ölçülen sol dizdeki değeri; **ort:** ortalama; **std:** standart deviasyon; **r:** Spearman Korelasyon katsayısı, 0-0,24 zayıf, 0,25-0,49 orta, 0,50-0,74 iyi, 0,75-1,00 güçlü korelasyon.

QUADRICEPS (Q) AÇISI İLE STATİK DENGİ ANALİZİ VERİLERİNİN İLİŞKİSİ

Kadınlarda ayakta ölçülen Q açısı değerleri ile gözler açıkken ölçülen COP'un medial-lateral doğrultudaki orta hattın sapması arasında; erkeklerde ise supin pozisyonda ölçülen Q açısı değerleri ile gözler kapalıyken ölçülen COP'un medial-lateral doğrultudaki orta hattın sapması arasında anlamlı ilişki görüldü ($p < 0,05$). Bu parametreler haricinde statik denge analizi verileri ile Q açısı ortalama değerleri arasında her iki cinsiyette de anlamlı ilişki olmadığı görüldü ($p > 0,05$).

Tablo 11. Deneklerin Q açısı ile statik denge analizi verilerinin korelasyonu

Statik Denge Ölçüm Parametreleri		Kadın (n:106) ort± std				Erkek (n:105) ort± std			
		Qssağ(°)	Qssol(°)	Qasağ(°)	Qasol(°)	Qssağ(°)	Qssol(°)	Qasağ(°)	Qasol(°)
Mineksuz GA (mm)	r	-0,020	-0,011	-0,007	0,014	0,025	-0,011	0,0001	-0,043
	p	0,840	0,909	0,939	0,890	0,803	0,908	0,998	0,663
Mineksuz GK (mm)	r	0,063	0,093	0,125	0,123	-0,038	-0,020	-0,072	-0,088
	p	0,524	0,345	0,201	0,209	0,700	0,842	0,468	0,372
Majeksuz GA(mm)	r	0,040	0,041	0,062	0,044	0,023	-0,028	-0,059	-0,074
	p	0,686	0,675	0,525	0,653	0,818	0,776	0,547	0,451
Majeksuz GK (mm)	r	0,055	0,079	0,051	0,045	-0,001	-0,048	-0,087	-0,107
	p	0,575	0,419	0,604	0,648	0,991	0,627	0,379	0,279
Güvelal GA (mm ²)	r	0,029	0,055	0,078	0,083	0,014	-0,019	-0,052	-0,072
	p	0,769	0,576	0,426	0,399	0,884	0,848	0,596	0,466
Güvelal GK (mm ²)	r	0,082	0,131	0,140	0,146	-0,040	-0,067	-0,108	-0,146
	p	0,405	0,181	0,153	0,134	0,686	0,494	0,271	0,136
COPtoyouz GA(mm)	r	0,049	0,099	0,114	0,118	0,108	0,040	0,053	0,040
	p	0,615	0,311	0,243	0,228	0,271	0,686	0,594	0,685

Tablo 11 Devam. Deneklerin Q açısı ile statik denge analizi verilerinin korelasyonu

Statik Denge Ölçüm Parametreleri		Kadın (n:106) ort± std				Erkek (n:105) ort± std			
		Qssağ(°)	Qssol(°)	Qasağ(°)	Qasol(°)	Qssağ(°)	Qssol(°)	Qasağ(°)	Qasol(°)
COPtoyuz GK(mm)	r	0,015	0,066	0,055	0,064	0,057	0,015	0,002	-0,014
	p	0,879	0,500	0,577	0,518	0,561	0,877	0,983	0,891
Güvelaç GA (°)	r	-0,074	-0,048	-0,062	-0,045	0,037	0,098	-0,13	0,043
	p	0,451	0,627	0,530	0,648	0,704	0,320	0,894	0,662
Güvelaç GK (°)	r	-0,013	0,040	0,061	0,201	-0,032	0,004	-0,047	-0,026
	p	0,893	0,686	0,536	0,039	0,747	0,964	0,635	0,796
COPversap GA(mm)	r	0,064	0,109	0,095	0,109	0,014	-0,040	-0,055	-0,058
	p	0,518	0,265	0,332	0,267	0,885	0,682	0,580	0,559
COPversap (mm) GK	r	-0,052	0,006	0,006	0,003	-0,058	-0,098	-0,098	-0,085
	p	0,597	0,950	0,954	0,979	0,553	0,321	0,318	0,386
COPhorsap GA (mm)	r	0,055	0,085	0,263	0,228	0,048	0,022	-0,057	-0,062
	p	0,574	0,389	0,006	0,018	0,629	0,826	0,560	0,530
COPhorsap GK (mm)	r	-0,087	-0,076	0,110	0,085	0,228	0,224	0,185	0,172
	p	0,373	0,438	0,260	0,387	0,019	0,022	0,059	0,079

Qssol: Q açısının supin pozisyonda ölçülen sol dizdeki değeri; **Qssağ:** Q açısının supin pozisyonda ölçülen sağ dizdeki değeri; **Qasol:** Q açısının ayakta dik duruşta ölçülen sol dizdeki değeri; **Qasağ:** Q açısının ayakta dik duruşta ölçülen sol dizdeki değeri; **Minexsuz:** Minor eksen uzunluğu; **Majeksuz:** Major eksen uzunluğu; **Güvelal:** Güvenilir elips alanı; **COPtoyoluz:** COP total yol uzunluğu; **Güvelaç:** Güvenilir elips açısı; **COPversap:** COP Vertikal sapma; **COPhorsap:** COP horizontal sapma; **GA:** Gözler açık; **GK:** Gözler kapalı; **ort:** ortalama; **std:** standart deviasyon; **r:** Spearman Korelasyon katsayısı, 0-0,24 zayıf, 0,25-0,49 orta, 0,50-0,74 iyi, 0,75-1,00 güçlü korelasyon.

TARTIŞMA

Quadriceps (Q) açısı ölçümü alt ekstremitenin biyomekanik dizilimini değerlendirmek için fizik muayenede sık kullanılan bir yöntemdir. SIAS ile *patella*'nın orta noktalarını birleştiren çizgi ile *tuberositas tibiae*'den geçen çizgi arasında tanımlanan açının ölçüm yöntemi hakkında kabul görmüş tek bir standart yöntem yoktur (45). En sık kullanılan ölçüm yöntemi yatarak veya ayakta, diz ekstansiyon pozisyonunda ve *m. quadriceps femoris*'in kasılı olmadığı durumda yapılan ölçümdür (47). Klinik muayene için Q açısı değerlendirilmesi genellikle manuel ve gonyometre kullanılarak yapılmaktadır (67). Bizim çalışmamızda önceliğimiz doğru ölçüm yöntemini araştırmak değildi. Bu nedenle çalışmamızda Q açısı ölçümü için klinik pratikte oldukça kolay yapılabilen geleneksel ölçüm yöntemi olarak bilinen yöntemi uygulamayı ve standart gonyometre kullanmayı tercih ettik. Bu yöntem kullanılarak elde edilen verileri yürüyüş analizi ve statik postür analizinden elde edilen veriler ile karşılaştırarak, Q açısının yürüme ve statik denge ile ilgili de öngörü sağlayıp sağlayamayacağını değerlendirmeyi amaçladık.

Aglietti ve ark.'nın (101), asemptomatik 150 bireyde geleneksel yöntemle yaptıkları ölçüm sonucunda Q açısının ortalama değerini 15° bulmuşlardır. Erkeklerde ortalama Q açısını $14 \pm 3^{\circ}$, kadınlarda ise $17 \pm 3^{\circ}$ olarak ölçmüş, cinsiyetler arasında anlamlı fark bulmuşlar ve 20° üzerindeki değerlerin normalin dışında olduğunu ileri sürmüşlerdir. Başka bir çalışmada Kernozek ve ark.(50) yaşları 19 ile 35 aralığında değişen on sağlıklı kadın üzerinde yaptıkları çalışmada deneklerin tercih ettikleri şekilde ayakta durdukları sırada Q açısını ortalama $16,63 \pm 6,07^{\circ}$; topuklar 4 cm aralık, ayaklar 7° abduksiyonda iken ise $14,57 \pm 8,06^{\circ}$ olarak ölçmüştür. Hvid ve ark. da (69), kadınlar için 20° , erkekler için de 15° 'yi normal Q açısı limiti

olarak belirtmiş ancak aradaki 5° farkın nedenine dair bir açıklama getirmemiştir.

Quadriceps (Q) açısının literatür verilerine göre 8-17° aralığında olduğunu ve kadınlarda açının daha geniş olduğunu belirten Woodland ve Francis (54), çalışmalarında sportif bir aktivite dersine katılan yaşları 18 ile 38 arasında değişen 269 erkek ve yaşları 17 ile 28 arasında değişen 257 kadın kolej öğrencisinin ayakkabıları olmadan ayakta ve supin pozisyonlarda ölçülen Q açısı değerlerini karşılaştırmışlardır. Supin pozisyonda erkeklerde ortalama Q açısını 12,7°, kadınlarda 15,8°; ayakta dik durur pozisyonda ortalama Q açısını erkeklerde 13,6°, kadınlarda 17° olarak saptamışlardır. Yaptıkları çalışmada ayakta ölçülen Q açısının supin pozisyona göre 0,9-1,2° daha yüksek olduğunu ve bu durumun ayakta durulduğu sırada taşınan yük ile ilişkili olabileceğini belirtmişlerdir.

Guerra ve ark. (45), yaşları 21 ile 41 aralığındaki 30 erkek ve yaşları 22 ile 49 aralığındaki 30 kadında yaptıkları çalışmalarında Q açısının supin ve ayakta ölçülmesi arasında anlamlı fark olmadığını, ancak *m. quadriceps femoris*'in kasılı ya da gevşek olmasının anlamlı fark yarattığını belirtmiştir. Bu çalışmada *m. quadriceps femoris* kasılı değilken yapılan ölçümde ayakta Q açısı ortalama kadınlarda 13,5±4,75°, erkeklerde 8,6±3,79°; supin pozisyonda yapılan ölçümlerde ayakta Q açısı ortalama kadınlarda 14,2±3,49°, erkeklerde 8,4±4,52° olarak hesaplanmıştır. *M. quadriceps femoris* kasıldığında Q açısının anlamlı olarak daraldığını, bu durumun *patella*'nın dış yana ve yukarı doğru yer değiştirmesine bağlı olduğunu ileri sürmüşlerdir.

Diğer bir araştırmada Eliöz ve ark. (102), sedanter yaşayan 144 ve aktif spor yapan 158 üniversite öğrencisinin Q açısını karşılaştırmış, sportif aktivite ile Q açısı arasında anlamlı ilişki olduğunu söylemişlerdir. Bu çalışma Q açısı denekler sırtüstü yatarken bacaklar ekstansiyon pozisyonunda *m. quadriceps femoris* kasılı ve gevşek haldeyken, sadece sağ dizde ölçülmüştür. Artan sportif aktivitenin *m. quadriceps femoris*'in kasılma gücünü etkileyerek, Q açısının daralmasına yol açtığını ileri sürmüşlerdir. Aktif bir hayat süren bireylerin daha dar Q açısına sahip olduğunu destekleyen farklı çalışmalar da mevcuttur (103).

Herrington ve Nester (10), 18-31 yaş arasındaki 51 erkek ve 58 kadın asemptomatik bireyde *patella*'nın pozisyonunu belirlemiş ve Q açısını ayaklara pozisyon vererek ayakta çekilen fotoğraf üzerinde ölçmüşlerdir. Q açısı değerlerini erkeklerde solda 11,6±5,2°, sağda 11,3±4,9°; kadınlarda solda 14,4±5,2°, sağda 13,3±5,5° olarak hesaplamış ve kadınların anlamlı olarak daha geniş Q açısına sahip olduklarını söylemişlerdir. *Patella*'nın lateral yerleşimli olduğu olgularda Q açısının düzeltilerek yeniden hesaplanması ile açının anlamlı olarak yükseldiğini ve normal aralığa ulaştığını bildirmişlerdir.

Bir diğ er yayında Horton ve Hall (61), Q açısını 18-33 yaşlar arasındaki 50 erkek ve 50 kadın üniversite öğrencinde ayakta ve dizler ekstansiyonda iken ölçmüş, erkeklerde ortalama $11,2\pm 3^\circ$, kadınlarda $15,8\pm 4,5^\circ$ olarak hesaplamışlardır. Ortalama Q açısı değerini $13,5\pm 4,5^\circ$ olarak bulan bu çalışmada kadınların ortalama Q açısı değeri erkeklerden ortalama $4,6^\circ$ daha yüksektir. Cinsiyet faktöründen bağımsız olarak kalça genişliği ve femur uzunluğu ile Q açısı arasında ilişki olmadığını belirtmişlerdir. Ancak ölçüm sırasındaki *m. quadriceps femoris*'in kasılı olup olmadığı ve ayak pozisyonu hakkında bilgi verilmemiştir.

Bizim çalışmamızdan farklı olarak puberte dönemindeki Q açısı değerlerini inceleyen Çetiner Kale (6), yaşları 9 ile 20 arasında değişen sağlıklı 360 kişide geleneksel yöntemle Q açısı ölçümü yapmıştır. Bu çalışmada Q açısı ortalama değerleri kadınlarda ayakta sağ dizde $25,42^\circ$, sol dizde $27,09^\circ$; supin pozisyonda sağ dizde $19,88^\circ$, sol dizde $21,74^\circ$; erkeklerde ise ayakta sağ dizde $21,15^\circ$, sol dizde $22,26^\circ$; supin pozisyonda sağ dizde $16,34^\circ$, sol dizde $17,46^\circ$ olarak bulunmuştur. Bayraktar ve ark. da (103), yaşları 9-19 arasındaki 474 aktif futbol oyuncusu ile 765 sedanter gönüllü üzerinde Q açısı ölçümü yapmış, çocukluk ve adölesan dönemde Q açısının daha geniş olduğunu ileri sürmüşlerdir. Yine bu çalışmaya göre sportif aktif kişilerde Q açısı anlamlı olarak daha dardır. Bizim çalışmamızda elde edilen ortalama Q açısı değerlerinin bu çalışmalara göre daha düşük olmasının bizim çalışmamızın örnekleminin yaş aralığının daha yüksek olmasından kaynaklandığı düşünüldü.

Literatürde kadınların daha geniş Q açısına sahip olduğunu ileri süren çalışmalar mevcuttur (45,54,56,101). Ancak Grelsamer ve ark. (62), ortopedi kliniğine başvuran 17-52 yaşları arasındaki 45 erkek ve 17-48 yaşları arasındaki 24 kadında yaptıkları çalışmada Q açısının cinsiyete değil boy uzunluğuna bağlı olarak değiştiğini ve pelvis genişliği için iki SIAS arası mesafe ölçüldüğünde cinsiyetler arasında fark olmadığını ileri sürmüştür. Bu çalışmada Q açıları supin pozisyonda, dizler 10° fleksiyonda iken sadece sağ dizde ölçülmüş ve deneklerin klinik durumları ile ilgili bilgi verilmemiştir.

Bizim çalışmamızda Q açısı yaşları 18 ile 23 arasında değişen 106 kadın ve yaşları 18 ile 25 arasında değişen 105 erkek sağlıklı gönüllüde iki farklı pozisyonda ölçüldü. Bizim ulaştığımız verilere göre kadınların ortalama Q açısı değerleri erkeklerden yüksek olmasına karşın cinsiyetler arasında Q açısı ortalama değerleri arasında anlamlı fark görülmedi. Bu yönüyle çalışmamızın sonuçları kadınların ortalama Q açısı değerlerinin erkeklerden anlamlı ölçüde yüksek olduğunu belirten literatür çalışmalarından ayrılmaktadır. Bu fark Q açısı ölçüm yöntemindeki farklılıktan kaynaklanıyor olabilir. Grelsamer ve ark.'nın çalışmasından farklı olarak bizim çalışmamıza katılan gönüllülerin cinsiyetlere göre boy uzunlukları arasında anlamlı

fark olmasına karşın Q açıları arasında anlamlı fark görülmemiştir. Bu veriler doğrultusunda pelvis genişliği, SIAS-*tuberositas tibiae* arası mesafe gibi alt ekstremiteye ait diğer anatomik ve antropometrik ölçümlerin de incelemesinin değerlendirmeye olumlu katkı sağlayabileceğini düşünüyoruz.

Çalışmamızda Q açısının ortalama değeri supin pozisyondan ayakta pozisyona geçildiğinde 0,32- 0,48 arasında artmıştır. Bu yönüyle bulgularımız supin pozisyonda Q açısının daha geniş olduğunu belirten literatür bilgileri ile uyumludur. Açı değerindeki artışın Woodland ve Francis'in (54), çalışmasındaki kadar yüksek olmaması, bizim ölçümlerimizde ayak pozisyonuna da önem verilmesi ile ilişkili olabilir. Ayrıca bu çalışmadaki örneklem grubunu düzenli fiziksel eğitim alan öğrenciler arasından seçilmiştir. Bizim çalışmamıza katılan gönüllülerin spor alışkanlıkları sorgulanmamıştır.

Lowman ve Young (104), her bir eklem kendisinden üst seviyedeki eklemlerle ilişkili belirteçler olarak düşünülmesi gerektiğini bu nedenle de eklem segmentleri arasındaki sıralanmanın küçümsenmeyecek kadar önemli olduğunu savunmuşlardır. Diz eklemi biyomekanik ve kinematik açıdan alt ekstremitenin diğer lokomotor sistem yapılarının yerleşim ve diziliminden etkilenmektedir (5,51). Herrington ve Nester'e göre (10), Q açısının literatürde belirtilen normal değer aralığından yüksek olması, *m. quadriceps femoris*'in ekstansiyon mekanizmasındaki disfonksiyonu ve *patella*'nın lateral yanlış yerleşimi ile ilişkili olup patellofemoral ağrı için zemin oluşturmaktadır. Özcan (105) , *femur*'un anteversiyon açısının artmış olması veya *tibia*'nın internal rotasyonunun Q açısının yükselmesine yol açtığını ve *tibia*'nın iç rotasyonunun da *art. subtalaris*'in eversiyon yapması ile kompanse ediliyor olabileceğini belirtmiştir. Nitekim Subotnick (106), daha geniş Q açısına sahip bireylerin *art. subtalaris* seviyesinde daha geniş eversiyon açısına ve ilerleyen dönemde *patella*'nın dış yana doğru yer değiştirmesine neden olacağını ileri sürmektedir. Bu bilgiler doğrultusunda alt ekstremitenin tüm parçalarının yürüme esnasında bir seri işlevi birlikte ve sırayla gerçekleştirerek hareketin sağlanması ve dengenin korunmasında görev aldığı söylenebilir.

Yürüme, günlük hayattaki önemi nedeniyle pek çok araştırmaya konu olmuştur. Kasların yüzeysel elektromiyografi aktivitesi ölçümü, yer tepkime kuvvetlerinin kinematığını test etmek gibi pek çok araştırma yöntemi ile yürümenin anlaşılması için kullanılmıştır. Zajac ve ark.'na göre (72), yürüme, tüm vücudun koordine hareketini gerektirir, tek bir kas aktivitesi dahi yürümeyi etkilemektedir. Capaday ise (78), iki ayak üzerinde dik yürüme, zemine temas edildiği anda bacağın ekstansiyonda olması, yere ayağın topuk ile vurulmasını insan yürüyüşüne has

özellikler olarak tariflemiştir. İnsanlar bacaklarını bir destek kolu gibi kullanarak neredeyse bacakları tam ekstansiyonda yürümeleri sayesinde kas aktivitesini azaltarak harcanan enerjiyi düşürmektedir (78).

Yapılan araştırmalara göre yaşlanmayla birlikte hem lokomotor sistem hem de nörokognitif sistemlerdeki değişiklikler neticesinde yürüme biyomekaniği değişir, yürüme hızı azalır (107,108). Alt ekstremite yaralanmaları geçiren bireylerin uzun dönemde yürüme hızlarının azaldığını gösteren çalışmalar mevcuttur (107,108). Montero-Odasso ve ark. (109), yürüme hızının 0,7m/sn'nin altında olmasının düşme için güvenilir bir öngörü faktörü olduğunu ileri sürmüştür.

Literatürde diabetes mellitus, romatoid artrit, anklizon spondilit, Alzheimer, Parkinson gibi sistemik etkileri olan endokrinolojik, romatolojik ve nörolojik komponentler içeren kronik hastalığı olan bireyler ile sağlıklı bireylerin yürüyüş analizlerini karşılaştıran çalışmalar mevcuttur. Locomotor sistemin yapılarını etkileyen hastalıklarda düşmeyi engellemek ve yürümeyi daha güvenli şekilde sürdürmek için yürüyüş analizinde incelenen adım genişliği, adım zamanı, kadans, yürüme fazlarının süreleri gibi parametrelerde, sağlıklı bireylere göre anlamlı farklar olduğu görülmüştür (73).

Kernozek ve ark.(51), başka bir araştırmada yürümenin duruş fazındaki arka ayak hareketi ile Q açısı arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Araştırmalarında 19-36 yaş aralığındaki yirmi sağlıklı kadın gönüllü, yürüme bandı üzerinde belirlenmiş sabit bir hızda yürürken video kamera ile görüntülenmiştir. Öncesinde işaretlenmiş olan noktalar kullanılarak, video görüntüleri üzerinde dinamik Q açısı ve arka ayak açısı bilgisayar programı kullanılarak hesaplanmıştır. Arka ayak açısı olarak *tendo calcanei*, *calcaneus*'un en üst ve en alt noktalarından geçen çizgiler arasındaki açı ölçülmüştür. Bu çalışmanın verileri statik ve dinamik olarak ölçülen Q açısı ile arka ayak hareketi arasında zayıf bir ilişki olduğu, daha geniş dinamik ya da statik Q açısı değerleri ile yürümenin duruş fazında daha geniş eversiyon açısı veya arka ayak hareketi ile bağlantılı olmadığı şeklinde yorumlanmıştır .

Bizim çalışmamızda ise alt ekstremitayı etkileyen patoloji öyküsü olmayan genç erişkinlerde supin ve ayakta pozisyonlarda yapılan Q açısı ölçümleri ile yürüyüş analizi verileri arasında her iki cinsiyette de anlamlı ilişki olmadığı görüldü. Çalışmamızda yürüyüş analizi ile yer tepkime kuvvetleri parametreleri de hesaplandı. Yer tepkime kuvveti parametreleri ile Q açısı verileri karşılaştırıldığında kadınlarda anlamlı ilişki olmadığı görüldü. Erkeklerde sağ ayağın F1 max değeri ile sol dizde ayakta ölçülen Q açısı değeri ile zayıf, supin pozisyonunda ölçülenle ise

orta derecede negatif ilişki olduğu görüldü. Yine erkeklerde sol ayağın F1 max değeri ile sol dizde Q açısı ile orta düzeyde, sağ dizde ise sadece supin pozisyonundaki Q açısı değeri ile zayıf ters yönlü ilişki olduğu görüldü. Q açısı ile kadınlara ait F1 max ve F2 max değerleri arasında ilişki olmaması, erkeklere göre bu değerlerin anlamlı olarak düşük olması ile ilişkili olabilir. T1 max ve T2 max değerleri ise iki cinsiyette de Q açısı ile ilişkili bulunmadı.

Yürüyüş analizi sonucunda hesaplanan kelebek diyagramı verileri Q açısı değerleri ile karşılaştırıldı. Kelebek diyagramı sonucunda elde edilen parametrelerden sadece ön-arka pozisyon değişikliğinin kadınlarda daha fazla olduğu ancak cinsiyetler arasında anlamlı fark olmadığı görüldü. Diğer parametreler erkeklerde anlamlı düzeyde yüksek bulundu. Erkeklerde kelebek diyagramı verilerinden sadece ön-arka değişkenlik ile ayakta ölçülen Q açısı ortalama değerleri arasında orta düzeyde, supin pozisyonda ölçülen değerlerle ise zayıf düzeyde anlamlı ilişki bulundu. Kadınlarda ise ön-arka değişkenlik ile Q açısı ortalamaları arasında anlamlı ilişki görülmedi. Sağ ayağın tek destek çizgisi uzunluğu ile Q açısı verileri arasında iki cinsiyette de ilişki görülmedi. Kadınlarda ayakta ölçülen sol dizin Q açısı ortalaması hiçbir kelebek diyagramı parametresi ile ilişkili bulunmadı. Diğer Q açısı ortalama değerleri ile sağ ayağın yürüme çizgisi uzunluğu ve sol ayağın tek destek çizgisi ile zayıf düzeyde anlamlı ilişki bulundu. Sol dizin ayakta ölçülen Q açısı değeri ise sadece sol ayağın yürüme çizgisi uzunluğu ile ilişkili bulundu.

Statik dengenin korunması ve sürdürülmesi günlük aktivitelerin yapılması için elzemdir. Statik dengenin değerlendirilmesi için kullanılan standart test yöntemlerinden biri de COP hareketinin ölçülmesidir. Literatürde COP'un yer değiştirmesinin yaştan etkilendiğini, ileri yaşlarda postür kontrolü giderek bozulduğunu söyleyen çalışmalar bulunmaktadır (110,111). COP parametrelerinin alt ekstremitte travmaları, bel ağrısı, diyabetik polinöropati, merkezi sinir sistemini etkileyen diğer hastalıklar, düzenli sportif faaliyet, alkol kullanımı, ölçüm süresi gibi parametrelerden etkilendiğini gösteren çalışmalar mevcuttur (86). Çalışmamızda statik denge değerlendirilmesi sert yüzeyde hem gözler açık hem de kapalı iken yapıldı.

Abrahamová ve Hlavačka (110), yaşları 20-81 arasında 81 sağlıklı gönüllüde yaptıkları çalışmalarında COP parameterlerinin cinsiyetlere göre farklılık gösterdiğini ancak boy gibi parametrelere göre düzeltilen neticelerde farklılıkların değiştiğini bu nedenle daha kapsamlı araştırmalar gerektiğini belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada ise Bryant ve ark.(112) yaşlılarda denge performansının cinsiyetler arasında farklılık göstermediğini ileri sürmüşlerdir. Bizim çalışmamızda da statik denge analizi verilerinin cinsiyetler arasında anlamlı farklılık göstermediği izlendi.

Başka bir çalışmada ise yaşları 17-25 arasında 36 kadın ve 41 erkek bireyin ayakta ölçülen Q açısı değerleri ile statik ve dinamik dengeleri arasındaki ilişki incelenmiştir. Bu çalışmada statik denge analizi için tek ayak üzerinde durma testi yapılmıştır. Kadın ve erkeklerin Q açısı değerleri arasında anlamlı farklılık bulunan bu çalışmaya göre statik denge ile Q açısı arasında ilişki olmadığı görülmüştür (113).

Statik denge analizi verileri ile Q açısı ortalama değerleri karşılaştırıldığında ise sadece COP'un medial-lateral doğrultudaki yer değişiminin bazı Q açısı değerleri ile ilişkili olduğu görüldü. Kadınlarda gözler açıkken analiz edilen COP horizontal sapması ile ayakta ölçülen Q açısı ortalama değeri arasında sağ dizde orta düzeyde, sol dizde zayıf düzeyde anlamlı ilişki olduğu görüldü. Erkeklerde ise gözleri kapalı iken analiz edilen COP horizontal sapması ile supin pozisyonda ölçülen Q açısı ortalama değeri arasında zayıf düzeyde anlamlı ilişki olduğu görüldü. COP'un diğer parametreleri ile Q açısı ortalama değerleri arasında anlamlı ilişki bulunmuyordu. Bu sonuçlar doğrultusunda Q açısı sadece statik postural dengenin sağlanması sırasında ön-arka doğrultuda salınımı etkiliyor olabilir. Ancak çalışmamızda COP horizontal sapmasının hem gözlerin açık ya da kapalı olması durumu hem de ilişkili bulunduğu Q açısı değerlerinin ölçüm yöntemi cinsiyetlere göre farklıdır. Bu nedenle aradaki ilişkiyi aydınlatmak için daha kapsamlı çalışmaların yapılması faydalı olacaktır.

Araştırmamız sonucunda elde ettiğimiz verilere göre Q açısı ile yürüyüş analizi verileri arasında anlamlı ilişki bulunmazken; yer tepkime kuvveti parametreleri, kelebek diyagramı parametreleri ve statik denge analizi parametrelerinden bazıları ile zayıf ya da orta derecede anlamlı ilişki olduğu görüldü. Bu noktada örneklem grubumuzun sağlıklı genç erişkinlerden oluşması ve Q açısı ortalama değerlerinin de normal aralıkta bulunması kısıtlayıcı bir faktör olarak karşımıza çıktı. Q açısının normalin dışında dar ve geniş olan sağlıklı bireylerde yapılan yürüme ve denge analizlerinin, Q açısı normal sınırlar içinde olan bireylerin yürüme ve denge analizleriyle karşılaştırılmasının yanı sıra daha geniş bir yaş grubunda yapılan ölçümlerin karşılaştırılmasının da literatüre katkı sağlayabileceğini düşünmekteyiz.

SONUÇLAR

Yaptığımız tez çalışmamızda klinik uygulamada diz eklemi muayenesi için kolayca uygulanabilen ve diz eklemi ile ilgili olası patolojiler için klinisyeni uyarabilecek ya da tedavi takibinde kullanılacak Q açısının yine alt ekstremitte fonksiyonun önemli rol oynadığı yürüme ve statik denge ile ilişkisini incelemeyi amaçladık.

1. Çalışmamıza katılan bireylerin demografik verileri incelendiğinde boy, ağırlık ve VKİ değerleri açısından cinsiyetler arasında anlamlı farklılık olduğu görüldü.

2. Elde edilen Q açısı ortalama değerlerinin benzer ölçüm yöntemi kullanarak elde edilen ve literatürde yer alan değerlerle uyumlu olduğu, Q açısı değerlerinin cinsiyetler arasında farklılık göstermediği izlendi.

3. Sağlıklı genç bireylerde Q açısı ile yürüyüş analizinin alt parametreleri arasında anlamlı ilişki olmadığı görüldü.

4. Kadınlarda yer tepkime kuvveti (YTK) parametreleri ile Q açısı arasında ilişki gözlenmezken, erkeklerde bazı parametrelerin Q açısı değerleri ile ilişkili bulundu.

5. Kelebek diyagramı verileri ile Q açısı verileri karşılaştırıldığında erkeklerde sadece ön-arka pozisyonun karşılaştırılan tüm Q açısı değerleri ile ilişkili olduğu görüldü. Kadınlarda ise bazı pozisyonlardaki Q açısı ortalamaları ile hem sağ hem sol yürüme çizgisi uzunluğu ve sol tek destek çizgisi uzunluğu arasında ilişkili olduğu anlaşıldı.

6. Statik denge analizi parametrelerinden sadece COP horizontal değişiminin kadınlarda ayakta ölçülen erkeklerde ise supin pozisyonda ölçülen Q açısı verileri ile ilişkili olduğu bulundu.

İstatistiksel olarak Q açısı ile aralarında anlamlı ilişkili görülen parametreler, Q açısının belirli bir pozisyonda ölçümüne, cinsiyete ya da taraflara göre sınıflandırılabilir bir patern sergilememiştir. Bu nedenle yaş aralığını ve örneklem sayısını arttırarak ve normal aralığın dışında Q açısı değerlerine sahip, diz eklemine ilgilendiren patolojisi olan semptomatik bireyleri de kapsayacak çalışmaların ilerleyen dönemde faydalı bilgiler sağlayabileceği kanısındayız.

Çalışmamızın Q açısı ile yürüme ve denge analizleri arasındaki ilişkiyi incelemesi açısından literatüre öncü bir çalışma olarak katkı sağlayabileceğini düşünmekteyiz.



ÖZET

Quadriceps (Q) açısı, *patella*'ya uygulanan çekim kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü hakkında bilgi verdiğinden diz eklemine ilgilendiren patolojilerin öngörüsü, tanısı ve tedavi takibinde kullanılmaktadır. SIAS ile *patella* orta noktası arasındaki çizgi ve *tuberositas tibiae* ile *patella* orta noktası arasındaki çizgiler arasında ölçülür. Çalışmamızda diz eklemine anatomik yapılarının dizilimi hakkında bilgi veren bu açı ile alt ekstremitenin önemli fonksiyon gösterdiği yürüme ve statik denge arasındaki ilişkiyi incelemeyi amaçladık.

Çalışmamıza katılan 18-25 yaş aralığında 106 kadın ve 105 erkek sağlıklı gönüllünün boy ve kilo ölçümü yapıldı, ayakta ve supin pozisyonlarda gonyometre ile bilateral Q açıları ölçüldü. Yürüyüş ve statik denge analizleri için kuvvet platformu Zebris© FDM System Type FDM 1,5 ve WinFDM bilgisayar programı kullanıldı. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi için SPSS 20 programı kullanıldı. İstatistiksel olarak anlamlılık sınırı $p < 0,05$ olarak belirlendi.

Yapılan değerlendirmeler neticesinde Q açısı ile yürüyüş analizi parametreleri arasında anlamlı ilişki olmadığı görüldü. Yürüyüş analizi yapılarak ulaşılan yer tepkime kuvvet parametreleri ve kelebek diyagramı parametreleri ile statik denge analizi parametrelerinden bazılarının Q açısı ile zayıf ya da orta düzeyde ilişkili olduğu görüldü. Q açısı ile ilişkili bulunan parametreler sağ veya sol tarafa, cinsiyete, Q açısı ölçüm yöntemine göre sınıflandırılabilir bir düzen sergilemedi.

Quadriceps (Q) açısının yürüme paterni ile ilişkisinin aydınlatılması için kapsamlı araştırmalara ihtiyaç olduğunu ve araştırmamızın Q açısının, yürüme ve denge ile arasındaki ilişkiyi incelemesi açısından öncü bir çalışma olarak literatüre katkı sağlayacağını düşünüyoruz.

Anahtar kelimeler: Quadriceps açısı, Q açısı, yürüyüş analizi, denge analizi



THE EFFECT OF THE QUADRICEPS ANGLE (Q ANGLE) ON THE GAIT PATTERN IN YOUNG ADULTS BETWEEN THE AGES OF 18-25

SUMMARY

The Quadriceps (Q) angle is a parameter used for the prediction, diagnosis and follow-up of pathologies of the knee joint, since it gives information about the direction and size of forces applied to the patella. It's described as the angle formed by lines drawn from anterior superior iliac spine to the midpoint of the patella, and from the midpoint of the patella to tibial tuberosity. It gives information about the alignment of anatomical structures of the knee joint. We aimed to investigate effects of Q angle upon gait and static balance in this study.

A sample of 106 female and 105 male healthy subjects at age 18-25 years participated in our study. After noting their height and weight, bilateral Q-angles were measured with goniometer in standing and supine positions. The force platform Zebris © FDM System Type FDM 1,5 and the WinFDM computer program were used for the gait and stance analysis. SPSS 20 program was used for statistical analysis of the obtained data. Statistical significance limit was determined as $p < 0,05$.

We assessed that there was no significant relationship between Q angle and gait analysis parameters. We observed that some of ground reaction force parameters and the butterfly diagram parameters obtained by the gait analysis as well as some of the stance analysis parameters are weak or moderately related to the Q angle. Parameters related to the Q angle didn't show a pattern that would be classified by the Q angle measurement method or by the side or by the gender.

We think that it is necessary to conduct more extensive researches in order to clarify the relation between Q angle and walking pattern. We conclude that our research will contribute to the literature as a pioneering study in terms of the relation between the Q angle and gait analysis as well as the stance analysis.

Key words: Quadriceps angle, Q angle, gait analysis, stance analysis



KAYNAKLAR

1. Williams A. Pelvic girdle and lower limb. In: Standring S, editor. Gray's anatomy. 39 ed. Spain: Elsevier Ltd; 2005. p. 1339-547.
2. Yıldırım M. Alt taraf. In: M. Y, editor. Topografik Anatomi. 2 ed. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2004. p. 95-145.
3. Livingston LA, Mandigo JL. Bilateral within-subject Q angle asymmetry in young adult females and males. Biomed Sci Instrum. 1997;33:112-7.
4. Smith TO, Hunt NJ, Donell ST. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008;16(12):1068-79.
5. Kuru İ, Haberal B, Avcı Ç. Patellofemoral biyomekanik. TOTBİD Dergisi, Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği. 2012;11(4):274-80.
6. Çetiner Kale A. Puberte dönemindeki sağlıklı bireylerde musculus quadriceps femoris açısı (Q açısı) değerinin yaş, cinsiyet, ağırlık, boy, pozisyon ve taraflara göre değerlendirilmesi [Tıpta Uzmanlık Tezi]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2001.

7. Schulties SS, Francis RS, Fisher AG, Van de Graff KM. Does the q angle reflect the force on the patella in the frontal plane? *Phys Ther.* 1995;75(1):30-6.
8. Livingston LA. The quadriceps angle: a review of the literature. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 1998;28(2):105-9.
9. Sendur OF, Gurer G, Yildirim T, Ozturk E, Aydeniz A. Relationship of Q angle and joint hypermobility and Q angle values in different positions. *Clin Rheumatol.* 2006;25(3):304-8.
10. Herrington L, Nester C. Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clinical biomechanics.* 2004;19(10):1070-3.
11. Özaras N, Yalçın S, Yavuzer G, Gök H. Yürüme analizi. 1 ed. İstanbul: Avrupa Tıp Kitapçılık; 2001. p. 1-48.
12. Arifoğlu Y. Her yönüyle anatomi. İstanbul: İstanbul Tıp Kitabevleri; 2017. p. 15-29,39-239.
13. Yıldırım M. Resimli sistematik anatomi. 1 ed. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi; 2013. p. 15,111-27,202-20,67-307.
14. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. Alt ekstremitte (çeviri: Şendemir E, Karabulut A, Cankur Ş, Cezayirli E, Özgüner G, Ertürk M). Şahinoğlu K (editör). *Kliniğe yönelik anatomi* 6ed. İstanbul: NobelTıp kitabevi; 2014. p. 508-670.
15. Snell RS. Alt ekstremitte (çeviri: Elhan, A) Yıldırım, M (Editör). In: Snell RS, editor. *Klinik anatomi* (5ed. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi; 1995. p. 507-603.
16. Cibulka MT. Understanding sacroiliac joint movement as a guide to the management of a patient with unilateral low back pain. *Manual therapy.* 2002;7(4):215-21.
17. Cohen SP. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. *Anesth Analg.* 2005;101(5):1440-53.
18. Phillips AT, Pankaj P, Howie CR, Usmani AS, Simpson AH. Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions. *Med Eng Phys.* 2007;29(7):739-48.

19. Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Variations os stress in pelvic bone during normal walking, considering all active muscles. TIB and AO 2004;17(2):48-53.
20. Üstüner Y. Total diz artroplastisi erken dönem sonuçları [Tıp Uzmanlık Tezi]. İstanbul: Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi; 2006.
21. Akdere H. Diz ve ayakbileği eklemlerinin hareket genişliklerinin ölçümü. Fırat Tıp Dergisi. 2011;16(1):11-4.
22. Bachtar F, Chen X, Hisada T. Finite element contact analysis of the hip joint. Med Biol Eng Comput. 2006;44(8):643-51.
23. Vane A, Veronika KÍ, Ales Í, Borut P. Hip biomechanics in orthopedic clinical practice. Cell Mol Biol Lett. 2002;5(3):256-64.
24. Andriacchi TP, Hurwitz DE. Gait biomechanics and the evolution of total joint replacement. Gait Posture. 1997;5(3):256-64.
25. Kaku N, Tsumura H, Taira H, Sawatari T, Torisu T. Biomechanical study of load transfer of the pubic ramus due to pelvic inclination after hip joint surgery using a three-dimensional finite element model. Journal of Orthopaedic Science. 2004;9(3):264-9.
26. Enercan M. Total diz artroplastisi orta dönem sonuçlarımız [Tıpta Uzmanlık Tezi]: Dr Lütfi Kırdar Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi; 2004.
27. Gürer G, Seçkin B. Diz biyomekaniği. Romatizma. 2001;16(2):114-24.
28. Kayatekin O. Otojen Hamstring tendonlarıyla artroskopik ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu tedavi sonuçlarımız [Tıpta Uzmanlık Tezi]. İzmir: İzmir Katip Çelebi Üniversitesi; 2015.
29. Goldblatt JP, Richmond JC. Anatomy and biomechanics of the knee. Oper Techn Sport Med. 2003;11(3):172-86.
30. Abboud RJ. Relevant foot biomechanics. Current Orthopaedics. 2002;16(3):165-79.
31. Aktaş N. Türk kadın ve erkeklerinde ayak yapısının plantogramla incelenmesi [Yüksek lisans tezi]: Trakya Üniversitesi; 1991.

32. Yıldırım M. Yetişkin Türk kadın ve erkeklerinde ayak (pes) ölçüleri [Tıpta Uzmanlık Tezi]: İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi; 1984.
33. Aquino A, Payne C. Function of plantar fascia. *The Foot*. 1999;9(2):73-8.
34. Bartold SJ. The plantar fascia as a source of pain- biomechanics, presentation and treatment. *JBMT*. 2004;8(3):214-26.
35. Gökmen FG, Ertürk M. Kaslar(Musculi). In: Gökmen FG, editor. *Sistemantik anatomi*. 1 ed. İzmir: Güven Kitabevi; 2003. p. 201-22.
36. Bozer C. Genç erişkinlerde günlük aktivite sırasında yapılan bazı hareketlerin kinetik analizi [Doktora Tezi]: Trakya Üniversitesi; 2007.
37. Ozan H. Kaslar. *Anatomi*. 2 ed. Ankara: Klinisyen Tıp Kitabevleri; 2005. p. 126-42.
38. Brattström H. Shape of the intercondylar groove normally and in recurrent dislocation of patella: a clinical and x-ray anatomical investigation. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1964;35(sup68):1-148.
39. Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1979(144):9-15.
40. Hehne HJ. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;258(258):73-85.
41. Terry GC. The anatomy of the extensor mechanism. *Clin Sports Med*. 1989;8(2):163-77.
42. Fredericson M, Yoon K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil*. 2006;85(3):234-43.
43. Tsujimoto K, Kurosaka M, Yoshiya S, Mizuno K. Radiographic and computed tomographic analysis of the position of the tibial tubercle in recurrent dislocation and subluxation of the patella. *Am J Knee Surg*. 2000;13(2):83-8.
44. Greene CC, Edwards TB, Wade MR, Carson EW. Reliability of the quadriceps angle measurement. *Am J Knee Surg*. 2001;14(2):97-103.

45. Guerra JP, Arnold MJ, Gajdosik RL. Q angle: effects of isometric quadriceps contraction and body position. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19(4):200-4.
46. Wilson T, Kitsell F. Is the Q-angle an absolute or a variable measure? *Physiotherapy.* 2002;88(5):296-302.
47. Insall J, Falvo KA, Wise DW. Chondromalacia Patellae. A prospective study. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58(1):1-8.
48. Caylor D, Fites R, Worrell TW. The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;17(1):11-6.
49. Cowan DN, Jones BH, Frykman PN, Polly DW, Harman EA, Rosenstein RM, et al. Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 1996;28(8):945-52.
50. Kernozek TW, Greer N, Tema M. The relationship between static and dynamic quadriceps angles. *ISBS-Conference Proceedings Archive.* 1991:47-50.
51. Kernozek TW, Greer NL. Quadriceps angle and rearfoot motion: relationships in walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74(4):407-10.
52. Fairbank JC, Pynsent PB, van Poortvliet JA, Phillips H. Mechanical factors in the incidence of knee pain in adolescents and young adults. *J Bone Joint Surg Br.* 1984;66(5):685-93.
53. 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? *Clinical Biomechanics.* 2015;30(10):1083-7.
54. Woodland LH, Francis RS. Parameters and comparisons of the quadriceps angle of college-aged men and women in the supine and standing positions. *Am J Sports Med.* 1992;20(2):208-11.
55. Olcay E, Çetinus E, Mert M, Kara AN. Genç erkek ve bayanlarda ayakta ve yatar pozisyonlarda Quadriceps açısının mukayesesi ve değerlendirilmesi. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 1994;28:25-7.

56. Yücel BD. Quadriceps femoris açısının normal değerleri ve bu değerleri etkileyen faktörler: bir ön çalışma. Spor Bilimleri Dergisi 1995;6(2):28-37.
57. Livingston LA, Spaulding SJ. OPTOTRAK measurement of the quadriceps angle using standardized foot positions. Journal of Athletic Training. 2002;37(3):252-5.
58. Ando T, Hirose H, Inoue M, Shino K, Doi T. A new method using computed tomographic scan to measure the rectus-femoris-patellar tendon Q-angle comparison with conventional method. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1993(289):213-9.
59. Olerud C, Berg P. The variation of the Q angle with different positions of the foot. Clin Orthop Relat Res. 1984(191):162-5.
60. Lippert LS. Knee joint. In: LS L, editor. Kinesiology and Anatomy. 5 ed. Philadelphia: F.A. Davis Company; 2011. p. 283-300.
61. 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.
62. Grelsamer RP, Dubey A, Weinstein CH. Men and women have similar Q angles - A clinical and trigonometric evaluation. Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume. 2005;87b(11):1498-501.
63. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. J Orthop Sports Phys Ther. 2003;33(11):639-46.
64. Lee TQ, Morris G, Csintalan RP. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. J Orthop Sports Phys Ther. 2003;33(11):686-93.
65. Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, et al. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. J Orthop Res. 2001;19(5):834-40.
66. Bayraktar B, Öztürk A. Spor hekimliği açısından kuadriceps (Q) açısının önemi. hipokrat dergisi 1999;4(8):306-10.

67. Draper CE, Chew KT, Wang R, Jennings F, Gold GE, Fredericson M. Comparison of quadriceps angle measurements using short-arm and long-arm goniometers: correlation with MRI. *Pm&r*. 2011;3(2):111-6.
68. Messier SP, Pittala KA. Etiologic factors associated with selected running injuries. *Med Sci Sports Exerc*. 1988;20(5):501-5.
69. Hvid I, Andersen LI, Schmidt H. Chondromalacia patellae. The relation to abnormal patellofemoral joint mechanics. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(6):661-6.
70. Reider B, Marshall JL, Warren RF. Clinical characteristics of patellar disorders in young athletes. *Am J Sports Med*. 1981;9(4):270-4.
71. Levine D, Richards J, Whittle MW. *Whittle's gait analysis*. 5 ed. China: Elsevier; 2012. p. 1-125.
72. Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture*. 2002;16(3):215-32.
73. Parlak M. Üç boyutlu hareket analiz yöntemi kullanılarak uzun dönem Anklizon Spondilit'li hastaların yürüme analizlerinin normal bireyler ile karşılaştırılması [Doktora Tezi]. Edirne: Trakya Üniversitesi; 2017.
74. Gage JR. An essential tool in the treatment of cerebral palsy. *Clin Orthop Relat Res*. 1993;288:126-34.
75. Ayyappa E. Normal human locomotion, Part 1: Basic concepts and terminology. *JPO*. 1997;4(1):370-6.
76. Erdoğan B, Tüzün Ş. Yaşlılarda yürüme kinematiği *Turkish Journal of Geriatrics*. 2001;4(1):33-9.
77. Zebris FDM software user manual. Isny im Allgäu Germany 2015. p. 44-87.
78. Capaday C. The special nature of human walking and its neural control. *Trends Neurosci*. 2002;25(7):370-6.

79. Begg R, Sparrow W, Lythgo N. Time-domain analysis of foot-ground reaction forces in negotiating obstacles *Gait Posture*. 1998;7(2):99-109.
80. Rosenbaum D, Becker HP. Plantar pressure distribution measurements, technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*. 1997;3(1):1-14.
81. Farley CT, Ferris DP. Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exerc Sport Sci Rev*. 1998;26(1):253-85.
82. Cankur Ş. Cerebellum (beyincik). In: Gökmen FG, editor. *Sistematik anatomi*. İzmir: İzmir Güven Kitabevi; 2003. p. 671-81.
83. Yıldırım M. Sinir sistemi ve duyu organları. *Resimli sistematik anatomi*. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2013. p. 633-948.
84. Tacar O, Demirant A. Duyu organları (organa sensuum). In: Gökmen FG, editor. *Sistematik anatomi*. 1 ed. İzmir İzmir Güven Kitabevi; 2003. p. 869-907.
85. Taner D. *Fonksiyonel nöroanatomi*. Ankara: Metu Press; 1998. p. 89-133,206-26.
86. Karadaş N. Genç erişkinlerde statik postural kontrolün değerlendirilmesi [Yüksek Lisans Tezi]. Edirne: Trakya Üniversitesi; 2012.
87. Howe T, Oldham J. Posture and balance. In: Trew M ET, editor. *Human Movement*. New York: Churchill Livingstone; 1997. p. 105-8.
88. Ecerkale Ö. Postür analizinde symmetrigrاف ile orthoröntgenogram sonuçlarının değerlendirilmesi [Tıpta Uzmanlık Tezi]. İstanbul: Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi; 2006.
89. Beyazova M, Gökçe KY. *Fiziksel tıp ve rehabilitasyon*. Ankara: Güneş Kitabevi; 2000. p. 156-82,330,459-77,2493-4.
90. Otman AS, Demirel H, Sade A. *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. Ankara: Hacettepe Yayınları; 1995. p. 11-2.
91. Balaban Ö, Nacır B, Erdem H, Karagöz A. Denge fonksiyonunun değerlendirilmesi. *FTR Bil Der*. 2009;12:133-9.

92. Palmieri RM, Ingersoll CD, Stone MB, Krause BA. Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. *J Sport Rehabil.* 2002;11(1):51-66.
93. Bryant EC, Trew ME, Bruce AM, Kuisma RM, Smith AW. Gender differences in balance performance at the time of retirement. *Clin Biomech.* 2005;20(3):330-5.
94. Murray MP, Seireg A, Scholz RC. Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. *J Appl Physiol.* 1967;23(6):831-8.
95. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol.* 1994;49(2):M72-84.
96. Stel VS, Smit JH, Pluijm SMF, Lips P. Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons. *Journal of Clinical Epidemiology.* 2003;56(7):659-68.
97. Nordin M, Frankel VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system.* 3 ed: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. p. 421-4.
98. Öunpuu S. Terminology for clinical gait analysis. *Rep Amar Acad Cerebral Palsy Developmental Medicine Gait Lab Committee;* 1994. p. 1-19.
99. Cigali B, Ulucam E, Yilmaz A, Cakiroglu M. Comparison of asymmetries in ground reaction force patterns between normal human gait and football players. *BiolSport* 2004;21(3):241-8.
100. Zatsiorsky VM. *Kinetics of human motion.* United States of America: Human Kinetics; 2002. p. 653.
101. Aglietti P, Insall JN, Cerulli G. Patellar pain and incongruence. I: Measurements of incongruence. *Clin Orthop Relat Res.* 1983(176):217-24.
102. Eliöz M, Atan A, Saç A, Yamak B. Sporcu ve sedanterlerde Q açısı ile bazı fiziksel özellikler arasındaki ilişkinin incelenmesi. *Journal of Sports and Performance Researches.* 2015;6(1):58-65.
103. Bayraktar B, Yucesir I, Ozturk A, Cakmak AK, Taskara N, Kale A, et al. Change of quadriceps angle values with age and activity. *Saudi medical journal.* 2004;25(6):756-60.

104. Lowman CL, Young CH. Postural fitness; significance and variances. Philadelphia: Lea & Febiger; 1960. p. 36.
105. Özcan Ö. Patellofemoral eklemin klinik muayenesi. TOTBİD Dergisi, Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği. 2012;11(4):290-3.
106. Subotnick SI. Orthotic foot control and the overuse syndrome. The Physician and sportsmedicine. 1975;3(1):75-9.
107. McGibbon CA. Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: neuromuscular adaptation. Exerc Sport Sci Rev. 2003;31(2):102-8.
108. McGibbon CA, Krebs DE. Discriminating age and disability effects in locomotion: neuromuscular adaptations in musculoskeletal pathology. J Appl Physiol (1985). 2004;96(1):149-60.
109. Montero-Odasso M, Schapira M, Soriano ER, Varela M, Kaplan R, Camera LA, et al. Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. J Gerontol a-Biol. 2005;60(10):1304-9.
110. Abrahamova D, Hlavacka F. Age-related changes of human balance during quiet stance. Physiological Research. 2008;57(6):957.
111. Kim S, Nussbaum MA, Madigan ML. Direct parameterization of postural stability during quiet upright stance: effects of age and altered sensory conditions. Journal of biomechanics. 2008;41(2):406-11.
112. Bryant E, Trew M, Bruce A, Kuisma R, Smith A. Gender differences in balance performance at the time of retirement. Clinical Biomechanics. 2005;20(3):330-5.
113. Denizoğlu H. Sağlıklı bireylerde Q açısı ile denge arasındaki ilişki [Yüksek Lisans Tezi]. Bolu: Abant İzzet Baysal Üniversitesi; 2010.

EKLER

EK-1: Etik kurul onayı

EK-2: Yürüyüş analizi test raporu

EK-3: Statik denge analizi test raporu

Ek 1. Etik kurul onay formu

TRAKYA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU Edirne, Türkiye

ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAYIBAŞVURU BİLGİLERİ	PROTOKOL KODU	TÜTF-BAEK 2017/57	
	PROTOKOL ADI	18-25 Yaş Arası Genç Erişkinlerde Quadriceps Açısının (Q açısı) Yürüme Paternine Etkisi	
	SORUMLU ARAŞTIRICI UNVANI / ADI	Prof. Dr. Oğuz TAŞKINALP	
	ARAŞTIRMA MERKEZİ		
	DESTEKLEYİCİ		
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	Tek Merkez Ulusal	Çok Merkez Uluslararası
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 04/03	Tarih: 01.03.2017	
	Fakültemiz İç Hastalıkları Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Oğuz TAŞKINALP'nin sorumluluğunda yapılması planlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen Araş. Gör. Dr. Ayşe Zeynep YILMAZER KAYATEKİN'in tez çalışmasının araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş; araştırmaya ilişkin giderlerin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödetilmemesi koşullarında ve veri toplanacak yerlerden gerekli izinler alındıktan sonra gerçekleştirilmesinde etik bilimsel standartlar açısından sakınca bulunmadığına mevdudu oy birliği ile karar verilmiştir.		
ETİK KURUL BİLGİLERİ			
ÇALIŞMA ESASI	Helsinki Bildirgesi, İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu, TÜTF-BAEK Yönergesi		

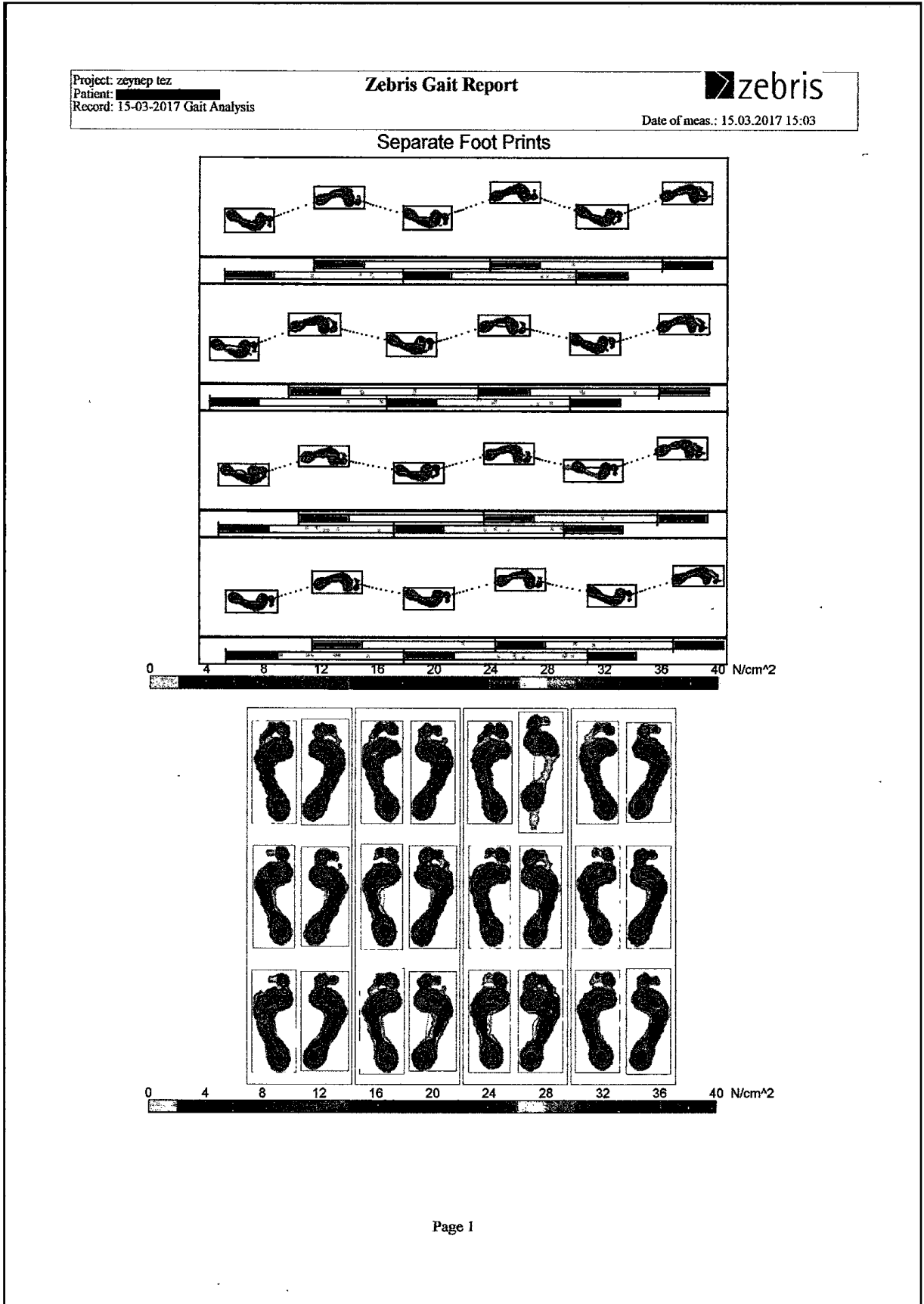
ÜYELER

Unvan/Ad/ Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki(*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ülfet VATANSEVER ÖZBEK Başkan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	T.Ü.T.F Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları A.D.	K	E (H)	(E) H	
Yrd. Doç. Dr. Rıdvan KOSE ÇINAR Başkan Yardımcısı	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	T.Ü.T.F. Ruh Sağ. ve Hast. A.D.	K	E (H)	(E) H	
Yrd. Doç. Dr. Ruhan Deniz TOPUZ Üye	Tıbbi Farmakoloji.	T.Ü.T.F Tıbbi Farmakoloji A.D.	K	E (H)	(E) H	
Yrd. Doç. Dr. F. Nesrin TURAN Üye	Biyoistatistik	T.Ü.T.F. Biyoistatistik A.D.	K	E (H)	(E) H	
Doç. Dr. Hakan GÜRKAN Üye	Tıbbi Genetik	T.Ü.T.F. Tıbbi Genetik A.D.	E	E (H)	(E) H	
Prof. Dr. Hasan ÜMİT Üye	İç Hastalıkları	T.Ü.T.F. İç Hastalıkları A.D.	E	E (H)	(E) H	
Öğretim Gör. Uzm. Dr. Oktay KAYA Üye	Fizyoloji	T.Ü.T.F. Fizyoloji A.D.	E	E H	E H	
Doç. Dr. Cafer Sadık ZORKUN Üye	Kardiyoloji	T.Ü.T.F. Kardiyoloji A.D.	E	E H	E H	
Prof. Dr. Muzaffer ESKİOCAK Üye	Halk Sağlığı	T.Ü.T.F. Halk Sağlığı A.D.	E	E (H)	(E) H	
Prof. Dr. Niyazi Cenk SAYIN Üye	Kadın Hastalıkları ve Doğum	T.Ü.T.F. Kadın Hastalıkları ve Doğum A.D.	E	E H	E H	
Yrd. Doç. Dr. Esin KARLIKAYA Üye	Tıp Tarihi ve Etik	T.Ü.T.F. Tıp Tarihi ve Etik A.D.	K	E (H)	(E) H	
Doç. Dr. Sevtap HEKİMOĞLU ŞAHİN Üye	Anestezi ve Reanimasyon	T.Ü.T.F. Anestezi ve Reanimasyon A.D.	K	E (H)	(E) H	
Doç. Dr. Atakan SEZER Üye	Genel Cerrahi	T.Ü.T.F. Genel Cerrahi A.D.	E	E H	E H	
Avukat Baki KURNAZ Üye		T.Ü. Rektörlüğü	E	E H	E H	
Emekli Öğretmen Sinan SEÇKİN Üye		Serbest Üye	E	E H	E H	

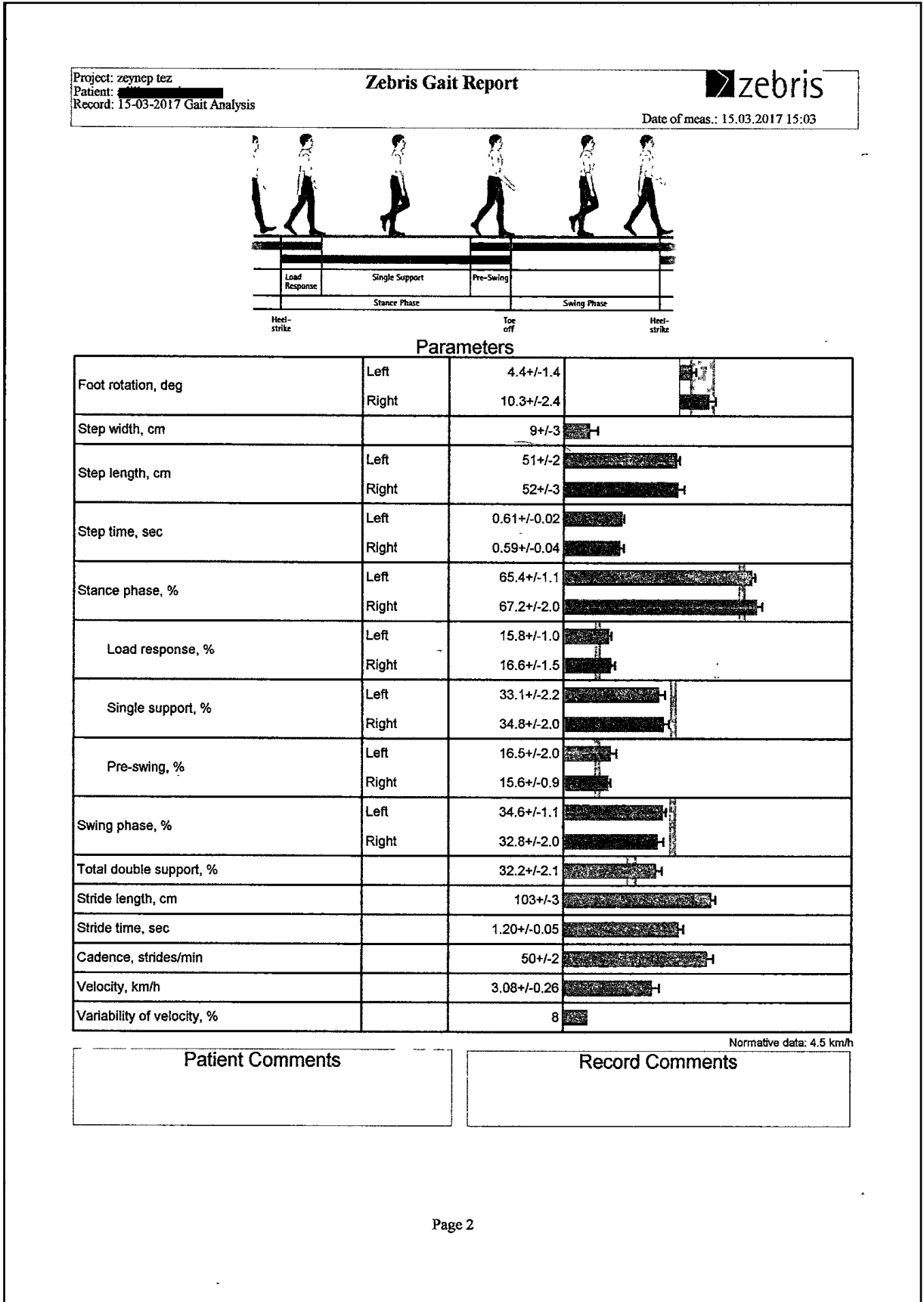
*Araştırma ile ilişki
**Toplantıda Bulunma

Prof. Dr. Ahmet TEZEL
Dekan
Dekan Yrd.

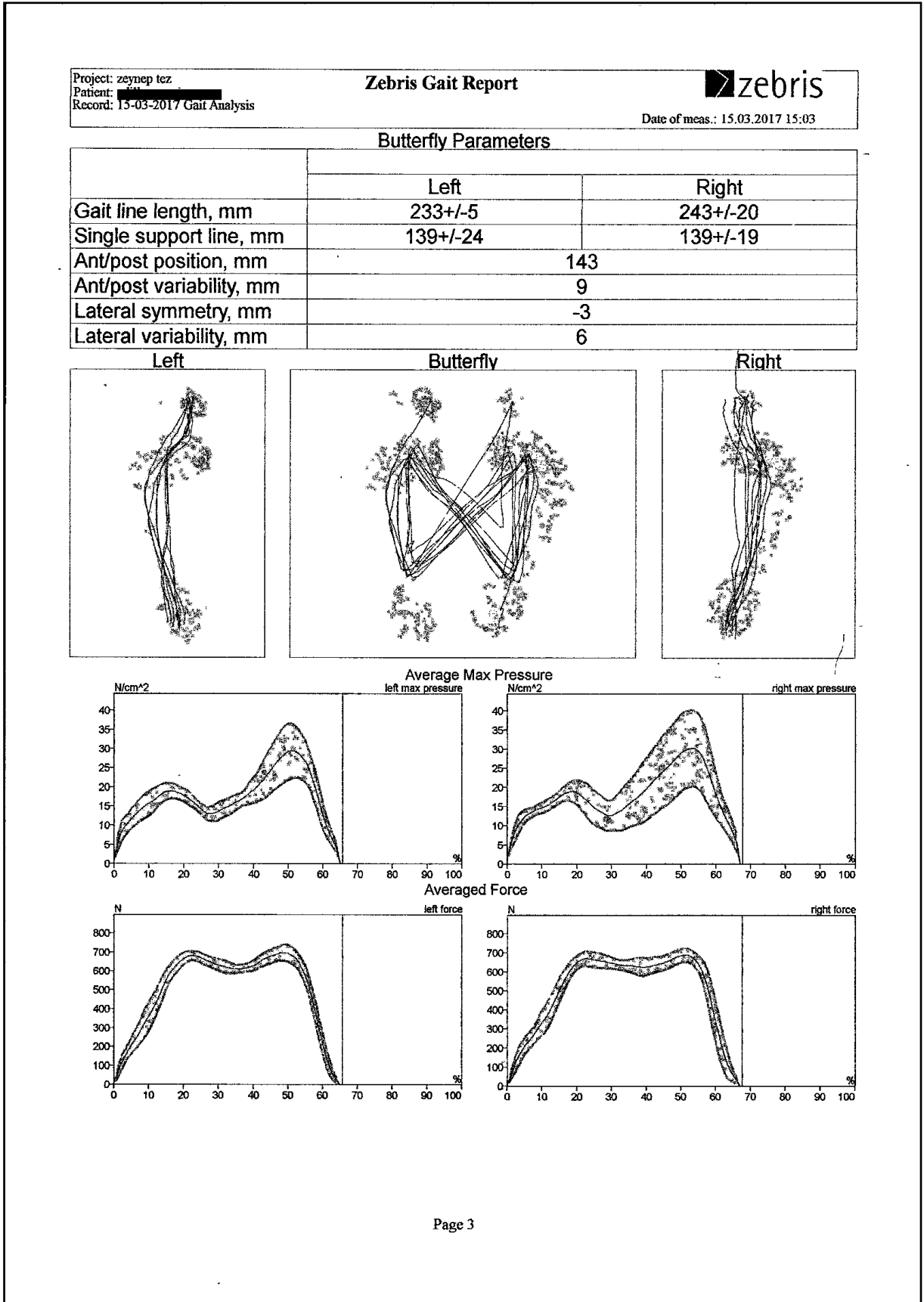
Ek 2. Yürüyüş analizi test raporu



Ek 2. Yürüyüş analizi test raporu



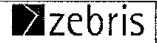
Ek 2. Yürüyüş analizi test raporu



Ek 3. Statik denge analizi test raporu

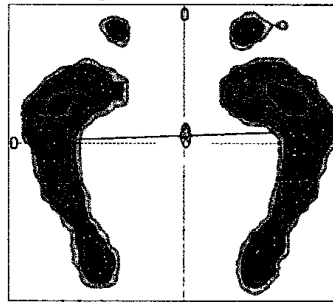
Project: zeynep tez
 Patient: ██████████
 Record: 15-03-2017 Stance Analysis

Zebris Stance Test Report



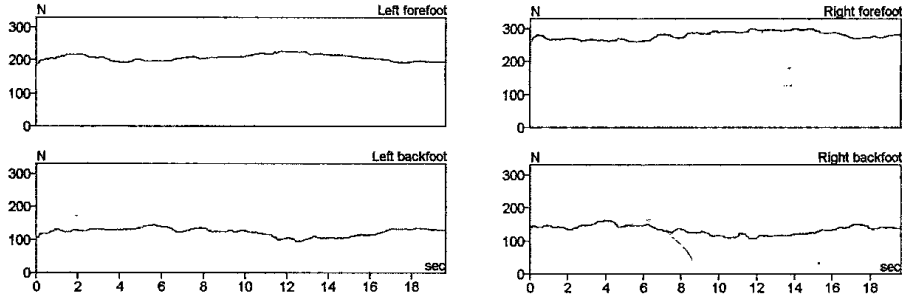
Date of meas.: 15.03.2017 15:04

Average Force Distribution

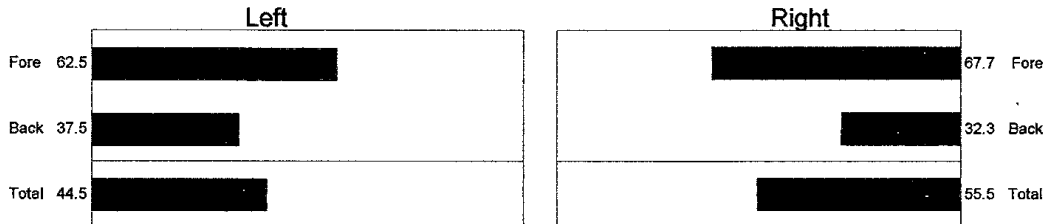


Parameters	15-03-2017 Stance Analysis
95% Confidence Ellipse	
Length of minor axis, mm	4.1
Length of major axis, mm	10.7
Angle betw. Y and major axis, deg	0.5 left
Area, mm*mm	34.9
COP Measures	
Path length, mm	162.2
Standard Deviation X, mm	1.8 right
Standard Deviation Y, mm	7.4 top

Forces (N)



Average Forces (%)



Patient Comments

Record Comments