

**T.C.
ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SAĞLIKLI BİREYLERDE Q AÇISI İLE DENGİ
ARASINDAKİ İLİŞKİ**

Fzt. Hilal DENİZÖĞLU

**Abant İzzet Baysal Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliğinin
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı için Öngördüğü
YÜKSEK LİSANS TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.**

BOLU

2010

T.C.
ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SAĞLIKLI BİREYLERDE Q AÇISI İLE DENGE
ARASINDAKİ İLİŞKİ

Fzt. Hilal DENİZOĞLU

Abant İzzet Baysal Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliğinin
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı için Öngördüğü
YÜKSEK LİSANS TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

TEZ DANIŞMANLARI
Yrd. Doç. Dr. Necmiye ÜN YILDIRIM
Yrd. Doç. Dr. İPEK YELDAN

BOLU
2010

Abant İzzet Baysal Üniversitesi,
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Hilal DENİZÖĞLU tarafından hazırlanan ve 20/01/2010 tarihinde savunulan “Sağlıklı Bireylerde Q açısı ve Denge Arasındaki İlişki” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanları

Yrd.Doç. Necmiye ÜN YILDIRIM
(AİBÜ Üniversitesi)



Yrd.Doç. İpek YELDAN
(İstanbul Üniversitesi)



Üye

Doç.Dr. Volga BAYRAKÇI TUNAY
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye

Yrd. Doç. Tülay TARSUSLU ŞİMŞEK
(AİBÜ Üniversitesi)



Üye

Yrd. Doç. Seyit ÇITAKER
(AİBÜ Üniversitesi)



ONAY:

Bu tez, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'na belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun kararıyla kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Serap KÖYBAŞI ŞANAL
Enstitü Müdürü

Canım Annem ve Babam'a ithaf ediyorum...

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca bilgisi ve sabrıyla bana destek veren tez danışmanım Yrd.Doç.Dr. Necmiye ÜN YILDIRIM'a,

Fikirlerimin heyecanına ortak olan, çalışmamın yürütülmesinde, aksaklıkların giderilmesinde gerek bilgisi gerek ise anlayışıyla lisans yıllarımdan beri yardımını esirgemeyen tez danışmanım Yrd. Doç.Dr. İpek YELDAN'a,

Bana bu fırsatı verdiği ve destekleri için Abant İzzet Baysal Üniversitesi Kemal Demir Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu Anabilim Dalı Başkanı Yrd.Doç.Dr. Tülay TARSUSLU ŞİMŞEK'e,

Bana inanarak yüksek lisans programına katılmamı destekleyen ve önüme yeni ufuklar açan Sayın Hocam Prof. Dr. Ferda DOKUZTUĞ ÜÇSULAR'a,

Mesleğimi tanıyıp sevdiğim yer olan İ.Ü. Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulunun kapılarını sonuna kadar açan ve çalışmalarımı gönülden destekleyen Sayın Hocam, Yüksek Okul Müdürümüz Prof. Dr. Arzu RAZAK ÖZDİNÇLER'e,

Çalışmamın istatistiksel analizlerinde yardımını esirgemeyen Doç.Dr. Halim İŞSEVER'e,

Çalışmalar boyunca bana yardımcı olan Uzm. Fzt. Ayşe ZENGİN ile İ.Ü. ve A.İ.B.Ü.K.D. Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu araştırma görevlilerine,

Tez konumun belirlenme aşamasından bitişine kadar mesleki bilgileri ve manevi desteğiyle büyük emeği olan meslektaşım, arkadaşım Fzt. Selçuk KÜLLİ'ye,

Uzun çalışma saatlerime saygı gösteren ve beni destekleyen ablalarım ve yeğenlerime,

Emeklerini, sabırlarını anlatmaya kelimelerin yetmediği; benimle birlikte tezim için çalışan, yorulan; maddi ve manevi desteklerini her zaman hissettiğim Canım Annem ve Babam'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Bu çalışma, farklı Q açılarının statik ve dinamik denge performansı ile ilişkisini tespit etmek amacıyla yapıldı. Çalışmaya, yaş ortalaması 21.0 ± 1.6 yıl olan 36 kadın ve 21.2 ± 1.6 yıl olan 41 erkek olmak üzere toplam 77 öğrenci katıldı.

Tüm öğrencilere, belirlenmiş 10 dakikalık ısınma ve germe programı uygulandıktan sonra tek ayak üzerinde durma testi, Star Excursion Balance Testi (SEBT), gonyometrik Q açısı ölçümü ve ayak-diz postür analizi yapıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda ortalama Q açısı değerlerinin sağ alt ekstremitede, kadın katılımcılar için $13.00^\circ \pm 5.00^\circ$, erkek katılımcılarda ise $10.70^\circ \pm 3.60^\circ$ ($p \leq 0.05$); sol alt ekstremitede için ise sırasıyla $15.05^\circ \pm 5.00^\circ$, $12.02^\circ \pm 4.20^\circ$ ($p \leq 0.05$) olduğu belirlendi. Hem kadın hem de erkek katılımcıların sonuçları incelendiğinde sol taraf Q açısı değerlerinin sağ tarafa göre daha yüksek olduğu görüldü ($p \leq 0.05$). Denge ve Q açısı değerleri arasındaki ilişki kıyaslandığında; tek ayak üzerinde durma testiyle Q açısı arasında ilişki bulunmadığı ($p > 0.05$), SEBT sağ alt ekstremitede performansı için ise posterior ve posterolateral yönlerde anlamlı ve pozitif yönlü ilişki bulunduğu ($p \leq 0.05$) tespit edildi.

Daha ileri çalışmalar yapılarak, yüksek denge performansı göstermesi gereken kişilerin (Örn; sporcu, dansçı vb.) Q açıları değerlendirilmesinin, uygun fizyoterapi programının belirlenmesi ve yaralanmaların önlenmesine yardımcı olabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Q açısı, denge, patellofemoral açı, quadriceps açısı, postural kontrol.

ABSTRACT

This study is carried out to determine the relation of different Q angles with their static and dynamic performances. To the study, thirty-six (36) women whose average age is 21.0 ± 1.6 year, and forty-one (41) men whose average age is 21.2 ± 1.6 year, in total seventy-seven (77) students are participated.

To the all students, after letting them practice already-defined ten (10) minutes warm-up and stretch exercises; Single Leg Standing Test, Star Excursion Balance Test (SEBT), goniometric Q angle measurement and foot-knee posture analysis are done. As a result of statistical calculations, the value of average Q angle on right lower extremity is found out as $13.00^\circ \pm 5.00^\circ$ for women, and $10.70^\circ \pm 3.60^\circ$ ($p \leq 0.05$) for men; also the value on left lower extremity is found out as $15.05^\circ \pm 5.00^\circ$, and $12.02^\circ \pm 4.20^\circ$ ($p \leq 0.05$) respectively. Examining the results for both women and men, it is seen that the value of left-side Q angle is much higher than the right-side one ($p < 0.05$). Moreover, comparing to the balance with the values of Q angles, it is stated that there is no relation between Single Leg Standing Test and Q angle due to ($p > 0.05$); however, for comparison between SEBT and the performance of right lower extremity, there comes out a significant and positive affected ($p \leq 0.05$) relation over posterior and posterolateral directions.

It is concluded that in presence of further studies, for those who needs to show great balance performance such as athletes, dancer etc. there could be defined physiotherapy programs and prevented of injuries by evaluating Q angles.

Key Words: Q angle, balance, patellofemoral angle, quadriceps angle, postural control.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	vii
İNGİLİZCE ÖZET.....	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ixi
ŞEKİLLER.....	xiii
TABLolar	xiii
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Patellofemoral Eklem.....	3
2.2. Denge	15
3. BİREYLER VE YÖNTEM.....	24
3.1. Bireyler.....	24
3.2. Yöntem.....	25
3.3. Verilerin Analizi.....	35
4. BULGULAR.....	36
4.1. Bireyler ve Değerlendirme Sonuçları	36
5. TARTIŞMA	45
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	51
7. KAYNAKLAR	53
8. EKLER	
EK 1: Değerlendirme Formu	
EK 2: Etik Kurul Onayı	
EK 3: Bilgilendirilmiş Olur Formu	
EK 4: Özgeçmiş	

SİMGELER VE KISALTMALAR

SEBT: Star Excursion Balance Test

Q açısı: Quadriceps açısı

Qkadın: Kadın katılımcıların ortalama Q açısı değeri

Qerkek: Erkek katılımcıların ortalama Q açısı değeri

Qtoplam: Tüm katılımcıların ortalama Q açısı değeri

TAGA: Tek ayak üzerinde durma testi- gözler açık

TAGK: Tek ayak üzerinde durma testi- gözler kapalı

TAGAsağ: Sağ alt ekstremitte tek ayak üzerinde durma testi- gözler açık

TAGAsol: Sol alt ekstremitte tek ayak üzerinde durma testi- gözler açık

TAGKsağ: Sağ alt ekstremitte tek ayak üzerinde durma testi- gözler kapalı

TAGKsol: Sol alt ekstremitte tek ayak üzerinde durma testi- gözler kapalı

PFER kuvveti: Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti

VL: Vastus lateralis

VLO: Vastus Lateralis Obliquus

VMO: Vastus Medialis Obliquus

SIAS: Spina Iliaca Anterior Superior

ROM : Hareket Açıklığı

BKİ : Beden Kütle İndeksi

MSS: Merkezi Sinir Sistemi

A : Anterior

AM : Anteromedial

AL : Anterolateral

L : Lateral

PL: Posterolateral

P : Posterior

PM : Posteromedial

M : Medial

° : Derece

kg : Kilogram

m : Metre

cm : Santimetre

dk : Dakika

sn : Saniye

X : Aritmetik Ortalama

SS : Standart Sapma

p : İstatistiksel yanılma payı

n : Olgu sayısı

min. : Minimum

max. : Maksimum

% : Yüzde

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Q açısı	10
Şekil 2.2. Propriyoseptif reseptörler ve MSS'ne iletim yolları.....	17
Şekil 3.1. Bisiklet ile ısınma.....	26
Şekil 3.2. Hamstring ve adduktor kasları germe.....	27
Şekil 3.3. Quadriceps femoris germe.....	28
Şekil 3.4. Triceps Surae germe.....	28
Şekil 3.5. Vücut taraflarına göre SEBT yönleri.....	29
Şekil 3.6. SEBT uygulaması.....	30
Şekil 3.7. Bacak uzunluğu ölçümü.....	31
Şekil 3.8. Tek Ayak Üzerinde Durma Testi.....	32
Şekil 3.9. Q açısı ölçümü.....	33

TABLÖLER

Tablo 2. 1. Cinsiyet ve genel popülasyona göre literatürde bulunan normal ve patolojik Q açısı değerleri.....	11
Tablo 4.1. Katılımcıların cinsiyete göre demografik özelliklerinin gösterilmesi.....	36
Tablo 4.2. Deformitelerin vücut taraflarında görülme yüzdeleri.....	37
Tablo 4.3. Katılımcıların cinsiyetlere göre Q açısı değerlerinin karşılaştırılması....	37
Tablo 4.4. Bireylerin sağ ve sol bacak Q açısı ortalama değerlerinin karşılaştırılması.....	38
Tablo 4.5. Sağ ve sol alt ekstremitte tek ayak üzerinde durma testi sonuçlarının karşılaştırılması.....	38
Tablo 4.6. Sağ ve sol alt ekstremitte için gözler açık tek ayak üzerinde durma testi sonuçlarının cinsiyetlere göre karşılaştırılması	39
Tablo 4.7. Sağ ve sol alt ekstremitte için gözler kapalı tek ayak üzerinde durma testi sonuçlarının cinsiyetlere göre karşılaştırılması.....	39
Tablo 4.8. Tek ayak üzerinde durma testi sonuçları ile Q açısı arasındaki ilişki.....	40
Tablo 4.9. Kadın katılımcılarda SEBT ortalamalarının sağ ve sol alt ekstremitteye göre karşılaştırması	41
Tablo 4.10. Erkek katılımcılarda SEBT ortalamalarının sağ ve sol alt ekstremitteye göre karşılaştırması.....	42
Tablo 4.11. Tüm katılımcılarda SEBT ortalamalarının sağ ve sol alt ekstremitteye göre karşılaştırması.....	42
Tablo 4.12. Sağ alt ekstremitte SEBT ortalamalarının cinsiyetler açısından karşılaştırılması.....	43
Tablo 4.13. Sol alt ekstremitte SEBT ortalamalarının cinsiyetler açısından karşılaştırılması.....	43
Tablo 4.14. Sağ bacak Q açısı ile SEBT sonuçları arasındaki ilişki.....	43
Tablo 4.15. Sol bacak Q açısı ile SEBT sonuçları arasındaki ilişki.....	45
Tablo 4.16. Q açısı değerleri ile SEBT sonuçları arasındaki ilişki.....	46

GİRİŞ VE AMAÇ

Dünya Sağlık Örgütü sağlıklı olmayı, sadece sakatlığın ve hastalığın olmaması değil, bedensel, ruhsal ve sosyal olarak tam bir iyilik hali olarak tanımlamıştır. Sağlıklı kişiler arasındaki anatomik ve fizyolojik farklılıklar günlük yaşam aktivitelerinde ve performansta değişkenlikler ortaya çıkarabilir.

Patellofemoral eklem, patella ve femurun troklear yüzeyinden oluşan diz ekstansör mekanizmasının en önemli parçalarından biridir. Eklem fonksiyonunu doğru bir biçimde yerine getirebilmesi için eklemi oluşturan tüm kemik ve yumuşak dokuların anatomik uyumluluk içinde olması gerekir.

Alt ekstremitede yaygın olarak görülen duruş bozuklukları yaralanma mekanizmalarını açıklamak amacıyla incelenmiştir. Biyomekanik bakımdan patellofemoral eklemi tanımlamak için ise yaygın olarak Quadriceps açısı (Q) kullanılmaktadır. Anterior superior iliak spina'dan (SIAS) patellaya uzanan hat ile patelladan tuberositas tibiaya uzanan hat arasındaki açının ölçülmesi Q açısı değerini vermektedir. Q açısı, patella üzerinde etkili olan iki kuvvet olan patellar tendon ile quadriceps tendonunun kuvvet vektörleri arasında kalan açıdır. Dizin bu valgus pozisyonu quadriceps kas gücü ile ilişkilidir (1).

Q açısının normal değer aralığı konusunda ortak bir görüş bulunmasa da Amerikan Ortopedi Birliği 10°'yi normal, 15°-20° aralığını ise patolojik olarak kabul etmiştir. Kadınların Q açısı değerinin erkeklerinkine oranla, sağ bacak Q açısı değerinin sol bacağına oranla daha yüksek olduğu bildirilmiştir (2).

Q açısındaki artışlar patellanın laterale doğru yer değiştirmesine, patellar patolojilere, patellofemoral ağrı sendromuna, alt ekstremitede aşırı kullanım yaralanmalarına, bağ yaralanmaları riskinin artmasına sebep olabilir (3-6).

Denge, destek alanı üzerinde vücudun duruşunu koruyabilme yeteneği olarak tanımlanır (7). Vücut kütlelerinin yere düşmesini önleyen dinamiği anlatan genel bir terimdir (8). Bir başka deyişle, gövdenin yerçekimi, internal ve eksternal kuvvetlerin etkisinde diziliminin korunabilmesi ve gövdeye etkiyen kuvvetler toplamının sıfırlanabilmesidir (9).

Dengenin sağlanması, vizüel, somatosensoriyel ve vestibüler sistemlerden gelen uyarıların merkezi sinir sisteminde uygun şekilde birleşip, ardından buna uygun yeterli ve doğru motor yanıt oluşmasına dayanır. Yeterli bir motor yanıt için

sağlam bir nöromuskuler sistem ve yeterli kas gücü gerekir (10,11). Vücudun pozisyonuna, farkındalık ve denge durumuna göre dengenin korunmasında etkili farklı hareket stratejileri bulunmaktadır. Bunlar; en sık kullanılan ayak bileği stratejisi, gövde kaslarının da katılımıyla gerçekleşen kalça stratejisi, büyük pertürbasyonlarda başvurulmuş adımlama stratejisidir.

Denge, statik ve dinamik olmak üzere iki bileşene sahiptir. Statik denge, sabit bir destek yüzeyinde vücut gravite merkezinin vertikal olarak destek tabanı üzerinde tutulabilmesidir (12). Dinamik denge ise, vücudun hareket halinde iken maruz kaldığı dış kuvvetlerin ve momentlerin sıfırlanabilmesidir (13). Dinamik denge gerektiren aktiviteler statik denge gerektiren aktivitelere göre daha kompleks bir mekanizmaya sahiptir (14). Bu iki denge tipinin korunması ve sağlanması için gerekli olan kas kuvveti de postür tipine ve kişinin fiziki özelliklerine göre değişir. Genellikle kullanılan kas grupları, yer çekiminin etkisine karşı koyarak, vücudu dik bir pozisyonda tutan kaslardır. Bunlara antigravite kasları denir ve vücudun ekstansiyon pozisyonundan sorumludurlar (9).

Bu çalışmanın amacı, patellofemoral eklemin biyomekaniksel fonksiyonlarını tanımlayan parametrelerden biri olan Q açısı ile denge arasındaki ilişkiyi statik ve dinamik denge ortamlarında değerlendirmektir.

GENEL BİLGİLER

2.1. Patellofemoral Eklem

Patellofemoral eklem; patella ile femurun troklear yüzeyinin eklemleşmesiyle oluşur. Birçok komponentin sinerjik ve fonksiyonel etkileşim içinde olduğu kompleks bir yapıdır (15). Ekstansör mekanizmada görev alan parçalardan biridir. Bu sebeple, normal diz fonksiyonları ve alt ekstremité biyomekaniği açısından anahtar görevi görür. Ekstansör mekanizmanın etkinliğini arttıran bu eklem, kasların ürettikleri kuvvetleri alır ve kuvvetlerin yönlerinin eklem yapısına uygun biçimde değişmesini sağlar. Kemik yapılar, quadriceps kası, quadriceps tendonu, patellar tendon, retinakulum gibi yumuşak dokular bu mekanizmayı etkiler (16). Eklemdeki asimetrik yerleşim ve anormal fonksiyonel morfoloji aşırı biyomekanik yüklenmelere sebep olur (15).

Patellofemoral eklem normal fonksiyonlarını devam ettirebilmesi farklı mekanizmalara dayanır. Bu mekanizmalar:

- Statik stabilite: Eklem yüzeylerinin geometrisi
- Dinamik stabilite: Kasların gerginliği
- Pasif stabilite: Retinakula (15,17).

2.1.1. Patellofemoral Eklem Hareketleri

Frontal düzlemde patellofemoral eklemde kayma hareketi meydana gelir. Bu hareket “Anlık merkez tekniği” olarak tanımlanabilir. Diz tam ekstansiyondan tam fleksiyona gidene kadar patella, femoral kondiller üzerinde yaklaşık olarak toplam 7 cm kaudale doğru kayar (18). Bu hareket sırasında, 140° fleksiyona kadar patella femurun lateral ve medial fasetleri ile temas halindedir (19). Diz fleksiyonun 90°'nin üzerinde olduğu aktivitelerde, patella dışa doğru döner ve bu sırada sadece medial femoral fasetle eklem yapar. Tam diz fleksiyonunda ise patella interkondiler oluğa yerleşir (20,21). Ekstansiyon sırasında ise femoral oluktan yukarıya doğru hareketlenir (21). Patellanın lateral faset eklemle olan temas yüzey alanı, medial faset ile olan temas yüzey alanından daha geniştir. Temas yüzeyleri diz fleksiyon derecesi ve quadriceps kas gücü ile doğru orantılı biçimde artar veya azalır (19).

2.1.2. Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvveti

Patellofemoral eklem reaksiyon (PFER) kuvveti, quadriceps tendonu ve patellar tendonunun eşit ve karşıt gerilimiyle oluşur. Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti, iki sebebe bağlı olarak fleksiyon hareketi sırasında artar. Birincisi; patellar tendon ve quadriceps tendonu arasındaki açının daralmasıyla bileşke vektörün artması, ikincisi ise; diz fleksiyon derecesi artarken femur ve tibianın kaldırıcı kollarının etkinliğinin artmasıdır (22).

Patellofemoral ekleme karşı olan kuvvetlerin büyüklüğü yapılan aktiviteye bağlı olarak değişir. Yürüme sırasında patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti vücut ağırlığının yarısı kadardır. Tırmanma veya merdiven çıkma aktiviteleri sırasında ise vücut ağırlığının 3.3 katıdır (23,24). Dirence karşı ekstansiyon hareketlerinde (örn: açık kinetik zincir egzersizleri) PFER kuvveti diz fleksiyon açısı azaldıkça artar (25).

2.1.3. Patellofemoral Eklemle İlişkili Yapılar

1. Patella

Patellofemoral eklemin en temel yapısı patelladır. Patella, patellar ligamanların arasına yerleşmiş sesamoid bir kemiktir. İnsan vücudundaki tüm eklemlerin eklem kartilajından daha kalın bir kartilaja sahiptir. Varlığı ligamanların ve tendonların tutunması için bir merkez nokta sağlamaktadır. Bu konumu sebebiyle, birçok statik ve dinamik vektörün merkezinde bulunur (15).

Patella, posterior yüzeyinde bulunan beş faset bölgeden femurla eklem yapar (26). Proksimal kısmına quadriceps tendonu yerleşmiştir. Patellanın bu bölgede eklem yüzeyi yoktur. İntraartiküler bölüm, quadriceps tendonu ile inferior patellar uca kadar uzanan bölgedir ve kısmen anterior suprapatellar keseyle kaplıdır. Patellanın inferior eklem yüzeyi ise troklea ile temas halindedir. Ancak, bu temas tüm hareket açıları boyunca devam etmez. Kalın bir eklem kartilajına sahip olan patellanın medial faseti medial troklea ile uyumlu değildir. Fakat, lateral fasetle lateral troklea uyumlu iki yapıdır (27). Patellanın apeksine ise ligamantöz yapılar ve patellar ligaman yapışmaktadır (15).

Patellanın merkezde kalmasını, patella ile trokleanın uyumu ve patellofemoral ligamanlar sağlar (28). Dizdeki normal valgus açısı quadriceps ve patellar tendonun

çekiş yönleri arasında bir açı yaratır. Bu açı Q açısıdır. Quadriceps kasının çekişi ile bir valgus vektörü oluşur. Bu vektör medial patellar retinakulum ve vastus medialis tarafından engellenir, oluşan bu mekanizma, patellar dengeyi etkileyen faktörlerden birisidir (28).

Patellanın en önemli fonksiyonu; dizin fleksiyon ve ekstansiyon aksisinde ekstansör mekanizma mesafesini azaltarak diz ekstansiyonunu fasilite etmektir (28). Hareket için güç ve tork üreten kasların bu yeteneklerini artırır. Diz ekleminin rotasyon aksisi ile quadriceps kasının hareket hattının arasındaki dikey uzaklık olarak tanımlanan moment kolunun uzamasını sağlar (21).

Patellanın bir diğer görevi, femurun tibia üzerinde öne doğru kaymasını önlemektir. Ayrıca, temas yüzeyini artırarak femur üzerindeki kompresyon stresinin yayılmasını sağlar. Bu hareket, patellanın alt yüzeyinde bulunan kalın kartilaj sayesinde olur. Kartilajın kayma özelliği diz fleksiyonu sırasında her bir açıda quadriceps kas gücünün iyi bir biçimde iletilmesini sağlar, sürtünmeyle ilgili güç kayıpları önlenmiş olur. Quadriceps tendon yaralanmalarında bu mekanizmanın önemi büyüktür (21). Ayrıca, patella, troklea kartilajını da korur (28).

Patella, quadriceps tendonuna rehberlik görevini de üstlenmiştir. Quadriceps kasının dört farklı parçasından gelen ayrı kuvvetleri birleştirerek patellar tendona iletir. Patellanın bu fonksiyonu, ekstansör mekanizmanın bozulma ihtimalini azaltır ve dizdeki kapsüller gerilimin de kontrol altında tutulmasını sağlar (28).

2. Femur

Patellofemoral eklem, femoral sulkus ile patellanın artiküler yüzeyinden oluşur. Femoral sulkusun normal açısı 137°'dir (29).

Femur vücuttaki en uzun, en büyük ve en güçlü kemiktir. Femur başı pelvis üzerindeki asetebulum ile eklem yapar. Distalde medial ve lateral kondile kadar uzanır. Medial ve lateral kondille diz eklemine oluşturlar (25). Patella ise femurun proksimal parçasının $\frac{2}{3}$ 'lük kısmında eklem yapar (28).

Femurun anatomik yapısı, eklem normal fonksiyonlarını devam ettirebileceği biçimdedir. Femurun lateral kondili, medial kondilinden yüksektir ve bu anatomik avantaj, patellanın laterale sublukse olmasını önler. Ayrıca, lateral femoral kondil üzerindeki çıkıntı, patellofemoral alanı tibiofemoral temas alanından

ayırır. Lateral femoral kondilin proksimal parçası distal kısmına göre daha düzdür. Bu sebeple, diz tam ekstansiyodayken patellanın laterale sublukse olma riski artar (28).

3. Medial Retinakulum

Patellar medial retinakulum; patella, vastus medialis ve vastus medialis oblique kasları arasından ortaya çıkar. Tibianın medial başının distalinden geçer. Pes anserinus ve medial kollateral ligamana yapışır (27). Patellanın önemli stabilizatörlerinden biridir. Dizin akselerasyon, deselerasyon ve rotasyon hareketlerini kontrol ettikleri için proprioseptif yetenekleri yüksektir (30).

4. Lateral Retinakulum

Lateral retinakulum, yüzeysel ve derin katman olmak üzere 2 anatomik katmandan oluşur. Yüzeysel katman, iliotibial katmandan orijin alırken patellanın lateral kenarına yapışır (31,32). Derin katman ise; fasya latanın derin parçasından direkt olarak patellanın lateraline uzanır.

Lateral retinakulum, intraartiküler komponentlerle ve dinamik yapılarla etkileşim içinde olan önemli statik bir yapıdır. Patellofemoral stabilitede ve patellanın troklea içinde doğru şekilde dengede kalmasını sağlar (33). Patella üzerinde medial retinakulumdan daha büyük bir etkiye sahiptir. Patellayı laterale doğru çeker, buna valgus kanunu denir (30). Lateral retinakulumun fonksiyonunu yitirmesi patellanın pozisyonunda ve troklea içine hareketinde biyomekaniksel değişiklikler yaratır (31-33).

Diz, fleksiyon pozisyonuna geldiğinde kısalmış olan lateral retinakulum artmış bir yüke maruz kalır. Çünkü diz fleksiyodayken patella troklear oluğa yerleşir ve iliotibial band kısalmış olan retinakulumu posteriora çeker (34,35). Bu durum; patellanın laterale kaymasına, tiltine ve sıklıkla medial retinakulumun zayıflığına neden olur (35).

5. Medial Patellofemoral Ligaman

Medial patellofemoral ligaman, ekstra kapsüler bir yapıdır (27). Bu ligaman, vastus medialis oblique kas liflerinin derin retinakular yüzeyinin bir devamı

şeklindedir (36). Patellar yanlış dizilimin engellenmesinde önemli bir görevi vardır (15).

6. Lateral Patellofemoral Ligaman

Lateral patellofemoral ligaman, gerginliği patellanın yanlış dizilim içinde bulunmasına ve Q açısında artışı sebep olan önemli bir bağdır.

7. Patellomeniskal Ligaman

Medial menisküsün orta boynuzuna yapışır. Patellanın inferiomedial kenarı ile infrapatellar yağ kesesi arasında uzanır. Medial patellomeniskal ligaman, medial patellofemoral ligamandan sonra patellanın laterale dislokasyonunun önlenmesinde ikinci önemli bağdır (15).

8. Infrapatellar (Hoffa) Yağ Kesesi

Infrapatellar yağ kesesi, ekstrasinovyal ve intraartiküler boşlukta bulunur. Patellar ligaman, medial ve lateral retinakulalar ile doğrudan temas halindedir. Diz fleksiyon ve maksimum diz ekstansiyonu sırasında patellar ligaman bu yağ kesesi üzerinde bir kompresyon kuvveti oluşturur (15).

9. Suprapatellar Sinovyal Kese ve Plika Kıvrımları

Suprapatellar sinovyal kese, patellofemoral eklemlle ilişkili olan intraartiküler kavitenin en proksimal kısmıdır. Proksimalde diz eklemi kasları keseye bağlanır, anterior bölümünden quadriceps kasının en derin parçası olan vastus intermedius kasına, medial ve lateralden de retinakulaya bağlanır (33). Suprapatellar kesenin arka kısmı ise femur tarafından oluşturulur (15).

Suprapatellar plika, lateralde vastus medialis oblique'den orjin alır ve patellanın proksimal kısmında rektus intermediusa bağlanır (33). Distalde patellanın medialinden geçerek medial infrapatellar yağ kesesine kadar ulaşır.

Medial plika ise vastus medialis oblique ve medial patellofemoral ligamana paralel olarak uzanır.

Hem suprapatellar kese hem de plikalar diz eklemi kaslarıyla dinamik olarak kontrol edilirler. Ayrıca, diz eklemi hareketleri sırasında quadriceps tendonu ve patellanın güvende olmasını sağlarlar.

10. Quadriceps Femoris Kası

Quadriceps femoris kası vastus lateralis, rectus femoris, vastus intermedius ve vastus medialis'ten oluşur, medial ve lateral retinakula şeklinde devam eder. Retinakulumlar patellaya bağlanırlar ve her iki taraftan ona yön verirler. Daha sonra da tibiaya uzanırlar (25).

Quadriceps tendonu ise, patellanın superioruna yapışır (25). Rectus femoris vastus intermedius'un merkezinin üzerinde, femura paralel olarak uzanır. Vastus medialis, patellaya olan konumlarına göre 2 grup kas içerir. Vastus medialis'in en distal ve medial parçası vastus medialis oblique'dir. Patellanın $\frac{1}{3}$ superiomedialine, medial retinakulum ve patellofemoral ligamanın üzerine yapışır. Vastus lateralis lifleri patellanın superiolateral köşesine yapışır, bazı lifleri ise daha proksimale yapışır (20). Vastus lateralis obliquus'un yapışma yeri ise değişik anatomik paternler gösterebilir (15).

Quadriceps tendonu patellanın proksimal ucuna yapıştıktan sonra distale doğru uzayıp genişler ve patellanın ön yüzünde patellar tendonla birleşir. Patellanın ön yüzündeki bu kas doku demetinin büyük kısmı rectus femoris tendonuna aittir (20).

Quadriceps tendonu farklı katmanlar içerir; yüzeysel katmanda; rectus femoris, orta katmanda; vastus lateralis ve vastus medialis, en derin katmanda ise vastus intermedius bulunur (37,38). Rectus femoris'in yüzeysel anterior katmanı ekstraartiküler bölgede, vastus intermedius'un en derin posterior katmanı artiküler sinovyumla kaplıdır (37). Ayrılmış bu kas grupları farklı yerleşim paternleri ve farklı dinamik vektörler oluştururlar. Vastus lateralis 30° - 40° , vastus lateralis oblique 38° - 48° , vastus medialis 15° - 25° ve vastus medialis oblique 50° - 65° 'lik femurla açı yaparlar (33).

Patella ile ilişkili olan quadriceps kası, patellanın troklear oluk içindeki pozisyonu açısından büyük önem taşımaktadır. Özellikle, vastus medialis ve vastus lateralis parçaları en etkili dokulardır (39). Vastus medialis kası iki parçaya ayrılır:

vastus medialis longus (VML) femurun longitudinal aksıyla 15°'lik bir açı yapması sebebiyle patellanın pozisyonunda etkili değildir. Diğer parça olan vastus medialis oblique (VMO) ise yapışma yönü ile patellofemoral eklemın en önemli medial stabilizatörü olma özelliğine sahiptir. Vastus lateralis (VL) kası da iki parçadan oluşur. Proksimal dokular, quadriceps tendonunun medialine yapışan vastus lateralis longusu, posterolateral dokular ise iliotibial alandan patellanın lateral kenarına uzanarak vastus lateralis oblique kasını (VLO) oluştururlar. Kasların bu yerleşim yerleri düşünüldüğünde, özellikle oblik parçaların birbirlerine zıt hareket paternlerine sahip olduğu ve patellar instabilite üzerinde önemli fonksiyonlara sahip oldukları görülmektedir (40). En önemli medial kuvvet vektörü VMO, VL'nin de en önemli lateral kuvvet vektörü olduğu tespit edilmektedir (41).

Özellikle, ekstansiyonun son 15°'lik hareket aralığında VMO kasındaki hipertrofi veya yetersizlik, patellanın ekstansör mekanizma içinde yanlış bir dizilim göstermesine neden olur. Fakat bu durum patellanın laterale yer değiştirmesinin önlenmesinde bir etkinlik göstermemektedir (41).

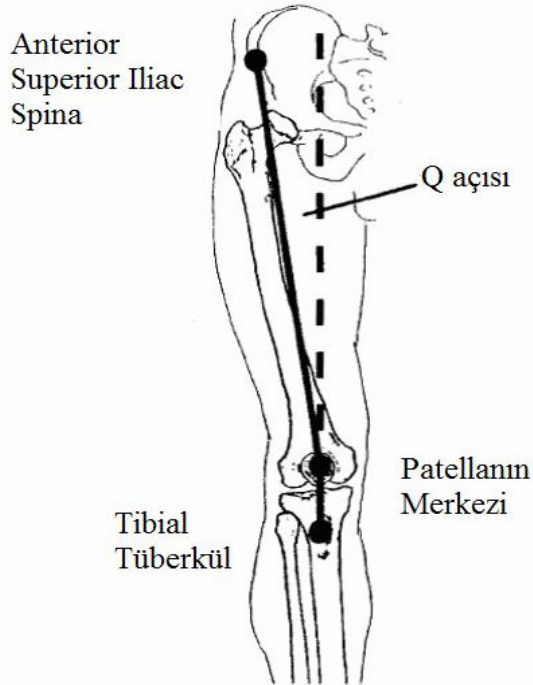
Vastus medialis obliquus ile VL arasındaki kuvvet dengesinin yanı sıra kuvvetlerin oluşum zamanlamaları da denge içinde olmalıdır. Vastus medialis obliquus'un VL'e göre gecikmeli olarak kuvvet oluşturmaları patellanın fonksiyonel aktiviteler sırasında laterale yer değiştirmesine sebep olur (42,43). Ayrıca, VMO'daki bu gecikme refleks cevabın oluşmasını olumsuz yönde etkilemektedir (42,43). Fakat, bu gecikmenin çok küçük olduğu durumlarda kliniksel anlamlılığın açık olmadığı gösterilmiştir. Neptune ve ark., 5 msn'den daha kısa gecikmelerin patellofemoral eklemın biyomekaniksel dengesi açısından göz ardı edilebilir bir süre olduğunu bildirmişlerdir (44).

11. Quadriceps Açısı (Q Açısı)

Quadriceps açısı, patellofemoral eklemın biyomekaniksel durumunu değerlendirmek için kullanılan bir parametredir. Q açısı, SIAS'dan patellaya uzanan hat ile patelladan tuberositas tibiaya uzanan hat arasındaki açıdır. Bu hatlardan biri pelvis, femur ve tibiadan geçen quadriceps femoris kasını, diğeri de patellar tendonu temsil eder. Quadriceps femorisin patella üzerindeki lateral kuvvet vektörünün durumunu ve tibial tüberkül ile trokleanın orta hattıyla arasındaki ilişkiyi

gösterebilen bir ölçümdür (45,46). Alt ekstremitenin kemik yapısı ile ilişkili olduğu kadar yumuşak dokuların durumuyla da ilişkili bir parametredir (47).

Literatürde, Q açısının normal değer aralığı konusunda, ortak bir fikir bulunmamaktadır. Amerikan Ortopedi Birliği, 10°'yi normal, 15°-20° aralığını ise patolojik olarak kabul etmiştir. Horton ve arkadaşları genel populasyon için 13.5°±4.5° arasındaki değerlerin, erkekler için 11.2° ±3.0°, bayanlar için 15.8°±4.5° (2), bazı çalışmacılar ise, erkekler için 8°-10°'lik, bayanlar için ise 15°'nin altındaki Q açısı değerlerini normal olarak kabul etmiştir (1,48). Literatürdeki çok sayıda çalışmadan elde edilen verileri istatistiksel analizle birleştiren Schulthies ve ark., 10°-14° aralığındaki açı değerlerinin erkekler için, 14.5°-17° arasındaki açıların ise bayanlar için normal olduğunu bildirmişlerdir (45) (Tablo 2.1). Literatürdeki ortak görüş kadınların erkeklerden daha büyük Q açısı değerine sahip olduğudur. Bunun sebebinin kadınların daha geniş pelvise ve daha kısa femur uzunluğuna sahip olması olarak gösterilmektedir (49,50). Fakat, Horton ve ark. çalışmalarında, pelvis genişliği ve femur uzunluğu ile Q açısı arasında ilişki bulsa da, bu anatomik ölçümlerin cinsiyetle anlamlı bir ilişkisini tespit edememişlerdir. Bazı yazarlar ise bunun artmış



Şekil 2.1. Q açısı

femoral anteversiyon açısıyla ilgili olduğunu düşünülmektedir. Kadınlarda femoral anteversiyon açısının erkeklere göre yüksek olmasının kompensatuar eksternal tibial

torsiyona sebep olduğu ve bunun da Q açısını arttırdığı belirtilmektedir (51). Bazı çalışmacılar sağ ve sol bacak Q açısı değerleri arasında fark bulmazken (50), bazı çalışmacılar ise, sağ bacak Q açısının, sol bacak Q açısına kıyasla daha büyük olduğunu bildirmişlerdir (2). Yapılan çalışmalarda, quadriceps kas büyüklüğü ve gücündeki farklılığın Q açısında farklılığa sebep olabileceği tespit edilmiştir (52,53). Ayrıca, laksitesi olan sağlıklı kişilerin laksitesi bulunmayan kişilere göre Q açısı değerinin daha büyük olduğu bildirilmiştir (54).

Tablo 2. 2. Cinsiyet ve genel popülasyona göre literatürde bulunan normal ve patolojik Q açısı değerleri

	GENEL	KADIN	ERKEK	PATOLOJİK
Amerikan Ortopedi Birliği	10°	-	-	15°-20°
Horton ve ark. (2)	13,5° ± 4,5°	15,8° ± 4,5°	11,2° ± 3,0°	-
Aglietti ve ark. (29)	-	17° ± 3°	14° ± 3°	-
Schulthies ve ark. (45)	-	<15°	8°-10°	-
Livingston ve ark. (48,52)	-	<15°	8°-10°	-
Insall ve ark. (55)	15°	-	-	>20°
Davies ve Larson (56)	-	-	-	>20°
Hvid ve ark. (57)	-	20°	15°	-

- **Quadriceps Açısında Değişime Sebep Olan Faktörler**

Q açısının artması, ekstansör mekanizmada anormal bir iskelet dizilimi, anterior diz ağrısı (29,57-60), patellar subluksasyon veya dislokasyon (61-64) ve alt

ekstremitte aşırı kullanım yaralanması (3-6) varlığını düşündürür. Q açısındaki artış quadriceps femoris kasının patellayı laterale çekişini arttırır (53,60,62,63) ve patella laterale yer değiştirir (50,65). Patella merkezinin 1 mm laterale yer değiştirmesi Q açısında 1.1° ; 5 mm laterale yer değiştirmesi ise Q açısında 5.18° 'lik artmaya sebep olur (66). Fakat bu durum, düşük Q açısına sahip kişilerde patellanın mediale yer değiştirdiğini göstermez (65).

Quadriceps kas gücü ile Q açısı arasında ters bir orantı vardır (52). Örneğin, quadriceps kasının kuvvetli ve yüksek tonusa sahip olması Q açısında azalmaya sebep olmaktadır (53). 10° 'nin altındaki Q açıları quadriceps kası için daha etkili bir çekiş sağlar (67). Q açısı değeri 10° 'nin üzerinde olan kişilerin quadriceps kasının güç kapasitesi açısından mekanik olarak dezavantajlı olduğu söylenebilir (68). Tsakoniti ve ark., Q açısı ile kas atrofisi arasındaki ilişkiyi incelemek amacıyla yaptıkları çalışmada, artmış Q açısının kas atrofisinden dolayı mı veya kas atrofisinin Q açısının artışından dolayı mı olduğunu tanımlayamamışlardır (69). Ayrıca, patolojik Q açısının nöromusküler cevapları ve quadriceps kası refleks zamanını da etkilediği belirtilmektedir (70).

Hamstring ve gastrocnemius kaslarının gerginliği de patellanın laterale yer değiştirmesine sebep olur. Bu durum, dinamik Q açısının artmasıyla sonuçlanır (71). Buna ek olarak, tensör facia latadaki gerginlik de patellanın laterale kaymasına sebep olur.

Quadriceps açısındaki artışın sebeplerinden bir tanesi de femur ve tibianın rotasyonel dizilim bozukluklarıdır. Bunlar, femoral anteversiyon, genu valgum, tibial torsiyon ve tibial tüberkülün laterale yer değiştirmesi gibi anomalilerin var olduğu durumlardır (16).

Ayağın pozisyonundaki değişiklikler Q açısında küçük farklılıklar yaratır. Quadriceps açısındaki 5° 'lik artma ya da azalmaya, ayağın 15° 'lik internal veya eksternal rotasyonu eşlik eder (1,72). Subotnick ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, artmış Q açısının genu valguma sebep olduğunu ve bunun sonucu olarak ayakta pronasyon geliştiğini bildirmişlerdir (73). Talus ve tibia arasındaki anatomik ilişkiden dolayı, ayakta gelişen pronasyon, tibiaya internal rotasyonda artma şeklinde yansımaktadır (74). Fakat yapılan bir çalışmada, Q açısı büyüklüğü ile maksimum tibial internal rotasyon arasında ilişki bulunmamıştır (75). Ayrıca, ayak

pronasyondan supinasyona yer deşiştirdiğinde Q açısı değerinin arttığı da bildirilmiştir (72).

Q açısındaki değişiklikler patellofemoral eklem üzerine binen yüklerde de değişiklikler yaratmaktadır. Huberti ve Hayes kadavralarla yaptıkları çalışmada, Q açısındaki 10°'lik artışın, diz 20° fleksiyon pozisyonunda iken kontakt basınçta %45 artmaya yol açtığını gözlemlemişlerdir. 12 kadavranın 6'sında patella temas yüzeyinin laterale doğru yer değiştirdiği ve peak basıncın lateral fasetin medial kısmında olduğu tespit edilmiştir (75).

Q açısı ile yaş arasındaki ilişki araştırıldığında çocuk ve adölesan dönemdeki kişilerin yetişkinlere göre daha yüksek Q açısı değerine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Quadriceps kasının tonus ve gücünün bu farklılığı yarattığı düşünölmektedir (76).

Kişilerin günlük yaşam aktiviteleri ve yaşam biçimleri incelendiğinde, aktivite farklılıklarının Q açısını etkilediği görölmüştür. Sporcularda normal Q açısı değerinin genellikle 20°'nin altında, cinsiyet ve sağ-sol ekstremiteye göre 6°-13° aralığında olduğu bildirilmiştir. Farklı spor dallarıyla uğraşan profesyonel sporcularla yapılan bir çalışmada, yüzme ve futbolla ilgilenen sporcuların spora başlama süreleriyle Q açısı değerleri arasında ters, jogging sporu ile uğraşanlarda ise doğru orantı olduğu belirlenmiştir. Bunun sebebinin, spor aktiviteleri sırasında quadriceps kasının çalışma yoğunluğunun farklılığı olduğu bildirilmiştir (53). Ayrıca sporcu olmayan adölesanlarda da futbol oynamanın Q açısında diğer yaşıtlarına göre farklılık yarattığı tespit edilmiştir (76). Genç sedanter kişilerde performans ve Q açısı değerleri karşılaştırıldığında ise 10°'nin altındaki Q açısı değerlerinin anaerobik gücü, 11°-19° arasındaki Q açısı değerlerinin aerobik gücü ve sıçrama verimini olumlu etkilediği bildirilmiştir (77).

- **Q Açısı Ölçüm Yöntemleri**

1- Gonyometrik Ölçüm: Q açısı ölçümü, klinikte, manuel olarak standart gonyometre kullanılarak yapılır. Ölçüm sırasında kişi, quadriceps kası gevşek pozisyonunda, ayakları nötral pozisyonunda ayakta dururken yapılır. Gonyometrenin merkezi patellanın merkezinde, sabit kolu tibial tüberkülü, hareketli kolu ise SIAS'ı takip edecek şekilde ölçüm yapılır (36,41,53,54,78). Ölçüm, kişi ayakta veya sırtüstü

yatar pozisyonda iken gerçekleştirilebilir. Ayakta yapılan ölçümde, kişi dizler ekstansiyonda ve her iki ayağa eşit yük vermiş olmalıdır.

2- Fotoğraflama tekniği: Q açısı ölçümü için kullanılan başka bir tekniktir. SIAS, tibial tüberkül ve patellanın orta noktası her iki ekstremitte için palpe edilip işaretlenir. Katılımcı istenilen pozisyonda ayakta durur. Kamera yoluyla dijital bir fotoğraf çekilir. Daha sonra bu fotoğraf simetrik olarak büyütülüp, kağıda basılır. İşaretlenmiş olan SIAS ile patella merkezi ve tibial tüberkül ile patella merkezi arasındaki hatlar çizilir. Bu hatlar arasındaki açı gonyometre yardımıyla ölçülür (52).

3-Radyolojik görüntüleme yöntemi: Radyolojik görüntüleme tekniğinde çekim, anterior-posterior yönden uygulanır. Elde edilen film üzerinde SIAS, patellanın merkezi ve tüberositas tibia referans noktalar olarak işaretlenir ve gönye yardımıyla Q açısı ölçümü yapılır. Ölçümler, ayakta veya supin pozisyonda gerçekleştirilebilir. Bazı çalışmacılar, ayakta uygulanan çekimlerin 20° diz fleksiyonu gerektirdiğini bildirirler de Q açısının standardize radyolojik ölçümü için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır (79,80).

4- Bilgisayarlı Sistemler: Bilgisayarlı sistemlerle yapılan Q açısı ölçümünde ışık yayan işaretleyiciler, hareket ölçüm algılayıcıları ve optik görüntü kaydediciler kullanılır. İşaretleyiciler referans noktaları olan SIAS, patellanın merkezi ve tibial tüberkül üzerine yerleştirilir. Ölçüm yapılan kişinin her iki ayak üzerine eşit yük vermesi gereklidir. Bu pozisyonda elde edilen görüntüler x ve y düzlemlerindeki bilgiler haline dönüşür. Yapılan uygun trigonometrik hesaplamalar frontal düzlemde Q açısı değerini verir. Literatürde, Q açısı ölçümü için farklı bilgisayarlı sistemler mevcuttur (1,81). Tüm bu bilgisayarlı sistemlerde referans noktaları SIAS, patella merkezi ve tibial tüberkül olarak belirlenmiştir. Fakat Sanfridsson ve ark. “biyomekanik Q açısı” olarak tanımladıkları terim için referans noktalar olarak, femur shaftı üzerinde trokanter minörün hemen altı, patella merkezi ve tibial tüberkül olarak kabul etmişlerdir (81).

Tüm bu yöntemler uygulanırken aşağıdaki pozisyonlardan biri kullanılabilir.

-Supin pozisyonda, dizler tam ekstansiyonda, quadriceps kası gevşek durumda veya quadriceps kası kasılı pozisyonda (79)

-Ayakta durma pozisyonunda (48),

-Oturma pozisyonunda dizler 90° fleksiyondayken ya da tibianın nötral, medial veya lateral rotasyonu ile (60),

-Ayağın nötral veya dış, iç rotasyon (1) pozisyonlarında Q açısı ölçümleri yapılabilir.

Ilahi ve Kohl, doğru bir Q açısı ölçümü için patellanın femoral troklear oluşun merkezine yerleşmesi gerektiğini, aksi halde, Q açısı değerinin düşük çıkacağını bildirmiştir (47). Tüm bu ölçüm pozisyonları arasında Q açısının standart değerleri değişkenlik göstermektedir. Bu sebeple, çalışmacılar ölçümler için standart bir pozisyon belirlemelidirler (48).

2.2. DENGİ

2.2.1. Dengenin Tanımı

Denge, vücut ağırlık merkezi değişikliklerine karşı, vücudu statik ve dinamik pozisyonlarda en az kas aktivitesi ile kontrol edebilme yeteneğidir (82). Gövdenin, yer çekimi ve internal-eksternal kuvvetlerin etkisi altında iken dizilimini koruyabilmesi ve kendi üzerinde etkili olan kuvvetler toplamını sıfırlayabilmesi dengenin temel mekanizmasıdır (83). Dengenin sağlanması ve vücut ağırlık merkezinin destek yüzeyinde tutulması için nöral mekanizmalar ile kas-iskelet sistemi arasında uyumlu bir çalışma gereklidir (84-88). Bu mekanizmaların uyumu duyuşal, motor ve biyomekanik komponentlerin koordineli aktivitelerini sağlar (89).

2.2.2. Dengenin Nöral Mekanizması

Dengenin nöral mekanizması 3 ana komponent içerir. Bunlar;

- **Görme:** Kişinin bulunduğu ortamla ilgili görsel bilginin alınması ve tanımlanması gereklidir. Organizmanın çevresine ilişkin gerekli bilgiler, retinal reseptörler ve optik sinir aracılığıyla oksipital lobtaki görsel kortekse iletilir. Bu şekilde görsel sistem yoluyla alınan çevreyle ilişkili uyarılar ile yer ve mekana göre çevresel oryantasyonun sağlanmasının yanı sıra, istemli ve istem dışı göz hareketleri de düzenlenir (90). Sonuç olarak, görme yoluyla elde edilen bilgiler merkezi sinir sisteminde (MSS) işlenerek denge ve koordinasyonun sağlanması için kullanılır (91).

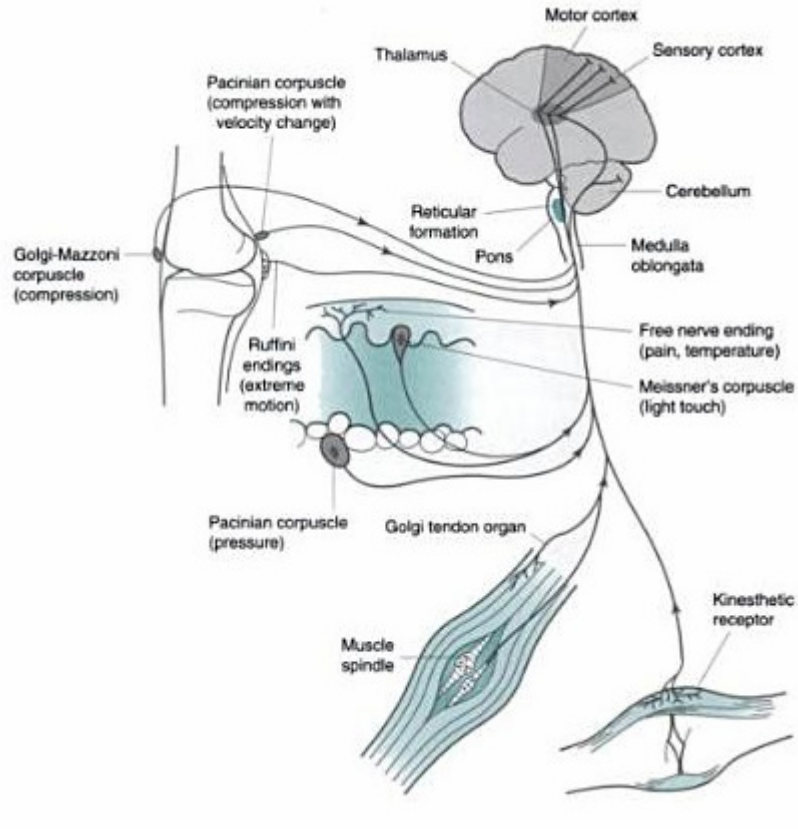
Postüral stabilitenin korunmasında görsel uyaranların önemi büyüktür. Yapılan çalışmalarda, gözler kapalı olduğunda kuteneal ve proprioseptif duyu ile elde edilen eklem pozisyon hissinin, yumuşak zemin tarafından yanıltılmasının, postüral salınımların artmasına yol açtığı görülmüştür (82,92).

- **Propriyosepsiyon:** Eklem kapsülü, ligament, kas, tendon ve deriye yerleşmiş olan mekanoreseptörlerden MSS'ne ulaşan kümülatif nöral bilgiler topluluğudur. Kinestezi ve denge terimleriyle karıştırılsa da propriyosepsiyon bu iki öğeyi de içinde barındırır (93). MSS'nin vücudun uzaydaki yeri hakkında bilgi edinebilmesini ve buna uygun yanıt oluşturmalarını sağlar (91). Eklem kapsülünde ruffini ve pacini cisimciği, muskulotendinöz üniteye ise golgi tendon organı, kas içiği reseptörleri, deri altında meissner cisimciği ve serbest sinir uçları reseptör görevini üstlenirler. Bu reseptörlerden alınan bilgiler farklı tipte nöronlar tarafından alınarak dorsal kolon üzerinden MSS'ne iletilirler (Şekil 2.2).

Afferent bir bilgi olan propriyosepsiyon; farkındalık hissine, genel postüral dengeye ve segmental postüre katkı sağlar (94). Ayrıca, alınan bu bilgiler yoluyla vücut ve vücut parçaları değişen pozisyonlara göre en dengeli konumu sağlamayı amaçlar. Ayak tabanı derisinde, yer çekimine karşı çalışan kaslarda, diz ve ayak eklemlerinde bulunan somatosensoriyel reseptörler bulundukları eklem ve kaslardaki yerçekimi, pozisyon, yüzey, uzunluk ve harekete ilişkin verileri iletmek üzere özelleşmiştir (90).

- **Vestibüler sistem:** İç kulakta bulunan semisirküler kanallar ve vestibulumdaki bazı yapılar başın uzaydaki pozisyonu hakkında bilgi oluştururlar (91). Ayrıca, göz kaslarını kontrol ederek vizüel oryantasyonun sağlanmasına yardımcı olma ve iskelet kaslarının tonusunu kontrol etme fonksiyonlarına da sahiptir (95).

Beyin, bu üç duyu sisteminden bilgi sağlayarak reaktif, refleksif ve istemli aktivasyon paternlerinden oluşan hareketlerin devamlı olarak güncellenmesini sağlar (91). Bu üç sistemden herhangi birinde gelişebilecek bir problem denge kontrolünde bozulmalara yol açar.



Şekil 2.2. Propriyoseptif reseptörler ve MSS'ne iletim yolları

Dengeyle ilgili temel iki refleks bulunmaktadır.

1- Vestibülo-oküler refleks (VOR); başın hareketi sırasında net görmeyi sağlayan göz hareketlerini oluşturur.

2- Vestibulospinal refleks (VSR); baş ve gövdeyi stabilize eder, düşmenin önlenmesi ve postüral stabiliteyi sağlamak için kompensatuar vücut hareketlerini oluşturur (96).

2.2.3. Denge ve Kas-İskelet Sistemi

Stabilite ve dengeyi sürdürmek eklem pozisyon ve hareketini kontrol edebilmeyi gerektirir. Eklem pozisyonunun sağlanması için tek başına nöral mekanizmaların doğru bir biçimde çalışması yeterli olmaz. Sırasıyla ligaman ve kas dışı diğer dokuların eklemi pasif olarak tutması gerekir. Ayrıca, eklem pozisyonu ve hareketi, sinir sisteminin istemli kontrolünün yanında iskelet kaslarının intrinsek mekanik özelliklerinin kontrolüne (tonus ve esneklik) ve kasların güç üretebilme

kapasitesine de bağılıdır (91). Kaslar ürettikleri güç ile bulundukları ekleme komşu vücut parçalarına ulaşarak gücü iletirler. Kasların ve eklemlerin bu fonksiyonları, hareketin ortaya çıkmasını sağlayan temel mekanizmadır. İyi bir postür ve stabilite eklem pozisyon ve hareketlerinde koordinasyonu gerektirir. Farklı eklemler ve buna bağılı olarak farklı kaslar yapılan iş için gereken denge ve postürün sürdürülmesinde kullanılırlar.

Dengenin sürdürülmesi için kas gücünün önemi konusunda literatürde farklı görüşler bulunmaktadır. Carter ve ark., osteoporozlu bayan hastalarla yaptıkları çalışmada, quadriceps kas gücü ile dinamik ve statik vücut salınımı arasındaki ilişkinin, quadriceps kas gücü ile yaş arasındaki ilişkiden daha anlamlı olduğu sonucuna varmışlardır (97). Ayrıca, diğer bir çalışmada, 20-29 yaş aralığında bulunan sağlıklı bayan katılımcıların diz fleksiyon, ekstansiyon ve ayak parmağı abduksiyon, fleksiyon kas güçleri ile tek ayak üzerinde durma sırasında gerçekleşen vücut salınım sayıları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı gösterilmiştir (98). Genç popülasyonda kas gücünün dengenin sürdürülmesinde temel faktör olmadığı bildirilmiştir (98).

İnsan vücudu stabil olmadığından vücudu stabilize etmek için bir kontrol sistemine ihtiyaç vardır. Postüral kontrolün sağlanması için, yer çekimi merkezini destek yüzeyleri sınırları içinde tutmak gerekir (99). Postüral stabilite, ayakta duruş sırasında dik postürün sağlanması olarak da tanımlanabilir (100). Bu kontrol, eksternal bir etkiyle bozulduğunda, vücut ağırlık merkezinin tekrar bir denge pozisyonuna gelebilmesi için denge korunmasında kullanılan üç stratejiden biri veya hepsi birlikte kullanılabilir. Bu üç strateji ayakbileği, kalça ve adımlama stratejisidir.

2.2.4. Postüral Kontrol ve Stratejiler

Ayak bileği stratejisi; ayak, vücudun rotasyonel hareketleriyle sabit kalırken, vücut ağırlık merkezinin yer değiştirmesidir. Ayak bileği stratejisi, ayak bileği kaslarının kontraksiyonuyla ayak bileği çevresinde bir dönme momenti yaratması sonucu sağlanır. Aynı anda, kalça ve alt gövde kaslarının kontraksiyonları ile ayak bileği kaslarının proksimal kaslar üzerine yaptığı olumsuz etki kompanse edilir. Tibialis anterior kasının aktivitesi öne doğru hareketler oluştururken, gastrocnemius

kası arkaya doğru oluşan postüral hareketler için aktive olur (89,101). Bu strateji sırasında anterior- posterior yönde küçük salınımlar olduğu gözlenir (91).

Kalça stratejisi ise; ayak bileği rotasyonuna karşılık gelecek biçimde kalça merkezli bir hareketin oluşmasıdır. Gövdenin eylemsizlik özelliği nedeniyle vücut ağırlık merkezinin kalçanın aksi yönünde yer değiştirdiği gözlenir. Bu sırada dizin pozisyonu; diz, ayak bileği ve kalça eklemlerinin koordineli kas aktivitesiyle sağlanır (89). Destek yüzeyinin küçük ya da sabit olmadığı ve salınımların büyük, medial-lateral yönde olduğu durumlarda kalça stratejisi kullanılır (91).

Adımlama stratejisi; vücut gravite merkezinin stabilite limitlerini aşması sonucu düşmeyi engellemek için kullanılan bir stratejidir (89).

Zemin farklılıkları da kişilerin denge durumunu değiştirmekle birlikte kullandıkları denge stratejilerinde de farklılık yaratır. Sert zeminde kişiler dengelerini sağlamak için ayak bileği gibi daha distal ve küçük eklemleri kullanırken, yumuşak zemin üzerinde postüral salınımlarını azaltmak için diz ve kalça eklemi gibi daha proksimal eklemleri içine alan denge stratejilerini kullanırlar (102,103).

2.2.5. Denge ile İlişkili Terimler

Temel Destek Yüzeyi: Ayakta durma için temel destek yüzeyi, ayaklar ile zemin arasındaki temas alanının yüzey ölçümü olarak tanımlanır. Ayaklar açık ve hareketsiz durulduğunda temel destek yüzeyi kare şekline benzer. Tandem duruşunda ise uzun fakat dar bir destek yüzeyi oluşur. Destek yüzey alanı ayak taban alanından daha küçük ya da yüzey düzensiz olduğunda temel destek yüzeyi azalır. Anterior-posterior mesafesi kısa olan bir yüzeyde ayakta durulduğunda stabilite sınırları sadece bu yönde azalmış olur. Bu durumda lateral yönde temel destek yüzey alanı azalmadığı için laterale doğru denge kaybı görülmez (104,105).

Stabilite Limiti: Mümkün olan maksimum seviyede gravite merkezinin hareket edebildiği açısal alandır (106). Stabilite sınırları ayakların ve temel destek yüzeyinin pozisyonuna bağlıdır. Normal bir yetişkinde düzgün bir yüzey üzerinde, ayaklar açık ve rahat bir pozisyondayken stabilite limit alanı elips şeklindedir. Bu elipsin anterior-posterior büyüklüğü yaklaşık olarak 12,5°'dir (107). Gravite merkezinin yerden uzaklığı ve ayak uzunluğu anterior-posterior yöndeki stabilite

sınırlarını etkiler (105). Lateral yöndeki stabilite sınırları ise kişinin ayakları arasındaki mesafe ve kişinin boyu ile ilişkilidir. Bu nedenle, eşit stabilite sınırlarına sahip olmak isteyen uzun boylu bir kişi ile kısa boylu bir bireyin ayakları arasındaki mesafe farklı olmalıdır.

Ayrıca, farklı pozisyonlardaki biyomekanik özellikler de stabilite sınırlarını etkiler. Örneğin; ayakta durma pozisyonunda iken gravite merkezi stabilite sınırları içinde rastgele hareket eder. Yürüme sırasında ise gravite merkezi stabilite alanı boyunca düzgün bir biçimde, ritmik hareketlerle öne doğru ilerler (12). Topuk vuruşu sırasında gravite merkezi stabilite alanının en arka kısmında bulunurken, adımlamanın son fazında stabilite limit alanın en önünde olur. Sonraki adım için yeni bir stabilite alanı oluşur ve döngü bu şekilde devam eder. Desteksiz oturma pozisyonunda, gravite merkezinin destek yüzeyinden uzaklığı az ve temel destek alanı geniştir. Bu sebeple, stabilite sınırları oturma pozisyonunda iken ayakta durma pozisyonunda oluşan stabilite alanından daha büyüktür.

Salınım Limiti: Gravitenin dengeyi bozan etkisine karşı vücut gravite merkezinin periyodik olarak düzeltilmesi gerekir (108). Bu nedenle, dengeyi sürdürebilmek için kişi öne, arkaya ve yanlara doğru salınım hareketleri yapar. Kişinin ani ve kendiliğinden gravite merkezinde yapabildiği maksimum salınım sınırları salınım limiti olarak adlandırılır. Kişinin doğal salınım sınırları duysal durumla ve temel destek yüzeyinin şekli ile çeşitlilik gösterir. Fakat kişi dengesini kaybetmedikçe salınım limitleri sürekli stabilite sınırları içinde kalır (89).

2.2.6.Denge Çeşitleri

Statik denge: Stabil bir destek yüzeyinde ve eksternal hiçbir kuvvete ihtiyaç duyulmadan genel postürün veya vücut bölümlerinin belirli pozisyonda korunması amacıyla otomatik olarak sağlanan dengedir (84,109,110).

Biyomekanik olarak bakıldığında, vücut üzerindeki kuvvetler ve momentler toplamının sıfır olması durumunda vücut statik denge halindedir (13).

Statik denge gerektiren işlerde ayak bileğinin rolü çok az iken kalça eklem stratejisi dengenin sürdürülmesinde etkili olur. Fakat bu sadece, kalça eklemi kaslarının aktive olduğu anlamına gelmez. Çünkü bacağın ekstansiyon postürünün korunması diz ve ayak bileği kasları ile koordinasyon gerektirir (91).

Dinamik denge: Yürüme, ağırlık aktaran aktiviteler, merdiven inip çıkma, sandalyeye oturma kalkma gibi günlük yaşam aktivitelerine ait farklı hareket paternlerini içeren aktiviteler sırasında vücudu etkileyen eksternal kuvvetlerin kas ve yumuşak dokular tarafından nötralize edilmesidir (84,109,110).

Biyomekaniksel açıdan, dinamik denge durumunda vücut hareket halinde olduğundan bazı eksternal kuvvetlere ve momentlere maruz kalarak bir ivme yaratır (13). Hareket halinde olma sebebiyle dinamik denge gerektiren işler statik denge gerektiren işlerden daha komplekstir (14).

Dinamik denge gerektiren yürüme, koşma gibi işlerde denge kontrolünün sürdürülmesinde temel bölge kalçadır. Özellikle, baş, gövde ve kolların dengesinin sağlanmasında etkilidir. Çünkü, salınım fazından sonraki ayağın ilk temasında ve itme fazında baş, gövde ve kolların düzenini etkileyen kuvvetler oluşur. Ayrıca, dinamik dengenin sürdürülmesinin temelde ayak bileği ve diz ekleminin bacağın ekstansiyonunu koruması üzerine kurulu olduğu bildirilmiştir (111).

2.2.7. Dengenin Değerlendirilmesi

Denge değerlendirmeleri; denge stratejilerinin destek, duyu durumu değişimleri ile nasıl değiştiğini değerlendirebilmelidir. Denge değerlendirmesi aynı zamanda; kişinin eksternal pertürbasyonlara verdiği yanıt, postüral durumları önceden sezebilme durumu, ağırlık merkezini istemli hareketlerde etkin olarak değiştirebilme yeteneği gibi denge kontrolünün farklı durumlardaki yanıtlarını da değerlendirebilmelidir (90). Değerlendirme yaklaşımı, değerlendirmenin amacına ve değerlendirilecek denge bozukluğunun tipine bağlıdır. Denge probleminin olup olmadığını bulmak veya denge probleminin altında yatan nedene karar vermek için farklı tipte testler kullanılır (90).

Dengenin değerlendirilmesinde kullanılan bazı klinik ve laboratuvar testler vardır. Bunlar ihtiyaca göre statik ve dinamik dengenin değerlendirilmesinde kullanılırlar. Bu testler;

Statik denge testleri:

- Tek Ayak Üzerinde Durma Testi
- Stork Ayakta Durma Testi
- Bass Testi

- Flamingo Denge Testi
- Romberg Denge Testi

Dinamik denge testleri:

- Johnson Modifiye Bass Testi
- Star Excursion and Balance Test
- Kalk ve yürü testi
- Pertürbasyon Testi
- Tandem Testi
- Yerde Sayma Testi
- Berg Denge Testi
- Tinetti'nin Denge ve Mobilite Değerlendirmesi

1. Statik Dengenin Değerlendirilmesi

Statik denge değerlendirmesinde, Romberg denge testi ve tek ayak üzerinde durma testi sık olarak kullanılmaktadır. Bu testler, tanımlanmış stabil bir pozisyonun sürdürülme zamanının kaydedilmesi şeklinde uygulanır (112). Stabilometre ve balance master (NeuroCom System Version 8.1.0, B 100718, 1989-2004 NeuroCom® International Inc. USA) gibi cihazlarla hastanın ayakta iken postüral salınımlarında her bir saniyede derece cinsinden meydana gelen değişiklikler ölçülür. Bu test yoluyla da hem statik hem de dinamik değerlendirme yapılabilir (113). Postüral stres testleri de postüral streslere karşı gelişen postüral reaksiyonları izleyerek denge durumunu belirler (114).

Tek ayak üzerinde durma testi, fizyoterapistler tarafından postüral stabilitenin değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan bir denge testidir (115). Statik dengeyi değerlendirmek için kullanılan bir yöntemdir. Test sırasında kutaneal duyu azalır ve postüral stabilite bozulur, bu nedenle daralan yüzey üzerindeki gravite merkezinin pozisyonlanması zorlaşır (116,117). Test, katılımcıların tek ayak üzerinde dengelerini koruyabilme yeteneklerini değerlendirir (118). Saniye cinsinden süre tutularak kişinin test performansı belirlenir. Daha uzun süre daha iyi denge yeteneğini gösterir (119). Farklı zeminlerde gözler açık ve kapalı olmak üzere uygulanabilir. Bilgisayarlı sistemler yoluyla salınımların hesaplanması, belirlenmiş bir süre pozisyonunu koruyabilme veya maksimum süreyle tek ayak üzerinde kalma

şeklinde düzenlenebilir (120,121). Kişi eğer stabilitesini koruyamıyorsa; vizüel ya da somatosensoryal informasyonla ya da kompanse etmesini engelleyecek kas-iskelet sistemi ile ilgili bir problem olabilir (88).

2. Dinamik Dengenin Değerlendirilmesi

Dinamik denge testleri, nöromüsküler sistemin birçok farklı reseptörden bilgiyi alıp sonra koordineli bir biçimde uygun motor cevabı oluşturma süreci yeteneğini belirler (13). Dinamik denge klinikte kalk ve yürü testi (get up and go test), tandem yürüyüşü, Tinetti'nin mobilite değerlendirme testi (Tinetti balance and mobility test), fonksiyonel uzanma testi (Functional reach test) gibi testlerle değerlendirilebilir. Elektromyografik ölçümler ile de postüral streslere karşı gelişen kasların cevapları hakkında bilgiler elde edilerek dinamik denge değerlendirilir (114).

Star Excursion Balance Testi (SEBT), 1995 yılında Gary W. Gray tarafından tanımlanmış, alt ekstremité yaralanmalarından sonra katılımcıların fonksiyonel durumlarını belirlemek için kullanılan bir testtir. Dinamik denge hakkında bilgi sağlar. Genç erişkinlerde kullanımı yaygındır. Çalışmalarda 17-26 yaş arası katılımcılarda uygulanmıştır (122,123). Test 8 farklı yöne doğru dengeyi değerlendirdiği için problemlı bölgeyle ilgili de bir öngörü sağlar. Klinikte uygulanması kolay, fonksiyonel bir testtir ve kalça, ayak bileği eklem hareket açıklığı ölçümleri SEBT performansını etkilememektedir (123).

BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Sağlıklı bireylerde Q açısı ve denge arasındaki ilişkinin saptanması amacıyla planlanan çalışmaya İstanbul Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulunda eğitimine devam eden 17-25 yaşları arasında 36 kadın, 41 erkek öğrenci olmak üzere toplam 77 gönüllü öğrenci dahil edildi.

Çalışmaya katılan tüm öğrencilerin değerlendirmeleri İstanbul Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu'nda gerçekleştirildi. Çalışmaya dahil edilen bireyler çalışma hakkında bilgilendirilerek her bireyden bilgilendirilmiş olur formu alındı (Ek-3). Çalışma, Abant İzzet Baysal Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi Etik Kurulu'nda değerlendirilmiş ve etik olarak uygun bulunmuştur (Ek-2).

Çalışmaya dahil edilme kriterleri;

- Herhangi bir nörolojik, kardiyovasküler ve kas-iskelet sistemine ait problemi bulunmayan sağlıklı bireyler çalışmaya katıldılar.

Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri;

- Son bir yıl içinde alt ekstremitelerinde herhangi bir cerrahi operasyon geçirmiş veya yaralanması olanlar,
- Son 3 yıl içinde herhangi bir sebeple alt ekstremiteye ait immobilizasyon hikayesine sahip olanlar,
- Alt ekstremit eklemlerinde ağrısı veya patolojisi bulunanlar,
- Alt ekstremitelerinde dolaşım sistemine ait problemleri olanlar,
- Vizüel veya vestibüler sorunları olan katılımcılar çalışmanın dışında bırakıldı.

Çalışmamızın katılım kriterlerine uygun olan gönüllüler aşağıdaki testlere tabi tutuldular.

3.2. Yöntem

3.2.1. Değerlendirme

Çalışmaya dahil edilen öğrencilere aşağıdaki değerlendirmeler yapıldı.

Değerlendirme formu aşağıdaki bölümlerden oluşmaktadır.

1. Anket soruları
2. Dengenin değerlendirilmesi
 - Tek ayak üzerinde durma testi (Statik denge)
 - Star excursion balance test (Dinamik denge)
3. Q açısının değerlendirilmesi
 - Gonyometrik değerlendirme
4. Diz ve ayak postür analizi

Diz:

- Genu rekurvatum
- Dizlerde fleksiyon
- Genu valgum
- Genu varum
- Tibial torsiyon

Ayak:

- Pes planus
- Pes cavus
- Halluks valgus
- Çekiç parmak
- İnversiyon
- Eversiyon
- Supinasyon
- Pronasyon

1) Anket Soruları

Çalışmaya katılan gönüllü öğrencilerin ad-soyad, yaş, cinsiyet, boy, kilo, beden kütle indeksi (BKİ) ve dominant taraf bilgileri alındı. Dominant bacağın belirlenmesi için, katılımcılardan bir topa vurmaları istendi. Topa vurdukları bacak dominant alt ekstremité olarak kabul edildi.

2) Dengenin Değerlendirilmesi

Isınma ve Germe

Katılımcılara araştırmanın ilk aşaması olan ısınma periyodu ile ilgili bilgi verildi ve ısınma periyodu için kullanılacak olan sabit bisikletin selesi, katılımcının dizi ekstansiyonda iken pedal en alt seviyede olacak şekilde ayarlandı. Üst ekstremité için gövde nötral pozisyonda, dirsekler tam ekstansiyondayken tutma koluna rahat bir biçimde ulaşabilecek şekilde gidon seviyesi ayarlandı. Katılımcıdan tutma kolunu bisiklet kullanımını etkileyecek kadar sıkı kavramaması istendi. Isınma periyodu 5 dakika ve pedal hızı 55-65 devir/dakika olarak uygulandı (124) (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Bisiklet ile ısınma

Isınma periyodunu tamamlayan katılımcı da, fizyoterapist gözleminde, kalça adduktör, hamstring, quadriceps femoris ve triceps surae kaslarına germeler uyguladı.

- Hamstring ve adduktör kasları için; katılımcılar, uygun ebatlardaki bir yatağın üzerine her iki kalça abduksiyon ve dizler ekstansiyon pozisyonundayken oturdular. Katılımcılardan orta hattı kaybetmeden, diz

ekstansiyonu ve lumbal lordozu koruyarak, ayak bileği dorsifleksiyondayken elleriyle öne doğru uzanmaları istendi (Şekil 3.2).

- Quadriceps femoris kası için; katılımcılar ayakta iken bir elleriyle paralel bardan tutunurken, uyluğun nötral pozisyonunu koruyarak diğer elleriyle dizlerini fleksiyona çekmeleri istendi. Aynı işlem her iki alt ekstremité için tekrarlandı (Şekil 3.3).
- Triceps surae kası için; katılımcılar duvardan yaklaşık 1 metre uzaklıkta, elleri duvara yaslanmış pozisyonda durarak, ayağın teması yerden kesilmeden, gövdede lordoz artışı olmadan, tüm vücuduyla duvara yaklaşarak germeyi tamamladılar (Şekil 3.4).

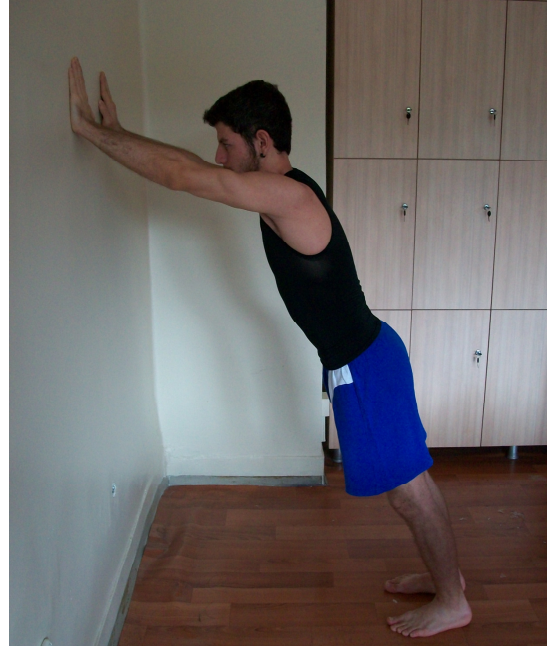
Katılımcılar, belirlenen tüm bu germe pozisyonlarını 20 saniye süreyle ve fizyoterapistten sözlü-görsel olarak öğrendikten sonra aynı sıra ile uyguladılar (125) Tüm germe egzersizleri 5 dakikada tamamlandı. Isınma periyodunun toplam süresi ise 10 dakika idi.



Şekil 3.2. Hamstring ve adduktor kasları germe



Şekil 3.3. Quadriceps femoris germe



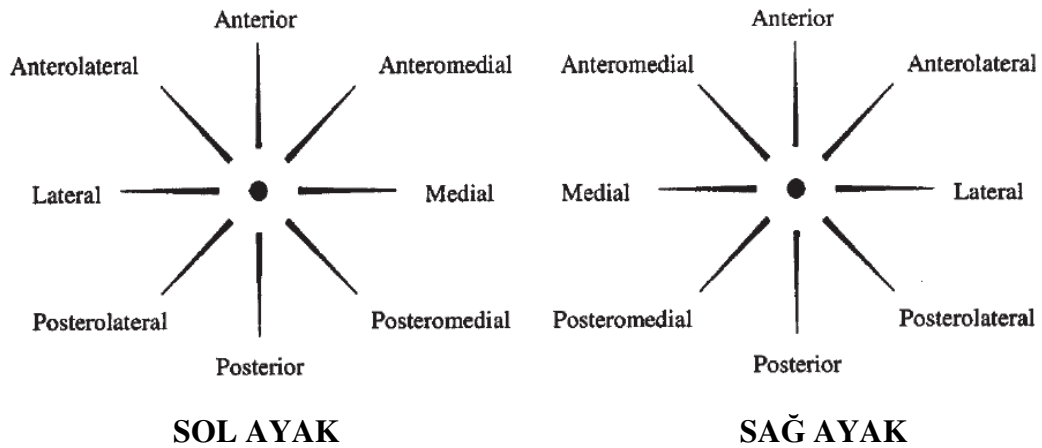
Şekil 3.4. Triceps Surae germe

Star Excursion Balance Test

Star Excursion Balance Test (SEBT), test sahası sert bir zemin üzerinde özel olarak tanımlanmış bir geometrik şekilden oluşan bir dinamik denge değerlendirme

testidir. Test sahası üzerinde bulunan şekil, aralarında 45°'lik açılar bulunan 4 adet doğrudan oluşmaktadır. Test sahası üzerinde zeminin tam ortasında, tüm doğruların çakıştığı nokta testin merkezi olarak, merkezin çevresindeki 8 hattın her biri de bir yönü temsil edecek şekilde tanımlanmıştır. Bu yönler; anteromedial (AM), anterior (A), anterolateral (AL), lateral (L), posterolateral (PL), posterior (P), posteromedial (PM) ve medial (M) yönleridir. Yönlerin isimlendirmesi her iki ayak için değişkenlik göstermektedir. Şekil 3.5'de sağ ve sol ayak için yön isimlendirmeleri gösterilmiştir (126).

Katılımcılar ısınma periyodunu tamamladıktan sonra, teste başlamadan önce SEBT zemini üzerinde her iki bacak için her yönde 3'er deneme testi uyguladılar. Deneme testlerinin ardından oturma pozisyonunda 3 dakika dinlenerek test aşamasına geçtiler.



Şekil 3.5. Sağ ve sol alt ekstemite için SEBT yönleri

Testin başlangıcında katılımcılardan, test edilecek ayağı merkezde olacak şekilde durması ve bu ayak yerdeyken, diğer ayağıyla hat boyunca ulaşabildiği noktaya kadar uzanması istendi. Erişebildiği ve dengesini yitirmediği son noktaya hafif bir biçimde, test edilmeyen ayaktan destek almadan dokunduktan sonra başlangıç pozisyonuna döndüler. Bu işlem her yön için 3 kez, saat yönüne devam edecek şekilde uygulandı ve her ölçüm zemine işaretlendi. Her bir ölçüm sırasına göre kaydedildi. Katılımcılar her test sonrasında 5 saniye, yönlerin test edilmesi arasında 10 saniye her iki ayağın üzerine eşit ağırlık vererek dinlendiler. Tüm

katılımcılar teste dominant bacak ile başladılar. Dominant olmayan bacağın test edilmesine geçmeden önce 1 dakika oturma pozisyonunda dinlendiler (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. SEBT uygulaması

Test sırasında katılımcıların test edilen ayağının temasının yerden kesilmesi, kişinin dengesini yitirmesi, yönleri belirten çizgilerin dışında bir noktaya uzanması, başlangıç veya dönüş pozisyonunu en az 1 saniye süreyle sürdürememesi, test edilmeyen ayaktan test sırasında destek alınması durumlarında test tekrarlandı (123).

SEBT değerlerinin normalizasyonu için bacak boyu ölçümleri yapıldı. Katılımcılar, uygun ebatlardaki bir yatak üzerinde, sırtüstü yatış pozisyonunda, lumbal lordoz normal sınırlar içinde, kalça nötral pozisyonunda, diz tam ekstansiyonda iken standart bir mezura ile SIAS ve medial malleol arasındaki uzunluk mezura ile ölçülerek sonuçlar cm cinsinden kaydedildi (Şekil 3.7). SEBT sonucu, bacak boyu uzunluğuna bölünerek, 100 ile çarpıldı. Elde edilen değer, SEBT normalize sonucu olarak kabul edildi (123).



Şekil 3.7. Bacak uzunluğu ölçümü

Tek Ayak Üzerinde Durma Testi

Tek ayak üzerinde durma testi, statik dengeyi değerlendirmek amacıyla kullanılan bir testtir. Katılımcılardan sert bir zemin üzerinde, kollar gövde yanında, test edilmeyen alt ekstremitte kalça ve dizi fleksiyon pozisyonunda iken durmaları istendi. Bu pozisyonda, gözleri açık ve kapalı olmak üzere her iki durumda da durabildikleri süre saniye cinsinden ayrı ayrı kaydedildi. Bu işlemde, önce gözleri açıkken, sırasıyla dominant bacak ve dominant olmayan bacak test edildi. Daha sonra herhangi bir dinlenme molası verilmeden katılımcı gözlerini kapatıp, aynı işlem uygulandı. Katılımcılardan, tek ayak üzerinde durabildikleri kadar durmaları istendi. Testte kişinin tek ayak üzerinde kalabilme süresi gözler kapalı tek ayak üzerinde durma testi skoru olarak kabul edildi (118) (Şekil 3.8).

Katılımcıların test sırasında test edilen ayaklarının yer değiştirmesi, diğer ayaklarını yere değdirmeleri ve gözler açıkken 210 saniye, gözler kapalıyken 150 saniye testi sürdürebilmeleri testin sonlanma kriterleri olarak kabul edildi. Katılımcılar testin kurallarına uygun olarak, fizyoterapist eşliğinde ve çevre güvenliği sağlanarak testi uyguladılar.



Şekil 3.8. Tek Ayak Üzerinde Durma Testi

3) Q Açısının Değerlendirilmesi

Q açısı ölçümü için; katılımcılardan her iki ekstremiteye eşit yük vererek, ayaklar omuz genişliğinde açık olacak şekilde ayakta durmaları istendi. Daha sonra standart bir gonyometre ile manuel olarak ölçüm yapıldı (78). Patella merkez alınarak SIAS'dan patellaya uzanan hat ile patelladan tuberositas tibiaya uzanan hat arasındaki açı değeri sırasıyla kaydedildi. Ölçüm iki bacak için de üçer kez tekrarlandı ve üç ölçümden çıkan değerlerin ortalaması kişinin Q açısı olarak kabul edildi (1) (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Q açısı ölçümü

3.2.4. Diz ve Ayak Postür Analizi

Değerlendirme formu içinde standart bir diz-ayak postür analizi bölümü oluşturuldu. Diz için; genu rekurvatum, dizlerde fleksiyon, genu valgum, genu varum ve tibial torsiyon, ayak bileği ve ayak için; pes planus, pes cavus, halluks valgus, çekiç parmak, inversiyon, eversiyon, supinasyon, pronasyon değerlendirmeleri yapıldı.

Anterior yönden yapılan postür analizinde aşağıdaki deformitelerin olup-olmadığı incelendi.

- Genu varum: Katılımcı, medial malleollerini birbirine değecek şekilde, dizler gevşek pozisyonda ayakta dururken dizler arasındaki açıklık 1-2 cm.'yi geçiyorsa ve dizler birleşmiyorsa genu varum varlığı kabul edildi.
- Genu valgum: Katılımcılar dizlerinin medial kenarları hafifçe birbirlerine değecek şekilde ayakta dururken medial malleollerin arasında 1-2 cm.'den fazla açıklık kalıyorsa genu valgum varlığı kabul edildi.
- Tibial torsiyon: Katılımcı, ayakları omuz genişliğinde açık, birbirine paralel pozisyonda ve her iki ayağa eşit yük vererek ayakta dururken patellaların içe dönük görünümde olması tibial torsiyonu gösterdi.

- Halluks valgus: Katılımcı, ayaklar omuz genişliğinde açık, her iki ayağa eşit yük vererek ayakta durdu. Ayak başparmağının ayak orta hattına doğru, metatarsofalangial eklemden oluşan deviasyonu varsa halluks valgus kabul edildi.
- Çekiç parmak: Katılımcı, ayaklar omuz genişliğinde açık, her iki ayağa eşit yük vererek ayakta durur. Ayak parmakları metatarsofalangeal eklemden hiperekstansiyon, interfalangeal eklemlerden fleksiyon pozisyonunda duruyorsa çekiç parmak varlığı kabul edildi.

Lateral yönden yapılan postür analizde aşağıdaki deformitelerin olup olmadığı incelendi.

- Dizlerde fleksiyon: Katılımcı, ayaklar omuz genişliğinde açık, her iki ayağa eşit yük vererek ayakta dururken, femur çizgisi ile tibia arasında açıklığı posteriora bakan bir açı oluşuyorsa dizlerde fleksiyon deformitesi olarak kaydedildi.
- Genu rekurvatum: Katılımcı, ayaklar omuz genişliğinde açık, her iki ayağa eşit yük vererek ayakta dururken, femur çizgisi ile tibia arasında açıklığı anteriora bakan 10°'nin üstünde bir açı oluşuyorsa genu rekurvatumun olduğu kabul edildi.
- Pes planus: Katılımcı, ayaklar omuz genişliğinde açık, her iki ayağa eşit yük vererek ayakta dururken, navikula kemiğinin skafoïd çıkıntısının, medial malleolden başparmağın metatarsofalangeal ekleminin merkezine çizilen çizginin altında kalması pes planus varlığını gösterdi.
- Pes kavus: Katılımcı, ayaklar omuz genişliğinde açık, her iki ayağa eşit yük vererek ayakta dururken, navikula kemiğinin skafoïd çıkıntısının, medial malleolden başparmağın metatarsofalangeal ekleminin merkezine çizilen çizginin üzerinde kalması pes kavus varlığını gösterdi.

Posterior yönden yapılan analizde ise aşağıdaki deformitelerin olup-olmadığı incelendi.

- Ayakta supinasyon: Katılımcı, ayaklar omuz genişliğinde açık, her iki ayağa eşit yük vererek ayakta durdu. Kalkaneal tendon orta hattı kaybetmiş ve dışa doğru yer değiştirmiş ise supinasyon olduğu kabul edildi.
- Ayakta pronasyon: Aynı pozisyonda iken kalkaneal tendon içe doğru yer değiştirmişse pronasyon varlığı kabul edildi (127).

3.3. Verilerin Analizi

Çalışmamızda, Q açısı ve denge değerlerinin karşılaştırılmasında Pearson Korelasyon analizi yapıldı. Tek ayak üzerinde durma testinin sonuçlarının sağ-sol alt ekstremitte ve cinsiyetler arası karşılaştırmasında da Wilcoxon analizi kullanıldı. Verilerin analizinde istatistiksel anlamlılık düzeyi $p \leq 0,05$ olarak kabul edilmiştir (128).

BULGULAR

4.1. Bireyler ve Değerlendirme Sonuçları

Çalışmaya, belirlemiş olduğumuz kriterleri sağlayan 41 erkek ve 36 kadın gönüllü dahil edilmiştir. Katılımcıların demografik özellikleri tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Katılımcıların cinsiyete göre demografik özelliklerinin gösterilmesi

Fiziksel Özellikler	Kadın (n=36) Ortalama $\pm$ SS	Erkek (n=41) Ortalama $\pm$ SS	p
Yaş (yıl)	20.77 $\pm$ 1.56	21.21 $\pm$ 1.6	0.225
Boy Uzunluğu(cm)	164.41 $\pm$ 6.41	176.82 $\pm$ 6.33	0.000*
Vücut Ağırlığı (kg)	56.87 $\pm$ 5.98	73.37 $\pm$ 9.72	0.000*
BKİ (kg/m²)	21.05 $\pm$ 2.02	23.43 $\pm$ 2.59	0.000*

*p $\leq$ 0.05

Katılımcıların sağ ve sol alt ekstremitelerine posteriordan yapılan postür analizinde her iki ekstremitte için en fazla pronasyon deformitesine rastlanmıştır (Tablo 4.2). Buna karşın, hiçbir katılımcıda diz fleksiyon ve çekiç parmak deformiteleri tespit edilmemiştir.

Tablo 4.2. Deformitelerin sağ ve sol alt ekstremitede görülme yüzdeleri

	Sağ (%)	Sol (%)
Genu rekurvatum	24.7	24.7
Dizlerde fleksiyon	0	0
Genu valgum	23.4	23.4
Genu varum	9.1	9.1
Tibial torsiyon	46.8	42.9
Pes planus	35.1	27.3
Pes cavus	5.2	5.2
Halluks valgus	16.9	15.6
Çekiç parmak	0	0
Ayak inversiyon	0	1.3
Ayak eversiyon	41.6	28.6
Pronasyon	48.1	42.9
Supinasyon	37.7	24.7

Kadın ve erkeklerin Q açısı değerlendirmeleri sonucunda her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p \leq 0.05$). Kadın katılımcıların, erkek katılımcılardan daha yüksek Q açısı değerine sahip olduğu gözlemlenmiştir (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Katılımcıların cinsiyetlere göre Q açısı değerlerinin karşılaştırılması

Q açıları	Kadın (n=36) Ortalama $\pm$ SS	Erkek (n=41) Ortalama $\pm$ SS	p
Sağ Bacak Q açısı	13.00 $\pm$ 5.00	10.70 $\pm$ 3.60	0.020*
Sol Bacak Q açısı	15.05 $\pm$ 5.00	12.02 $\pm$ 4.20	0.003*

* $p \leq 0.05$

Çalışmamızda bireylerin sağ ve sol alt ekstremitte Q açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görülmüştür ($p \leq 0.05$). Sol alt ekstremitte Q açısı ortalamasının sağ alt ekstremitte Q açısı değerine göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir (Tablo 4.4.).

Tablo 4.4. Katılımcıların, sağ ve sol bacak Q açısı ortalama değerlerinin karşılaştırılması

Q açısı Ortalama Değerleri	Sağ Bacak Q açısı Ortalama $\pm$ SS	Sol Bacak Q açısı Ortalama $\pm$ SS	p
Kadın (n=36)	13.00 $\pm$ 5.00	15.05 $\pm$ 5.00	0.000*
Erkek (n=41)	10.70 $\pm$ 3.60	12.02 $\pm$ 4.20	0.000*
Genel (n=77)	11.70 $\pm$ 4.24	13.44 $\pm$ 4.60	0.000*

* $p \leq 0.05$

Sağ ve sol alt ekstremitte tek ayak üzerinde durma testi sonuçları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Sağ ve sol alt ekstremitte tek ayak üzerinde durma testi sonuçlarının karşılaştırılması

(N = 77)	Sağ Medyan (min.- max.)	Sol Medyan (min.- max.)	p
TAGA	149.41 (6.0 – 210.0)	141.70 (8.0 – 210.0)	0.25
TAGK	23.00 (2.0 – 105.0)	22.33 (2.0 – 144.0)	0.86

TAGA: Tek ayak üzerinde durma testi gözler açık değerlendirme

TAGK: Tek ayak üzerinde durma testi gözler kapalı değerlendirme

Kadın ve erkek katılımcıların, tek ayak üzerinde durma testi sonuçları kıyaslandığında sağ ve sol bacak tek ayak üzerinde durma test sonuçlarında farklılık tespit edilmemiştir ($p > 0.05$) (Tablo 4.6, Tablo 4.7).

Tablo 4.6. Sağ ve sol alt ekstremitte için gözler açık tek ayak üzerinde durma testi sonuçlarının cinsiyetlere göre karşılaştırılması

TAGA	Sağ Ortalama $\pm$ SS Medyan (min.- max.)	Sol Ortalama $\pm$ SS Medyan (min.- max.)	p
Kadın	142.81 $\pm$ 72.02 174.00 (14.0 – 210.0)	136.00 $\pm$ 69.47 123.00 (11.0 – 136.0)	0.526
Erkek	155.22 $\pm$ 61.62 192.00 (6.0 – 210.0)	146.71 $\pm$ 73.54 196.00 (8.0 – 210.0)	0.326

TAGA: Tek ayak üzerinde durma testi gözler açık değerlendirme

Tablo 4.7. Sağ ve sol alt ekstremitte için gözler kapalı tek ayak üzerinde durma testi sonuçlarının cinsiyetlere göre karşılaştırılması

TAGK	Sağ Ortalama $\pm$ SS Medyan (min.- max.)	Sol Ortalama $\pm$ SS Medyan (min.- max.)	p
Kadın	27.31 $\pm$ 29.19 16.00 (2.0 – 105.0)	19.78 $\pm$ 16.53 14.50 (3.0 – 70.0)	0.142
Erkek	19.06 $\pm$ 22.95 8.00 (3.0 – 90.0)	24.59 $\pm$ 31.52 9.00 (2.0 – 144.0)	0.229

TAGK: Tek ayak üzerinde durma testi gözler kapalı değerlendirme

Çalışmamızda tek ayak üzerinde durma testi ile Q açısı değerleri incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Tek ayak üzerinde durma testi sonuçları ile Q açısı arasındaki ilişki

		Qkadın	Qerkek	Qtoplam
TAGAsağ	r	-0.07	0.20	0.02
	p	0.70	0.20	0.86
TAGKsağ	r	0.04	-0.98	0.03
	p	0.79	0.54	0.80
TAGAsol	r	0.23	0.07	0.18
	p	0.16	0.63	0.31
TAGKsol	r	0.15	-0.12	-0.64
	p	0.38	0.42	0.58

TAGAsağ: Sağ bacak tek ayak üzerinde durma testi gözler açık değerlendirme

TAGKsağ: Sağ bacak tek ayak üzerinde durma testi gözler kapalı değerlendirme

TAGAsol: Sol bacak tek ayak üzerinde durma testi gözler açık değerlendirme

TAGKsol: Sol bacak tek ayak üzerinde durma testi gözler kapalı değerlendirme

Kadın katılımcıların, sağ ve sol alt ekstremité SEBT sonuçları karşılaştırıldığında, anteromedial, lateral ve posterolateral yönde elde edilen test değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Kadın katılımcılarda SEBT ortalamalarının sağ ve sol alt ekstremiteye göre karşılaştırması

SEBT	Sağ Ortalama $\pm$ SS (cm)	Sol Ortalama $\pm$ SS (cm)	p
Anteromedial	71.21 $\pm$ 6.03	72.87 $\pm$ 5.04	0.020*
Anterior	70.56 $\pm$ 6.48	71.30 $\pm$ 5.60	0.348
Anterolateral	65.53 $\pm$ 6.91	64.92 $\pm$ 5.83	0.525
Lateral	56.54 $\pm$ 6.65	59.36 $\pm$ 6.56	0.005*
Posterolateral	56.17 $\pm$ 9.10	59.05 $\pm$ 8.84	0.020*
Posterior	62.47 $\pm$ 8.95	62.58 $\pm$ 7.25	0.917
Posteromedial	68.61 $\pm$ 6.62	67.56 $\pm$ 6.38	0.273
Medial	69.15 $\pm$ 5.72	68.99 $\pm$ 4.32	0.843

*p $\leq$ 0.05

Tüm katılımcıların ve erkeklerin sağ ve sol alt ekstremita SEBT ortalamaları karşılaştırıldığında, anteromedial, anterior, lateral ve posterolateral yönlerde anlamlı bir fark saptanmıştır (p $\leq$ 0.05) (Tablo 4.10, Tablo 4.11). Ayrıca, her iki alt ekstremiteden elde edilen SEBT sonuçlarının cinsiyetlere göre karşılaştırılması yapıldığında, cinsiyetler arasında istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir (p>0.05) (Tablo 4.12, 4.13).

Tablo 4.10. Erkek katılımcılarda SEBT ortalamalarının sağ ve sol alt ekstremiteye göre karşılaştırması

SEBT	Sağ Ortalama $\pm$ SS (cm)	Sol Ortalama $\pm$ SS (cm)	p
Anteromedial	70.37 $\pm$ 6.81	72.99 $\pm$ 8.11	0.010*
Anterior	69.43 $\pm$ 6.90	70.91 $\pm$ 7.17	0.014*
Anterolateral	64.11 $\pm$ 7.51	64.42 $\pm$ 7.27	0.726
Lateral	54.05 $\pm$ 8.96	56.28 $\pm$ 7.60	0.030*
Posterolateral	56.67 $\pm$ 10.20	58.35 $\pm$ 9.92	0.000*
Posterior	60.68 $\pm$ 10.49	61.56 $\pm$ 9.65	0.414
Posteromedial	66.12 $\pm$ 9.70	62.58 $\pm$ 7.26	0.206
Medial	68.50 $\pm$ 8.25	69.21 $\pm$ 8.32	0.405

*p $\leq$ 0.05

Tablo 4.11. Tüm katılımcılarda SEBT ortalamalarının sağ ve sol alt ekstremiteye göre karşılaştırması

SEBT	Sağ Ortalama $\pm$ SS (cm)	Sol Ortalama $\pm$ SS (cm)	p
Anteromedial	70.76 $\pm$ 6.43	72.93 $\pm$ 6.80	0.001*
Anterior	69.96 $\pm$ 6.69	71.09 $\pm$ 6.44	0.019*
Anterolateral	64.78 $\pm$ 7.23	64.66 $\pm$ 6.60	0.853
Lateral	55.21 $\pm$ 8.01	57.72 $\pm$ 7.25	0.039*
Posterolateral	54.30 $\pm$ 9.80	58.68 $\pm$ 9.38	0.000*
Posterior	61.52 $\pm$ 9.78	62.04 $\pm$ 8.57	0.492
Posteromedial	67.28 $\pm$ 8.44	67.47 $\pm$ 7.55	0.784
Medial	68.80 $\pm$ 7.14	69.10 $\pm$ 6.71	0.602

* p $\leq$ 0.05

Tablo 4.12. Sağ alt ekstremitte SEBT ortalamalarının cinsiyetler açısından karşılaştırılması

SEBT	Kadın Ortalama $\pm$ SS (cm)	Erkek Ortalama $\pm$ SS (cm)	p
Anteromedial	71.21 $\pm$ 6.03	70.37 $\pm$ 6.81	0.570
Anterior	70.56 $\pm$ 6.48	69.43 $\pm$ 6.90	0.463
Anterolateral	65.53 $\pm$ 6.91	64.11 $\pm$ 7.51	0.392
Lateral	56.54 $\pm$ 6.65	54.05 $\pm$ 8.96	0.177
Posterolateral	56.17 $\pm$ 9.10	56.67 $\pm$ 10.20	0.119
Posterior	62.47 $\pm$ 8.95	60.68 $\pm$ 10.49	0.428
Posteromedial	68.61 $\pm$ 6.62	66.12 $\pm$ 9.70	0.199
Medial	69.15 $\pm$ 5.72	68.50 $\pm$ 8.25	0.694

Tablo 4.13. Sol alt ekstremitte SEBT ortalamalarının cinsiyetler açısından karşılaştırılması

SEBT	Kadın Ortalama $\pm$ SS (cm)	Erkek Ortalama $\pm$ SS (cm)	p
Anteromedial	72.87 $\pm$ 5.04	72.99 $\pm$ 8.11	0.939
Anterior	71.30 $\pm$ 5.60	70.91 $\pm$ 7.17	0.792
Anterolateral	64.92 $\pm$ 5.83	64.42 $\pm$ 7.27	0.744
Lateral	59.36 $\pm$ 6.56	56.28 $\pm$ 7.60	0.062
Posterolateral	59.05 $\pm$ 8.84	58.35 $\pm$ 9.92	0.747
Posterior	62.58 $\pm$ 7.25	61.56 $\pm$ 9.65	0.605
Posteromedial	67.56 $\pm$ 6.38	62.58 $\pm$ 7.26	0.922
Medial	68.99 $\pm$ 4.32	69.21 $\pm$ 8.32	0.886

Katılımcıların SEBT sonuçları ile sağ bacak Q açısı değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, bayan katılımcıların yalnızca posterolateral yöndeki test performansı, erkekler katılımcıların ise posterior yöndeki test performansı ile Q açısı değerleri arasında ilişki tespit edilmiştir ($p \leq 0.05$). Diğer yönlerdeki test performansları ile Q

açı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. Sağ bacak Q açısı ile SEBT sonuçları arasındaki ilişki

SEBT		Kadın Qsağ	Erkek Qsağ
Anteromedial	r	0.53	0.27
	p	0.75	0.08
Anterior	r	0.02	0.19
	p	0.89	0.22
Anterolateral	r	0.15	0.07
	p	0.37	0.65
Lateral	r	0.20	0.12
	p	0.23	0.43
Posterolateral	r	0.36	0.14
	p	0.03*	0.36
Posterior	r	0.10	0.30
	p	0.55	0.05*
Posteromedial	r	-0.10	0.23
	p	0.54	0.13
Medial	r	-0.11	0.18
	p	0.49	0.25

* $p\leq 0.05$

SEBT sonuçları ile sol bacak Q açı değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, kadın katılımcıların posterior yöndeki test performansları ile Q açı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p\leq 0.05$) (Tablo 4.15).

Tablo 4.15. Sol bacak Q açısı ile SEBT sonuçları arasındaki ilişki

SEBT		Kadın Qsol	Erkek Qsol
Anteromedial	r	0.63	0.02
	p	0.71	0.87
Anterior	r	0.05	-0.00
	p	0.76	0.98
Anterolateral	r	0.19	0.10
	p	0.25	0.52
Lateral	r	0.16	0.13
	p	0.32	0.41
Posterolateral	r	0.25	-0.17
	p	0.13	0.28
Posterior	r	0.33	-0.17
	p	0.04*	0.28
Posteromedial	r	0.11	0.02
	p	0.94	0.89
Medial	r	0.19	0.06
	p	0.24	0.68

* $p \leq 0.05$

Tüm katılımcıların sağ ve sol bacak Q açısı değerleri ile SEBT sonuçları arasındaki ilişki incelendiğinde posterior ve posterolateral yönde elde edilen test performansı ile sağ bacak Q açısı değerleri arasında anlamlı bir ilişki saptanmıştır ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.16).

Tablo 4.16. Tüm katılımcıların Q aç ı değerleri ile SEBT sonuçları arasındaki ilişki

SEBT		Qsağ	Qsol
Anteromedial	r	0.16	0.03
	p	0.25	0.77
Anterior	r	0.12	0.02
	p	0.28	0.80
Anterolateral	r	0.13	0.14
	p	0.25	0.20
Lateral	r	0.18	0.20
	p	0.10	0.07
Posterolateral	r	0.28	0.03
	p	0.01*	0.76
Posterior	r	0.21	0.05
	p	0.05*	0.62
Posteromedial	r	0.11	0.01
	p	0.30	0.86
Medial	r	0.05	0.09
	p	0.62	0.43

* $p \leq 0.05$

TARTIŞMA

İstanbul Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu öğrencilerinin katılımıyla gerçekleştirilmiş olan bu çalışma, sağlıklı bireylerde Q açısı değeri ile denge arasındaki ilişkiyi tespit etmek amacıyla yapılmıştır.

Q açısı ölçümleri sonucunda elde ettiğimiz verilere göre, Q açısı değerleri, tüm katılımcılarımız için $12.59^{\circ} \pm 4.48^{\circ}$, kadınlar ve erkekler için sırasıyla $12.94^{\circ} \pm 4.69^{\circ}$, $10.69^{\circ} \pm 3.53^{\circ}$ olarak ölçülmüştür. Amerikan Ortopedi Birliği 10° yi normal, 15° - 20° aralığını ise patolojik olarak kabul etmiştir.

Schulthies ve ark., Q açısı normal değerlerini belirlemek amacıyla yapılmış literatürdeki çalışmaların sonuçlarını Pearson korelasyon analiziyle bir araya getirmiş ve kadınlar için $14,5^{\circ}$ - 17° , erkekler için ise 10° - 14° olarak hesaplamışlardır (45). Horton ve ark., Q açısının normal değeri ve Q açısının bazı vücut özellikleri ile arasındaki ilişkiyi araştırdıkları çalışmalarında kadınlar için $15.8^{\circ} \pm 4.50^{\circ}$, erkekler için ise $11.2^{\circ} \pm 3.0^{\circ}$ aralıklarını normal değerler olarak bildirmişlerdir (2). Livingston ve ark., 15-48 yaş aralığındaki sağlıklı kadın ve erkek katılımcılarla yaptıkları çalışmada, sırasıyla 15° 'nin altındaki değerler ve 8° - 10° nin normal olduğunu bildirmişlerdir (52).Yukarıdaki iki çalışmada da Q açısı ölçümleri ayakta ve quadriceps kası gevşek pozisyonda yapılmıştır. Çalışmamız sonuçları bu çalışmalarla kıyaslandığında ölçtüğümüz Q açısı değerlerinin normal sınırlar içinde olduğu görülmektedir.

Literatür incelendiğinde yapılan çalışmalarda, kadın ve erkeklerin Q açısı değerleri arasında 3.9° - 4.9° fark bulunduğu bildirilmiştir (2,50,52,129,130).

Kadınlarda pelvik genişliğin erkeklere göre fazla, femur uzunluğunun ise daha kısa olduğu, kısa femur ve geniş pelvisin alt ekstremitede valgus açısını arttırarak, Q açısının kadınlarda daha büyük olmasının sebeplerinden biri olabileceği bildirilmiştir (49).

Hvid ve arkadaşları, kadınların femoral anteversiyon açılarının erkeklere oranla daha yüksek olduğu, yüksek femoral anteversiyona, kompensatuar tibial torsiyonun eşlik ettiğini ve bu nedenle kadınların Q açı değerlerinin erkeklerinkinden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (57).

Byl ve arkadaşları ise yaptıkları çalışmada istatistiksel olarak anlamlı bulunmayan zayıf bir ilişki saptadıklarını bildirmişler ve quadriceps peak torkunun

cinsiyetler arası Q açısı farklılığına sebep olarak gösterilmesi için daha ileri çalışmalar gerektiğini ileri sürmüşlerdir (50). Literatürdeki diğer bir çalışmada ise, quadriceps femoris kas gücünün kadın ve erkekler arasında farklı olmasının Q açısıyla cinsiyet arasındaki bu ilişkiyi yarattığını savunmuşlardır (53).

Çalışmamızda, kadın ve erkek katılımcıların Q açı değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre, kadınların Q açı değerleri, erkeklerin Q açısı değerlerinden hem sağ hem de sol alt ekstremitte için daha yüksek bulunmuştur. Bu farkın sağ bacak için 2.7° , sol bacak için 4° olduğu belirlenmiştir. Çalışmamızın sonuçları literatürle benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda literatürde kadınların daha fazla Q açısının nedenleri arasında gösterilen quadriceps kas gücü, pelvis genişliği, pelvis uzunluğu ile ilgili bir ölçüm yapılmamıştır.

Sağ ve sol bacak Q açısı büyüklük farkı ile ilgili literatür incelendiğinde farklı görüşlerin olduğu görülmektedir. Bu konu ile ilgili bazı araştırmalar sağ ve sol bacak Q açı değerleri arasında fark bulmazken (50,53) bir çalışmada, sağ bacak Q açısının sol bacak Q açısına kıyasla daha büyük olduğu rapor edilmiştir (2).

Livingston ve Mandigo, genç erişkinlerle yaptıkları çalışmada, literatürdeki diğer çalışmaların aksine, sol bacak Q açısı değerinin daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır (131). Çalışmamızda, katılımcılarımızın sağ ve sol bacak Q açı büyüklüğü arasındaki farkı incelediğimizde, benzer biçimde sol bacak Q açısı değerinin daha yüksek olduğu görülmüştür.

Femoral anteversiyon, genu valgum, tibial torsiyon ve tibial tüberkülün laterale yer değiştirmesi gibi anomalilerin Q açısında değişikliklere yol açtığı bildirilmiştir (16). Bu sebeple, çalışmamızda, deformitelerinin varlığı postür analiziyle değerlendirilmiş fakat elde ettiğimiz veriler sonucunda, deformite görülen katılımcı sayısı istatistiksel analiz için yeterli olmadığından bu deformitelerin denge üzerine etkisi belirlenememiştir.

Tek ayak üzerinde durma testi statik dengeyi değerlendirmek için kullanılan etkin ve basit bir klinik testtir. Tek ayak üzerinde durulduğunda, dize binen yük yaklaşık olarak tüm vücut ağırlığının %93 ü kadardır (132).

Literatürde yer alan birçok çalışmada, sağlıklı bireylerde, sağ-sol ve dominant-dominant olmayan tek ayak üzerinde durma testi sonuçları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir (133-136).

Lin ve arkadaşları, sağlıklı genç erişkinlerde, dominant ve dominant olmayan bacakta statik denge kontrolünü araştırdıkları çalışmalarında, statik dengeyi bir kuvvet platformu üzerinde değerlendirmiş, dominant ve dominant olmayan taraf test sonuçları arasında anlamlı bir fark bulunmadığını rapor etmişlerdir (137).

Çalışmamızda ise, tek ayak üzerinde durma testi süreli olarak uygulanmıştır. Sağ ve sol alt ekstremitte tek ayak üzerinde durma test sonuçları kıyaslandığında diğer çalışmaların bulgularına benzer olarak, sağ ve sol taraf test sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.

Alt ekstremitenin iskelet dizilim bozukluklarının dengeyle ilişkisini araştıran az sayıda çalışma mevcuttur. Hertel, Potter ve Hall çalışmalarında, diz fleksiyon, rekurvatum ve ayağın pozisyon deformiteleri ile statik denge arasında negatif bir ilişki bulmuştur (138-140). Çalışmamızda ise, tüm katılımcıların tek ayak üzerinde durma süreleri ile Q açısı değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde istatistiksel bir anlamlılık tespit edilmemiştir. Tek ayak üzerinde durma süresiyle Q açısı arasındaki ilişki ayrıca kadın ve erkek bireyler için, sağ ve sol alt ekstremiteler için ayrı ayrı incelenmiş ancak istatistiksel açıdan anlamlı bir sonuç bulunmamıştır.

Dinamik postüral kontrol değişen destek yüzeyi üzerinde fonksiyonel bir işin tamamlanmasıdır. Çalışmamızda kullandığımız SEBT, sekiz farklı yönde, kişilerin dinamik denge durumlarını değerlendirmemizi sağlayan bir testir. Alt ekstremitenin fonksiyonları hakkında anlamlı bilgiler sağlamaktadır (141). Ayrıca patellofemoral ağrı sendromu tanılı ve quadriceps defisiti bulunan hastalarda yapılan çalışmalarda da SEBT kullanılmıştır (126,142).

Çalışmamızda sağ ve sol alt ekstremitte SEBT ortalama değerlerini karşılaştırdığımızda, tüm katılımcıların sol alt ekstremitte SEBT ortalamalarının anterior, anteromedial, lateral ve posterolateral yönlerde istatistiksel olarak anlamlı biçimde yüksek olduğu tespit edilmiştir. Kadın ve erkek katılımcıların sağ ve sol alt ekstremitte ortalamaları karşılaştırıldığında, erkek katılımcılarda sol bacak için anterior, anteromedial, lateral ve posterolateral yönlerde istatistiksel anlamlılık

devam ederken, kadın katılımcıların sol alt ekstremitte ortalamalarında anteromedial, lateral ve posterolateral yönlerde bir anlamlılık saptanmıştır.

Test sırasında, dominant olmayan bacdktan destek alınırken dominant bacakla uzanma mesafesi, dominant olmayan bacağın test sonucu olarak ölçülmüştür. Stelmach ve arkadaşları, dominant bacakla karşılaştırıldığında dominant olmayan bacağın nöromüsküler kapasitesinin daha az olduğunu bildirmiştir (143). Katılımcılarımızın, %88.1'inin sağ bacaklarının dominant olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle, dominant olmayan bacdktan destek alırken, dominant bacağın uzanma mesafesi daha yüksek olabileceği düşüncesindeyiz.

Çalışmamızda, erkek ve kadın bireylerdeki stabilite limitleri tüm katılımcıların ortalamaları ile tutarlıydı. Kadınlardaki Q açısı daha büyük ve patolojik sınırlara daha yakın olduğu için tüm gruptan ve erkek bireylerden farklı olarak sadece anterior yönde daha düşük bulunmuş olabilir.

Literatürde sağ ve sol alt ekstremitelerin SEBT sonuçlarını karşılaştıran bir çalışmaya tarafımızdan rastlanmamıştır. Ancak dinamik postüral stabilitenin sağ ve sol alt ekstremitedeki farkını araştıran bir çalışmada, ekstremiteler arasında dinamik denge açısından fark bulunmadığı bildirilmiştir (144).

Çalışmamızda kadın ve erkek bireylerin SEBT ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Gribble ve arkadaşları, erkek ve kadınlar arasındaki bacak boy farkının erkeklerin test sonuçlarının daha yüksek olmasına yol açtığını ileri sürmüş ve SEBT sonuçlarının katılımcıların bacak boyları ile normalize edilmesi gerektiğini tespit etmişlerdir (123). Erkek ve kadın katılımcıların SEBT sonuçları bacak boyuna göre normalize edildiğinde cinsiyetler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını tespit etmişlerdir (123).

Çalışmamızda kadın ve erkek bireylerin SEBT ortalama değerlerinin benzer olması, testin normalize edilen bacak boyuna göre yapılmasına bağlanmıştır.

Çalışmamızda dinamik denge ile sağ ve sol ekstremitte Q açısı değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, sağ taraf alt ekstremitte için kadınlarda posterolateral, erkeklerde ise posterior yönde pozitif bir ilişki saptanmıştır. Cinsiyet gözetilmeksizin yapılan analizde ise sağ taraf için posterolateral ve posterior test yönünde de anlamlı bir ilişki görülmüştür. Sol taraf Q açısı ile sol taraf SEBT ortalamaları arasında ise sadece kadınlar için posterior yönde ilişki bulunmuştur.

Q açısı ile özellikle posterior yönlerde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkinin bulunmuş olmasında, Q açısında farklılıklara sebep olan alt ekstremitenin dizilim bozukluklarını gözardı etmemek gerekmektedir. Literatürde, alt ekstremitenin dizilim bozukluklarının dengeye etkisini araştıran az sayıda çalışma bulunmakla birlikte, bu çalışmacılar dengeyle varolan ilişkiyi biyomekanik açıdan açıklayamamışlardır (145-147). Bizim çalışmamızda da, Q açısı ile posterior yönlerdeki denge ilişkisi altında yatan sebepleri belirleyebileceğimiz bir parametre bulunmamaktadır.

Literatürde Q açısının cinsiyet, kas gücü, yürüme kinematiği ve performansa etkisi ile ilişkisini inceleyen çalışmalar mevcuttur. Ancak alt ekstremitenin önemli bir parametresi olan Q açısının dengeyle ilişkisini inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızın bu konu ile ilgili olarak literatüre katkı sağlayacağı düşüncesindeyiz.

Patolojik Q açısına sahip olan vakalarla karşılaştırmalı çalışmalar sonucunda daha net bir ilişki saptanabilir. İleride planlanacak çalışmalarda patolojik Q açısına sahip bir grup oluşturulmasının daha belirgin sonuçlar vereceğine inanmaktayız.

Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre, sağ bacakta Q açısı arttıkça posterolateral ve posterior yönlerde denge durumunun da arttığı görülmüştür. İstatistiksel anlamlılık bulunmasa da, genel katılımcı sonuçlarında tüm yönlerde Q açısı ile denge arasında pozitif bir ilişkinin mevcut olduğu tespit edilmiştir. Yani, Q açısının düşük olduğu durumlarda denge kaybı gözlemlenmesi mümkündür. Fakat çalışmamızda patolojik Q açısına sahip bir grup bulunmadığı için artmış Q açısı değerine sahip kişilerde denge durumuyla ilgili yorum yapmak mümkün olmamıştır.

Performansla ile Q açısı ilişkisinin araştırıldığı bir çalışmada da 11°-19° değerleri arasında Q açısına sahip kişilerin test sonuçlarının istatistiksel olarak <10° ve >20° ye sahip kişilere göre daha iyi olduğu bildirilmiştir (77). Bu çalışma da düşük Q açısının performansı etkilemesi yönüyle bizim çalışmamızı kısmen desteklemektedir.

Gelecekte yapılacak çalışmalardan, bizim çalışmamızı destekleyecek bulguların elde edilmesi Q açısı üzerinde etkili olan quadriceps kas eğitimi, hamstring ve TFL kas gerginliği, patella pozisyonu gibi unsurların fizyoterapi programında yaralanmaları önlemek ve tedavi etkinliğini arttırmak için yer alması önem kazanabilir (74).

SONUÇLAR

Sağlıklı bireylerde Q açısı ve denge arasındaki ilişkiyi belirlemek amacıyla katılımcıların Q açısı, statik ve dinamik denge testlerini analiz ettiğimiz çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Aynı yaş grubundaki kadın katılımcıların erkek katılımcılara göre sağ ve sol bacak için daha yüksek Q açısı değerine sahip olduğu belirlenmiştir. Literatürde, kadın bireylerde Q açısının yüksek olması pelvis yapısına bağlanmaktadır.
2. Tüm katılımcıların sol bacak Q açısı değerlerinin sağ tarafa göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Katılımcıların %88.1'inin sağ dominant alt ekstremiteye sahip olduğu belirlendiğinden bu farkın dominantlıktan kaynaklanmış olabileceği sonucuna varılmıştır.
3. Tek ayak üzerinde durma testi sonuçlarında, cinsiyetler, sağ ve sol alt ekstremiteler arasında fark bulunmamıştır. Statik denge bozukluğu sağlıklı genç erişkinlerde beklenmeyen bir durumdur. Ancak zamansal farklılıkların yol gösterici olabileceği düşünülerek sürekli bir test uygulanmıştır.
4. Tek ayak üzerinde durma test sonuçları ile katılımcıların Q açısı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.
5. SEBT sonuçlarında, lateral, posterolateral ve anteromedial, anterior yönlerde sol bacak test ortalamalarının daha yüksek olduğu bulunmuştur.
6. SEBT ortalamaları ile Q açısı değerleri arasında posterior yönlerde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunduğu görülmüştür.

Sonuç olarak; denge ile dizin biyomekaniksel bir parametresi olan Q açısı arasındaki ilişkinin araştırıldığı bu çalışmadan elde edilen bulgular neticesinde Q açısının dinamik denge ile ilişkili olabileceği görülmüştür.

Sağlıklı bireylerde Q açısı ile denge ilişkisinin araştırıldığı bu çalışmadan elde edilen bulgular neticesinde, dizin iskelet diziliminden etkilenen Q açısının dinamik denge ile ilişkili olabileceği görülmüştür. İleride yapılacak karşılaştırmalı çalışmalarla bu ilişki daha net biçimde ortaya konabilir. Bu

verilerin ışığında da özellikle denge gerektiren sporlarla ilgilenen sporcular ve dansçıların fizyoterapi ve antrenman programlarının şekillendirilmesine Q açısı değerlerinin göz önünde bulundurulması katkı sağlayabilir. Bu, onların performanslarının artmasını ve yaralanma oranlarının azalmasını olumlu yönde etkileyebilir.

ARAŞTIRMANIN SINIRLILIKLARI

1. Olgu sayısının az olması.
2. Kontrol grubunun olmaması.

ÖNERİLER

1. Patolojik Q açısına sahip olgularla karşılaştırma yapılması.
2. Q açısına etki eden diğer parametrelerin değerlendirilmesi (kas gücü, deformiteler vb.).
3. Dengeye etki eden diğer faktörlerin standardize edilmesi.

KAYNAKLAR

1. **Livingston LA, Spaulding SJ.** Measurement of the Q-angle using standardized foot positions. *Journal of Athletic Training* **2002**; 37:252-5.
2. **Horton MG, Hall TL.** Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Phys Ther.* **1989**;69:897-901.
3. **Cowan DN, Jones BH, Frykman PN.** Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. *Med Sci Sports Exerc.* **1996**;28:945-952.
4. **Lysholm J, Wiklander J.** Injuries in runners. *Am J Sports Med.* **1992**;15: 168-171.
5. **Messier SP, Davis SE, Curl WW, Lowery RB, Pack RJ.** Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Med Sci Sports Exerc.* **1991**;23:1008-1015.
6. **Neely FG.** Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports Med.* **1998**;26:395-413.
7. **Spirduso WW:** Balance, posture and locomotion. In: *Physical Dimensions of Aging. Human Kinetics, Champaign, Illionis* **1995**, pp 152-185.
8. **Okubo J, Watanabe I, Takeya T.** Influence of foot position and visual field condition in the examination of equilibrium function and sway of centre of gravity in normal persons. *Agressologie* **1979**, 20: 127-132.
9. **Akman N, Karataş M.** Temel ve Uygulanan Kinezyoloji, *Haberal Eğitim Vakfı*, Ankara, **2003**, pp 247-288.
10. **Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M.** Predicting the probability for falls in community- dwelling older adults using the timed up & go test. *Phys Ther* **2000**; 80:896-903.
11. **Hinman RS, Bennell KL, Metcalf BR, Crossley KM.** Balance impairments in individuals with symptomatic knee osteoarthritis: a comparison with matched controls using clinical tests. *Rheumatol* **2002**;41:1388-1394.
12. **Nashner LM.** The organization of human postural movements during standing and walking. *Neurobiology of Posture and Locomotion. London, Mac Millan*, **1986**, 637-648.
13. **Whiting WC, Rugg S.** Dynatomy: dynamic human anatomy. *Human Kinetics*, **2006**:10.
14. **Hall MC, Mockett SP, Doherty M.** Relative impact of radiographic osteoarthritis and pain on quadriceps strength, proprioception, static postural sway and lower limb function. *Ann Rheum Dis* **2006**; 65(7): 865-70.

15. **Biedert RM**. Patellofemoral disorders: diagnosis and treatment. *John Wiley and Sons*, **2004**.
16. **Shellock FG, Powers CM**. Kinematic MRI of the joints: functional anatomy, kinesiology, and clinical applications. *Informa Health Care*, **2001**.
17. **Corrigan AB, Maitland GD**. Musculoskeletal and sports injuries. Oxford, Boston, *Butterworth-Heinemann*, **1994**.
18. **Nordin M, Frankel VH**. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3.rd ed. Philadelphia: *Lippincott Williams & Wilkins*, **2001**.
19. **Hehme HJ**. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clin Orthop Relat Res*. **1990** Sep;(258):73-85.
20. **Goodfellow J, Hungerford DS, Woods C**. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 2. Chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg Br*. **1976** Aug;58(3):291-9.
21. **Clippinger KS**. Dance anatomy and kinesiology. *Human Kinetics*, **2007**.
22. **Fulkerson JP, Buuck DA**. Disorders of the patellofemoral joint. 4.th ed. *Lippincott Williams & Wilkins*, **2004**.
23. **Tyler TF, Nicholas SJ, Campbell RJ, Donellan S, McHugh MP**. The effectiveness of a preseason exercise program to prevent adductor muscle strains in professional ice hockey players. *Am J Sports Med*. **2002** Sep-Oct;30(5):680-3.
24. **David HG, Green JT, Grant AJ, Wilson CA**. Simultaneous bilateral quadriceps rupture: a complication of anabolic steroid abuse. *J Bone Joint Surg Br*. **1995** Jan;77(1):159-60.
25. **Starkey C, Johnson G**, American Academy of Orthopaedic Surgeons. Athletic training and sports medicine. 4.th ed. *Jones & Bartlett Publishers*, **2005**.
26. **Kolt GS, Snyder-Mackler L**. Physical therapies in sport and exercise. *Elsevier Health Sciences*, **2003**.
27. **Hunziker EB, Staubli HU, Jakob RP**. Surgical anatomy of the knee joint. In: Jakob RP, Staubli HU. The Knee and the Cruciate Ligaments. *Heidelberg, Springer- Verlag*, **1992**; pp 31-47.
28. **Scuderi GR**. The Patella. *Springer*, **1995**.
29. **Aglietti P, Insall JN, Cerulli MD**. Patellar Pain and Incongruence. I:Measurements of Incongruence. *Clinical Orthopaedics and Related Research*: **1983**;176:217-224.

30. **Hammer WI.** Functional soft-tissue examination and treatment by manual methods. 3.rd ed. *Jones & Bartlett Publishers*, **2007**.
31. **Ford DH, Post WR.** Open or arthroscopic lateral release. Indications, techniques, and rehabilitation. *Clin Sports Med*. **1997** Jan;16(1):29-49.
32. **Nonweiler DE, DeLee JC.** The diagnosis and treatment of medial subluxation of the patella after lateral retinacular release. *Am J Sports Med*. **1994** Sep-Oct;22(5):680-6.
33. **Terry GC.** The anatomy of the extensor mechanism. *Clin Sports Med*. **1989** Apr;8(2):163-77.
34. **Rubak JM, Poussa M, Ritsilä V.** Effects of joint motion on the repair of articular cartilage with free periosteal grafts. *Acta Orthopaedica*. **1982**; 53;2,187-191.
35. **Rubak JM, Poussa M, Ritsilä V.** Chondrogenesis in Repair of Articular Cartilage Defects by Free Periosteal Grafts in Rabbits. *Acta Orthopaedica*. **1982**, 53; 2, 181-186.
36. **Reider B, Marshall JL, Ring B.** Patellar tracking. *Clin Orthop*. **1981**, 157: 143-148.
37. **Stäubli HU, Dürrenmatt U, Porcellini B, Rauschning W.** Anatomy and surface geometry of the patellofemoral joint in the axial plane. *J Bone Joint Surg Br*. **1999**, 81:452-458.
38. **Heegaard J, Leyvraz PF, Van Kampen A.** Influence of Soft Structures on Patellar Three-Dimensional Tracking. *Clinical Orthopaedics and Related Research*: **1994** Feb;(299):235-43.
39. **Cabral CM, Monteiro-Pedro V.** Recuperação funcional de indivíduos com disfunção femoropatelar por meio de exercícios em cadeia cinética fechada: revisão da literatura. *Rev Bras Fisioter* **2003**;7:1-8.
40. **Hubbard JK, Sampson HW, Elledge JR.** The vastus medialis oblique muscle and its relationship to patellofemoral joint deterioration in human cadavers. *J Orthop Sports Phys Ther* **1998**;28:384-91.
41. **Corrêa JCF, Negrão Filho RF, Dócusse Filho AJ, Quialheiro JJA.** Tratamento da instabilidade femoropatelar por meio da estimulação elétrica neuromuscular associada a cinesioterapia. *Rev Bras Fisiot* **1996**;1:37-43.
42. **McConnell J.** The management of chondromalacia patellae: a long term solution. *Aust J Physiother* **1986**, 32:215-223.
43. **McConnell J.** Management of patellofemoral problems. *Man Ther* **1996**, 1:60-66.

44. **Neptune RR, Wright IC, van den Bogert AJ:** The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. *Clin Biomech* **2000**;15:611-618.
45. **Schulthies SS, Francis RS, Fisher AG, Van de Graaff KM.** Does the Q angle reflect the force on the patella in the frontal plane? *Phys Ther.***1995**;75:24–30.
46. **Grana WA, Kriegshauser LA.** Scientific basis of extensor mechanism disorders. *Clin Sports Med.* **1985**;4:247–257.
47. **Ilahi OA, Kohl HWIII** Lower extremity morphology and alignment and risk of overuse injury. *Clin J Sports Med.* **1998**;8:38-4
48. **Greene CC, Edwards TB, Wade MR, Carson EW.** Reliability of the quadriceps angle measurement. *American Journal of Knee Surgery* **2001**; 14: 97-103.
49. **Outerbridge RE.** Further studies on the etiology of chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg [Br]* **1964** 46:179-190.
50. **Byl T, Cole A, Livingston LA.** What determines the magnitude of the Q angle? A preliminary study of select skeletal and muscular measures. *J Sport Rehabil.* **2000**;9:26-34.
51. **Hvid I, Andersen LI.** The quadriceps angle and its relation to femoral torsion. *Acta Orthop Scand* **1982**; 53: 577-9.
52. **Livingston LA, Mandigo JL.** Bilateral Q angle asymmetry and anterior knee pain syndrome. *Clinical biomechanics* **1999** Jan;14(1):7-13.
53. **Hahn T, Foldspang A.** The Q angle and sport. *Scand J Med Sci Sports* **1997**; 7: 43-48.
54. **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** May;25(3):304-8.
55. **Insall J:** Chondromalacia patellae: Patellar malalignment syndrome. *Orthop Clin* **1979**; 10:117- 122.
56. **Davies GJ, Larson R.** Examining the knee. *The Physician and Sportsmedicine* **1978**; 6(4):49-67.
57. **Hvid I, Andersen LI, Schmidt H.** Chondromalacia patellae: the relation to abnormal patellofemoral joint mechanics. *Acta Orthop Scand.* **1981**; 52:661–666.

58. **Boucher JP, King MA, Lefebvre R, Pepin A.** Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. *Am J Sports Med.* **1992**;20:527–532.
59. **Caylor D, Fites R, Worrell TW.** The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* **1993**; 17:11–16.
60. **Chen S.** The experimental study of Q angle variety during knee flexion. *Chin J Sports Med.* **1997**;16:91–94.
61. **Carson WG Jr, James SL, Larson RL, Singer KM, Winternitz WW.** Patellofemoral disorders: physical and radiographic evaluation, part I: physical examination. *Clin Orthop.* **1984**;185:165–177.
62. **Moskwa CA, Nicholas JA.** Musculoskeletal risk factors in the young athlete. *Physician Sportsmed.* **1989**;17(11):49–59.
63. **Papagelopoulos PJ, Sim FH.** Patellofemoral pain syndrome: diagnosis and management. *Orthopedics.* **1997**;20:148–157.
64. **Zimblar S, Smith J, Scheller A, Banks HH.** Recurrent subluxation and dislocation of the patella in association with athletic injuries. *Orthop Clin North Am.* **1980**;11:755–770.
65. **Herrington L, Nester C.** Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* **2004**; 19: 1070 – 1073.
66. **France L, Nester C.** Effect of errors in the identification of anatomical landmarks on the accuracy of Q-angle values. *Clinical Biomechanics* **2001**; 16, 710–713.
67. **Brezzo R, Fort I, Hall K.** Q-angle: the relationship with selected dynamic performance variables in women. *Clinical Kinesiology* **1996**; 50, 66–70.
68. **Bennett G, Stauber W.** Evaluation and treatment of anterior knee pain using eccentric exercise. *Medicine Science Sport and Exercise* **1986**; 18, 526–530.
69. **Tsakoniti AE, Stoupis CA, Athanasopoulos SI.** Quadriceps cross-sectional area changes in young healthy men with different magnitude of Q angle. *J Appl Physiol.* **2008** Sep;105(3):800-4.
70. **Chester R, Smith TO, Sweeting D, Dixon J, Wood S, Song F.** The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* **2008** May 1;9:64.
71. **Buchbinder MR, Napora NJ, Biggs EW.** The relationship of abnormal pronation to chondromalacia of the patella in distance runners. *J Am Podiatry Assoc.* **1979** Feb;69(2):159-62.

72. **Olerud C, Berg P.** The variation of the Q angle with different positions of the foot. *Clin Orthop*. **1984**;191:162–165.
73. **Subotnick SI.** Orthotic foot control and the overuse syndrome. *Phys. Sportsmed*. **1975**;3:75-79.
74. **Norkin CC, Levangie PK.** Joint structure and Function: A comprehensive analysis. Philadelphia, *FA Davis Co*; **1992**.
75. **Huberti HH, Hayes WC.** Patellofemoral contact pressures: the influence of Q angle and tendofemoral contact. *Bone Joint Surg*. **1984**;66A:715-724.
76. **Bayraktar B, Yucesir I, Ozturk A, Cakmak AK, Taskara N, Kale A, Demiryurek D, Bayramoglu A, Camlica H.** Change of quadriceps angle values with age and activity. [*Saudi Med J*](#). **2004** Jun;25(6):756-60.
77. **Toraman F, Yaman H, Taşralı S.** Patellofemoral açı farklılığının alt ekstremitte performansı üzerine etkisi. *Spor Hekimliği Dergisi(araştırma makalesi)* **2003** ;14:1, 13-17.
78. **Livingston LA.** The quadriceps angle: a review of the literature. *J Orthop Sports Phys Ther* **1998**;28: 105-9.
79. **Belchior ACG, Arakaki JC, Bevilacqua-Grossi D, Reis FA, Carvalho PTC.** Effects in the Q angle measurement with maximal voluntary isometric contraction of the quadriceps muscle. *Rev Bras Med Esporte*, **2006**; 12:1, 6-10.
80. **Smith TO, Hunt NJ, Donell ST.** The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **2008** 16:1068–1079.
81. **Sanfridsson J, Arnbjörnsson A, Fridén T, Ryd L, Svahn G, Jonsson K.** Femorotibial rotation and the Q-angle related to the dislocating patella. [*Acta Radiol*](#). **2001** Mar;42(2):218-24.
82. **Bakırhan S.** Artroplasti Uygulanan Hastaların Fiziksel Performans, Statik-Dinamik Denge Yönünden Karşılaştırılması. *Doktora Tezi*, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir, **2007**.
83. **Spirduso WW.** Physical Dimensions of Aging. *Human Kinetics*. USA; Champaign. Illinois. **1995**.
84. **Jones LA.** Somatic sense: Proprioception. In: Cohen H, editor. Neuroscience for rehabilitation. 2nd ed. Philadelphia: *Lippincott Williams and Wilkins Press*; **1999**; 111-129.

85. **Hall MC, Mockett SP, Doherty M.** Relative impact of radiographic osteoarthritis and pain on quadriceps strength, proprioception, static postural sway and lower limb function. *Ann Rheum Dis* **2006**; 65(7): 865-70.
86. **Goldstein TS.** Treatment of common problems of the knee joint. In Goldstein TS. Geriatric orthopaedics rehabilitative management of common problems. 2nd ed. USA: *An Aspen Publishers*; **1999**; 116-118.
87. **Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ.** Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Traing* **2005**;40(1):41-6.
88. **Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL.** A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Phys Ther* **1993**; 73(6): 346-54.
89. **Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM.** Handbook of balance function testing. San Diego, London: *Singular Publishing Group*; **1997**.
90. **Avcı FD.** Multiple Skleroz Hastalarında Alt Ekstremitte Duyu Değişikliklerinin Denge Üzerine Etkisi. *Yüksek Lisans Tezi*, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir, **2006**.
91. **Ackland TR, Elliott B, Bloomfield J.** Applied Anatomy and Biomechanics in Sport. 2.nd ed; Human Kinetics, **2009**.
92. **Asseman F, Gahery Y.** Effect of head position and vision condition on balance control in inverted stance. *Neurosci Lett* **2005**; 375(2): 134-37.
93. **Lephart SM, Fu FH.** Proprioception and neuromuscular control in joint stability. *Human Kinetics*, **2000**.
94. **Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL.** The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med.* **1997**;25:130-7.
95. **Çakır N.** Otolaringoloji, *Bas ve Boyun Cerrahisi*. **1996**:1-47.
96. **Cohen H.** Neuroscience for rehabilitation. *Lippincott Williams&Wilkins*. 2.nd ed; **1999**:159.
97. **Carter ND, Khan KM, Mallinson A, Janssen PA, Heinonen A, Petit MA, McKay HA, Fall Free BC Research Group.** Knee extension strength is a significant determinant of static and dynamic balance as well as quality of life in older community-dwelling women with osteoporosis. *Gerontology* **2002**; 48:360-368.
98. **Katayama Y, Senda M, Hamada M, Kataoka M, Shintani M, Inoue H.** Relationship between postural balance and knee and toe muscle power in young women. [*Acta Med Okayama*](#). **2004** Aug;58(4):189-95.

99. **Nashner, LM.** Computerized dynamic posturography. In: Joel A Goebel: Practical Management of Dizzy Patient. *Lippicott Williams & Wilkins*. Philadelphia. **2001**; 143-170.
100. **Tüzün EH, Daşkapan, A, Aytar, A, Baştuğ, ZÖ, Eker L.** Okul Çocuklarında Kinesthetic Ability Trainer (KAT 3000) Üzerinde Yapılan Denge Testlerinin Güvenirliliği. *I. Ulusal FTR Kongresi*, Ankara. **2007**.
101. **Hall CM, Brody LT.** Therapeutic Exercise: Moving Toward Function. Philadelphia, PA, *Lippincott- Williams & Williams*, **2005**.
102. **Gage WH, Frank JS, Prentice SD, Stevenson P.** Organization of postural responses following a rotational support surface perturbation after Total Knee Arthroplasty: Sagittal plane rotations. *Gait Posture* **2007**; 25(1): 112-20.
103. Instruction for use: Balance master® system operator's manual. Version 8.1. Copyright © **2003**, NeuroCom® International, Inc.
104. **Minton SC.** Dance, Mind and Body. Champaign; *Human Kinetics*; **2003**.
105. **Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S.** Functional reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol.* **1990** Nov;45(6):M192-7.
106. **McCollum G, Leen TK.** Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *J. Mot. Behav.* **1989** Sep;21(3):225-44.
107. **Nashner, LM, Mc Collum G.** The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behav. Brain Sci.* **1985**; 8:135-172.
108. **Diener HC, Dichgans J, Bacher B.** Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* **1984**; 57: 134-142.
109. **Chandler JM, Duncan PW, Studenski SA.** Balance performance on the postural stress test: comparison of young adults, healthy, elderly and fallers. *Phys Ther* **1990**; 70(7): 410-15.
110. **Nichols DS, Glenn TM, Hutchinson KJ.** Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Phys Ther* **1995**; 75(8): 699-706.
111. **Winter DA.** Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, **1995**;3: 193-214.
112. **Kaikkonen A, Kannus P, Jarvinen M.** A performance test protocol and scoring scale for the evaluation of ankle injuries. *Am J Sports Med* **1994**; 22(4): 462-69.
113. **Hansen MS, Dieckmann B, Jensen K, Jakobsen BW.** The reliability of balance tests

- performed on the kinesthetic ability trainer (KAT 2000). *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* **2000**; 8: 180-85.
114. **Lephart SM, Pincivero DM, Rozzi SL.** Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med* **1998**; 25(3):149-55.
 115. **Hawk C, Hyland JK, Rupert R, Colonvega M, Hall S.** Assessment of balance and risk for falls in sample of community-dwelling adults aged 65 and older. *Chiropractic & Osteopathy* **2006**; 14:3.
 116. **Riemann BL, Myers JB, Lephart SC.** Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. *Arch Phys Med Rehabil* **2003**; 84(1): 90-5.
 117. **Johnson E, Seiger A, Hirschfeld H.** One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) **2004**; 19(7): 688-94.
 118. **Jerosch J, Bischof M.** Proprioceptive capabilities of the ankle in stable and unstable joints. *Sports Exercise and injury.* **1996**;2:167-171.
 119. **Lin MR, Hwang HF, Hu MH, Wu HDI, Wang YW, Huang FC.** Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people. *J Am Geriatr Soc* **2004**;52: 1343-1348.
 120. **Aydin T, Yildiz Y, Yildiz C, Atesalp S, Kalyon TA.** Proprioception of the ankle: a comparison between female teenaged gymnasts and controls. [*Foot Ankle Int.*](#) **2002** Feb;23(2):123-9.
 121. **Erkmen N, Suveren S, Göktepe, AS, Yazıcıoğlu K.** Farklı Branşlardaki Sporcuların Denge Performanslarının Karşılaştırılması. *SPORMETRE Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi.***2007** :3.
 122. **Leavey VJ.** The Comparative Effects of a Six-Week Balance Training Program, Gluteus Medius Strength Training Program, and Combined Balance Training/Gluteus Medius Strength Training Program on Dynamic Postural Control. *Master degree thesis.* West Virginia University. **2006**.
 123. **Gribble PA, Hertel J.** Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, **2003**,7(2),89–100.
 124. **Subasi SS, Gelecek N, Aksakoglu G.** Effects of different warm-up periods on knee proprioception and balance in healthy young individuals. *J Sport Rehabil.* **2008** May;17(2):186-205.
 125. **Pope RP, Herbert RD, Kirwan JD.** Effects of ankle dorsiflexion range and pre-exercise calf muscle stretching on injury risk in army recruits. *Australian J Physiother* **1998**; 44: 165-177.

126. **Hertel J, Miller S, Denegar C.** Intratester and intertester reliability during the Star Excursion Balance Tests. *Sport Rehabil.* **2000**; 9:104-116.
127. **Otman S, Demirel H, Sade A.** Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri. 2.baskı, **1998**.
128. **Alpar R.** Spor Bilimlerinde Uygulamalı İstatistik. 2. Basım, Ankara; **Nobel Yayın Dağıtım, 2001**.
129. **Guerra JP, Arnold MJ, Gajdosik RL.** Q angle: effects of isometric quadriceps contraction and body position. *J Orthop Sports Phys Ther.* **1994**; 19:200–204.
130. **Woodland LH, Francis RS.** Parameters and comparison for the quadriceps angle of college-age men and women in the supine and standing positions. *Am J Sports Med.* **1992**; 20:208-211.
131. **Livingston LA, Mandigo JL.** Bilateral rearfoot asymmetry and anterior knee pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* **2003** Jan;33(1):48-55.
132. **Gürer G, Seçkin B.** Diz biyomekaniği. *Romatizma dergisi.* **2001**; 16(2): 114-124.
133. **Dietz V, Horstmann GA, Berger W.** Significance of proprioceptive mechanisms in the regulation of stance. *Prog Brain Res.* **1989**; 80:419–423.
134. **Goldie P, Back TM, Evans OM.** Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil.* **1989**; 70:510–517.
135. **Geurts AC, Nienhuis B, Mulder TW.** Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. [*Arch Phys Med Rehabil.*](#) **1993** Nov;74(11):1144-50.
136. **Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Kocaja D.** Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *J Athl Train.* **1998** 33:319–322.
137. **Lin WH, Liu YF, Hsieh CC, Lee AJ.** Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. [*J Sci Med Sport.*](#) **2009** Jan;12(1):42-9. Epub 2008 Jan 10.
138. **Hertel J, Gay MR, Denegar CR.** Differences in Postural Control During Single-Leg Stance Among Healthy Individuals With Different Foot Types. [*J Athl Train.*](#) **2002** Jun;37(2):129-132.
139. **Potter PJ, Kirby RL, MacLeod DA.** The effects of simulated knee-flexion contractures on standing balance. [*Am J Phys Med Rehabil.*](#) **1990** Jun;69(3):144-7.

140. **Hall M, Ferrell W, Sturrock R, Hamblen D, Baxendale R.** The effect of hypermobile syndrome on knee joint proprioception. *Br J Rheum* **1995**, 34:121-125.
141. **Earl JE, Hertel J.** Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. *J Sport Rehabil.* **2001**;10(2):93-104.
142. **Earl J.** Relationships among dynamic malalignment, neuromuscular rehabilitation, and patellofemoral pain syndrome. *Doctoral dissertation*, Pennsylvania State University, University Park. **2002**.
143. **Stelmach GE, Worringham CJ, Strand EA.** The programming and execution of movement sequences in Parkinson's disease. *International Journal of Developmental Neuroscience*, **1987**; 36, 55-65.
144. **Wikstrom EA, Tillman MD, Kline KJ, Borsa PA.** Gender and limb differences in dynamic postural stability during landing. *Clin J Sport Med.* **2006** Jul;16(4):311-5.
145. **Aydoğ E, Yazar D, Bal A, Ekşioğlu E, Ünlü E, Çakıcı A.** İleri düzeyde varus deformitesi olan bilateral diz osteoartritli hastalarda dinamik postural denge. *Romatizma Dergisi*, **2005**, 20(2): 39-44.
146. **Swinson T.** Effects of genu recurvatum on postural control: A preliminary study. *Master degree thesis*. The University of North Carolina, **1998**.
147. **CM Siqueira, L Moya, G Bueno, RR Caffaro, Fu C, Kohn AF, Amorim CF, Tanaka C.** Misalignment of the knees: Does it affect human stance stability. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, **2009**; 1-7.

EK-1.**DEĞERLENDİRME FORMU**

ADI SOYADI:

DOĞUM TARİHİ:

DOMİNANT TARAF: Sağ: ()

Sol ()

BOY:

KİLO:

BKİ:

CİNSİYET:

BACAĞ BOYU:

Sağ:

Sol:

DİZ :

Sağ

Sol

-Genu rekurvatum () ()

-Dizlerde fleksiyon () ()

-Genu valgum () ()

-Genu varum () ()

-Tibial torsiyon () ()

AYAK:

Sağ

Sol

-Pes planus () ()

-Pes cavus () ()

-Halluks vagus () ()

-Çekiç parmak () ()

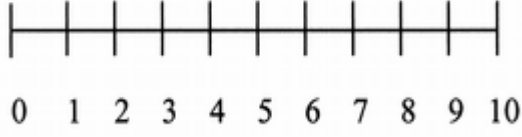
-Ayakta inversiyon () ()

-Ayakta eversiyon () ()

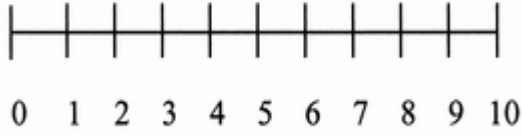
-Ayakta pronasyon () ()

-Ayakta supinasyon () ()

Sağ Diz VAS:



Sol Diz VAS:



Q AÇISI DEĞERİ:

Sağ: 1)
2)
3)

Sol: 1)
2)
3)

TEK AYAK ÜZERİNDE DURMA SÜRESİ:

	SAĞ	SOL
GÖZLER AÇIK		
GÖZLER KAPALI		

STAR EXCURSION TEST SKORU:

SAĞ		AM	A	AL	L	PL	P	PM	M
	1								
	2								
	3								

SOL		AM	A	AL	L	PL	P	PM	M
	1								
	2								
	3								

EK-2.

29/12/2009 15:28 03742535457

VIGIT

PAGE 01



**T.C.
ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
İZZET BAYSAL TIP FAKÜLTESİ TIBBİ ETİK KURULU
BOLU**

SAYI : 126
KONU: Sonuç

03.08.09

Sayın, Yüksek Lisans Öğrencisi Hilal DENİZÖĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon AD Öğrencisi

Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları Etik Kurul Alt Kurulu tarafından 2009/100-49
no.lu "Sağlıklı Bireylerde Q Açısı ile Denge Arasındaki İlişki" çalışmanız etik olarak uygun
bulunmuştur.

Bilgilerinize sunulur. Saygılarımla.

Prof.Dr.Aysel KÜKNER
Tıbbi Etik Genel Kurul Başkanı

EK-3.

BİLGİLENDİRİLMİŞ OLUR FORMU

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı ‘‘Sağlıklı bireylerde Q açısı ile denge arasındaki ilişki’’ dir.

Bu araştırmanın amacı, patellofemoral eklemin biyomekaniksel durumunu değerlendirmek için kullanılan bir parametre olan Q açısının dengeyle istatistiksel olarak ilişkisini belirlemektir. Bu çalışmada yer almanız öngörülen süre 40 dakikadır.

Bu araştırma ile ilgili olarak testin yapılacağı salonda ölçüm için dizleri açıkta bırakacak ve kalça hareketlerini engellemeyecek bir kıyafetle bulunmanız, test sırasında ısınma, germe, deneme ve testleme bölümlerini tamamlamanız, testler sırasında önceden anlatılmış olan prosedürlere uygunluk göstermeniz sizin sorumluluklarınızdır. (ör. uygulanan tedavi şemasına özen gösterme, araştırıcının önerilerine uyma, ilaç kutularını getirme, vb.)

Bu çalışmada sizin için herhangi bir risk bulunmamaktadır. Test sırasında yaşanabilecek denge kaybı durumları için test sahası çevresinde gerekli önlemler bulunmakla birlikte, tüm testler sırasında size çalışmacı Fzt. Hilal DENİZOĞLU refakat edecektir.

Araştırma sırasında sizi ilgilendirebilecek herhangi bir gelişme olduğunda, bu durum size veya yasal temsilcinize derhal bildirilecektir. Araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için 0555 646 26 88 no.lu telefondan Fzt. Hilal DENİZOĞLU’na başvurabilirsiniz.

Bu çalışmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır (yapılacaksa ödeme miktarı yazılmalıdır); ayrıca, bu araştırma kapsamındaki bütün muayene, tetkik, testler ve tıbbi bakım hizmetleri için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir.

Bu çalışmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Çalışmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada çalışmadan ayrılabilirsiniz; bu durum herhangi bir cezaya ya da sizin yararlarınıza engel duruma yol açmayacaktır. Araştırmacı bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak vb. nedenlerle sizi çalışmadan çıkarabilir. Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz (tedavinin gizli olması durumunda, gönüllüye kendine ait tıbbi bilgilere ancak verilerin analizinden sonra ulaşabileceği bildirilmelidir).

Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve çalışmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu

koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

Bu formun imzalı bir kopyası bana verilecektir.

Gönüllünün,

Adı-Soyadı:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tarih ve İmza:

Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin,

Adı-Soyadı:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tarih ve İmza:

Açıklamaları yapan araştırmacının,

Adı-Soyadı:

Görevi:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tarih ve İmza:

Olur alma işlemine başından sonuna kadar tanıklık eden kuruluş görevlisinin/görüşme tanığının,

Adı-Soyadı:

Görevi:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tarih ve İmza: