

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
SPOR FİZYOTERAPİSİ ANA BİLİM DALI

**AMATÖR ERKEK SPORCULARDA Q AÇISI İLE
STATİK VE DİNAMİK DENGE ARASINDAKİ
İLİŞKİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FZT. DİDEM BENGİSU KEBAP

DANIŞMAN

Prof. Dr. H. Serap İNAL

İstanbul, 2017

I. TEZ SAVUNMA TUTANAĞI

TEZ ONAYI FORMU

Kurum : Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü


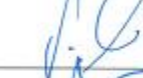
Program : Spor Fizyoterapisi

Tez Başlığı : Amatör Erkek Sporcularda Q Açısı ile Dinamik ve Statik Denge Arasındaki İlişkisi

Tez Sahibi : Didem Bengisu KEBAP


Sınav Tarihi : 03.03.2017

Bu çalışma jürimiz tarafından kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı, Adı-Soyadı (Kurumu)	İmza
Jüri Başkanı:	Prof. Dr. H. Serap İNAL (Bahçeşehir Üniv)	
Tez danışmanı:	Prof. Dr. H. Serap İNAL	
Üye:	Prof. Dr. H. Serap İNAL	
Üye:	Prof. Dr. Feryal SUBAŞI (Yeditepe Üniv)	
Üye:	Yard. Doç. Dr. Dilber COŞKUNSU KARAGÖZOĞLU (Bahçeşehir Üniv)	

ONAY

Bu tez Yeditepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun 03.03.2017 tarih ve 2017/04-20 sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Bayram YILMAZ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

II. TEŞEKKÜR

Tez çalıőmam boyunca bilgisi ve sabrıyla bana destek vererek her konuda rehberlik yapan tez danıőmanım Prof. Dr. H. Serap İNAL'a, üniversiteye ait değerlendirme araçlarına ulaşmamda kolaylık tanıyarak hiçbir konuda yardımını esirgemeyen bölüm başkanımız Prof. Dr. Feryal SUBAŞI'na, fikirleri ve bakıő açısıyla çalıőmama katkı sağlayan Dumlupınar Üniversitesi Araştırma Görevlisi Uzm. Fzt. Gülce KALLEM SEYYAR'a, tez yazımı konusundaki önerileri ve deneyimleri ile tüm yazım sürecinde desteğini esirgemeyen Sn. Gökhan ULAY'a ve hayat boyu en büyük destekçim olan aileme sonsuz teőekkürlerimi sunarım.



III. İÇİNDEKİLER

I. TEZ ONAY SAYFASI.....	ii
II. TEŞEKKÜR.....	iii
III. İÇİNDEKİLER	iv
IV. ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	vi
V. RESİMLERİN LİSTESİ.....	vii
VI. TABLOLARIN LİSTESİ.....	viii
VII. KISALTMALAR.....	ix
VIII. ABSTRACT.....	x
IX. ÖZET.....	xi
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Fonksiyonel Diz Eklemi Anatomisi	2
2.1.1. Diz Ekleminin Kemik Yapıları.....	3
2.1.2. Kıkırdak Yapı.....	4
2.1.3. Diz Ekleminin Ligamentleri.....	4
2.1.4. Menisküsler.....	6
2.1.5. Bursalar.....	7
2.1.6. Kaslar.....	8
2.2. Dizin Nörovasküler Anatomisi ve Kanlanması.....	11
3. DİZ EKLEMİNİN BİYOMEKANIĞI.....	12
3.1. Tibiofemoral Eklem Biyomekaniği.....	13
3.2. Patellofemoral Eklem Biyomekaniği.....	14
3.3. Diz Ekleminin Patomekaniği.....	15
4. Q AÇISI.....	17
5. POSTÜR ve DENGE.....	20
5.1. Postürün Tanımı.....	20
5.2. Postural Kontrol.....	21
5.3. Postür Değerlendirme Yöntemleri.....	23
5.4. Denge.....	24
5.5. Denge Çeşitleri.....	26
5.6. Dengenin Değerlendirilmesi.....	27
5.7. Denge ve Kas-İskelet Sistemi.....	31
6. GEREÇ ve YÖNTEM.....	33
6.1. Bireyler.....	33
6.2. Çalışma Kriterleri.....	34
6.3. Dışlanma Kriterleri.....	34
6.4. Değerlendirme.....	35
6.5. Q Açısı Ölçümü.....	35
6.6. Denge Değerlendirmesi.....	36
6.6.1 Dinamik Denge Değerlendirmesi.....	36
6.6.2. Statik Denge Değerlendirmesi	37
6.6.3. Postür Değerlendirmesi.....	39

6.6.4. Kas Esneklik Değerlendirmesi.....	40
6.6.5. Kas Kuvveti Değerlendirmesi.....	46
6.7. İstatistiksel Analiz.....	53
7. BULGULAR.....	54
8. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	64
9. KAYNAKLAR.....	71
10. EKLER	92
11. ÖZGEÇMİŞ.....	106



IV. ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 1: Diz Eklemine Anatomisi.....	2
Şekil 2: Quadriceps Kas Grubu	8
Şekil 3: Q Açısı	17
Şekil 4: New York Postür Analizi	23
Şekil 5: Dengenin Nöral Mekanizması	24
Şekil 6: Denge Testi Prosedürü.....	30
Şekil 7: Akış Şeması.....	33



V. RESİMLERİN LİSTESİ

Resim 1: Q Açısı Ölçümü.....	36
Resim 2-3-4: Dinamik Denge (Pro-Kin Sistem) Değerlendirmesi.....	37
Resim 5: Flamingo Denge Testi.....	38
Resim 6: Lomber Ekstansör Esneklik Değerlendirmesi.....	40
Resim 7-8-9: Abdominal Esneklik Değerlendirmesi.....	41
Resim 10: Kalça Fleksörleri Esneklik Değerlendirmesi.....	42
Resim 11-12-13: Kalça Abduktörleri Esneklik Değerlendirmesi.....	42
Resim 14-15: M.Tensor Fascia Latae (TFL) Esneklik Değerlendirmesi.....	43
Resim 16-17: Kalça Adduktörleri Esneklik Değerlendirmesi.....	43
Resim 18-19: Diz Fleksörleri Esneklik Değerlendirmesi.....	44
Resim 20: Diz Ekstansörleri Esneklik Değerlendirmesi.....	44
Resim 21-22-23: Ayak Bileği Dorsi ve Plantar Fleksörleri Esneklik Değerlendirmesi.....	45
Resim 24: Sırt Ekstansör Kas Kuvvet Değerlendirmesi.....	46
Resim 25: Abdominal Kas Kuvvet Değerlendirmesi.....	47
Resim 26: Kalça Fleksörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi.....	47
Resim 27: Kalça Ekstansörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi.....	48
Resim 28: Kalça Abduktörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi.....	48
Resim 29: M.Tensor Fascia Latae Kuvvet Değerlendirmesi.....	49
Resim 30: Kalça Adduktörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi.....	49
Resim 31: Diz Fleksörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi.....	50
Resim 32: Diz Ekstansörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi.....	50
Resim 33: M.Gastrocnemius Kuvvet Değerlendirmesi.....	51
Resim 34: M.Tibialis Anterior Kuvvet Değerlendirmesi.....	52
Resim 35: M.Tibialis Posterior Kuvvet Değerlendirmesi.....	52

VI. TABLOLARIN LİSTESİ

Tablo 1: Katılımcıların Demografik ve Klinik Özellikleri.....	35
Tablo 2: Katılımcıların Q Açısı Ortalama Değerleri.....	54
Tablo 3: Yaş Gruplarına Göre Dinamik ve Statik Denge Skorlarının Karşılaştırılması.....	55
Tablo 4: Yaş Gruplarına Göre New York Postür Analizi Skorlarının Karşılaştırılması.....	56
Tablo 5: BKİ Gruplarına Göre New York Postür Analizi Skorlarının Karşılaştırılması.....	57
Tablo 6: Dominant (Sağ) / Non-dominant (Sol) Ekstremiteye Göre Kas Esneklik Değerlerinin Karşılaştırılması.....	58
Tablo 7: Dominant (Sağ) / Non-dominant (Sol) Ekstremiteye Göre Kas Kuvvet Değerlerinin Karşılaştırılması.....	58
Tablo 8: Dominant (Sağ) / Non-dominant (Sol) Ekstremiteye Göre Dinamik ve Statik Denge Skorlarının Karşılaştırılması.....	59
Tablo 9: Dominant (Sağ) Ekstremitte Dinamik Denge ile Q Açısı ve Statik Denge Arasındaki İlişki.....	60
Tablo 10: Dominant(Sağ) Ekstremitte Kas Kuvveti ve Dinamik Denge Arasındaki İlişki.....	61
Tablo 11: Dominant(Sağ) Ekstremitte Kas Kuvveti ve Q Açısı – Statik Denge Arasındaki İlişki.....	62
Tablo 12: Dominant (Sağ) Ekstremitte Kas Esnekliği ve Q Açısı – Statik Denge Arasındaki İlişki.....	63
Tablo 13: Yaş ve Q Açısı Arasındaki İlişki.....	84
Tablo 14: Yaş Gruplarına Göre Kas Esneklik Değerlerinin Karşılaştırılması.....	84
Tablo 15: Yaş Gruplarına Göre Kas Kuvvet Değerlerinin Karşılaştırılması.....	85
Tablo 16: BKİ ve Q Açısı Arasındaki İlişki.....	86
Tablo 17: BKİ Gruplarına Göre Kas Esneklik Değerlerinin Karşılaştırılması.....	86
Tablo 18: BKİ Gruplarına Göre Kas Kuvvet Değerlerinin Karşılaştırılması.....	87
Tablo 19: BKİ Gruplarına Göre Dinamik Ve Statik Denge Skorlarının Karşılaştırılması.....	88
Tablo 20: Dominant (Sağ) Alt Ekstremitte Kas Esnekliği ve Dinamik Denge Arasındaki İlişki.....	89
Tablo 21: Postür ve Dinamik Denge Arasındaki İlişki.....	90
Tablo 22: Postür ve Q Açısı – Statik Denge Arasındaki İlişki.....	91

VII. KISALTMALAR

BKI : **Beden Kitle İndeksi**

BMI : **Body Mass Index**

Q : **Quadriceps**

SIAS : **Spina Iliaca Anterior Superior**

A-P : **Antero-Posterior**

M-L : **Medio-Lateral**

TFL : **Tensor Fascia Latae**

M. : **Musculus**

cm : **Centimeter**



VIII. ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the relationship between Q angle and static and dynamic balance on amateur male athletes.

The study included 66 participants aged between 18 and 30 years with an average age of $22,8 \pm 3,7$ years. Pro-Kin system technobody and flamingo balance test were used to assess dynamic and static balance respectively. New York Posture Analyses Scale and electronic dynamometer were used to evaluate posture and the strength of lower extremity and trunk muscles respectively and also the flexibility of the lower extremity and trunk muscles were assessed.

In consequence of statistical analyses, the values of Q angle in standing position were defined $10,7^\circ \pm 1,3^\circ$ in right extremity, $10,7^\circ \pm 1,7^\circ$ in left extremity. The values of Q angle in supine position were detected $11,0^\circ \pm 1,2^\circ$ in right extremity, $11,0^\circ \pm 1,3^\circ$ in left extremity. There was no difference between Q angle of right and left extremity in both position ($p > 0,05$). There was no relationship between Q angle and static and dynamic balance ($p > 0,05$). The degrees of pes planus and kyphosis in 22-30 years age group were significantly higher than 18-21 years age group ($p < 0,05$). And also in the group with a body mass index (BMI) of between 25-30 kg/m^2 , the degrees of kyphosis were higher than the group with a BMI of between 18-24.9 kg/m^2 ($p < 0,05$).

The assesment of the variables such as Q angle, balance, age, BMI and posture in male athletes may be helpful in preventing or decreasing sport injuries and increasing physical performance. Future studies that include especially overweight and obese participants should analyze the relationship between pathologic or normal Q angle and variables such as balance, strength and flexibility.

Key Words: Q angle, balance, posture, BMI, athlete.

IX. ÖZET

Bu çalışmanın amacı amatör erkek sporcularda Q açısı ile statik ve dinamik denge arasındaki ilişkinin incelenmesidir. Amatör erkek sporcularda Q açısının statik ve dinamik dengeyle ilişkisini inceleyen bu çalışmaya yaş ortalaması $22,8 \pm 3,7$ olan 18-30 yaş arası 66 katılımcı dahil edildi. Tüm katılımcıların Pro-Kin Sistem Technobody ile dinamik denge değerlendirmesi, Flamingo Denge Testi ile statik denge değerlendirmesi, New York Postür Analizi ile postür değerlendirmesi, elektronik dinamometre ile alt ekstremitte ve gövde kaslarının kuvvet ve esneklik değerlendirmeleri yapıldı.

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda Q açısı değerlerinin ayakta duruş pozisyonunda sağ ekstremitede $10,7^\circ \pm 1,3^\circ$; solda $10,7^\circ \pm 1,7^\circ$; sırtüstü pozisyonda sağ ekstremitede $11,0^\circ \pm 1,2^\circ$; solda $11,0^\circ \pm 1,3^\circ$ olduğu belirlendi. Her iki pozisyonda da sağ ve sol ekstremitte Q açısı değerlerinde anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Denge ve Q açısı arasındaki ilişki incelendiğinde sağ ayak, sol ayak ve her iki ayak üzerindeki denge ile Q açısı arasında anlamlı bir ilişki bulunamadı.

22-30 yaş grubunda pes planus ve kifoz oranı 18-21 yaş grubundan anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Yine beden kitle indeksi (BKİ) 25-30 olan grupta, BKİ 18-24,9 olan gruba göre kifoz oranı daha yüksekti.

Erkek sporcularda Q açısı, denge, yaş, BKİ gibi değişkenlerin değerlendirilmesi spor yaralanmalarının azaltılması ya da engellenmesi ve fiziksel performansın artırılması konularında yardımcı olabilir. Özellikle fazla kilolu ve obez katılımcıların dahil edildiği gelecekteki çalışmalarda normal veya patolojik Q açısı ile denge, kuvvet esneklik gibi değişkenler arasındaki ilişki analiz edilmelidir.

Anahtar Kelimeler: Q açısı, denge, postür, BKİ, sporcu.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Sağlıklı olmak yalnızca sakatlık ve hastalığın olmaması durumu değil; bunun yanında ruhsal ve sosyal olarak da tam bir iyilik hali içerisinde olmaktır. Anatomik ve fizyolojik farklılıklar sağlıklı kişilerin yaşam aktivitelerinde ve performansında değişkenliğe sebep olabilir.

Patella ve femurun troklear yüzeyinden oluşan diz ekstansör mekanizmasının en önemli parçalarından biri patellofemoral eklemdir. Patellofemoral eklemi biyomekanik bakımdan tanımlamak için çoğunlukla Quadriceps (Q) açısı kullanılmaktadır (1). Bu açı diz hastalıklarının tanısında ve dizin mekanik yapısının incelenmesinde kullanılan önemli bir parametredir (2).

Q açısı, Spina Iliaca Anterior Superiordan (SIAS) patella orta noktasına uzanan çizgi ile patella orta noktasından tuberositas tibiaya uzanan çizgi arasındaki açının ölçülmesi ile elde edilir. Bu açı patella üzerinde etkili iki kuvvet olan patellar tendon ile m.quadriceps femoris tendonunun kuvvet vektörleri arasında kalan açıdır ve erkeklerde 8° - 14° , kadınlarda ise 11° - 20° arasındadır (1). Bu açının normal değer aralığının altına düşmesi durumunda genu varum; üstüne çıkması durumunda ise genu valgum görülür (3,4). Patellar stabilite alt ekstremitte postürü ve patellofemoral eklemin düzgünlüğü Q açısı ile ilişkilendirilmektedir (5,6). Yapılan bazı çalışmalarda birçok faktörün Q açısına etki ettiği, alt veya üst ekstremitte dominantlığının da etki eden faktörler arasında olduğu belirtilmiştir (7).

Gövdeye etki eden yer çekimi, iç ve dış kuvvetlere rağmen dizilimin korunabilmesi ve etki eden tüm bu kuvvetlerin sıfırlanabilmesi denge olarak tanımlanır (8). Alt ekstremitedeki biyomekanik bozukluklar ile denge ilişkisini inceleyen çalışmalar olmasına rağmen bu çalışmalar alt ekstremitte dizilim bozukluğu-denge ilişkisini açıklayamamışlardır. Ancak özellikle posterior yönde denge ile Q açısı arasında ilişki bulunmasında bu dizilim bozukluklarının etkisinin yadsınamayacağı bilinmektedir (9,10).

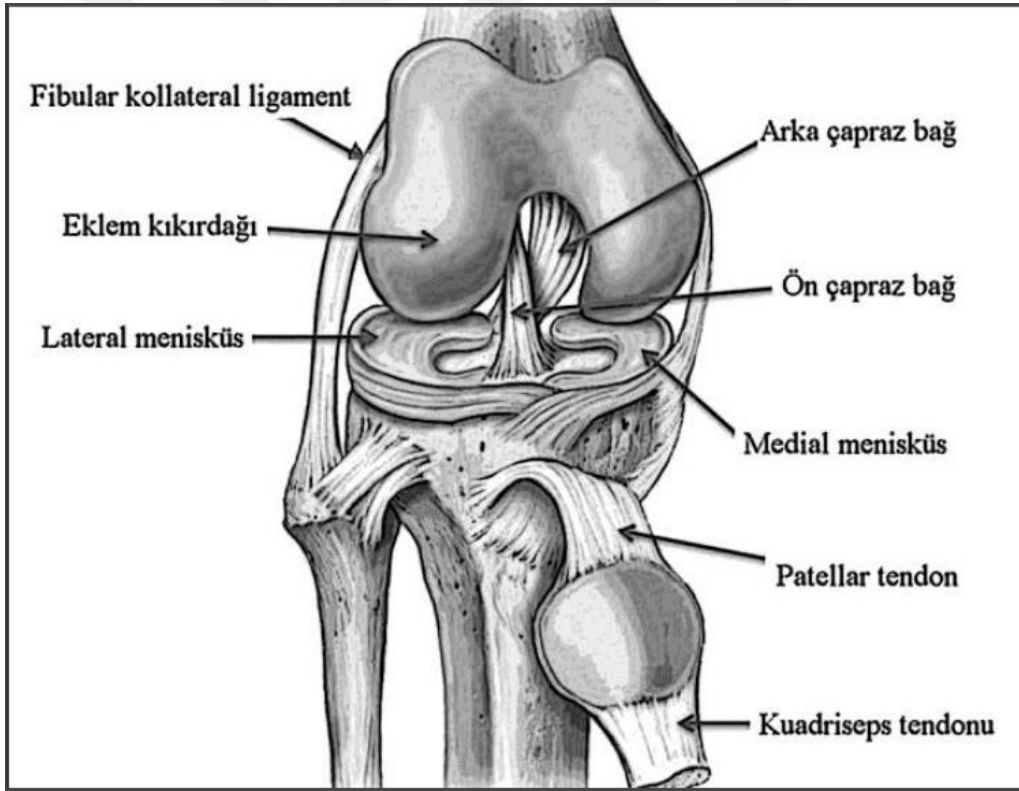
Bu çalışmanın amacı, eldeki verilere dayanarak Q açısı ile statik ve dinamik denge arasındaki ilişkiyi değerlendirmektir. Literatüre bakıldığında Q açısının statik ve dinamik denge üzerine etkisini inceleyen yeterli sayıda araştırma olmadığı görülmüş olup, yapmış olduğumuz çalışmanın bu konuya ışık tutacağına inanıyoruz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Fonksiyonel Diz Eklemi Anatomisi

Ginglymus tipte olan; femur, tibia ve patella olmak üzere üç kemikten oluşan diz eklemi vücuttaki en büyük ve en karmaşık eklemdir. Bu tipte olan hareketli eklemlerde eklemi oluşturan kemik yüzeyleri hiyalin kıkırdakla kaplı olup eklem boşluğu içerisindeki eklem yüzeyleri arasında belli bir mesafe vardır (11).

Diz eklemi oldukça geniş bir açıda hareket eder. Ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri femur kondillerinden geçen ekseninde meydana gelir. Fleksiyon pozisyonunda olan diz ekleminde kısmi abduksiyon ve adduksiyon hareketleri de gerçekleşmektedir (12). Aynı zamanda 30°'lik fleksiyon hareketinden sonra bir miktar rotasyon da yapabildiği için ginglymus tipli diğer eklemlerden ayrılır (13).



Şekil 1: Diz Ekleminin Anatomisi (14)

2.1.1. Diz Eklemine Kemik Yapıları

Diz eklemi femur distali, tibia proksimali ve patelladan oluşur (11).

Femur

Vücudun en uzun, en büyük ve en sağlam kemiği femurdur. Femur başı pelvisteki acetabulum ile eklemleşirken femurun distaldeki lateral ve medial kondilleri diz eklemine oluşturur (15). Bu kondiller arkada küresel ve kabarık; önde ise oval ve daha yuvarlaktır. Lateral kondil, medial kondile göre daha yana taşmıştır ve bu, eklem hareketi sırasında daha geniş temas yüzeyi oluşmasını sağlayarak ağırlığın daha kolay aktarılmasını sağlar. İki kondil arasında patellanın hareket ettiği bir oluk mevcuttur. Medial kondilin eklem yüzü, lateral kondile oranla daha uzundur ancak lateral kondil daha geniştir (11).

Tibia

Bacakta bulunan iki kemikten biri olan tibia femur ile eklem yapar. Tibia gövdesi ön, interösseöz ve arka olmak üzere üç kenara; iç, dış ve arka olmak üzere de üç yüze sahip olduğundan üçgenimsi yapı görünümünde horizontal kesiti vardır. Bacağın yük taşıyan kemiği tibiadır. Proksimal ucu diz eklemine katılırken distalde lateral malleolü ayak bileği eklem yüzeyinin büyük bir kısmını oluşturur. Tibianın proksimal ve distal uçları ayak bileği ve diz eklemlerinin vücut ağırlığını daha kolay taşıyabilmesi için kalınlaşmıştır (16).

Patella

Patellar ligamentlerin arasında yer alan ve sesamoid bir kemik olan patella, patellofemoral eklem yapısına katılır. Ligament ve tendonların tutunduğu önemli bir noktadır. Bu sebeple birçok statik ve dinamik vektörün merkezinde bulunur (17). Patellanın üçgenimsi bir şekli vardır. Patellanın yukarı kenarına m.rectus femoris, m.vastus medialis-lateralis ve intermedius yapışır. Her iki kenarına ise m.vastus lateralisin ve m.tensor fascia lataenin uzantıları yapışarak tuberositas tibiaya kadar uzanır. Oluşan bu yapıya ekstansör retinakulum adı verilir. Patellanın distal ucu giderek daralan bir köşe yapar ve buradan başlayan patellar tendon tibiada sonlanarak ekstansör mekanizmanın kuvvetli bir bölümünü oluşturur (11).

Patellar ligamentin tutunduğu apex aşağıya doğru incelmiştir ve m.quadriceps femorisin yapışabilmesi için geniş ve kalın olan bir tabanı bulunmaktadırdır. Arka yzuzi ise femur ile eklem yapar (16). Patellar eklem yuzeyi i ve dış fasetlerden oluşur ve bunlar arasında 130°'lik açı bulunur. İ yuzey daha kuzuk ve dış bukeydir; dış yuzey ise daha geniş ve ibukeydir. Eklem yuzeyinin % 75'i trochlea ile eklem yaparken % 25'lik boluumunun eklem ile ilişkisi bulunmamaktadır. Dış fasetin distali ekstansiyon sırasında lateral femoral kondille; i faset ise fleksiyon sırasında medial femoral kondille eklem yapar (18).

2.1.2 Kıkırdak Yapı

Erişkinlerde eklem kıkırdağı hiyalin yapıdadır. Her eklemde farklı kalınlıkta olabildiği gibi aynı eklemde farklı bolgelerde de değişkenlik gosterebilir. Diz eklemde ise kıkırdak kalınlığı 2-4 mm arasındadır. Kıkırdakta az sayıda hucre ve bol miktarda matriks yer alırken damar, sinir ve lenfatik bulundurmamaktadır (19).

2.1.3 Diz Eklemine Ligamentleri

Patellar Ligament

Patellar ligament patellanın apexi, yan tarafı ve arka tarafında kalan alan ile tuberositas tibianın ust kısmı arasında konumlanır. Patellanın on yuzunden geçen m.quadriceps femorisin kiriş lifleri bu ligamentin yapısına katılır. Vastus medialis ve vastus lateralis kaslarının lifleri ise patellanın yan kısımlarından aşağı doğru seyrederek. Lateral retinaculum patellae ve medial retinaculum patellae adı verilen bu ligamentler tibianın ust ucunun yan kısımlarına eklem kapsuluyile kaynaşmış bir şekilde yapışır (13).

Medial Patellofemoral Ligament

Ekstra kapsuler bir yapıda olan medial patellofemoral ligament m.vastus medialis obliquum liflerinin retinakular yuzeyinin devamıdır (20,21). Temel gorevi patellanın yanlış biyomekanik diziliminin engellenmesidir (17).

Lateral Patellofemoral Ligament

Bu ligamentin gergin olduğu durumlarda patellanın yanlış biyomekanik dizilimine bağlı olarak Q açısı artışı goరుlur. Bu yonuyile onemli bir ligamenttir. (17).

Patellomeniskal Ligament

Medial menisküsün orta boynuzuna yapışarak patellanın inferiomedial kenarı ile inframedial yağ kesesi arasında seyreden bu ligament, medial patellofemoral ligamentten sonra patellanın lateral yönde dislokasyonunun önlenmesinde sekonder derecede önemli olan ligamenttir (17).

Popliteal Oblik Ligament

Tibianın medial kondilinin arkasından yukarı ve dış tarafa doğru seyrederek linea intercondylaris ile femurun lateral kondiline tutunur. M.semimembranosusun sonlanma noktasından uzanan lifler ligamentin yüzeysel bölümünü oluşturur. Derin lifleri ise fibröz kapsül ile kısmen kaynaşmış yapıdadır. Fonksiyonu eklem kapsülünü arkadan kuvvetlendirmek ve bacağın ekstansiyonunu kontrol etmektir (13,22).

Popliteal Arkuat Ligament

Y şeklindeki, eklem kapsülüyle kaynaşmış yapıdaki bu ligamentin uçlarından biri fibula başının apexine; diğeri ise area intercondylaris posteriorun arka kısmına; her zaman bulunmayan üçüncü ucu ise femurun lateral epikondiline yapışır. Fonksiyonu eklem kapsülünü arkadan kuvvetlendirmek ve bacağın iç rotasyonunu kontrol etmektir (13,22).

Tibial (Medial) Kollateral Ligament

Kollateral ligamentler dizin menteşe şekline benzer hareketlerini stabilize eder. Tibial (medial) kollateral ligament geniş ve yassıdır. Hemen altında yer alan fibröz membrana; tuberculum adductoriumun hemen altında femurun medial epikondiline tutunur. M.sartorius, m.gracilis ile m.semitendinosusun kirişlerinin tutunma yerinin aşağısında ve arkasında tibia iç kenarı ile iç yüzüne tutunmak üzere ön taraftan aşağı doğru iner (16).

Fibular (Lateral) Kollateral Ligament

Fibular (lateral) kollateral ligament şerit şeklindedir ve üst tarafta m.popliteus tendonu için olan oluğun hemen üstünde femurun lateral epikondiline; aşağı tarafta ise

fibula başının dış yüzündeki bir çöküntüye tutunur. Bir bursa ile fibröz membrandan ayrılmıştır (16).

Anterior Krusiat Ligament

Tibia interkondiler alanın ön bölümündeki bir yüzeye tutunur ve arka tarafta femurda interkondiler çukurun dış duvarının arkasındaki bir yüzeye tutunmak için yukarı doğru çıkar. Bu ligament femura göre tibianın anterior yönde deplasmanını engeller (16).

Posterior Krusiat Ligament

Tibia interkondiler alanın arka bölümüne tutunur ve ön tarafta femurda interkondiler çukurun iç duvarına tutunmak üzere yukarı doğru çıkar. İnterkondiler bölge içinden geçerken anterior krusiat ligament, posterior krusiat ligamentin dış yanını çaprazlar. Bu ligament femura göre tibianın posterior yönde deplasmanını engeller (16).

Transvers Ligament

Her bireyde bulunmayan bu ligament kişiden kişiye oldukça farklı özellikler gösterir. Lateral menisküs ve medial menisküsün ön ucu ve anterior krusiat ligamentin önünde uzanır (13).

2.1.4. Menisküsler

Diz ekleminde biri iç diğeri dış olmak üzere C şeklinde fibrokartilaginöz, ekstra sinovyal yapıda iki menisküs bulunmaktadır. Bu menisküsler uçları aracılığıyla tibial platonun kondiller arasında bulunan bölgesindeki eklem yüzeylerine tutunurlar. Menisküsler transvers ligament ile birbirlerine bağlanırlar. Proprioseptif reseptörleri de bulunan menisküsleri, medial ve lateral genikulat arterlerin superior ve inferior dalları besler (16,23).

Dış kenarları kalın fakat merkeze doğru sert bir şekilde incelen menisküsler femur kondillerinin tibial plato ile eklem yapan yüzlerinin fleksiyon sırasında femur ile tibia arasındaki kombinasyonu sağlarlar (13,23). Beslenme, sinovyal sıvı hareketi, stabilite, şok absorpsiyonu, yük taşıma, eklem kayganlığı, eklem yüzeylerinin temas alanının genişletilmesi menisküslerin görevleri arasındadır (11).

Medial Menisküs

Lateral menisküse oranla daha kalın ve C şeklinde olan medial menisküsün ön boynuzu tibianın interkondiler çıkıntısının önüne ve anterior krusiat ligamante; daha kalın olan arka boynuzu ise interkondiler tümseğın arkasına ve posterior krusiat ligamante yapışır. Medial menisküs lateral menisküse oranla eklem kapsülü ve medial kollateral ligamante tutunması ve tibia ile daha sıkı bir ilişki içinde bulunması sebebiyle daha az hareketlidir ve daha çok yaralanır (11,13,16).

Lateral Menisküs

Medial menisküsten daha geniş ve daha dairesel yapıda olan lateral menisküs önde anterior krusiat ligamentin posterolateralindeki interkondiler alana; arkada ise posterior interkondiler alana yapışır. Lateral menisküsün arka dış kısmında bulunan olukta m.popliteusun tendonu bulunur. Eklem kapsülüyle olan ilişkisi eklem içinde seyreden popliteus tendonu sebebiyle kesintiye uğradığından ve lateral kollateral ligament ile bağlantı göstermediğinden lateral menisküs daha çok hareketlidir ve daha az yaralanır. Lateral menisküsün arka ucundan femurun medial kondilinin dış yüzüne uzanan iki lif demeti bulunur. Posterior krusiat ligament arkasında seyreden lif demeti posterior meniskofemoral ligament (wrisberg ligamenti); posterior krusiat ligamentin önünde seyreden diğer lif demeti ise anterior meniskofemoral ligament (humpry ligamenti) olarak adlandırılır. Lateral menisküsün arka ucuyla ilişkili olan bu ligamentler, popliteus kasının kirişiyile birlikte lateral menisküsün arka ucunun hareketinin kontrolünden sorumludur (13,24,25).

2.1.5. Bursalar

Kesecik şeklinde bulunan, küçük sıvı ihtiva eden kasın veya tendonun kemiksel yüzeylerde kaynamasına imkan veren yapılar bursalardır. Diz eklemının çevresinden çok kalın ve kuvvetli tendonların geçmesi ve çarpmalara karşı savunmasız olması sebebiyle bunlar arasına yerleşmiş çok sayıda bursa bulunur (13,24). Bunlar (13);

İç tarafta bulunan bursalar

Bursa subtendinea musculi gastrocnemii medialis

Bursa anserina

Bursa muscoli semimembranosi

Dış tarafta bulunan bursalar

Bursa subtendinea muscoli gastrocnemii lateralis

Bursa subtendinea muscoli bicipitis femoris inferior

Recessus subpopliteus

Ön tarafta bulunan bursalar

Bursa subcutanea prepatellaris

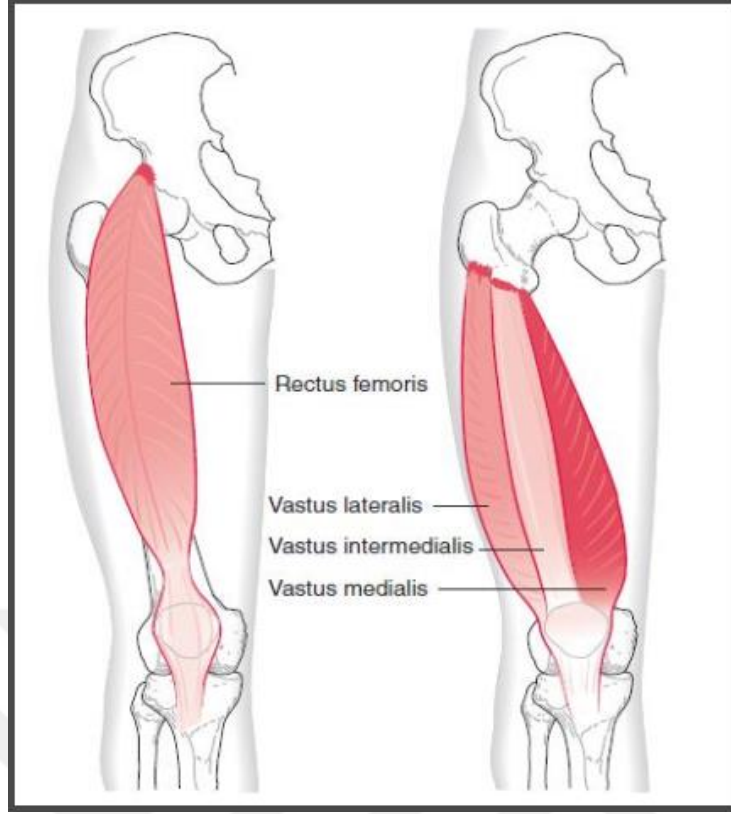
Bursa subcutanea infrapatellaris

Bursa infrapatellaris profunda

Bursa suprapatellaris

2.1.6. Kaslar

Uyluğun Anteriorundaki Kaslar



Şekil 2: Quadriceps kas grubu (26)

M.Quadriceps Femoris: İnsan vücudundaki en güçlü ve en büyük kas olan quadriceps femoris, rectus femoris, vastus lateralis, vastus intermedius ve vastus medialis olmak üzere dört parçadan oluşarak lateral ve medial retinakulum olarak devam eder. Bu retinakulumlar patellaya bağlanarak her iki taraftan ona yön verirler ve tibiaya uzanırlar. Patellanın superioruna ise m.quadriceps tendonu yapışır (14,25).

M.Rectus Femoris: Spina iliaca anterior inferiora ve acetabulumun üst tarafına yapışır. Aşağıya doğru inerken diğer başlarla birleşerek patellada sonlanır (27).

M.Vastus İntermedius: Linea intertrochantericanın altından ve femurun ön-dış yüzünden başlayarak diğer başlarla birleşir ve patellada sonlanır (27).

M.Vastus Medialis: Quadriceps femorisin iç kısmında seyreden bu kas proksimal ucu ile trochanter minörün alt kısmına; linea asperanın labium medialisine tutunarak başlar; distalde ise diğer başlarla birleşerek patellada sonlanır (27). Vastus medialis iki parçaya ayrılır; femurun longitudinal aksıyla 15°'lik bir açı yaptığından dolayı vastus medialis longusun patellanın pozisyonu üzerinde etkisi yoktur. Vastus medialis obliquum parçası ise yapışma yönü sebebiyle patellofemoral eklemin en önemli medial stabilizatörüdür (28).

M.Vastus Lateralis: Linea intertrochantericanın orta kısmına trochanter majorun tabanının dış kısmına, linea asperanın labium lateralisinin yukarı kısmından başlayarak diğer başlarla birleşir ve patellada sonlanır (27). Vastus lateralis kası da iki parçadan oluşur. Quadriceps tendonunun medialine yapışan vastus lateralis longusu proksimal dokular; vastus lateralis obliquumu ise posterolateral dokular oluşturur. Bu yerleşim yerleri göz önünde bulundurulduğunda oblik parçaların birbirine zıt hareket ettiği ve patellar instabilite üzerinde etkili oldukları göze çarpmaktadır (28).

Uyluğun Posteriorundaki Kaslar

M.Hamstring: Biceps femoris, semitendinosus ve semimembranosus kaslarından oluşur.

M.Biceps Femoris: Caput longum ve caput breve olmak üzere iki başı bulunan bu kas uyluğun dış yan tarafında yer almaktadır. Caput breve üst ucu ile linea asperanın labium lateralisinden başlarken; caput longum tuber ischiadicumdan başlar ve aşağıda caput breve ile birleşir. İki baş da uyluğun alt-dış yan tarafına doğru uzanarak fibula başına tutunur (27).

M.Semitendinosus: Biceps femorisin iç yan tarafında yer alır. Tuber ischiadicum üstündeki alanın alt iç kısmından biceps femoris kasının caput longumu ile başlar. Tibia medial kondilinin etrafında kavis çizerek m.gracilis ve m.sartorius tendonlarının hemen arkasında tibianın iç yüzüne tutunarak sonlanır. Bacağa fleksiyon ve uyluğa ekstansiyon yaptırırken; semimembranosus ile birlikte çalıştığında uyluğa ve bacağa iç rotasyon yaptırır (16).

M.Semimembranosus: Semitendinosusun derininde yer alır. Tuber ischiadicumda üst dış taraftaki alan ile aşağıda tibianın medial kondilinin iç ve arka yüzündeki oluk ve buna komşu yapılara tutunur. Diz eklemi etrafındaki fasya ve ligamentlere tutunarak sonlanır. Bacağa fleksiyon, uyluğa ekstansiyon yaptırır (16).

M.Gastrocnemius: İki başı vardır. Caput laterale femurun lateral kondilinden başlar ve femurun medial kondilinden başlayan caput mediale ile birleşerek calcaneusta sonlanır. Diz eklemine fleksiyon, ayak bileği eklemine ise plantar fleksiyon yaptırır (27).

M.Sartorius: Spina iliaca anterior superior ile corpus tibiae'nin proksimalinin medial yüzü arasında uzanarak pes anserinus'ta sonlanır. Kalçaya fleksiyon, abduksiyon ve dış rotasyon; dize ise fleksiyon yaptırır (16).

M.Gracilis: Pubisten başlar pes anserinus'ta sonlanır. İki eklemlilik bir kas olan gracilis kalçaya fleksiyon; dize fleksiyon ve iç rotasyon yaptırır (24).

M.Popliteus: Femurun lateral kondilinden başlayarak tibiae'nin arka yüzünde sonlanır. Ayakta dik duruş pozisyonunda uyluğa dış rotasyon yaptırır (16).

Uyluğun Lateralindeki Kaslar

M.Tensor Fascia Latae: Spina iliaca anterior superior'dan başlayarak trochanter majorun altında genişleşir ve fascia latae'nin yapısına katılarak sonlanır. Sallanma fazındaki bacağı öne getirir ve abduksiyon yaptırır (24).

2.2. Dizin Nörovasküler Anatomisi Ve Kanlanması

Diz eklemine beslenmesinde popliteal arterin superior, inferior ve orta geniküler dallarının yanı sıra az da olsa femoral arterin inen geniküler dalının, lateral sirkumfleks femoral arterin inen dalının, sirkumfleks fibuler arterin, ön ve arka tibial rekürren arterleri görev alır. Femoral arteri adduktor kanaldan çıktıktan sonra popliteal arter adını alır. Popliteal arterin ön yüzünde yağ dokusu, eklem kapsülü ve popliteus kasının fasyası; arka yüzünde yukarıda semimembranosus kası; aşağıda ise gastrocnemius ve plantaris kasları bulunur. Ayrıca yine arka yüzeyi popliteal ven ile komşudur ve venin de yüzeyinde tibial sinir uzanır. Superior, middle ve inferior geniküler dalları eklem beslenmesinden esas olarak sorumludur ve bunun yanında hamstringlere, adductor magnus, gastrocnemius, soleus ve plantaris kaslarının dallar verir. Diz eklemine innervasyonunda obturator, femoral, tibial ve fibularis communis sinirinden gelen dallar görev alır (29,30).

Esmer ve ark. (2011) diz eklemi innervasyonunu şu şekilde tarif etmişlerdir; "Obturator sinirden ayrılan geniküler dal sinirin arka kökünün terminal dalıdır. Femoral sinirin vastus medialis kasını innerve eden terminal dalları buradan diz eklemine

geçerek eklem innervasyonunda da görev alır. Tibial ve fibular sinirlerin eklem dalları ise geniküler arterlerle beraber seyrederek eklem innervasyonunu sağlarlar.” (31).

3. DİZ EKLEMİNİN BİYOMEKANİĞİ

Yük taşıma ve günlük aktiviteleri yerine getirme, diz eklemının en temel fonksiyonlarıdır. Ginglymus tipi diğer eklemlerden farklı olarak diz ekleminde femoral kondiller özel biçimleri nedeniyle transvers eksen sabit olmadığından ekstansiyonda öne ve yukarı, fleksiyonda ise aşağıya ve arkaya doğru yön değiştirir. Aynı zamanda son 30° ekstansiyonda ayak yerde stabil pozisyondayken, femurda bir miktar iç rotasyon görülürken, fleksiyon başlangıcında dış rotasyon görülür. Femurun stabil, bacağın hareketli olduğu durumlarda ise ekstansiyonun son derecelerinde bacak dış rotasyon, fleksiyonun ilk derecelerinde iç rotasyon yapar (32).

Diz eklemının koronal planda abduksiyon ve adduksiyon; transvers planda ve dış rotasyon hareketlerini yaptığı görülür. Yürümenin salınım fazında 70°, basma fazında 20° fleksiyon, her yürüme siklusunda 10° abduksiyon ve adduksiyon, 10°-15° iç ve dış rotasyon görülür (33).

Diz eklemının aktif fleksiyon açısı 140°, pasif 160°; kalça ekstansiyon pozisyonunda olduğunda diz fleksiyon açısı 120°, fleksiyon pozisyonundayken 140°;

ayak sabit iken kalça fleksiyon pozisyonunda 160°'dir. Ekstansiyon açısı ise 5°-10°'dir (30). Normal yürüme paterni için 0°-75°; koşma için 0°-90° aralığında fleksiyon açısı yeterlidir. Merdiven çıkmak için 83°, merdiven inmek için 90°, sandalyeden kalkabilmek için ise 93° fleksiyon açısı gereklidir (32).

Diz eklemi 30° fleksiyon pozisyonundayken abduksiyon ve adduksiyon açısı maksimal değere ulaşır, tam ekstansiyon pozisyonunda ise abduksiyon ve adduksiyon görülmez (34).

Ligamentler engel olduğundan dolayı diz eklemine rotasyonu fleksiyon ve ekstansiyona oranla çok limitlidir. Çünkü diz eklemine rotasyonu sırasında femoral kondiller menisküsler ile birlikte hareket eder. Sonuç olarak genelde tibia ve menisküsler arasında rotasyon açığa çıkar (32).

Fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin kinematiği dört bar sistemi ile açıklanır. Bunlar; anterior ve posterior krusiat ligamentlerin nötral lifleri ile bu ligamentlerin femoral ve tibial insersiyolarını birleştiren çizgilerdir. Bu bar sistemi ve femur ile tibianın eklem yüzeylerinin şekli sebebiyle diz eklemine ekstansiyondan fleksiyona gelmesi sırasında tibianın femur üzerindeki hareketine rotasyonla birlikte kayma hareketi de eşlik eder. Bu hareket kombinasyonuna femoral roll-back denir. Oluşan bu hareketin primer sorumlusu anterior krusiat ligamenttir. 90° fleksiyon oluşana kadar femorotibial temas noktası 14 mm geriye kayar. Bu ligament sistemi sayesinde femurun tibianın posterioruna düşmesi engellenir (35).

Diz eklemi hareketleri fonksiyonel olarak üç fazdan meydana gelir;

1. Vida Yuvası Fazı: Dizin ekstansiyonda olduğu pozisyondan 15° fleksiyonuna kadar olan fazdır. Bu sırada kişi ayakta ise femurda dış rotasyon; ayak serbest ise tibiada iç rotasyon oluşur. Bu hareket, femoral kondillerin şekli ve popliteus tendonunun kasılması sebebiyle açığa çıkar.

2. Yuvarlanma Fazı: Femoral kondiller tibial platolarda 15°-60° fleksiyon açısında yuvarlanır.

3. Menteşe Fazı: 60°'nin üzerindeki fleksiyon açılarında femoral kondillerin tibial platolar üzerinde geriye doğru kaydığı fazdır. Bunun sebebi ise posterior krusiat ligamenttir. Femurun bu hareketi sırasında her iki menisküs de geriye kaydığı halde

eklem kapsülüyle ilişkisinin zayıf olması ve popliteus tendonundan lifler alması sebebiyle lateral menisküste daha fazla kayma meydana gelir (36).

Diz eklemine stabilitesi medial, lateral, anterior ve posterior olmak üzere dört yönde incelenebilir. Medial kollateral ligament, medial menisküs, eklem kapsülü ve çapraz ligamentler medial stabiliteden; lateral kollateral ligament, lateral menisküs, eklem kapsülü, iliotibial bant ve krusiat ligamentler lateral stabiliteden; anterior krusiat ligament ve kısmen eklem kapsülü anterior stabiliteden; posterior krusiat ligament ve kısmen eklem kapsülü ise posterior stabiliteden sorumludur (34).

3.1. Tibiofemoral Eklem Biyomekaniği

Femur kondillerinin çevresi tibial kondillerin ön ve arka çapından daha uzun olduğundan fleksiyon sırasında femur kondillerinde ancak eklem yüzeyleri eşit olduğunda gerçekleşebilecek olan saf yuvarlanma hareketi görülmez. Femur sadece yuvarlanma hareketi yaparsa 45° fleksiyon açısında tibial platonun dışına çıkar; sadece kayma hareketi yaptığında ise 130° fleksiyon açısında femur medullası tibial platonun arka kenarına çarpacağı için fleksiyon hareket açısı 130°'nin üzerine çıkamaz. Bu iki hareketin bir arada gerçekleşmesi ile farklı fleksiyon açılarında eklem dar hacmine rağmen geniş hareket açalarına ulaşılır (37). Yuvarlanma hareketi fleksiyonun ilk derecelerinde; kayma hareketi ise son derecelerinde görülür (femoral roll-back). Bu hareketin ortaya çıkmasında diz ligamentlerinin önemli bir etkisi vardır. Güncel bulgular dizin fleksiyonu esnasında femurun üç hareketi olduğunu göstermektedir. Tibia üzerinde yuvarlanma, dış rotasyon ve abduksiyon hareketleri birlikte gerçekleşmekte ve fleksiyon femurun translasyonu ile sonlanmaktadır. Diz eklemi fleksiyondan ekstansiyona gelirken ise öne yuvarlanma, iç rotasyon ve femur adduksiyonu görülür (38).

Yürüme sırasında basma fazında yer reaksiyon kuvveti ve salınım fazında bacağın kendi yükü olmak üzere tibiofemoral eklem iki yük biner. Yürümenin fazına göre değişmekle birlikte normal yürüme sırasında diz eklemine vücut ağırlığının 2-5 katı; koşma sırasında ise 24 katına kadar yük binebilir. Yürüme sırasında dize gelen yükler 1300-3500 newton arasındadır. Dize etki eden kas kuvvetinin büyüklüğü ve yükün yön ve büyüklüğü eklem reaksiyon kuvvetini oluşturur. Bu kuvvet, eklem temas noktalarının eklem yüzeylerine dik olduğu durumlarda krusiat ve kollateral ligamentlerde bir gerilme oluşturmadan dengeli sağlar. Dik olmadığı durumlarda ise

ekleme mekanik destek sağlayan ligamentlere gereğinden fazla yük binmesine sebep olur (39,40).

3.2. Patellofemoral Eklem Biyomekaniği

Patellofemoral eklem dizin ekstansiyon mekanizmasında m.quadricepsin kuvvet kolunu büyüterek ve kas kuvvetinin yönünü değiştirerek dizin stabilitesinde rol oynayan parçalardan biridir. Patella quadriceps tendonu içindeki sesamoid bir kemiktir ve görevi quadriceps kasının oluşturduğu kuvveti dizin rotasyon merkezinden uzak tutmak suretiyle ekstansör kuvvet kolunu uzatarak döndürme etkisinde mekanik avantaj sağlamak ve bu kuvvetin yönünü patellar tendon aracılığıyla değiştirmektir. Patella tam fleksiyondan tam ekstansiyona gelirken proksimal-distal yönde yaklaşık 7 cm yol kat eder. n-arka planda ise bu yer değiştirme 19 mm kadardır. Fleksiyonla birlikte tibiadaki i rotasyonla patella yaklaşık 7 mm mediale kayar. 11° kadar iç rotasyon yapar; yaklaşık 8° frontal planda dönme olur; son 20° ekstansiyonda dışa doğru kayar. Diz eklemine patellofemoral stabilite eklem yüzeylerinin şekli ve yumuşak dokunun denge içerisinde olması ile gerçekleşir (41,42,43).

Patellaya quadricepsin çekme kuvveti, patellar tendonun çekme kuvveti ve patellofemoral yüzeydeki baskılayıcı kuvvetler etki etmektedir. Yürüme esnasında vücut ağırlığının 1/3'; merdiven çıkarken 2,5 katı; inerken ise 3,5 katı kadar kuvvet patellofemoral ekleme etki eder. Fleksiyon açısının artması bu baskılayıcı kuvvetleri de arttırdığı gibi 60°-90°lik fleksiyon açısında maksimal değere ulaşırken; ekstansiyonda ise minimaldir (39,40).

3.3. Diz Eklemine Patomekaniği

Femurla ilgili kinezyolojik araştırmalarda baş ve boyun arasında bulunan inklinasyon ve torsiyon açısı incelenir.

İnklinasyon açısı gelişim sırasında femurun abduksiyon ve adduksiyon hareketlerinden etkilendiği gibi kemik hastalıklarından da etkilenir. Bazı patolojik faktörlerin de etkisiyle artmasına coxa valga; azalmasına ise coxa vara adı verilir. Abduktör kas paralizisinde coxa valga adduktor kas paralizisinde ise coxa vara görülebilir. Yaklaşık değeri 125° olmakla beraber doğumda 130° ya da üstünde olduğu; yetişkinlerde ise 120°ye kadar azaldığı bilinmektedir (44,45,46,47,48).

Torsiyon açısı ise femur boyun aksı ile referans noktası kabul edilen transkondiler plan arasındaki açıdır. Aynı zamanda sagittal düzleme göre asetabulumun sapma açısı olarak da tanımlanır. Asetabulumun torsiyon açısı femoral kondillerin alt hizasından yere paralel olarak geçen doğru ile femur boynu longitudinal eksenin meydana getirdiği açıdır (49).

Femur boynu aksı benzer şekilde transkondiler plana göre öne doğru açı yapıyorsa anteversiyon; arkaya doğru ise retroversiyon olarak adlandırılır. Anteversiyon açısının erişkinlerde 8°-15° arasında olması beklenir (50,51).

Tibia ve femur arasındaki uyum, statik ve dinamik yapılara ek olarak kemiklerin ve kasların birbirlerine göre dizilimleri ve açıları ile sağlanır (52,53).

Genu varum, genu valgum, genu rekurvatum ve tibial torsiyon diz eklemi patomekaniği sonucu karşımıza çıkan deformitelerdir.

Genu Varum: Ayakların adduksiyon; tibianın ise iç rotasyonda olduğu durumdur. Genelde genu rekurvatum da eşlik eder. Ekstremiteler arasında uzunluk farkı olduğu durumlarda kompensatuar olarak görülebilir. Statik genu varumda lateral kollateral ligamentin gevşemesi genu valgumdaki medial kollateral ligamentin gevşemesine eşit değildir. Lateral stabilite yoktur ve ekstremitenin ağırlık taşıma eksenini içe kayar. Lateraldeki yapılarda gerilim stresi görülür.

Genu Valgum: Medial kollateral ligamentin gevşemesi ya da kemiksel yapıda deformite gelişmesi sonucu ortaya çıkar. Bazen de ekstremiteler arasında uzunluk farkı olmasından dolayı kompensatuar genu valgum oluşur ve ekstremitenin ağırlık taşıma eksenini dış yöne doğru kayar.

Genu Rekurvatum: Dizin hiperekstansiyonunun 5°'ye kadar artması durumudur. Genu varum veya genu valguma eşlik edebilir. Ligamentlerin laksitesine, bazen asimetric epifizyal büyümeye; en çok da ekin deformitesine bağlı olarak ortaya çıkabilir. Hamstring zayıflığı ve quadriceps femorisin paralizisi yer çekimi hattını eklem ekseninin önüne düşürerek eklemi hiperekstansiyona zorlar.

Tibial Torsiyon: Genu valgum, genu varum ve genu rekurvatum deformiteleriyle birlikte görülür. Tibiada dış rotasyonun tamamlanmadığı durumlarda ortaya çıkar. Yeni doğanda tibia 2° dış rotasyonda iken 1 yaşına kadar 10° dış rotasyona ulaşır. 2 ve 3

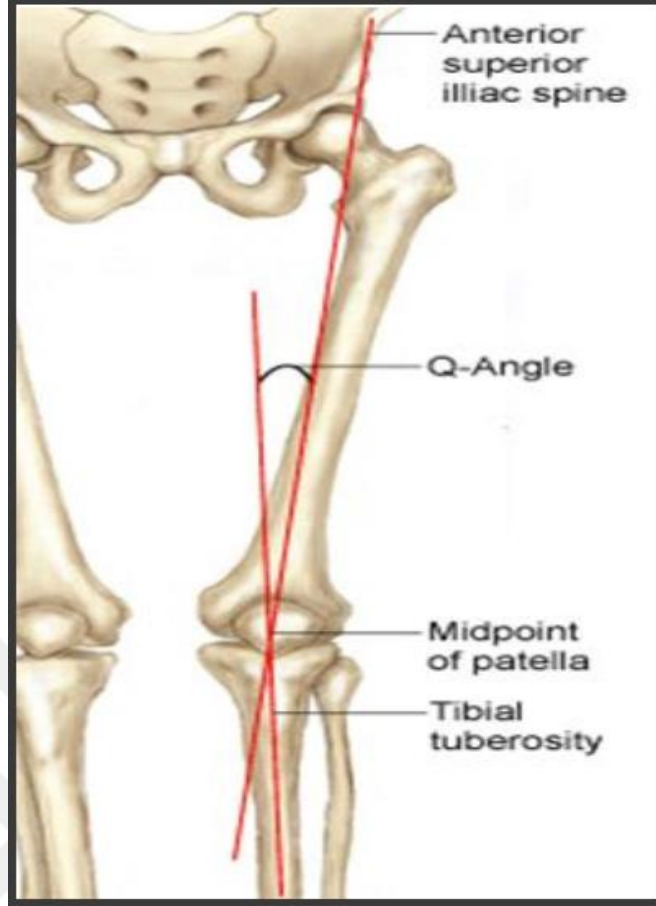
yaşına kadar torsiyon aynı kalırken; 3,5-4 yaşları arasında tekrar artış göstererek 20°'ye ulaşır (54).

Femurun uzun eksenini ile tibia arasındaki açıya Q açısı denir. Bu açı arttığında gravite hattı eklem merkezinin lateralinden geçerek genu valguma; azaldığında ise gravite hattı eklem merkezinin medialinden geçerek genu varuma sebep olur (55).



4. Q AÇISI

Patella quadricepsin dört başından gelen kuvvetleri ortada toplayarak patellar tendon aracılığı ile sürtünmesiz bir biçimde tibiaya iletir (42). İlk kez Brattström tarafından tanımlanan Q açısı, quadriceps çekim mekanizmasının mediale veya laterale eğilimini gösterir (56). Brattström tarafından ilk yapılan tanımlama patellanın apexi ve patellar ligament arasında oluşan hat ile m.quadriceps tendonlarının yönü arasında oluşan açı şeklindedir (57). Günümüzde ise SIAS'tan patellanın orta noktasına çekilen bir çizgi ile patellanın orta noktasından tuberositas tibianın orta noktasına çekilen çizgilerin meydana getirdiği açı olarak tanımlanmaktadır (58). Bu açı alt ekstremitenin kemik yapısı ile ilişkili olduğu kadar yumuşak dokuların durumu ile de ilişkili olan bir parametredir (59). Pelvis, femur ve tibia gibi kemik yapılara göre m.quadricepsin genel durumunu anlayabilmek için klinikte kullanılan yöntemlerdendir (60).



Şekil 3: Q Açısı (61)

Erkeklerde maksimum 12° , kadınlarda ise 15° olması beklenen bu açı 20° 'nin üzerine çıktığında patolojik kabul edilir. Diz ekstansiyonda iken quadriceps kasıldığında oluşan gerilme kuvveti SIAS ve tibiayı aynı doğrultuya getirmek isteyeceğinden patella laterale doğru kayacaktır. Bu Q açısının büyüklüğüyle orantılı bir durumdur. Dizin fleksiyona gelmesiyle birlikte tibia iç rotasyona geleceğinden ve patellofemoral temas başlayacağından Q açısı azalacak ancak sıfırlanamayacağı ya da medial tarafa geçemeyeceği için patellar tendonda oluşan gerilme kuvvetinin yine lateral yönde bir bileşeni olacaktır. 30° 'lik diz fleksiyonunda Q açısının maksimum değeri yaklaşık 12° olurken, 90° fleksiyonda 10° 'nin altına iner. Ancak artan fleksiyon açılarında sulcusa yerleşen patella sulcusun derinliği sebebiyle stabil kalır. Kemik uyumunun yeterli olmadığı durumlarda (troklea displazisi gibi) stabilizasyon sadece yumuşak dokular tarafından sağlanmaya çalışılacağından ilerleyen zamanlarda subluksasyon gelişecektir (62).

Literatürde Q açısının normal değer aralığı konusunda ortak bir görüş bulunmamakla birlikte Amerikan Ortopedi Birliği 10°'yi normal; 15°-20° aralığını ise patolojik kabul eder. Horton ve ark. (1989) genel popülasyon için $13,5^{\circ} \pm 4,5^{\circ}$; erkekler için $11,2^{\circ} \pm 3^{\circ}$; bayanlar için ise $15,8^{\circ} \pm 4,5^{\circ}$ arasındaki değerleri normal olarak kabul etmiştir (5). Hvid ve Anderson (1982) ise bunun artmış femoral anteversiyon açısından kaynaklı olduğunu düşünmektedir (63). Literatürdeki konu hakkındaki verileri istatistiksel analizle birleştiren Schulthies ve ark. (1995) 10°-14° aralığını erkekler için; 14,5°-17° aralığını ise kadınlar için normal kabul eder (64). Q açısı diz eklemi ile ilgili birçok hastalığın tespit edilmesinde, diz eklemi mekanizmasının açıklanmasında, tedaviden sonra diz eklemi normal dizilimde olup olmadığının tespit edilmesinde kullanılan önemli bir parametredir. Spor yaralanmaları ve yapısal faktörler arasındaki ilişkinin tanımlanması ve spor yaralanmalarına yatkınlığın bir ön göstergesi olarak da kullanılır (2).

Kadınlarda Q açısı erkeklere göre daha yüksektir ve bunun sebebi pelvisin erkeklere oranla daha geniş olması ve buna bağlı olarak SIAS'ın daha lateralde yer almasıdır. Fakat Horton ve ark. (1989)'nın yaptıkları çalışmada Q açısı ve pelvis genişliği arasında bir ilişki bulunsa da bu ölçümlerin cinsiyet ile anlamlı bir ilişkisi bulunmamıştır (5). Rekürent patellar subluksasyon, patella alta, femoral sulkus displazisi; vastus medialis displazisi, patellofemoral ağrı sendromu ve kondromalazia patella gibi patolojik durumlarda Q açısı 21,05°'ye kadar artış gösterebilir. Femoral anteversiyon, genu valgum, tibial torsiyon ve tibial tüberkülün laterale yer değiştirmesi gibi femur ve tibia'nın rotasyonel dizilim bozuklukları da Q açısının artmasına sebep olur. Ayrıca laksitesi olan sağlıklı kişilerde, laksitesi olmayanlara oranla Q açısının artış gösterdiği görülmüştür (60,65). Patella merkezinin lateral yönde 1 mm yer değiştirmesi Q açısında 1,1°; 5 mm yer değiştirmesi ise 5,18°'lik artışa sebep olur (66). Bunun yanında m.hamstring ve m.gastrocnemius gerginliği de patellanın yer değiştirmesine sebep olacağından dinamik Q açısının artmasına yol açar (67). Ancak bu durum Q açısının azaldığı durumlarda patellanın medial yönde yer değiştirdiğini göstermez (68). Sağlıklı bireylerle yapılan bir diğer çalışmada ise alt ekstremité dizilim karakteristiği ile Q açısı arasındaki ilişki incelenmiş, tibiofemoral açı ve artmış femoral anteversiyon arasında bir ilişki bulunmuş olmasının yanında diğer alt ekstremité dizilim karakteristikleri ile Q açısı arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (69).

Q açısının değişiminde yaş, spor dalı, spor yapma süresi, haftada yapılan antrenman sayısı, alt ekstremite uzunluğu gibi faktörlerin yanında dominant olarak kullanılan alt ve üst ekstremitelerin de etkili olduğunu savunan çalışmalar mevcuttur (2,7).

Q açısını değerlendirmek için kullanılan birçok yöntem mevcuttur. Klinikte kullanılan Q açısının testler arası güvenilirliğinin 0,20-0,75 ve test içi güvenilirliğinin ise 0,22-0,75 olması zayıf bir güvenirlige sahip olduğunu göstermiştir. Bunun sebebi ise henüz üzerinde anlaşılan bir protokol olmamasıdır (70). Fotoğraflama tekniği, radyolojik görüntüleme ve bilgisayarlı sistemlerin de kullanımı önerildiği halde, bu yöntemlerin üzerinde yeterince araştırma yapılması gerektiği düşünölmektedir. Gonyometrik ölçüm pratik ve düşük maliyetli olması sebebiyle klinikte daha çok kullanılır (1,7). Bu ölçümün yapılmasında manuel standart gonyometre kullanılır. Gonyometrenin merkezi patellanın orta noktasında, sabit kolu tibial tüberkülü, hareketli kolu ise SIAS'ı takip edecek şekilde; kişi ayakta veya sırtüstü pozisyonda quadriceps kası gevşemiş durumda iken ölçüm yapılır. Ayakta yapılan ölçümde her iki ayağa eşit yük verilmiş olması ve dizlerin ekstansiyonda olması önemlidir (21,71).

5. POSTÜR ve DENGE

5.1. Postürün Tanımı

Vücut bölümlerinin birbirleri ve vücut yerçekimi hattı ile ilişkisini tanımlayan pozisyonların tümüne postür denir. Vücudun sabit ve hareketsiz olduğu pozisyon statik duruş; birbiri ardı sıra gelen hareket paternlerinin birleşimi ise dinamik duruş olarak adlandırılır. Statik veya dinamik duruş sırasında yerçekimi hattı ve yerçekimi merkezi arasındaki ilişki ile dengenin sağlanması mümkün olmaktadır.

Burada dengenin sağlanması için gerekli olan ilkeler:

1. Destek alanının geniş olması
2. Vücut yerçekimi merkezinin destek alanına yakın olması

3. Vücut yerçekimi hattının, yerçekimi merkezinden veya ona yakın geçmesi
4. Vücut yerçekimi hattının destek alanının içine düşmesidir.

Vücuda etki eden kuvvetlerin tümünün birbirini dengelediği nokta olarak düşünülen vücut yerçekimi merkezi ayakta dik duruşta, sacral ikinci vertebranın (S₂) 2-2,5 cm. önüne isabet etmektedir. Bu nokta vücudun aldığı pozisyonlara göre yer değiştirmektedir (72).

Postüre Etki Eden Faktörler

Düzgün duruş postüral kontrolü sağlayan sistemlere ek olarak kas-iskelet sisteminin özelliklerinden de etkilenir. Bunlar;

- Güçlü ve esnek kas yapısı
- Esnek ligamentler
- Güçlü bir eklem kontrolünün olmasıdır.

Postürü korumak ve postural değişimlere cevap verebilmek için;

- Kasların yeterli kuvvet ve dayanıklılıkta olması
- Kas, ligament, eklem kapsülü ve çevre konnektif dokunun yeterli esneklikte olması
- Güçlü eklem kontrolünün bulunması gerekmektedir (72).

5.2. Postural Kontrol

Postür eklemler tarafından bir arada tutulan vücut segmentlerinin merkezi sinir sistemi ile kontrol edilmesinin ürünüdür (73). İnsan vücudunun stabilize edilmesi için bir kontrol sistemine ihtiyacı vardır ve bu kontrolün sağlanması yerçekimi merkezinin destek yüzeyleri sınırları içerisinde tutulmasıyla mümkündür.

Postural Kontrol Sistemleri

Günlük yaşamda ya da sportif aktiviteler sırasında kullanılan düzgün ve amacına uygun vücut postürü farklı sistemler tarafından sağlanmaktadır. Bunlar;

Vizüel Sistem

Gözlerle beraber görsel reseptörleri, bağlantılar yoluyla beyin oksipital bölgesine yansıyan optik sinirleri, okülomotor sistemin kaslarını ve sinirlerini içerir. Görsel reseptörler ışık, cisim ve engellerin ayırt edilmesini sağlayan ışık paternlerindeki değişiklikleri algılar. Görme duyusu sayesinde çevrenin göreceli hareketi algılanır. Böylece görme duyusu dengenin devam etmesini sağlayarak çevreye uyumu sağlar. Retinaya düşen en küçük kayma bile görme merkezine iletilir. Vestibüler sistem için en önemli ve güçlü veri girdisi görme ile sağlanır (74).

Proprioseptif Sistem

Kas iskelet sistemine ait proprioseptif duyu kas, ligament, tendon ve eklem kapsülü içindeki reseptörlerden alınan bilgilerin tamamı merkezi sinir sistemi yoluyla tekrar kasa geri gönderilmektedir. Bu sayede kaslardaki kasılma esneme ve ekleme uygulanan gerilim miktarı ile vücudun genel pozisyonu hakkındaki bilgiler aktarılmaktadır. Dolayısıyla dengenin korunması ve devam ettirilmesine yardımcı olan eklem kontrolü ve kinestetik his gelişmektedir. Bu görevlerden sorumlu en önemli proprioseptörler kas içiği ile golgi tendon organıdır (72).

Vestibular Sistem

Kulak içindeki yarım daire kanalları (semi sirkuler kanallar) ile orta beyinde yer alan vestibular çekirdekler ve ara yolların oluşturduğu bu sistem, vücudun dengesini refleks olarak sağlamaktadır. Birbirine doksan derecelik dik açı yaparak yerleşmiş olan yarım daire kanalları, kanalların içinde sürekli hareket halinde olan bir sıvı ve kristal parçacıkları bulunur. Bu kristallerin hareketleri vücudun hareketleriyle aynı yönde olmaktadır. Bu kanallar anatomik pozisyonda vücudun kardinal referans düzlemleri ile uyumlu bir yerleşim göstermektedirler. Hareketler anında vücudun aldığı pozisyona göre başın yerleştirilmesiyle bu uyum korunmaya çalışılmaktadır. Dolayısıyla vücudun aldığı duruşa göre baş pozisyonlanarak, statik denge korunmaya çalışılırken, kanallar içindeki sıvı ve kristallerin akış yönleri, vücut hareketlerine uyum yapacak şekilde değişerek dinamik durumda da denge sağlanmaktadır. Bu duruma, kayıkta otururken veya ayakta dururken dalgaların yönünde vücudun salınım yapmasıyla dengenin daha rahat sağlanması örnek olarak verilebilir (72).

Serebellum

Otomatikleşmiş hareketlerden sorumlu ekstrapiramidal yolların ve çekirdeklerin bir kısmı dengeyi de kontrol etmektedir. Göz kapalı iken aktif olan bu yollar ve serebellum primer denge organıdır (72). Serebellumun temel fonksiyonu kaslar arasındaki koordinasyonu sağlamaktır. Serebellum ve serebellumla ilgili bağlantıların tahrip edilmesiyle kas kasılma mekanizmasında bir düzensizlik meydana gelir ve postür ve hareket hiçbir zaman koordinasyon içerisinde olamaz. Serebellum istemli veya istemsiz bütün kas hareketlerinde otomatik olarak devreye girer (32).

Retiküler Formasyon

Beyin sapında bulunan geniş nöron toplulukları retiküler formasyon olarak adlandırılır. Beyni aktif durumda tutarak dikkat ve davranış açısından uyanık olmayı sağlamak, kas tonusu ve segmental refleksleri düzenlemek, solunum ve dolaşım gibi bazı otonomik fonksiyonları koordine etmek, ağrı duyusunun algılanmasını düzenlemek gibi temel fonksiyonları olan retiküler formasyon spinotalamik yolların kollateralinden, spinoretiküler traktuslardan, vestibüler çekirdeklerden, serebellumdan, bazal ganglionlardan, serebral korteksin hem duyu hem motor alanlarından, hipotalamus ve çevresindeki assosiasyon alanlarından gelen uyarıları alarak dengenin korunmasında bir ağ oluşturur (75).

5.3. Postür Değerlendirme Yöntemleri

Postür değerlendirmesi için kullanılan farklı yöntemler mevcuttur (76).

Izgara Metodu İle Postür Analizi

Hipertrofi Ölçümleriyle Postür Analizi

Bilgisayar Destekli Postür Analizi

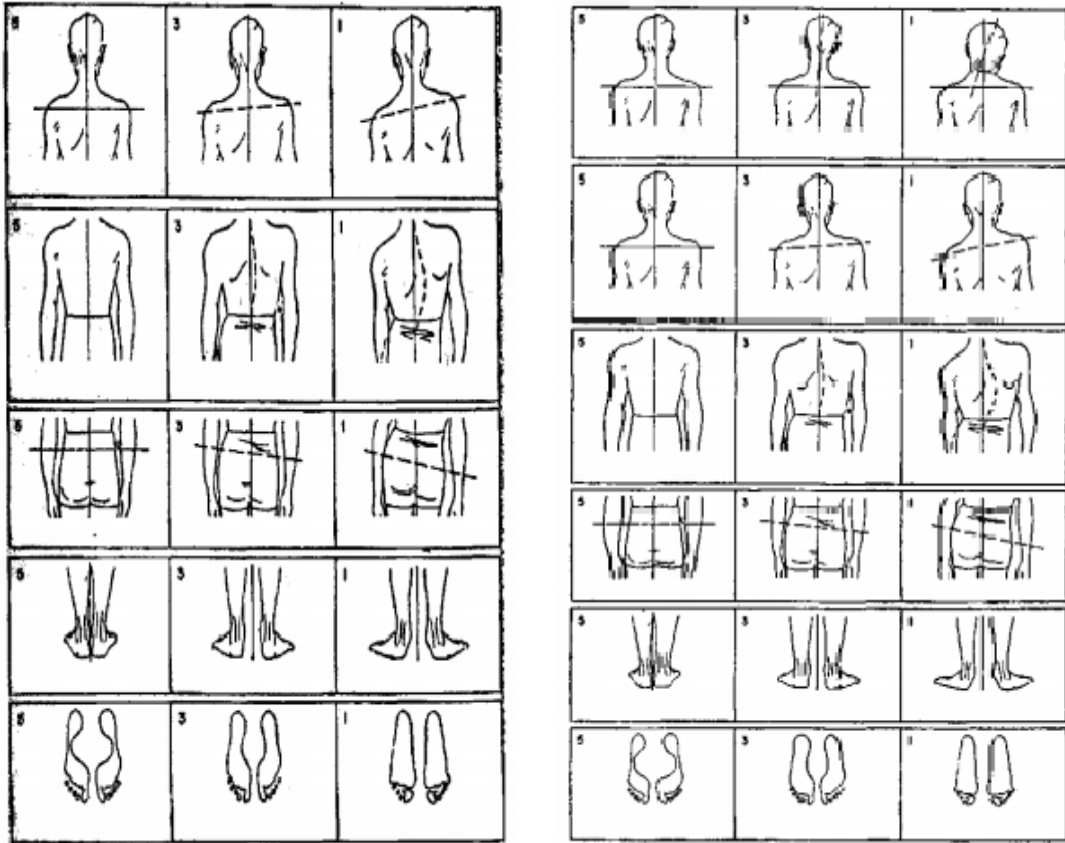
Radyografik Test İle Postür Analizi

Simetrigraf İle Postür Analizi

OWAS Metodu İle Postür Analizi

Postür Analiz Testleri

Postür analiz testleri arasında New York Postür Analizi oldukça sık kullanılır. Bu testte aşağıdaki tablodaki duruş pozisyonlarına göre, 13 farklı bölümde oluşabilecek postural değişiklikler gözlemlenerek toplam bir puan elde edilir. Elde edilen puana göre bu bölgelerdeki deformiteler tespit edilmeye çalışılır (77,78).



Şekil 5: New York Postür Analizi (78)

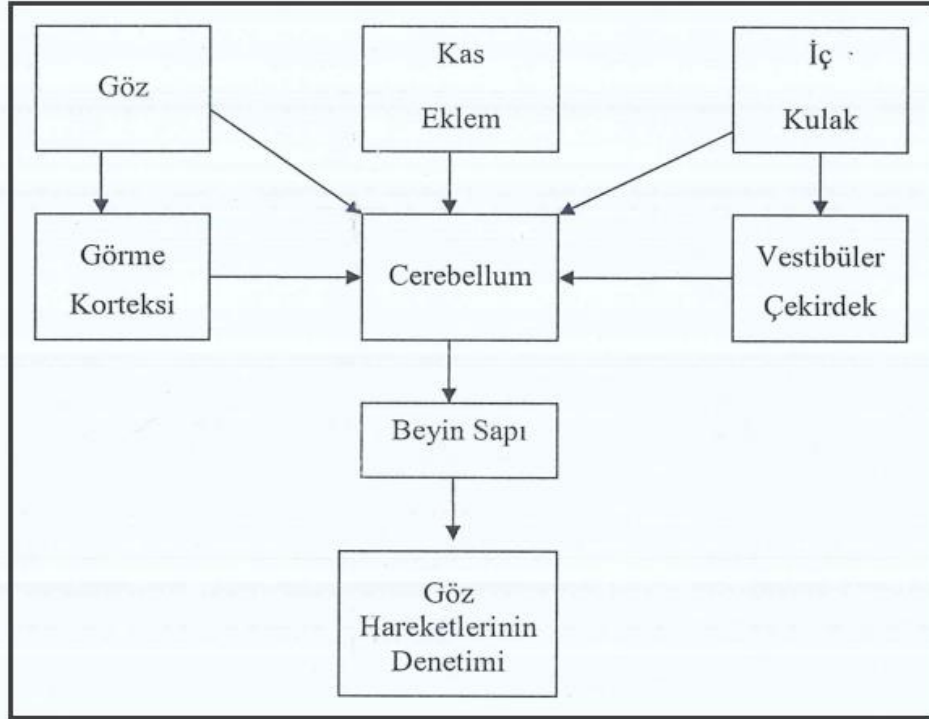
5.4. Denge

Dinamik ya da statik durumdayken destek temeline uyarak vücut kütle merkezini kontrol edebildiğimiz sürece denge adı verilir. Bunun yanında varolan pozisyonu koruyabilme, istemli olarak hareket edebilme ve endişe durumunda karşı reaksiyon gösterebilme yetisi olarak da tanımlanır (79).

Denge yeteneği koordinasyon içerisinde değerlendirilir. Koordinasyon ise merkezi sinir sistemi ile kas-iskelet sisteminin uyumlu biçimde çalışmasıdır. Okul öncesi dönemde (3-6/7) yaş arası artış gösterir; gençlik döneminde (kızlarda 17-18, erkeklerde 18-19) zirveye yükselir; ilerleyen yaşlarda ise azalır (80).

Denge kontrolü duyuşal girdilerin bütünüleşmesine ek olarak esnek hareket şekillerinin planlanması ve uygulanması gibi farklı parametreleri içeren kompleks bir motor yetenektir (81).

Denge yeteneği postural yanıtlar, görsel, vestibuler, propriyoseptif ve birçok eklemin koordine edilmiş spesifik motor çıktıısı gibi birkaç sensör yapının kompleks etkileşimini gerektirmektedir (82).



Şekil 4: Dengenin Nöral Mekanizması (83)

Denge ile ilgili temel iki refleks bulunmaktadır.

1. Vestibülo-Oküler Refleks (VOR): Baş hareket ederken net olarak görmeyi sağlayan göz hareketlerini oluşturur.
2. Vestibülo-Spinal Refleks (VSR): Baş ve gövdeyi stabilize etmenin yanında düşmenin önlenmesi ve postural stabilitenin sağlanması için kompensatuar vücut hareketlerinin oluşmasını sağlar (84).

Ayakta durma dengesinin önemli parametrelerinden biri de postural stablilitedir. Postural kontrol ayakta durma ve yürüme gibi aktivitelerin bağımsız şekilde gerçekleştirilmesini sağlar. Gözlerin kapalı olması, zeminin hareketli ya da yumuşak

olması, proprioseptif inputlarda yanılıya sebep olduğundan postural stabilitenin bozulmasına yol açar (77).

Denge Stratejileri

Soleus, medial gastrocnemius ve tibialis anterior kasları postural kontrolün sağlanmasında oldukça önemlidir (85). Bu kontrol dışarıdan gelen bir uyarı ile bozulduğunda vücut ağırlık merkezinin tekrar denge yüzeyleri sınırları içerisine gelebilmesi için üç strateji mevcuttur.

Ayak Bileği Stratejisi: En fazla kullanılan stratejidir. Ayak bileği vücudun rotasyonel hareketleriyle sabit kalırken vücut ağırlık merkezinin yer değiştirmesidir. Ayak bileği çevresi kaslarının kontraksiyonu ile eklem çevresinde bir dönme momenti oluşması sonucu ortaya çıkar. Aynı zamanda kalça ve alt gövde kaslarının kontraksiyonları ile ayak bileği kas gruplarının proksimalde yer alan kaslar üzerine yaptıkları olumsuz etki kompanse edilir. Tibialis anteriorun kontraksiyonu anterior yönde hareketler açığa çıkarırken gastrocnemiusun kontraksiyonu ise posterior yönde oluşan postural hareketleri aktive eder (86,87).

Kalça Stratejisi: Ayak bileği stratejisinin karşılayabileceği büyüklüğün üzerindeki ağırlık merkezinin yer değişikliklerinde kalça stratejisi devreye girerek ayak bileği rotasyonuna karşılık gelecek biçimde kalça merkezli bir hareketin oluşmasıdır. Kalça fleksiyon ve ekstansiyonu ile ağırlık merkezi destek yüzeyi sınırlarında tutulmaya çalışılırken dizin bu sıradaki pozisyonu ise diz, ayak bileği ve kalça eklemlerindeki kas gruplarının koordineli olarak aktivitesiyle sağlanır. Böylece antigravite kasları ile destek yüzeyinin küçük, salınımların büyük ve mediolateral yönde olduğu durumlarda kalça stratejisi kullanılarak denge sağlanmış olur (8,86,88,89,90).

Adımlama Stratejisi: Yer değiştirme yeterince büyükse ve vücut gravite merkezi stabilite limitlerini aşıyorsa düşmeyi önlemek için kullanılan stratejide ileriye ve geriye doğru adımlama yapılarak postural kontrol sağlanır (86,91).

Dengeyi Etkileyen Patolojiler

Santral Sinir Sistemi Patolojileri

Görme Bozuklukları

Motor Nöron Hastalıkları

Yük Taşıyan Eklemlerdeki Kas Dengesizliği

Aşırı Artmış ya da Azalmış Kas Tonusu

Bozulmuş Hareket Paterni

Artmış Vücut Salınımı

Baş Dönmesi

Düşme Atakları (92).

5.5. Denge Çeşitleri

Statik Denge

Stabil olan bir destek yüzeyinin üzerinde dışarıdan uygulanan hiçbir kuvvete gerek duyulmadan vücut postürünün ya da segmentlerinin mevcut pozisyonunu koruyabilmesi için otomatik olarak ortaya çıkan dengedir (93). Biyomekanik açıdan bakıldığında ise vücuda etki eden kuvvetler ve momentler toplamının 0 olduğu durumlarda vücut statik denge halindedir (94).

Statik dengenin korunması aşağıdaki fizik kurallarının yerine getirilmesi ile mümkündür. Bunlar;

- a) Cismin ağırlık merkezinin yere (destek alanına) yakın olması.
- b) Cismin destek yüzeyinin geniş olması.
- c) Cismin gravite hattının ağırlık merkezinden geçmesi ya da ağırlık merkezine mümkün olduğunca yakın seyretmesi.
- d) Cismin gravite hattının destek alanının içine düşmesi (72).

Statik denge gerektiren durumlarda dengenin sürdürülmesinde en önemli rol kalça stratejisine aittir. Fakat bu yalnızca kalça eklemi kaslarının aktive olduğu anlamına gelmez. Çünkü diz ve ayak bileği kaslarının koordinasyon içerisinde çalışmasıyla bacağın ekstansiyon pozisyonunu koruması mümkündür (90).

Dinamik Denge

Sabit durumdan hareketli duruma geçerken objeye etki eden dış kuvvetler objenin dengesini bozma çabası içerisinde. Kuvvetin objeye ait gravite hattına dikey veya herhangi bir açıyla uygulanması sonucu obje doğrusal (linear) ya da açısal (angular) bir biçimde yer değiştirmeye başlar (72). Vücut biyomekanik açıdan dinamik denge sırasında hareket halinde olduğu için bazı dış kuvvetlere ve momentlere maruz kalarak bir ivme yaratır (89).

5.6. Dengenin Değerlendirilmesi

Denge stratejilerinin destek ve duyu durumu değişimleriyle nasıl değiştiğini değerlendirebilmenin yanında kişinin dış pertübasyonlara verdiği cevap postural durumları önceden sezebilme, ağırlık merkezini istemli hareketlerde etkin olarak değiştirebilme yeteneği gibi denge kontrolünün farklı durumlar karşısındaki cevaplarını da değerlendirebilmek için denge değerlendirmesi yapılır. Değerlendirmenin amacı ve değerlendirilecek denge bozukluğunun tipine göre denge yaklaşımına karar verilir. Denge kontrolünde bir problem olup olmadığının tespiti eğer varsa bunun sebebine karar verebilmek için farklı tipte testler kullanılır (95). Günümüzde çok çeşitli denge değerlendirme yöntemleri ve modifikasyonları mevcuttur.

Statik Denge Değerlendirmesi

Hastalar ayakta dururken ana amacın bu pozisyonda durmaya devam etmek olduğu düşüncesiyle değerlendirme yapan testlerdir. Bu testlerin yapılması sırasında dengeyi bozabilmek için uygulayıcının tercihine bağlı olarak çeşitli manipülasyonlar uygulanabilir ya da uygulanmaz (96,97).

Statik Denge Testleri (98);

- Tek Ayak Üzerinde Durma Testi
- Stork Ayakta Durma Testi
- Bass Testi
- Flamingo Denge Testi
- Romberg Denge Testi

Johnson ve Nelson tarafından güvenilirlik katsayısı 0,87 olarak belirlenmiş olan flamingo denge testi statik denge değerlendirme yöntemleri içerisinde sık kullanılan yöntemlerden biridir (99).

Bu testte katılımcılar 50 cm. uzunluğunda, 4 cm. yüksekliğinde ve 3 cm. genişliğinde ahşap bir denge aletinin üzerine tek ayakları ile çıktıktan sonra; serbest kalan bacaklarını geri doğru bükerek, aynı tarafta bulunan elleriyle tutup flamingo gibi durarak dengelerini 60 sn boyunca korumaya çalışırlar. 60 sn boyunca diğer ekstremitenin yerle temas ettiği toplam sayı belirlenerek kaydedilir. İlk 30 saniyede 15'ten fazla düşme ya da yere temas olduğunda, sıfır puan verilir (100).

Dinamik Denge Değerlendirmesi

Dinamik denge testleri nöromusküler sistemin farklı reseptörlerden birçok veriyi alıp koordineli olarak uygun bir motor cevap oluşturabilme yeteneğini değerlendirir (94).

Dinamik denge testleri ;

- Johnson Modifiye Bass Testi
- Star Excursion and Balance Test
- Kalk ve Yürü Testi
- Pertürbasyon Testi
- Tandem Testi
- Yerinde Sayma Testi
- Berg Denge Testi
- Tinetti'nin Denge Testi

Dengenin değerlendirilmesinde zamanlı denge testleri postural stabilitedeki değişkenleri ölçen cihazlar ve kuvvet platformları gibi farklı yöntemler kullanılmaktadır (101).

Pro-Kin Denge Sistemi

Dengenin sağlanması, geliştirilmesi ve korunması amacıyla geliştirilmiş olan bu sistem gövde ve alt ekstremiteye yönelik tedavi ve değerlendirme yöntemi olarak rehabilitasyon alanında kullanılmaktadır. Dengeye ek olarak proprioseptif duyuya yönelik yapılan işlemlerde de visuel feedback sağlaması ve ilgili verileri elektronik ortamda raporlandırabilmesi sebebiyle günümüzde tercih edilen elektronik bir sistemdir. USB bluetooth bağlantılı, kolay, orta, zor olmak üzere üç farklı taban

üzerine yerleşmiş tilt platformu bulunan, pille çalışan bu sistem antero-posterior ve medio-lateral düzlemlerde denge stratejilerini hassas bir şekilde değerlendirmektedir.

İstenilen zorluk seviyesine uygun taban tilt platforma takılıp test süresi (10-30-60 sn) belirlendikten sonra platform üzerinde tek ayak, çift ayak veya oturma pozisyonunda duran kişinin vücut ağırlık merkezi bluetooth bağlantısı ile sistem tarafından ekranda mavi renkli artı (+) işareti ile gösterilmektedir. Kişi platform üzerindeyken minimal postural değişiklikler de dahil olmak üzere tüm eksenlerde gerçekleşen ayak-ayak bileği hareketleri elektriksel impulslar aracılığı ile bilgisayara aktarılmakta ve bu hareketler yazılım tarafından detaylandırılmaktadır. Ağırlık merkezini temsil eden mavi artı işareti kesintisiz kırmızı renkte bir hat çizerek postural değişikliklerin yörüngesel hattını ekranda görselleştirmektedir. Artı işareti yani kişinin vücut ağırlık merkezi kırmızı renkte referans çizgisinin dışına çıktığında sistem uyarı vermektedir. Bu sayede kişinin motivasyonunu sağlamakla birlikte daha az hata yapması konusunda kişiyi desteklemektedir (102).

Pro-Kin ile salınım derecesi, salınım alanı, ortalama hız, ortalama antero-posterior salınım, ortalama medio-lateral salınım olmak üzere beş farklı parametre değerlendirilir (103).

1. Çevre Uzunluğu (Perimeter Length): Egzersiz sırasında vücut ağırlık merkezinin derece (°) cinsinden kat ettiği mesafe.

2. Alan Boşluk Yüzdesi (Area gap percentage): Toplam salınım alanını referans dairesine göre yüzde değeri (%).

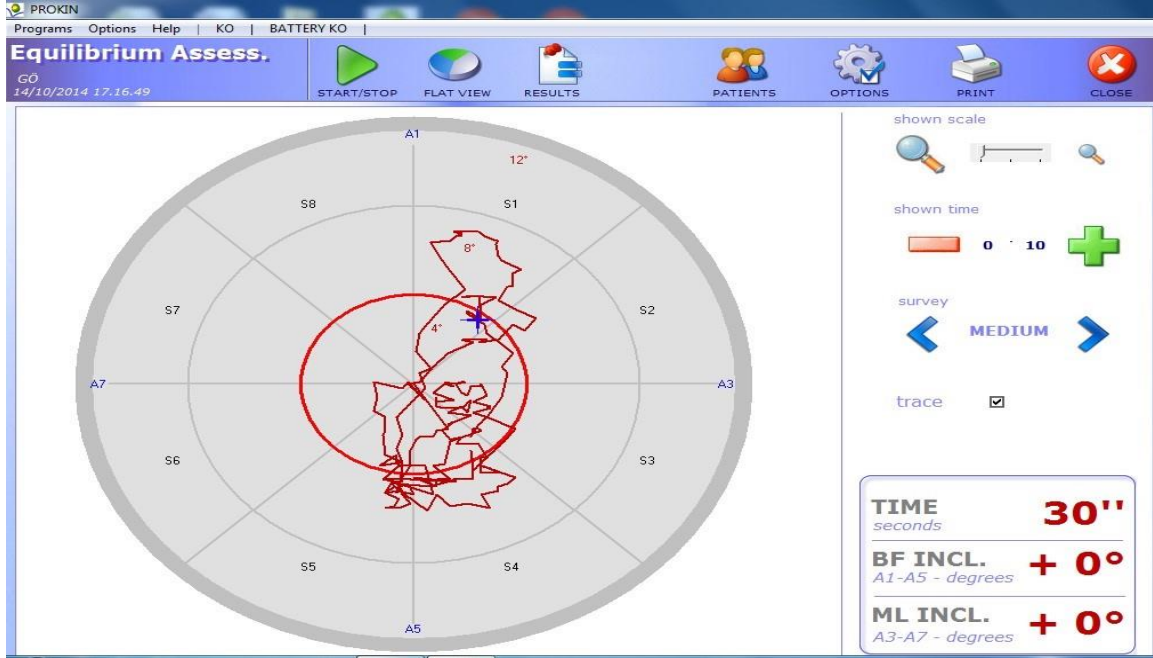
3. Ortalama Hız (Medium speed): Saniyedeki salınım derecelerini kapsayan ortalama hız değeri (°/sn).

4. Ortalama Antero-Posterior (A-P) Salınım (Medium equilibrium center-AP): AP yöndeki salınım derecesinin ortalama değeri (°).

5. Ortalama Medio-Lateral (M-L) Salınım (Medium equilibrium center-ML): ML yöndeki salınım derecesinin ortalama değeri (°).

Ekranda bir daire ve koordinat sistemi mevcuttur. Test uygulanırken fizyoterapist katılımcıya “Lütfen ekrandaki işareti mümkün olduğu kadar dairenin

merkezinde tutmaya çalışın.” şeklinde talimatlar verir. Sonuçlar pozitif veya negatif değerler olarak çıkabilir (104).



Şekil 6: Denge Testi Prosedürü

AP ölçümdeki sonucun pozitif değer olması katılımcının genellikle anteriora gittiğini, ML ölçümdeki sonucun pozitif değer olması ise katılımcının genellikle sağ ayağına doğru daha çok ağırlık aktardığını gösterir. Diğer taraftan, AP ölçümdeki sonucun negatif olması katılımcının genellikle posteriora kaydığını ve ML ölçümdeki sonucun negatif değer olması katılımcının sol ayağına doğru daha çok ağırlık aktardığını gösterir (104).

5.7. Denge ve Kas-İskelet Sistemi

Dengeye katkısı olan sistemlerden biri de kas-iskelet sistemidir. Hareketin uygulayıcısı olarak mekanik; içerisinde bulunan proprioseptifler yardımıyla da duyuşal olarak; proprioseptörlere ek olarak özellikle ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin kontrolünü sağlayan kas gruplarının fonksiyonu dengenin sağlanmasında oldukça önemlidir. Kas-iskelet sisteminin koordineli olarak çalışmasıyla postural kontrol

sağlanır. Sırt kasları, hamstring kasları, soleus kası ve supraspinal kaslar denge üzerinde etkili olan kas gruplarıdır (105).

Dengenin ve postural stabilitenin sağlanmasında kas-iskelet sisteminin fonksiyonel bütünlüğü, kas gücünün ve enduransının yeterli olması, ekstremitelerin simetrik ve anatomik bütünlük içerisinde olması, eklem fleksibilitesine ek olarak normal fizyolojik hareket açıklığı ve tonus etkili olur (106).

Denge için önem arz eden kas kuvvetinin ölçülmesinde izometrik, izotonik, izokinetik yöntemler, manuel kas testi, Oxford skalası ve dijital göstergeli cihazlar kullanılmaktadır.

Dijital göstergeli cihazlar arasında yer alan el dinamometrelerinin kullanımı kolay ve ucuz olmakla birlikte karşılaştırmalı çalışmaya da imkan vermektedir. Maksimal kuvvet miktarı ve maksimal kuvvete ulaşma süresi ile harcanan toplam süre hakkında da bilgi verir (107).

Make test ve break test, elektronik dinamometre için kullanılan iki ölçüm tekniğidir. Make testte, değerlendiren kişi denegin maksimum izometrik kontraksiyonuna karşı direnir, öte yandan break testte denek, değerlendiricinin uyguladığı gücün üstesinden gelir ve bu sürecin sonucunda denek merkez dışı kasılma gösterir. Bazı çalışmalarda normal deneklerin kas gücünün belirlenmesi için make test kullanılırken bazılarında ise break test kullanılır

Her ne kadar her iki yöntemin de avantajları ve dezavantajları bulunsa da, break test sonucu ölçülen kuvvet, make teste göre daha fazladır. Kalça ve diz gibi büyük kas gruplarının maksimum kuvvetlerinin ölçülmesi için break testin kullanılması gerçeğe daha yakın sonuçlar vermektedir. Ancak, güçlü kas gruplarına uygulanan break testlerinde, değerlendirici farkları ile alakalı güvenilir kanıtlar mevcut değildir. Farklı değerlendiriciler arasında, sonuçlar açısından farklılık bulunması sebebiyle ölçüm için güvenli bir yöntem olmayabilir.

Break testlerindeki değerlendirici farklılığını inceleyen kısıtlı sayıdaki çalışmalarda sırasıyla, destek uzvunun etki faktörü ve sabitlenmiş cihazın güvenilirliğine değinilmiştir. Dolayısıyla break test gibi klinik yöntemlerin kullanımında, farklı değerlendiriciler tarafından ölçülen kalça fleksörleri, ekstansörleri, abdükörleri ve diz fleksörleri/ekstansörleri gibi farklı kas gruplarında yapılan

ölçümlerin güvenilirliğinin incelenmesi çok önemlidir. Tüm bunlara rağmen elektronik dinamometreler müdahaleden sonra ilerlemenin tespit edilmesi için hayatidir (108).



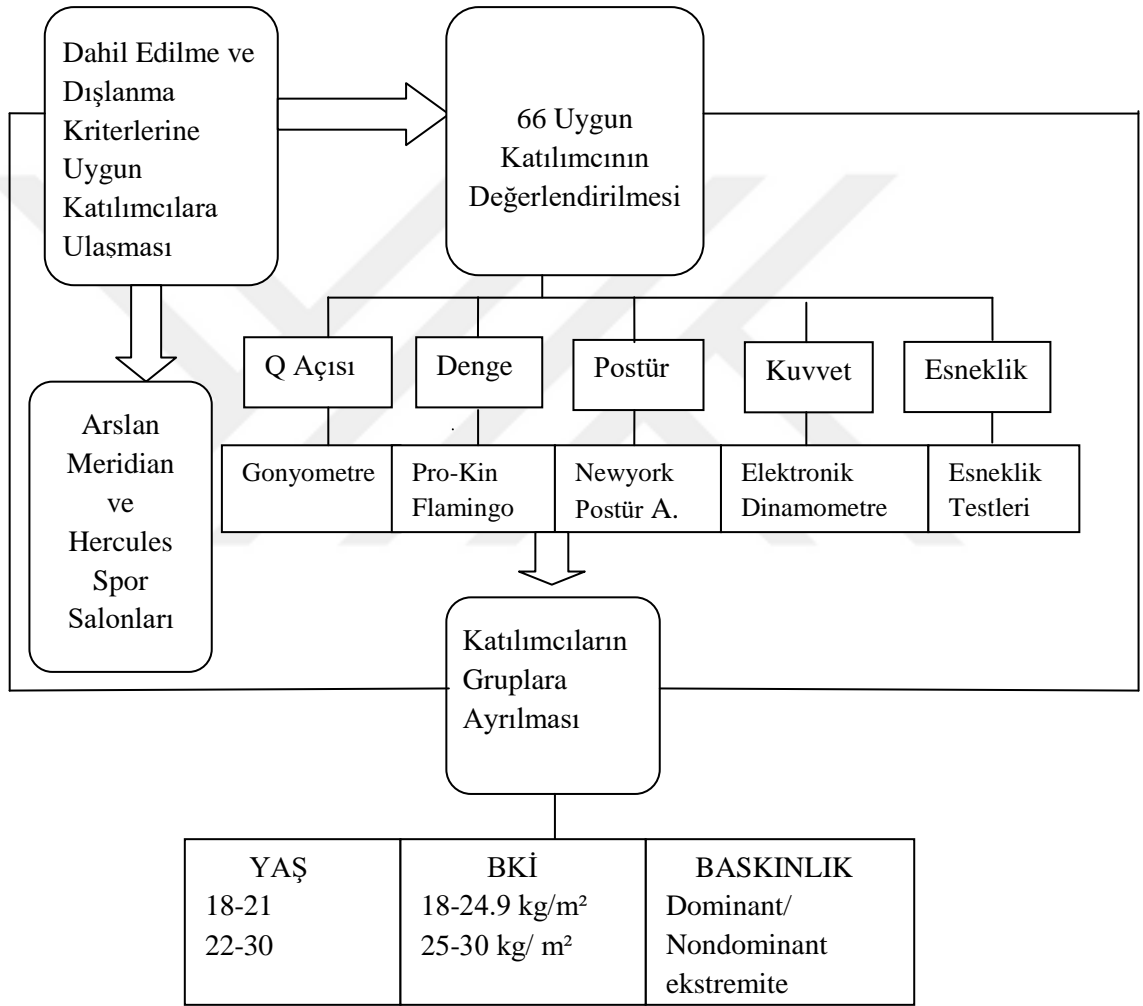
6. GEREÇ ve YÖNTEM

6.1. Bireyler

Çalışmaya etik kurul onayı alındıktan sonra İstanbul Meridian Spor Salonu, Arslan Spor Salonu ve Hercules Spor Salonunda düzenli olarak spor yapan 18-30 yaş

arası 66 gönüllü amatör erkek sporcu dahil edilmiştir. Katılımcıların öncelikle dahil edilme kriterlerine uygunluğu sorgulanarak, sadece bu şartları sağlayan bireyler değerlendirilmiştir. Tüm katılımcılar değerlendirme öncesinde, yapılacak çalışma ile ilgili ayrıntılı olarak bilgilendirilmiş olup; her birinden yazılı onam formu (EK 1) alınmıştır.

Çalışma, Yeditepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun 656 numaralı kararı ile 26 Ekim 2016 tarihinde (EK 2) onaylanmıştır.



Şekil 7: Akış Şeması

6.2. Çalışma Kriterleri

Çalışmaya dahil edilme kriterleri;

* Çalışmaya katılmayı kabul eden;

* 18-30 yaş arasında olan;

- * Sağ dominant olan;
- * Alt ekstremitayı ilgilendiren son 2 yılda geçirilmiş sakatlığı olmayan;
- * Alt ekstremitayı ilgilendiren cerrahi hikayesi olmayan;
- * Alt ekstremitayı ilgilendiren; gross deformitesi bulunmayan;
- * Alt ekstremitada herhangi bir aktiviteyi engelleyen ağrısı olmayan;
- * Kronik hastalığı olmayan;
- * En az son 6 aydır, haftada 3 gün 1'er saat ve üzerinde, amatör olarak fitness yapan bireyler olarak belirlendi.

6.3. Dışlanma Kriterleri

- * Çalışmaya katılmayı kabul etmeyen;
- * 18-30 yaş aralığında olmayan;
- * Sol dominant olan;
- * Alt ekstremitayı ilgilendiren son 2 yılda geçirilmiş sakatlığı olan;
- * Alt ekstremitayı ilgilendiren cerrahi hikayesi olan;
- * Alt ekstremitayı ilgilendiren gross deformitesi bulunan;
- * Alt ekstremitada herhangi bir aktiviteyi engelleyen ağrısı olan;
- * Kronik hastalığı olan;
- * En az son 6 aydır, haftada 3 gün 1'er saat ve üzerinde, amatör olarak fitness yapmayan bireyler çalışmaya dahil edilmedi.

TABLO 1. Katılımcıların Demografik ve Klinik Özellikleri

	X ± SS	Min - Mak	Med
Yaş	22,8 ± 3,7	18 - 30	22
Boy	178,7 ± 6,1	168 - 195	179
Ağırlık	75,5 ± 8,5	60 - 93	75

BKİ	23,7 ± 2,4	18,9 - 29,1	23,5
Sigara Kullanımı	0		
Kronik Hastalık	1		
Düzenli İlaç Kullanımı	2		
Sakatlık (2 yıldan eski)	11		
Cerrahi Operasyon(Alt eks.dışı)	12		
Düzenli Spor	66		
Harekete Engel Ağrı	0		

6.4. Değerlendirme

Çalışmamızda katılımcıların Q açısı ölçümü gonyometre ile; dinamik denge değerlendirmesi Pro-Kin sistem Technobody ile; statik denge değerlendirmesi flamingo testi ile; postür değerlendirmesi New York Postür Analizi ile; kas kuvvet değerlendirmesi ise elektronik dinamometre ile yapılmış olup ek olarak alt ekstremitte ve gövde kas gruplarının esneklik değerlendirmesi yapılmıştır. Bu ölçme değerlendirme yöntemleri ve araçları aşağıda açıklanmıştır.

6.5. Q açısı ölçümü

Çalışmada Q açısı ölçümü sırtüstü yatar pozisyonda ve ayakta her iki ekstremitteye eşit yük verilmiş halde ve ayaklar omuz genişliğinde açık pozisyonda iken yapıldı. Patella merkez alınarak SIAS'dan patellaya uzanan hat ile patelladan tuberositas tibiaya uzanan hat arasındaki açı değeri her iki alt ekstremitte için de standart bir gonyometre ile manuel olarak 3 kez ölçülerek elde edilen değerlerin ortalaması (EK 3) kaydedildi (71).



Resim 1: Q açısı ölçümü

6.6. Denge Değerlendirmesi

6.6.1. Dinamik denge değerlendirme

Denge değerlendirmesinin daha objektif olması için Pro-Kin sistem Technobody denge cihazı kullanıldı. Denge başlığı orta tip başlık olarak seçildi. Değerlendirme sessiz ve uygun bir şekilde ışıklandırılmış ortamda yapıldı. Katılımcılara test detaylı olarak anlatıldı. Pro-Kin sistem tilt platform ile bilgisayar arasında bluetooth bağlantı kuruldu. Referans aralığı belirlenerek test süresi 30 sn olarak ayarlandıktan sonra katılımcılar gözler açık şekilde sağ ayak üzerinde, sol ayak üzerinde ve çift ayak üzerinde denge platformuna alındı. Platform üzerinde dengede durmaları, cihazın bağlandığı bilgisayar ekranında görünen daire ve koordinat sistemi üzerindeki işareti mümkün olduğunca dairenin merkezinde tutmaları gerektiği söylendi. Teste başlamadan önce tüm katılımcıların 1-2 deneme yapmasına izin verildi. Test sırasında platform üzerinde denge kurmakta zorlanan bazı katılımcılar kısa süreli olarak ayağın yere ufak temaslarıyla destek alarak teste devam edebilecekleri hakkında bilgilendirildi. Sağ

ayak, sol ayak ve her iki ayak üzerinde denge değerlendirmesi yapılarak (EK 3) sonuçlar kaydedildi (102,103,109).



Resim 2-3-4: Dinamik denge (Pro-Kin Sistem) değerlendirmesi

6.6.2. Statik denge değerlendirmesi

Flamingo Denge Testi

Katılımcılardan 50 cm. uzunluğunda, 4 cm. yüksekliğinde ve 3 cm. genişliğinde ahşap bir denge aletinin üzerine önce sağ ve sonra sol ayakları ile çıktıktan sonra; serbest kalan bacaklarını geri doğru bükerek, aynı tarafta bulunan elleriyle tutup flamingo gibi durmaları ve serbest kalan kollarını dengelerini sağlayabilmek için kullanmaları istendi.

Katılımcılara kendilerini denge pozisyonuna getirmek için testi yapan kişinin kolundan destek alabileceği; kolu bıraktığı anda testin başlayacağı ve 1 dakika süreyle kendilerini denge pozisyonunda tutmaya çalışmaları gerektiği syendi. Katılımcılar

testi bir defa denedikten ve açıklamaları doğru anladıklarından emin olunduktan sonra test başlatıldı. Katılımcılar dengelerini her kaybettiklerinde süre durduruldu. Sonrasında süre kaldığı yerden başlatılarak 1 dakikanın tamamlanmasına kadar teste devam edildi. İlk 30 saniyede 15'ten fazla düşme ya da yere temas olduğunda, sıfır puan verildi. Sağ ve sol ayak üzerindeyken 1 dakika içinde dengenin bozulduğu toplam sayı (EK 3) kaydedildi (100).



Resim 5: Flamingo Denge Testi

6.6.3. Postür değerlendirmesi

New York Postür Analizi

Katılımcıların postürleri vücudun çeşitli bölümlerini 13 ayrı maddede değerlendiren 'New York Postür Analizi' ile değerlendirildi. Bu maddeler;

Gövdeyi değerlendiren;

A- Baş pozisyonu (posterior)

B- Omuz yüksekliği (posterior)

C- Omurga pozisyonu (posterior)

G- Baş pozisyonu (lateral)

H- Göğüs pozisyonu (lateral)

I- Omuz pozisyonu (lateral)

J- Üst sırt pozisyonu (lateral)

K- Gövde pozisyonu (lateral)

L- Karın pozisyonu (lateral)

M- Alt sırt pozisyonu (lateral)

Alt ekstremiteyi değerlendiren;

D- Kalça pozisyonu (posterior)

E- Ayak pozisyonu (posterior)

F- Ayak pozisyonu (lateral)

Buna göre eğer kişinin postürü düzgün ise beş (5), orta derecede bozulmuş ise üç (3), ciddi şekilde bozuk ise bir (1) puan verildi.

Test sonucunda alınan toplam puan maksimum 65; minimum 13 olarak değerlendirildi. Bu test için geliştirilmiş standart değerlendirme kriterlerine göre toplam

puan ≥ 45 ise “çok iyi”, 40-44 ise “iyi”, 30-39 ise “orta”, 20-29 ise “zayıf” ve ≤ 19 ise “kötü” olarak (EK 4) belirlendi (72).

6.6.4. Kas esneklik değerlendirmesi:

Çalışmada lomber ekstansör, abdominal, kalça fleksör, kalça abduktör, kalça adduktör, TFL, diz fleksör, diz ekstansör, ayak bileği dorsi fleksör, ayak bileği plantar fleksör kas gruplarının esnekliği (EK 5) değerlendirildi.

Lomber Ekstansör Kas Esneklik Değerlendirmesi:

Katılımcılar kollar ters T pozisyonunda, bacakları ekstansiyonda sırtüstü yatırıldı. Her iki kalçası ve dizleri fleksiyona getirilerek bacakları göğüslerine doğru itildi. Dizlerinin göğüslerine olan mesafeleri mezura ile ölçülerek cm cinsinden kaydedildi (110).

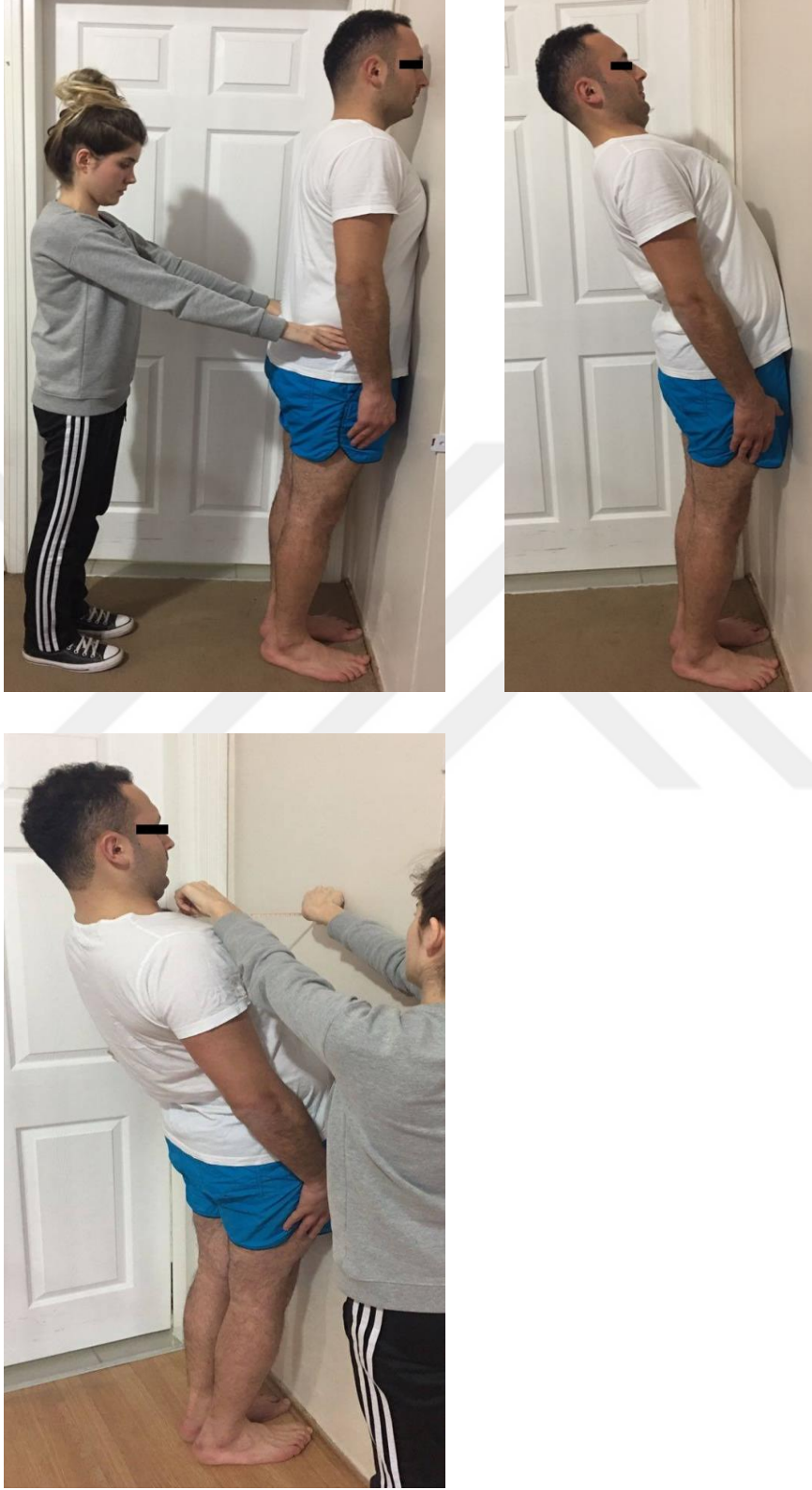


Resim 6: Lomber Ekstansör Esneklik Değerlendirmesi

Abdominal Kas Esneklik Değerlendirmesi:

Katılımcılardan yüzleri duvara dönük, pelvis ve gövde tamamen duvar ile temasta olacak şekilde ayakta durmaları istendi. Önce duvar ile sternal çentik arasındaki uzaklık ölçülerek başlangıç değeri alındı. Pelvis desteklenerek gövdelerini belden itibaren geriye doğru itmeleri istendi. Sternal çentik ile duvar arasındaki mesafe tekrar

ölçölüp, bu değerdan başlangıç değeri çıkartılarak, hareketin miktarı mezura ile ölçölerek cm cinsinden kaydedildi (110).



Resim 7-8-9: Abdominal Esneklik Değerlendirmesi

Kalça Fleksörleri Kısıklık-Esneklik Değerlendirmesi (Thomas Testi):

Katılımcılar sırtüstü pozisyonda dizler ekstansiyonda olacak şekilde yatırıldı. Test edilmeyen bacak fizyoterapist tarafından diz fleksiyonda göğüse doğru itildiğinde test edilen bacak yerle temasını sürdürüyorsa ve kalça ekstansiyondaysa “normal”, yerle temasını sürdürmüyorsa ve kalça ekstansiyon pozisyonunu koruyamıyorsa “kısa” olarak kaydedildi (110).



Resim 10: Kalça Fleksörleri Esneklik Değerlendirmesi

Kalça Abduktörleri Esneklik Değerlendirmesi:

Katılımcılar kalça ve dizleri ekstansiyonda olacak şekilde sırtüstü yatırılarak, test edilmeyen bacak abduksiyona alındı. Katılımcılardan diğer bacaklarını, abduksiyondaki bacağın yanına götürmeleri (hiperadduksiyon yapmaları) istendi. Lateral malleol-duvar arası mesafe mezura ile ölçülerek cm cinsinden kaydedildi (110).

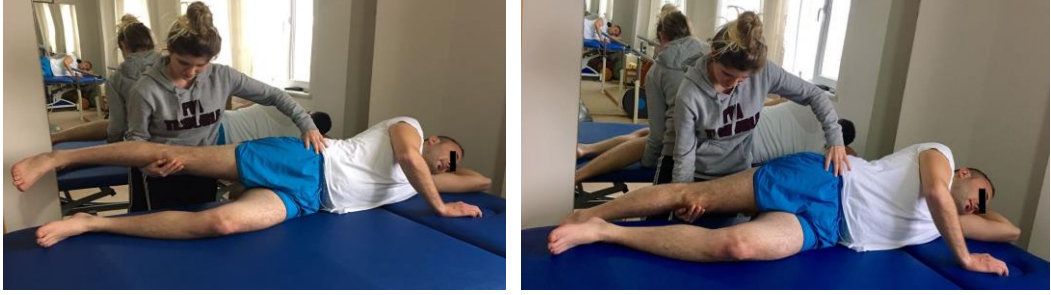


Resim 11-12-13: Kalça Abduktörleri Esneklik Değerlendirmesi

M.Tensor Fascia Latae (TFL) Esneklik Değerlendirmesi (Modifiye Ober Testi):

Katılımcılar test edilecek bacak üstte kalacak şekilde yatağın kenarına yan pozisyonda, altta kalan bacak hafif fleksiyonda olacak şekilde yatırıldı. Bir el, anterior pelvik tilte engel olmak için pelvisi stabilize ederken diğer el, test edilecek bacağın ağırlığını alacak şekilde pozisyonlandı ve bacak hiperekstansiyona çekilerek serbest

birakıldı. Serbest bırakılan bacağın yerçekimi etkisi ile yere düşüp düşmemesine göre esnekliğine karar verilerek “Normal” ya da “Normal değil” şeklinde kaydedildi (110).



Resim 14-15: M.Tensor Fascia Latae (TFL) Esneklik Değerlendirmesi

Kalça Adduktörleri Esneklik Değerlendirmesi:

Katılımcılardan, kalça eklemi mümkün olduğunca abduksiyon, fleksiyon ve dış rotasyonda; dizler fleksiyonda, ayak tabanları bitişik olacak şekilde oturmaları ve ayak bileklerini tutup, dirsekleri yardımıyla dizlerini yere doğru itmeleri istendi. Her iki dizin lateral kondili ile yer arasındaki uzaklık mezura ile ölçülerek cm cinsinden kaydedildi (110).



Resim 16-17: Kalça Adduktörleri Esneklik Değerlendirmesi

Diz Fleksörleri Esneklik Değerlendirmesi (Otur-Uzan Testi):

35 cm uzunluğunda, 45 cm genişliğinde, 32 cm yüksekliğinde; 55 cm uzunluğunda üst parçası olan ve bu parçanın ayakların destek aldığı bölümün 15 cm önüne kadar uzandığı kutunun üzerine 50 cm uzunluğunda bir cetvel tespit edildi. 15.

cm sıfır noktası olarak kabul edildi. Katılımcılardan düz bir zeminde, her iki diz ekstansiyonda olacak şekilde uzun otururken, ayaklar bu objeye dayanmış pozisyonda dizlerini bükmeden elleri ile öne doğru uzanmaları istendi. Bu pozisyonda el parmaklarının uzandığı nokta belirlenerek 15. cm'den önceki değerler negatif (-), 15. cm'den sonraki değerler ise pozitif (+) olarak cm cinsinden kaydedildi (100).



Resim 18-19: Diz Fleksörleri Esneklik Değerlendirmesi

Diz Ekstansörleri Esneklik Değerlendirmesi:

Katılımcılar yüz üstü pozisyonda yatırıldı. Gonyometrenin pivot noktası femurun lateral kondiline yerleştirilirken sabit kol femurun lateral orta çizgisine paralel tutuldu. Katılımcının test edilecek dizi fleksiyona getirildi. Fibula palpe edilerek, hareket esnasında hareketli kolun fibulayı takip etmesi sağlandı. Elde edilen açı değeri derece cinsinden kaydedildi (110).



Resim 20: Diz Ekstansörleri Esneklik Değerlendirmesi

Ayak Bileği Dorsi ve Plantar Fleksörleri Esneklik Değerlendirmesi:

Ayak bileğinin 0°lik başlangıç pozisyonu olarak 5. metatars ile fibula arasındaki 90°lik dik açı kabul edilmektedir. Katılımcılar sırtüstü pozisyonda yatırıldı. M.gastrocnemius iki eklem kat ettiği için ölçüm sırasında dizin altına ince bir yastık konularak bu kasın gevşetilmesi sağlandı. Gonyometrenin pivot noktası lateral malleole yerleştirildi. Sabit kol fibula lateral orta çizgisine paralel tutuldu. Katılımcılardan ayak bileklerini aktif olarak dorsi fleksiyona getirmeleri istendi. Hareket sırasında, hareketli kol 5. metatarsal kemiğin lateral orta çizgisini takip etti. Ölçüm yapılırken ayağın inversiyona ve eversiyona gitmemesine dikkat edildi. Aynı işlem ayak bileklerini plantar fleksiyona getirmeleri istenerek tekrarlandı. Açı değer derece cinsinden kaydedildi (110).



Resim 21-22-23: Ayak Bileği Dorsi ve Plantar Fleksörleri Esneklik Değerlendirmesi

6.6.5. Kas kuvveti değerlendirmesi:

Kas kuvveti ölçümü yapmak için break test kullanıldı. Katılımcılardan aktif olarak kasın fonksiyonu olan hareketi yapmaları ve bu sırada fizyoterapist tarafından uygulanan dirence rağmen ekstremitte pozisyonunu korumaları istendi. Pozisyonu koruyamadıkları noktada cihaz ekstremiteden ayrılarak görüntülenen değer kaydedildi. Uygulama yapılmadan önce break test katılımcılara anlatıldı ve uygulanış şekli gösterildi. Her kas için 3 ya da 5 saniye ara verilerek 3 ölçüm yapıldı ve elde edilen en yüksek değer kaydedildi. Başka bir kası değerlendirmeye geçmeden önce 1 dakika dinlenme arası (EK 6) verildi (108). Tüm katılımcıların kuvvet ölçümleri erkek bir fizyoterapist tarafından yapıldı.

Çalışmada, her iki alt ekstremitenin kas kuvvetini değerlendirmek için kalibrasyonu yapılmış J-Tech elektronik dinamometre kullanıldı. Kalça fleksör, kalça ekstansör, kalça adduktör, kalça abduktör, TFL, diz fleksör, diz ekstansör, gastrocnemius, tibialis anterior ve tibialis posterior kaslarının kuvvet ölçümleri (EK 7) yapıldı.

Sırt Ekstansör Kas Kuvvet Değerlendirmesi:

Katılımcılar yatakta yüz üstü pozisyonda yatırıldı. Vertebral kolon üzerinde torakal seviyeden direnç uygulanırken, eller baş arkasında birleştirilmiş pozisyonda kendilerini geriye doğru (hiperekstansiyon) yataktan kaldırmaya çalışmaları ve son noktada dirence karşı pozisyonlarını korumaları istendi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz vücut yüzeyinden ayrılarak görüntülenen değer poundmetre cinsinden kaydedildi (110).



Resim 24: Sırt Ekstansör Kas Kuvvet Değerlendirmesi

Abdominal Kas Kuvvet Değerlendirmesi:

Katılımcılar bacakları ekstansiyonda olacak şekilde sırtüstü pozisyonda yatırıldı. Bu pozisyonda eller ensede kenetliken ve sternumdan direnç verilirken katılımcılardan skapula alt açısına kadar gövdelerini kaldırmaları ve kalkabildikleri son noktada uygulanan dirence karşı pozisyonlarını korumaları istendi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz vücut yüzeyinden ayrılarak görüntülenen değer poundmetre cinsinden kaydedildi (110).



Resim 25: Abdominal Kas Kuvvet Değerlendirmesi

Kalça Fleksörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi:

Katılımcılar sırtüstü pozisyonda yatırıldı ve aktif olarak 45° kalça fleksiyonu yapmaları istendi. Direkt olarak patellanın üst sınırından verilen dirence karşı pozisyonlarını korumaları istendi. Ayağın yerle temasının kesilmemesine ve nötral pozisyonda kalmasına dikkat edildi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz ekstremiteden ayrılarak görüntülenen değer poundmetre cinsinden kaydedildi (111).



Resim 26: Kalça Fleksörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi

Kalça Ekstansörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi:

Katılımcılardan prone pozisyonda destek alarak ayakta dururken, aktif olarak diz ekstansiyonuyla birlikte 45° kalça ekstansiyonu yapmaları ve diz eklemine arka üst kısmından uygulanan dirence karşı pozisyonlarını korumaları istendi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz ekstremiteden ayrılarak görüntülenen değer poundmetre cinsinden kaydedildi (111).



Resim 27: Kalça Ekstansörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi

Kalça Abduktörleri (M.Gluteus Medius) Kas Kuvvet Değerlendirmesi:

Katılımcılar test edilecek bacakları üstte kalacak şekilde yan yatırıldı. Altta bacakları destek yüzeyini genişletmek için hafif fleksiyona alındı. Ekstremitede diz ekstansiyondayken 10-15° ekstansiyon ve hafif iç rotasyona alınarak aktif olarak 20° abduksiyon yapmaları ve dizlerinin üst yan kısmından uygulanan dirence karşı pozisyonlarını korumaları istendi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz ekstremiteden ayrılarak görüntülenen değer poundmetre cinsinden kaydedildi (110,111).



Resim 28: Kalça Abduktörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi

M.Tensor Fascia Latae Kuvvet Değerlendirmesi:

Katılımcılar test edilecek ekstremitte üstte kalacak şekilde yan yatırıldı. Alttaki bacakları destek yüzeyini genişletmek için hafif fleksiyona alındı. Test edilecek bacakları 45° fleksiyon ve iç rotasyona alınarak pelvis stabilize edildi. Katılımcılardan aktif olarak abduksiyon yapmaları ve diz ekleminin yan üst kısmından uygulanan dirence karşı pozisyonlarını korumaları istendi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz ekstremiteden ayrılarak görüntülenen değer poundmetre cinsinden kaydedildi (110).



Resim 29: M.Tensor Fascia Latae Kuvvet Değerlendirmesi

Kalça Adduktörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi:

Katılımcılar test edilecek ekstremitte altta kalacak şekilde yan yatırıldı. Üstteki bacakları 25° kadar abduksiyona getirilerek stabilize edildi. Katılımcılardan alttaki bacaklarını üstteki bacaklarına yaklaştırmaları ve dizin üst-iç kısmından uygulanan dirence karşı pozisyonları korumaları istendi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz ekstremiteden ayrılarak görüntülenen değer poundmetre cinsinden kaydedildi (110).



Resim 30: Kalça Adduktörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi

Diz Fleksörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi:

Katılımcılar dizleri ekstansiyondayken yüz üstü pozisyonda yatırıldı. Pelvis, hareket sırasında kalçalarının kalkmasına izin vermeyecek şekilde stabilize edildi. Katılımcılardan aktif olarak 90° diz fleksiyonu yapmaları ve ayak bileklerinin arka üst kısmından uygulanan dirence karşı pozisyonlarını korumaları istendi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz ekstremiteden ayrılarak görüntülenen değer poundmetre cinsinden kaydedildi (110).



Resim 31: Diz Fleksörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi

Diz Ekstansörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi:

Katılımcılar yatağın kenarında dizler fleksiyonda ve serbest olacak şekilde oturuldu. Diz ekleminin altına rulo yapılmış bir havlu yerleştirildi. Uyluk stabilize edilerek, katılımcılardan dizlerini aktif olarak 90° ekstansiyona getirmeleri ve ayak bileklerinin ön üst kısmından aşağıya doğru uygulanan dirence karşı pozisyonlarını korumaları istendi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz ekstremiteden ayrılarak görüntülenen değer poundmetre cinsinden kaydedildi (110).



Resim 32: Diz Ekstansörleri Kas Kuvvet Değerlendirmesi

M.Gastrocnemius Kuvvet Değerlendirmesi:

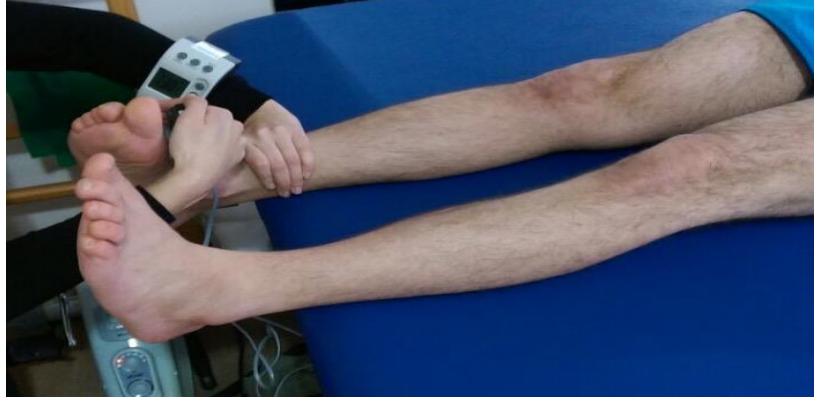
Katılımcılar sırtüstü pozisyonda, ayak yataktan topuktan itibaren sarkacak şekilde yatırıldı. Ayak 90° nötral pozisyona getirilerek, katılımcılardan aktif olarak plantar fleksiyon yapmaları ve son noktada ayağın plantar yüzünden uygulanan dirence karşı pozisyonlarını korumaları istendi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz ekstremiteden ayrılarak görüntülenen değer poundmetre cinsinden kaydedildi (110).



Resim 33: M.Gastrocnemius Kuvvet Değerlendirmesi

M.Tibialis Anterior Kuvvet Değerlendirmesi:

Katılımcılar sırtüstü pozisyonda, ayakları yataktan topuk kısmından itibaren sarkacak şekilde yatırıldı. Ayak 90° nötral pozisyona getirilerek katılımcılardan parmaklar (özellikle başparmak) gevşek tutularak ayaklarını inversiyon ve dorsi fleksiyona getirmeleri; ayağın iç ve dorsal yüzünden aşığı ve dışı doğru uygulanan dirence karşı pozisyonlarını korumaları istendi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz ekstremiteden ayrılarak görüntülenen değer poundmetre cinsinden kaydedildi (110).



Resim 34: M.Tibialis Anterior Kuvvet Değerlendirmesi

M.Tibialis Posterior Kuvvet Değerlendirmesi:

Katılımcılar sırtüstü pozisyonda, ayakları yataktan topuk kısmından itibaren sarkacak şekilde yatırıldı. Katılımcılardan plantar fleksiyon ve inversiyon yapmaları ve ayaklarının medial kısmından yukarı ve dış yönde uygulanan dirence karşı pozisyonlarını korumaları istendi. Maksimal dirence karşı pozisyonlarını koruyamadıklarında veya elektronik dinamometre maksimal kuvveti ölçtüğünde, cihaz ekstremiteden ayrılarak görüntülenen değer kaydedildi (110).



Resim 35: M.Tibialis Posterior Kuvvet Değerlendirmesi

6.7. İstatistiksel Analiz

Verilerin tanımlayıcı istatistiklerinde ortalama, standart sapma, medyan en düşük, en yüksek, frekans ve oran değerleri kullanılmıştır. Değişkenlerin Kolmogorov-Simironov testi ile parametrik-nonparametrik dağılım durumları incelendi ve nonparametrik dağılım gösterdikleri tespit edildiğinden nonparametrik analiz yöntemleri kullanıldı. Nicel verilerin homojen olmayan gruplar arasındaki anlamlılık düzeyine Mann-Whitney U ile; eşit dağılımlı gruplar arası anlamlılık düzeyine Wilcoxon ile; iki değişken arasındaki bağımlılığa da Spearman Korelasyon testi ile bakıldı. Katılımcıların Q açısı ortalama değerleri, (Genel - Yaş - BKİ'ye göre) yaş gruplarına göre kas esneklik değerlerinin karşılaştırılması, yaş gruplarına göre kas kuvvet değerlerinin karşılaştırılması, yaş gruplarına göre dinamik ve statik denge skorlarının karşılaştırılması, yaş gruplarına göre New York Postür Analizi skorlarının karşılaştırılması, BKİ gruplarına göre kas esneklik değerlerinin karşılaştırılması, BKİ gruplarına göre kas kuvvet değerlerinin karşılaştırılması, BKİ gruplarına göre dinamik ve statik denge skorlarının karşılaştırılması, BKİ gruplarına göre New York Postür Analizi skorlarının karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile; dominant/non-dominant ekstremiteye göre kas esneklik değerlerinin karşılaştırılması, dominant/non-dominant ekstremiteye göre kas kuvvet değerlerinin karşılaştırılması, dominant/non-dominant ekstremiteye göre dinamik ve statik denge skorlarının karşılaştırılması Wilcoxon testi ile; dinamik denge ve Q açısı-statik denge arasındaki ilişki, kas kuvveti ve Q açısı-statik denge arasındaki ilişki, kas esnekliği ve Q açısı-statik denge arasındaki ilişki, postür ve Q açısı-statik denge arasındaki ilişki, kas esnekliği ve dinamik denge arasındaki ilişki, kas kuvveti ve dinamik denge arasındaki ilişki, postür ve dinamik denge arasındaki ilişki Spearman Korelasyon testi ile incelenmiştir. Analizlerde SPSS 22.0 programı kullanılmıştır. $p < 0,05$ düzeyinde anlamlılık kabul edilmiştir.

7. BULGULAR

Çalışmaya 66 gönüllü amatör sporcu dahil edildi. Yaş gruplarına göre (18-21, 22-30) katılımcıların boy, sigara ve düzenli ilaç kullanımı, kronik hastalık, sakatlık, cerrahi operasyon, düzenli spor ve harekete engel ağrı oranları anlamlı ($p>0,05$) farklılık göstermezken; 22-30 yaş grubunda sporcuların ağırlıkları ve BKİ değerleri 18-21 yaş grubuna oranla anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p<0,05$).

Tablo 2. Katılımcıların Q Açısı Ortalama Değerleri

	X	±	SS	Med	z	p	
<i>Sağ Q Açısı (°) (n=66)</i>							
Ayakta Duruş	10,7	±	1,3	11	-0,088	0,900	^w
Sırtüstü	11	±	1,2	11	-0,734	0,463	^w
<i>Sol Q Açısı (°) (n=66)</i>							
Ayakta Duruş	10,7	±	1,2	11	-0,088	0,900	^w
Sırtüstü	11	±	1,3	11	-0,734	0,463	^w

* Wilcoxon

* $p<0,05$

Katılımcılarda ayakta duruş pozisyonunda ölçülen Q açısı değeri sağda $10.7^{\circ} \pm 1.3^{\circ}$; solda $10.7^{\circ} \pm 1.2^{\circ}$; sırtüstü pozisyonda ise sağda $10.7^{\circ} \pm 1.3^{\circ}$; solda, $11^{\circ} \pm 1.3^{\circ}$ idi (Tablo 2).

Dominant (sağ) / Non-dominant (sol) ekstremite Q açısı değerleri arasında anlamlı bir fark yoktu ($p>0,05$).

Yaş gruplarına göre, ayakta ve sırtüstü pozisyonda ölçülen sağ ve sol Q açısı, kas kuvveti ve esneklik değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$) (EK 7).

Tablo 3. Yaş Gruplarına Göre Dinamik ve Statik Denge Skorlarının Karşılaştırılması

	Yaş (18-21) (n=32)			Yaş (22-30) (n=34)			z	p
	X	± SS	Med	X	± SS	Med		
Dinamik Denge								
<i>Sağ Ayak</i>								
A-P Hareket (°)	-0,4	± 1,1	-0,6	-0,4	± 1,6	-0,7	-0,320	0,749 m
M-L Hareket (°)	0,6	± 1,6	0,4	0,6	± 1,6	0,7	-0,577	0,564 m
Salınım Derecesi(°)	266,5	± 72,0	264,5	248,3	± 64,4	250,5	-0,816	0,415 m
Salınım Alanı (%)	-0,3	± 5,1	-1,3	0,5	± 6,7	-0,7	-0,138	0,890 m
Ortalama Hız (°/sn)	8,4	± 3,9	8,8	8,3	± 2,1	8,4	-0,540	0,589 m
<i>Sol Ayak</i>								
A-P Hareket (°)	-0,4	± 1,2	-0,5	0,4	± 1,5	0,1	-2,278	0,023* m
M-L Hareket (°)	0,1	± 1,0	0,2	0,0	± 1,3	-0,1	-0,508	0,611 m
Salınım Derecesi(°)	274,4	± 103,8	250,7	260,3	± 131,8	233,6	-0,898	0,369 m
Salınım Alanı (%)	1,6	± 8,3	-1,4	0,2	± 8,8	-2,4	-0,847	0,397 m
Ortalama Hız (°/sn)	9,5	± 3,5	8,8	8,3	± 2,7	7,6	-1,495	0,135 m
<i>İki Ayak</i>								
A-P Hareket (°)	-0,7	± 1,1	-0,7	0,1	± 1,5	-0,3	-2,228	0,026* m
M-L Hareket (°)	0,4	± 0,9	0,4	0,3	± 1,3	0,4	-0,647	0,518 m
Salınım Derecesi (°)	290,9	± 83,2	279,5	254,9	± 78,0	261,7	-1,566	0,120 m
Salınım Alanı (%)	5,8	± 6,9	3,8	6,0	± 10,5	4,9	-0,276	0,782 m
Ortalama Hız (°/sn)	9,7	± 2,8	9,3	8,6	± 2,5	8,8	-1,444	0,149 m
<i>Statik Denge</i>								
Sağ Ayak	14,3	± 7,1	13,0	12,9	± 7,4	12,0	-0,880	0,379 m
Sol Ayak	17,1	± 6,8	18,0	13,6	± 8,0	12,0	-1,874	0,061 m

* Mann Whitney U

*p<0,05

Yaş gruplarına göre sağ ayak üzerindeki dinamik denge değerlendirmesinde, A-P hareket, M-L hareket, salınım derecesi, salınım alanı, ortalama hız değeri; sol ayak ve iki ayak üzerindeki dinamik denge değerlendirmesinde ise M-L hareket, salınım derecesi, salınım alanı, ortalama hız değeri arasında anlamlı fark bulunmadı (p>0,05). Ancak 22-30 yaş grubunda sol ayak ve iki ayak üzerindeki dinamik denge değerlendirmesinde, A-P hareket değeri 18-21 yaş grubundan anlamlı olarak daha yüksek bulundu (p<0,05). Sağ ve sol ayak üzerindeki statik denge skoru arasında ise anlamlı fark bulunmadı (p>0,05) (Tablo 3).

Tablo 4. Yaş Gruplarına Göre New York Postür Analizi Skorlarının Karşılaştırılması

<i>Postür</i>	Yaş (18-21) (n=32)			Yaş (22-30) (n=34)			z	p	
	X	± SS	Med	X	± SS	Med			
<i>Alt Ekstremit</i>									
<i>Toplam Skoru (3-15)</i>	11,9	± 2,0	11,0	12,6	± 1,9	13,0	-1,482	0,138	m
D (Kalça Pozisyonu)	5,0	± 0,0	5,0	4,9	± 0,5	5,0	-1,363	0,173	m
E (Ayak Pozisyonu - Post.)	3,8	± 1,0	3,0	3,9	± 1,1	3,0	-0,524	0,601	m
F (Ayak Med. Ark Yüksekliği)	3,1	± 1,3	3,0	3,9	± 1,0	3,0	-2,279	0,023*	m
<i>Gövde Toplam Skoru (10-50)</i>	42,5	± 3,9	42,0	43,9	± 4,2	44,0	-1,377	0,169	m
A (Baş Pozisyonu - Post.)	5,0	± 0,0	5,0	4,9	± 0,5	5,0	-1,363	0,173	m
B (Omuz Yüksekliği - Post.)	4,6	± 0,8	5,0	4,4	± 1,2	5,0	-0,482	0,630	m
C (Omurga - Post.)	4,9	± 0,4	5,0	4,9	± 0,5	5,0	-0,508	0,611	m
G (Baş Pozisyonu - Lat.)	3,9	± 1,0	3,0	4,1	± 1,0	5,0	-0,834	0,404	m
H (Göğüs - Lat.)	4,0	± 1,0	4,0	4,5	± 0,9	5,0	-2,297	0,022*	m
I (Omuz Pozisyonu - Lat.)	3,8	± 1,0	3,0	4,1	± 1,0	5,0	-1,366	0,172	m
J (Üst Sirt - Lat.)	3,8	± 1,0	3,0	4,2	± 1,0	5,0	-1,826	0,068	m
K (Gövde - Lat.)	4,8	± 0,6	5,0	4,9	± 0,5	5,0	-0,565	0,572	m
L (Karın - Lat.)	4,1	± 1,0	5,0	4,1	± 1,1	5,0	-0,205	0,838	m
M (Alt Sirt - Lat.)	3,6	± 0,9	3,0	3,7	± 1,0	3,0	-0,504	0,615	m
<i>Toplam Skor (13-65)</i>	54,3	± 4,4	54,5	56,2	± 4,9	55,0	-1,337	0,181	m

* Mann Whitney U

*p<0,05

Yaş gruplarına göre New York Postür Analizi toplam alt ekstremit (D, E, F) ve gövde (A, B, C, G, I, J, K, L, M) skorları anlamlı (p>0,05) farklılık göstermezken; 22-30 yaş grubuna ait F (Pes planus) ve H (Kifoz) skoru 18-21 yaş grubundan anlamlı olarak daha yüksek bulundu (p<0,05) (Tablo 4).

BKİ gruplarına göre, ayakta ve sırtüstü pozisyonunda ölçülen sağ ve sol Q açısı, alt ekstremit ve gövde kaslarının esneklik ve kuvvet değerleri; dinamik denge değerlendirmesinde sağ, sol ve iki ayak üzerindeki A-P hareket, M-L hareket, salınım derecesi, salınım alanı ve ortalama hız değeri ile sağ ve sol ayak üzerindeki statik denge skorları arasında anlamlı fark bulunmadı (p>0,05) (EK 8).

Tablo 5. BKİ Gruplarına Göre New York Postür Analizi Skorlarının Karşılaştırılması

Postür	BKİ (18-24.9) (n=44)		BKİ (25-30) (n=22)		z	p	
	X ± SS	Med	X ± SS	Med			
Alt Ekstremitte Toplam Skoru (3-15)	12,2 ± 2,0	11,0	12,5 ± 1,8	13,0	-0,689	0,491	m
D (Kalça Pozisyonu)	4,9 ± 0,4	5,0	5,0 ± 0,0	5,0	-0,996	0,319	m
E (Ayak Pozisyonu - Post.)	3,8 ± 1,1	3,0	3,9 ± 1,0	3,0	-0,511	0,610	m
F (Ayak Medial Ark Yüksekliği)	3,5 ± 1,3	3,0	3,5 ± 1,1	3,0	-0,068	0,946	m
Gövde Toplam Skoru (10-50)	43,0 ± 4,2	44,0	43,6 ± 4,0	43,0	-0,533	0,594	m
A (Baş Pozisyonu - Post.)	5,0 ± 0,3	5,0	4,9 ± 0,4	5,0	-0,521	0,602	m
B (Omuz Yüksekliği - Post.)	4,5 ± 1,1	5,0	4,4 ± 1,0	5,0	-0,927	0,354	m
C (Omurga - Post.)	4,9 ± 0,5	5,0	5,0 ± 0,0	5,0	-1,230	0,219	m
G (Baş Pozisyonu - Lat.)	3,9 ± 1,0	3,0	4,3 ± 1,0	5,0	-1,296	0,195	m
H (Göğüs - Lat.)	4,1 ± 1,0	5,0	4,6 ± 0,8	5,0	-2,090*	0,037*	m
I (Omuz Pozisyonu - Lat.)	3,9 ± 1,0	3,0	3,9 ± 1,0	3,0	-0,093	0,926	m
J (Üst Sırt - Lat.)	4,0 ± 1,0	3,0	4,0 ± 1,0	4,0	-0,085	0,932	m
K (Gövde - Lat.)	4,8 ± 0,6	5,0	4,9 ± 0,4	5,0	-0,631	0,528	m
L (Karın - Lat.)	4,2 ± 1,0	5,0	4,0 ± 1,2	5,0	0,560	0,576	m
M (Alt Sırt - Lat.)	3,7 ± 1,0	3,0	3,6 ± 1,0	3,0	-0,300	0,764	m
Toplam Skor (13-65)	55,0 ± 4,8	55,0	55,9 ± 4,6	54,0	-0,465	0,642	m

* Mann Whitney U

*p<0,05

BKİ gruplarına göre New York Postür Analizi toplam alt ekstremitte (D,E,F) ve gövde (A, B, C, G, I, J, K, L, M) skorları anlamlı (p>0,05) farklılık göstermezken; BKİ 25-30 olan grupta H(kifoz) skoru BKİ 18-24.9 olan gruptan anlamlı olarak daha yüksek bulundu (p<0,05) (Tablo 5).

Tablo 6. Dominant (Sağ) / Non-dominant (Sol) Ekstremiteye Göre Kas Esneklik Değerlerinin Karşılaştırılması (n=66)

	Dominant Ekstremité		Non-dominant Ekstremité		z	p	
	X ± SS	Med	X ± SS	Med			
Kalça Eklemi Çevresi Kas Grupları							
Abduktör(°)	73,6 ± 4,9	74,0	73,1 ± 6,3	74,0	-0,980	0,327	w
Adduktör (cm)	6,7 ± 6,9	5,0	6,7 ± 6,8	5,0	-0,281	0,779	w
Diz Eklemi Çevresi Kas Grupları							
Ekstansör (°)	135,0 ± 5,1	135,0	134,9 ± 5,0	135,0	-0,776	0,437	w
Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kas Grupları							
Dorsi Fleksör (°)	17,2 ± 3,8	17,0	16,9 ± 3,9	17,0	-0,630	0,529	w
Plantar Fleksör (°)	42,1 ± 3,5	42,0	42,2 ± 3,1	42,0	-0,244	0,807	w

* Wilcoxon

*p<0,05

Dominant (sağ) / Non-dominant (sol) ekstremité kas gruplarının esneklik değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı (p>0,05) (Tablo 6). Dominant (sağ) ekstremité esneklik değerleri ile dinamik denge skoru arasında anlamlı ilişki bulunmadı (p>0,05) (EK 9).

Tablo 7. Dominant (Sağ) / Non-dominant (Sol) Ekstremiteye Göre Kas Kuvvet Değerlerinin Karşılaştırılması (n=66)

Elektronik Dinamometre (Poundmetre)	Dominant Ekstremité		Non-dominant Ekstremité		z	p	
	X ± SS	Med	X ± SS	Med			
Kalça Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti							
Fleksör	30,5 ± 4,3	31,0	29,5 ± 4,3	29,0	-3,074	0,001*	w
Ekstansör	33,7 ± 5,8	35,0	32,2 ± 5,9	32,0	-3,341	0,001*	w
Abduktör	27,7 ± 4,2	29,0	27,1 ± 4,7	26,0	-2,171	0,030*	w
Adduktör	31,4 ± 4,6	32,0	30 ± 4,8	29,0	-3,720	0,001*	w
	29,2 ± 4,5	29,0	27,9 ± 4,5	28,0	-2,301	0,010*	w
Diz Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti							
M.Tensor Fascia Latae	28,1 ± 3,5	28,0	27,4 ± 3,6	27,0	-2,865	0,004*	w
Fleksör	29,1 ± 4,3	30,0	28,4 ± 4,2	29,0	-3,228	0,001*	w
Ekstansör	27,3 ± 4,2	27,0	26,6 ± 4,7	25,0	-1,451	0,147	w
	27,9 ± 3,2	28,0	27,8 ± 3,5	28,0	-0,966	0,334	w
Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti							
M.Gastrocnemius	28,0 ± 2,3	28,0	27,5 ± 2,3	27,0	-2,976	0,003*	w
M.Tibialis Anterior	28,7 ± 2,5	29,0	28,5 ± 2,6	29,0	-0,900	0,368	w
M.Tibialis Posterior	27,6 ± 3,3	28,0	26,7 ± 3,4	27,0	-3,206	0,001*	w
	27,7 ± 2,3	28,0	27,2 ± 2,5	27,0	-2,214	0,027*	w
Alt Ekstremité Kaslarının Toplam Kuvveti							
	27,7 ± 2,8	27,9	27,1 ± 2,8	26,6	-3,371	0,001*	w

* Wilcoxon

*p<0,05

Dominant (sağ) / Non-dominant (sol) ekstremitelerde diz ekstansör, diz fleksör ve ayak bileği plantar fleksör kuvvet değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmazken; kalça fleksör, kalça ekstansör, kalça abduktör, kalça adduktör, tensor fascia latae, tibialis anterior ve tibialis posterior kuvvet değerleri dominant (sağ) ekstremitelerde anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p>0,05$) (Tablo 7).

Tablo 8. Dominant (Sağ) / Non-dominant (Sol) Ekstremitelere Göre Dinamik ve Statik Denge Skorlarının Karşılaştırılması (n=66)

<i>Dinamik Denge</i>	Dominant Ekstremiteler			Non-dominant Ekstremiteler			z	p
	X	± SS	Med	X	± SS	Med		
A-P Hareket (°)	1,4	± 1,4	-0,6	0,0	± 1,4	-0,3	-1,240	0,215 w
M-L Hareket (°)	1,6	± 1,6	0,5	0,1	± 1,2	0,0	-2,499	0,012* w
Salınım Derecesi(°)	68,3	± 68,3	259,7	267,1	± 118,6	244,8	-0,275	0,783 w
Salınım Alanı(%)	6,0	± 6,0	-1,1	0,8	± 8,5	-2,2	-0,946	0,344 w
Ortalama Hız(°/sn)	3,0	± 3,0	8,7	8,9	± 3,2	8,2	-0,722	0,470 w
<i>Statik Denge</i>	7,2	± 7,2	12,0	15,2	± 7,6	16,0	-2,721	0,007* w

*Wilcoxon

***p<0,05**

Dominant (sağ) / Non-dominant (sol) ekstremitelerde dinamik denge değerlendirilmesinde A-P hareket, salınım derecesi, salınım alanı, ortalama hız değeri anlamlı ($p>0,05$) farklılık göstermezken; dominant (sağ) ekstremitelerde M-L hareket değeri non-dominant (sol) ekstremiteden anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Non-dominant (sol) ekstremitelerde statik denge skoru ise dominant (sağ) ekstremiteden anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p>0,05$) (Tablo 8).

Dominant (sağ) ekstremitelerde Q açısı, dinamik ve statik denge skoru ile postür arasında anlamlı ilişki bulunmadı ($p>0,05$) (EK 10).

Tablo 9 . Dominant (Sağ) Ektremite Dinamik Denge ile Q Açısı ve Statik Denge Arasındaki İlişki (n=66)

		<i>Ayakta Duruş Q Açısı (°)</i>	<i>Sırt Üstü Yatış Q Açısı (°)</i>	<i>Statik Denge</i>
A-P Hareket (°)	r	-0,086	-0,025	-0,070
	p	0,490	0,840	0,575
M-L Hareket (°)	r	0,031	0,038	-0,139
	p	0,801	0,760	0,262
Salınım Derecesi (°)	r	-0,088	-0,069	-0,055
	p	0,477	0,577	0,656
Salınım Alanı (%)	r	-0,205	-0,159	0,208
	p	0,096	0,199	0,092
Ortalama Hız (°/sn)	r	-0,092	-0,071	-0,078
	p	0,461	0,569	0,532

* Spearman Korelasyon

*p<0,05

Dominant (sağ) ekstremite statik ve dinamik denge skoru ile Q açısı arasında anlamlı ilişki bulunmadı (p>0,05) (Tablo 9).

Tablo 10. Dominant (Sağ) Ekstremitte Kas Kuvveti ve Dinamik Denge Arasındaki İlişki (n=66)

Dinamik Denge						
		A-P Hareket (°)	M-L Hareket (°)	Primeter Length (°)	Area of Gap (%)	Ortalama Hız (°/sn)
Elektronik Dinamometre (Poundmetre)						
Kalça Eklemi Çevresi Kas Grupları	r	0,005	0,156	-0,032	-0,261	0,001
	p	0,969	0,207	0,800	0,033*	0,996
Fleksör	r	-0,024	0,144	-0,047	-0,245	-0,026
	p	0,844	0,245	0,706	0,046*	0,836
Ekstansör	r	0,119	0,142	0,016	-0,178	0,058
	p	0,337	0,253	0,897	0,148	0,996
Abduktör	r	0,042	0,079	-0,045	-0,258	-0,035
	p	0,738	0,525	0,721	0,035*	0,780
Adduktör	r	-0,013	0,119	-0,020	-0,302	0,017
	p	0,920	0,339	0,875	0,013*	0,893
Diz Eklemi Çevresi Kas Grupları						
M.Tensor Fascia Latae	r	0,123	0,062	-0,078	-0,308	-0,047
	p	0,323	0,618	0,530	0,011*	0,704
Fleksör(cm)	r	-0,107	0,128	0,082	-0,222	0,117
	p	0,390	0,302	0,510	0,071	0,345
Ekstansör	r	0,126	-0,007	-0,108	-0,287	-0,082
	p	0,311	0,955	0,386	0,019*	0,511
Ekstansör	r	0,193	0,031	-0,111	-0,183	-0,091
	p	0,118	0,805	0,373	0,138*	0,463
Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kas Grupları						
M.Gastrocnemius	r	0,098	0,019	-0,105	-0,206	-0,075
	p	0,430	0,881	0,396	0,094	0,546
M.Tibialis Anterior	r	0,040	-0,014	0,008	-0,130	0,052
	p	0,750	0,910	0,949	0,296	0,667
M.Tibialis Posterior	r	0,060	0,032	-0,120	-0,186	-0,119
	p	0,629	0,799	0,332	0,132	0,337
Gövde Kas Grupları	r	0,134	0,007	-0,159	-0,257	-0,132
	p	0,279	0,958	0,198	0,035*	0,288
Gövde Kas Grupları	r	0,011	0,160	-0,089	-0,312	-0,106
	p	0,928	0,196	0,472	0,010*	0,392
Dominant Alt Ekstremitte Toplam Kas Kuvveti						
Dominant Alt Ekstremitte Toplam Kas Kuvveti	r	0,073	0,130	-0,073	-0,294	-0,048
	p	0,558	0,293	0,556	0,016	0,700

*Spearman Korelasyon

*p<0,05

Dominant (sağ) ekstremitte kas kuvvet değerleri ile A-P hareket, M-L hareket, salınım derecesi, ortalama hız arasında anlamlı ($p>0,05$) ilişki bulunmazken; toplam kalça, diz ve gövde, kalça fleksör, kalça abduktör, kalça adduktör, diz fleksör ve tibialis posterior kas kuvveti ile salınım alanı arasında anlamlı negatif ilişki mevcuttu ($p<0,05$) (Tablo 10).

Tablo 11. Dominant (Sağ) Ekstremitte Kas Kuvveti ve Q Açısı – Statik Denge Arasındaki İlişki (n=66)

Elektronik Dinamometre (Poundmetre)		Ayakta Duruş Q Açısı (°)	Sırt Üstü Yatış Q Açısı (°)	Statik Denge
Kalça Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	r	0,135	0,177	-0,578
	p	0,276	0,153	<0,001*
Fleksör	r	0,143	0,179	-0,528
	p	0,247	0,147	<0,001*
Ekstansör	r	0,024	0,096	-0,820
	p	0,845	0,438	<0,001*
Abduktör	r	0,048	0,086	-0,451
	p	0,697	0,490	<0,001*
Adduktör	r	-0,088	-0,027	-0,789
	p	0,480	0,830	<0,001*
Diz Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	r	0,020	0,097	-0,804
	p	0,873	0,434	<0,001*
M.Tensor Fascia Latae	r	0,211	0,216	-0,371
	p	0,087	0,080	<0,001*
Fleksör	r	0,009	0,103	-0,731
	p	0,945	0,407	<0,001*
Ekstansör	r	0,169	0,169	-0,505
	p	0,171	0,172	<0,001*
Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	r	0,211	0,249	-0,628
	P	0,086	0,052	<0,001*
M.Gastrocnemius	r	0,114	0,172	-0,534
	p	0,360	0,165	<0,001*
M.Tibialis Anterior	r	0,242	0,259	-0,504
	p	0,051	0,052	<0,001*
M.Tibialis Posterior	r	0,220	0,234	-0,622
	p	0,074	0,056	<0,001*
Gövde Kas Gruplarının Toplam Kuvveti	r	0,160	0,206	-0,627
	p	0,195	0,094	<0,001*
Dominant Alt Ekstremitte Kas Gruplarının Toplam Kuvveti	r	0,132	0,196	-0,755
	p	0,286	0,111	<0,001*

* Spearman Korelasyon

*p<0,05

Dominant (sağ) ekstremitte kas kuvvet değerleri ile Q açısı arasında anlamlı (p>0,05) ilişki bulunmazken; statik denge skoru ile arasında anlamlı negatif ilişki mevcuttu (p<0,05) (Tablo 11).

Tablo 12. Dominant Ekstremitte (Sağ) Kas Esnekliği ve Q Açısı – Statik Denge Arasındaki İlişki (n=66)

		<i>Ayakta Duruş Q Açısı (°)</i>	<i>Sırt Üstü Yatış Q Açısı (°)</i>	<i>Statik Denge</i>
<i>Kalça Eklemi Çevresi Kas Grupları</i>				
Abduktör (cm)	r	0,139	0,213	-0,244
	p	0,263	0,083	0,052
Adduktör (cm)	r	0,033	0,072	0,189
	p	0,794	0,560	0,125
<i>Diz Eklemi Çevresi Kas Grupları</i>				
Ekstansör (°)	r	-0,041	0,003	-0,128
	p	0,740	0,982	0,303
<i>Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kas Grupları</i>				
Dorsi Fleksör (°)	r	0,040	0,103	-0,106
	p	0,747	0,409	0,395
Plantar Fleksör(°)	r	0,075	0,227	-0,082
	p	0,548	0,064	0,509

* Spearman Korelasyon

*p < 0,05

Dominant (sağ) alt ekstremitte kas gruplarının esnekliği ve postür ile Q açısı ve statik denge skoru arasında anlamlı ilişki bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 12) (EK 11).

8. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmada; amatör erkek sporcularda Q açısının statik ve dinamik denge üzerine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. Yaş ve BKİ faktörlerinin Q açısı, denge, esneklik, kas kuvveti ve postür üzerine etkileri incelenmiş; ekstremitenin dominant ya da nondominant olmasının bu parametreler üzerinde bir etkisi olup olmadığı araştırılmıştır.

Amerikan Ortopedistler Derneği Q açısı normal değer aralığını 10° ; patolojik değer aralığını ise 15° - 20° olarak kabul etmektedir (5). Horton ve ark. (1989) Q açısının normal değer aralığını erkekler için $11.2^{\circ} \pm 3.0^{\circ}$; Livingston ve ark. (1999), 8° - 10° ; Schulthies ve ark. (1995) ise 10° - 14° olarak belirtmişlerdir (5,7,64). Çalışmamızda sağ ve sol alt ekstremitte Q açısı değerleri ayakta duruş pozisyonunda $10,7^{\circ} \pm 1,3^{\circ}$ ve $10,7^{\circ} \pm 1,2^{\circ}$; sırt üstü pozisyonda ise $11^{\circ} \pm 1,2^{\circ}$ ve $11^{\circ} \pm 1,3^{\circ}$ olarak bulunmuştur.

Sağ ve sol alt ekstremitte Q açısı değerlerindeki farklılıkla ilgili çeşitli görüşlerin olduğu görülmektedir. Bazı araştırmacılar ekstremiteler arası Q açısı değerlerinde fark bulmazlarken, sağ ve sol Q açısı değerlerinin farklı olduğunu gösteren çalışmalar vardır (112,113,114). Ancak Q açısı ile dominant ekstremitte arasında belirgin bir ilişki saptanmamıştır (115). Çalışmamızda ayakta-sırtüstü pozisyonda ölçülen dominant (sağ) ve nondominant (sol) ekstremitte Q açısı değerlerinde anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). Farklı ölçüm sonuçlarının pivot noktaların yanlış tespit edilmiş olmasından ya da farklı kişiler tarafından ölçüm yapılmasından kaynaklı olarak çelişkili sonuçlar ortaya çıktığı düşünülmektedir. Patellanın lateral-medial yönde yer değiştirmesi veya tibial tüberkülün yanlış tespit edilmesi nedeniyle Q açısı ölçüm değerlerinde 1° - 5° 'ye kadar farklı sonuçlar çıkabileceği belirtilmiştir (116). Çalışmamızda Q açısı ölçümlerinin aynı fizyoterapist tarafından yapılmış olması farklı sonuçlar çıkma olasılığını en aza indirmiştir.

Literatürde yaş ile Q açısı arasında negatif ilişki tespit edilen çalışmalar vardır (117). Ancak Durgun ve ark. (1995)'nin yaş ortalaması 20.5 ± 1.91 olan 41 katılımcı ile, Hsu ve ark. (1990)'nin ise 25-40 ve 45-60 yaş olarak gruplandığı 20 sağlıklı katılımcı ile yaptıkları çalışmalarda Q açısı ve yaş arasında bir ilişki tespit edilmemiştir (118,119). Bu sonuçlarla uyumlu olarak çalışmamızda yaş ile Q açısı ve gövde, sağ ve sol ekstremitte kuvveti arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Yaşları 13-17 arasında değişen, spor yapan ve yapmayan 320 adolesan katılımcı ile gerçekleştirilen bir çalışmada, spor yapmayan kız ve erkeklerin esnekliği arasında yaşa bağlı anlamlı bir fark bulunmazken, spor yapan grupta anlamlı fark bulunmuştur (120). Yine 18-30 yaş arası sporcu ve sedanterlerin dahil edildiği 52 erkek katılımcı ile yapılan çalışmada ise sedanter gruplarda yaşın esneklik parametrelerini etkilediği görülürken, küçük yaş sporcu grubu ile büyük yaş sporcu grubu arasında bu fiziksel özellikler açısından anlamlı bir farkın oluşmadığı görülmüştür. Bu sonuçlar çalışmacılara spor yapmanın 18-30 yaş periyodunda esneklik parametreleri üzerinde yaş değişkeninin etkisini ortadan kaldırdığını düşündürmüştür (121). Esneklik ve yaş arasında ilişki tespit edilmeyen çalışmalar da mevcuttur (122). Çalışmamızda spor yapmanın 18-30 yaş periyodunda esneklik parametreleri üzerinde yaş değişkeninin etkisini ortadan kaldırdığını söyleyen çalışmayla uyumlu olarak yaş gruplarına göre, sağ ve sol alt ekstremitte esneklik değerleri arasında anlamlı bir ilişki saptanmadı ($p>0,05$).

Ceceli ve ark. (2007)'nin ortalama yaşları 71 olan 60 kişinin statik dengelerini değerlendirdikleri çalışmada yaş ile statik denge arasında negatif ilişki saptanmıştır. Ancak genel olarak yapılan diğer çalışmalarda dominant ve nondominant ekstremitte skorları arasında fark bulunmadığı sonucuna ulaşılmıştır (123). Çalışmamızda 22-30 yaş grubunda sol ayak ve iki ayak üzerindeki dinamik denge değerlendirmesinde, A-P salınım değeri 18-21 yaş grubundan anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Sağ ve sol ayak üzerindeki statik denge skorları arasında ise yaşa göre anlamlı fark saptanmadı ($p>0,05$). Aynı zamanda 22-30 yaş grubunda pes planus, kifoz ve BKİ oranı anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0,05$). Tüm grup incelendiğinde postür ve denge arasında anlamlı ilişki bulunmamış olması yaş faktörünün postür ve dolayısıyla dinamik denge üzerinde etkili olabileceğini düşündürdüğünden bu konu üzerinde yapılacak daha çok çalışmaya ihtiyaç olduğu kanaatindeyiz. Fazla kilolu (BKİ:25- 29.9 kg/m²) erkek bireylerde yapılan bir çalışmada BKİ'nin ayak postür indeksi üzerine etki edebileceği bu sebeple alt ekstremitte rehabilitasyonunda önemli bir değişken olduğu gösterilmiştir (124). Farokhmanesh ve ark. (2014)'nin çalışmasında artan bilateral ayak pronasyonunun torasik kifozun artmasına neden olduğu tespit edilmiştir (125). Literatürdeki bir çalışmada torasik kifozun sagittal dengenin sürdürülmesinde önemli bir etkiye sahip olduğu belirtilmiştir (126).

BKİ ile postural deformite arasında anlamlı ilişki tespit edilen çalışmalara rastlanmaktadır (127). Sadece erkek katılımcılar üzerinde yapılan bir çalışmada yaş

arttikça BKİ'nin arttığı, BKİ arttikça postural problemlerin (torakal kifoz) arttığı belirtilmiştir (128). Çalışmamızda literatürle uyumlu olarak BKİ 25-30 kg/m² olan gruptaki kifoz oranı, BKİ 18-24.9 kg/m² olan gruptan anlamlı olarak daha yüksekti (p<0,05). Fazla kilolu grubun yaş ortalamasının (24.6 + 3.1 yıl), normal kiloya sahip grubun yaş ortalamasından (21.9 + 3.6 yıl) daha yüksek olması sebebiyle bu grupta kifoz oranının daha fazla olduğu düşünülmektedir. Yaşça büyük olan grupta (22-30) BKİ değerinin daha yüksek olması sebebiyle pes planus oranının fazla olabileceği, buna bağlı olarak aynı grupta kifoz oranının artış gösterebileceği ve A-P salınım oranının fazla olmasının da katılımcılardaki kifoz artışından kaynaklı olabileceği düşünülebilir. Ancak bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Literatürde BKİ ve Q açısının ilişkili olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (129,130). Ancak Omolulu ve ark. (2009) genç popülasyon üzerinde yaptıkları çalışmada BKİ'nin Q açısını etkilemediği sonucuna varmışlardır (131). Alt ekstremite ile gövde kuvveti ve BKİ ilişkisini inceleyen çalışmalarda ise farklı sonuçlara rastlanmıştır. Bazı çalışmalarda pozitif ilişki saptanırken, bazı çalışmalarda bu iki değişkenin negatif ilişki içerisinde oldukları tespit edilmiştir (132,133). BKİ ile esneklik ilişkisini inceleyen bir çalışmada ise obezite ve esneklik arasında anlamlı bir ilişki olmadığı gösterilmiştir (134). Çalışmamızda da BKİ ile Q açısı, alt ekstremite, gövde kas kuvveti ve esneklikleri arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır (p>0,05). Denerel (2011), erkeklerde BKİ ile dinamik denge arasında pozitif bir ilişki olduğunu saptamışken, farklı çalışmalarda ise bu parametrelerin birbiriyle ilişkili olmadıkları gösterilmiştir (135,136,137). Çalışmamızda BKİ ile statik ve dinamik denge arasında bir ilişki bulunmamıştır (p>0,05). Bryant ve ark. (2005) literatürde var olan bu tutarsızlığın; araştırmacılar tarafından farklı denge testleri, ölçüm ve analiz yöntemlerinin kullanılması ve araştırmaların farklı yaş grupları ile yapılmasından kaynaklanabileceğini savunmuşlardır (138).

Spor yapan genç katılımcılar üzerinde yapılmış olmasına ek olarak, yaşlı, obez ya da patolojik Q açısına sahip olan grupların olmaması; normal BKİ'ye sahip grup 22 kişiyken, fazla kilolu BKİ grubunun 44 kişi olması; yani grupların eşit sayıda katılımcıdan oluşmaması sebebiyle çalışmamızda yaş ve BKİ ile Q açısı, esneklik, kas kuvveti ve statik denge arasında anlamlı ilişki bulunmadığını düşünmekteyiz. Literatürde yer aldığı gibi farklı değerlendirme yöntemlerinin kullanılmış olması da BKİ ve denge ilişkisi bulunmamasında bir etken olabilir. Genel olarak yapılan

çalışmalarda quadriceps kuvveti ile Q açısı ilişkisi üzerine yoğunlaşılmıştır. Esnekliğin Q açısı, yaş, BKİ ve dominant ekstremiteyle ilişkisini ve artmış Q açısına sahip olan kişiler üzerinde alt ekstremite-Q açısı ve gövde kas kuvveti-Q açısı ilişkisini inceleyen çalışmalara ihtiyaç vardır.

Erkek sporcularda denge ve alt ekstremite kas kuvvetinin Q açısı ile negatif bir ilişkisi olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (139). Literatürde benzer sonuçları olan başka çalışmalara da rastlanmakla birlikte, Brezzo ve ark. (1996) da Q açısının 10°'den daha düşük olduğu durumlarda quadricepsin daha etkili bir çekiş kuvveti ortaya koyduğunu bildirmişlerdir (112,140,141). Nyugen ve ark. (2009)'nın yaptıkları çalışmada Q açısı ile artmış tibiofemoral açısı ve artmış femoral anteverziyon arasında bir ilişki saptanmasına rağmen, diğer ölçütlerle (pelvik açısı, genu rekurvatum, tibial torsiyon, navikula yüksekliği ve femurdan tibiya yükseklik oranı) Q açısı arasında anlamlı bir ilişki bulunmadığı rapor edilmiştir (142). Bir diğer çalışmada ise Q açısı aşırısı anterior pelvik tilt, femoral anteverziyon, diz valgus ve tibial dış rotasyon ile ilişkili bulunmuştur (69). Hoffman ve ark. (1998) sağlıklı genç erişkinlerde, dominant ve nondominant ekstremitede statik dengeyi incelemişler ancak anlamlı bir fark bulmamışlardır (143). Gr (2015), alışmasında Q açısının düşük olduğu durumlarda denge kaybı gözlenebileceğini söylemiştir (144). Ancak alışmamızda dominant ekstremite (sağ) Q açısı ile statik-dinamik denge arasında ilişki saptanmadığı gibi, Q açısı ile kas kuvveti, ve postür arasında da ilişki bulunmamıştır ($p>0,05$).

Düzgün ve ark. (2009)'nın yaptıkları çalışmada Q açısı artışının ($\geq 15^\circ$) aşırısı vastus lateralis kuvvetine sebep olduğu, buna bağlı olarak patellanın uygun olmayan bir Şekilde laterale yer değiştirmesinin quadriceps aktivitesini içeren dinamik aktivitelere lateral patellar yer değişimine sebep olarak aktivitede zorluğa sebep olduğu rapor edilmiştir (120). Çalışmamızda ise Q açısı normal sınırlarda yer aldığı için kas kuvveti, postür ve statik-dinamik denge ile arasında ilişki tespit edilmediğini düşünmekteyiz.

Stelmach ve ark. (1987)'nin yaptıkları çalışmada dominant alt ekstremiteyle karşılaştırıldığında nondominant ekstremitenin nöromusküler kapasitesinin daha az olduğu rapor edilmiştir (145). McCurdy ve ark. (2004)'nin yaptıkları çalışmada dominant non-dominant ekstremite kas kuvvetiyle dinamik ve statik denge arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (146). Kas kuvveti ve denge arasında anlamlı ilişki tespit edilen çalışmalar da mevcuttur (147,148). Yapılan bir çalışmada sporcularda

dominant ekstremitedeki tibialis anterior ve gastrocnemius kuvveti anlamlı olarak yüksek bulunmuş, bunun statik ve dinamik denge ile ilişkili olduğu söylenmiştir. Gastrocnemius, tibialis anterior, tibialis posterior, peroneus longus ve brevis kas gücündeki artışın dinamik ve statik dengeyi geliştiren bir faktör olduğu belirtilmiştir (153). Çalışmamızda kalça fleksör, kalça ekstansör, kalça abduktör, kalça adduktör, tensor fascia latae, tibialis anterior ve tibialis posterior kuvvet değerleri ve dinamik denge M-L hareket değeri dominant (sağ) ekstremitede anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Non-dominant (sol) ekstremitede statik denge skoru ise dominant (sağ) ekstremiteden anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Buna ek olarak dominant (sağ) ekstremitede toplam kas kuvveti ve salınım alanı arasında anlamlı negatif ilişki mevcuttu ($p<0,05$). Dominant (sağ) ekstremitede esneklik değerleri ile dinamik denge skoru arasında ise anlamlı ilişki bulunmadı ($p>0,05$). Dominant ekstremitede (sağ) kas kuvvet değerleri ile A-P hareket, M-L hareket, salınım derecesi, ortalama hız arasında anlamlı ($p>0,05$) ilişki bulunmazken; kalça, diz ve gövde çevresi kas grupları toplam kuvveti, kalça fleksör, kalça abduktör, kalça adduktör, diz fleksör ve tibialis posterior kuvveti ile salınım alanı arasında ve statik denge ile anlamlı negatif ilişki bulundu ($p<0,05$).

Jacobs ve ark. (2005)'nin 24.3 ± 2.7 yaş ortalamasına sahip 42 katılımcı ile dominant ve nondominant ekstremitelerdeki kalça abduktör kuvvetini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada dominant ekstremitede kalça abduktörlerinin nondominant ekstremitede abduktörlerinden daha kuvvetli olduğu tespit edilmiştir. Bacak dominantlığına bakılmaksızın ortalama kuvvet farkının yaklaşık % 11 olduğu bildirilmektedir (149). Gluteus medius kasının yere basan ekstremitenin pelvis pozisyonunu koruyarak havada asılı kalan karşı ekstremitede pelvisin düşmesini önlediği göz önünde bulundurulduğunda, çalışmamızda M-L yöndeki salınımın fazla olmasının, nondominant ekstremitede gluteus mediusun anlamlı derecede olmasa da daha zayıf olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir (16). Toplam alt ekstremitede kas kuvveti arttıkça salınım alanının azalıyor olması kas kuvveti-denge arasında pozitif bir ilişki olduğunu göstermektedir. Bu sonuç literatürdeki çalışmalarla uyumludur (146,147).

Bazı çalışmalarda yaş grubundan bağımsız olarak, denge ve alt ekstremitede kas kuvveti değişkenleri arasında küçük ölçekli ilişkiler bulunmuş ve soleus, gastrocnemius ve tibialis anteriorun postural kontrolün sağlanmasında önemli rolü olduğunu

vurgulamış, özellikle soleusun içeriğinde Tip 1 liflerinin yoğun olması soleus kasının postural kontrolün sağlanmasında primer endurans kası olduğu belirtilmiştir (150,151). Çalışmamızda salınım alanı ve kalça fleksör, kalça abduktör, kalça adduktör, diz fleksör ve tibialis posterior kuvvetinin negatif ilişki gösteriyor olması sebebiyle bu kas gruplarının her birinin spesifik olarak dinamik dengede etkili olduğu söylenebilir. Çalışmamızda statik denge ve kas kuvveti arasında negatif ilişki bulunması, kas kuvvetinin statik denge üzerinde önemli bir parametre olduğunu göstermektedir.

Sonuç olarak BKİ ve yaş postüral deformiteler için bir risk faktörüdür. Sporcularda yüksek BKİ ve ilerleyen yaşla birlikte pes planus ve kifoz gelişme olasılığı buna paralel olarak da özellikle dinamik dengenin olumsuz yönde etkilenebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Dominant ekstremite kas kuvvetinin nondominanta göre daha yüksek bulunmasının oldukça önemli olduğunu düşünmekteyiz. Sporcularda egzersizlerin her iki ekstremitede simetrik olarak yapılması ve özellikle nondominant ekstremite üzerinde durulması oluşabilecek yaralanmaların önüne geçilebilmesi açısından önemlidir. Yaş, BKİ, esneklik, kas kuvveti ilişkisini inceleyen obez ya da patolojik Q açısına sahip bireylerin de dahil edildiği daha çok çalışmaya ihtiyaç olduğunu ifade edebiliriz.

Yapılan Power Analiz Testi (EK 12) sonucunda çalışmanın gücünün minimum % 90 olması için katılımcı sayısının en az 42 olması gerektiği sonucuna varılmıştır . Çalışmamıza 66 katılımcı dahil edilmiş olması çalışmamızın gücünün yüksek olduğunu göstermektedir. Düzenli fiziksel aktivite yapan sadece 18-30 yaş arası genç erkek katılımcılar üzerinde yapılmış olması çalışmamızın limitasyonu olarak kabul edilebilir.

Yapmış olduğumuz çalışmanın sonuçları:

1. Yüksek BKİ postural deformiteler için bir risk faktörüdür. BKİ değeri yüksek olan bireylerde özellikle pes planus ve kifoz gelişme riski göz önünde bulundurularak koruyucu rehabilitasyon programına dahil edilerek, ayak medial arkını destekleyen kas grupları ve sırt ekstansörlerine yönelik kuvvetlendirme egzersizleri verilmelidir.

2. Literatürdeki çalışmalar göz önünde bulundurularak pes planus varlığı tespit edilen sporcularda, kifoz gelişme olasılığının daha yüksek olduğu ve bunun özellikle dinamik dengeyi olumsuz etkileyebileceği ön görülerek erken dönemde antrenman programına sırt ekstansör kuvvetlendirme ve denge egzersizleri dahil edilmelidir.

3. Fitness yapan sporcuların antrenman programına tüm kas gruplarına yönelik egzersizler eklenmeli, her iki ekstremitenin için simetrik ve eşit süreli olarak çalışmalıdır. Bizim çalışmamızda olduğu gibi tek ekstremitede ya da ekstremiteler arası kuvvet asimetrisinin tespit edilmesi atletik eğiticilere koruyucu güçlendirme programının uygulanmasında yol gösterici olacaktır. Uygulanacak koruyucu güçlendirme programı ile spor yaralanmalarının önüne geçilmesi mümkündür. Dolayısıyla periyodik olarak yapılacak kuvvet değerlendirmesi bu yönüyle ideal bir uygulama olacaktır. Tüm bunların yanında bu kuvvet farkının denge için de önemli olduğu bilinmektedir. Özellikle non-dominant taraf Gluteus Medius zayıflığı dominant taraf dinamik dengesi için önemli bir parametredir. İki ekstremitenin eşit oranda çalıştırılması dengeyi geliştireceğinden düşmenin engellenmesi için de oldukça önemlidir.

4. Yaş denge üzerinde etkili olan önemli bir parametredir. Her yaş grubu için denge egzersizlerinin yoğunluğu farklı olmalıdır. Yaş ilerledikçe denge egzersizleri daha çok önem kazanmaktadır.

5. Genç yaş grubunda olan ve spor yapan bireyler üzerinde yaptığımız çalışmada obez BKİ grubu ve patolojik Q açısına sahip bir grup bulunmamaktadır. Bu sebeple özellikle kas kuvveti ve esneklik ile BKİ ve Q açısı arasında ilişki bulunmamıştır. Literatürdeki çalışmalar Q açısı ile Quadriceps kuvveti arasındaki ilişkiye yoğunlaşmıştır. Farklı yaş gruplarında, daha çok katılımcıyla obez bireyler ile patolojik Q açısına sahip grupların da olduğu esneklik, kas kuvveti, BKİ ve Q açısı ilişkisini inceleyen daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır.

9. KAYNAKLAR

1. Livingston LA., Spaulding SJ. Measurement of the Q – angle using standardized foot positions. *Journal of Athletic Training*, 2002. **37**: p. 252-255.
2. Yücel B. Quadriceps femoris açısının normal değerleri ve bu değerleri etkileyen faktörler: Bir ön çalışma. *Spor Bilimleri Dergisi*, 1995. **6(2)**: p. 28-37.
3. Aglietti P., Insall J., Cerulli G. Patellar pain and incongruence. Measurements of incongruence. *Clin Ortop*, 1983. **176**: p. 217-224.
4. Caylor D., Fites R., Worrel TW. The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. *J. Orthop. Sports Phys. Ther*, 1993. **17(1)**: p. 11-16.
5. Horton MG., Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values relationships with gender and selected skeletal measures. *PhysTher*, 1989. **69**: p. 897-901.
6. Baltacı G., Bayrakçı Tunay V., Tuncer A., Ergun N. *Spor yaralanmalarında egzersiz tedavisi*, Ankara: Alp Yayınları; 2003.
7. Livingston LA., Mandigo JL. Bilateral Q angle asymetry and anterior knee pain syndrome. *Clinical biomechanics*, 1999. **14(1)**: p. 7-13.
8. Akman N., Karataş M. *Temel ve Uygulanan Kinezyoloji*. Ankara: Haberal Eğitim Vakfı; 2003.
9. Aydoğ E., Yazar D., Bal A., Ekşioğlu E., Ünlü E., Çakçı A. İleri düzeyde varus deformitesi olan bilateral diz osteoartritli hastalarda dinamik postural denge. *Romatizma Dergisi*, 2005. **20(2)**: p. 39-44.
10. Siqueira CM., Moya L., Bueno G., Caffaro RR., Fu C., Kohn AF., Amorim CF., Tanaka C. Misalignment of the knees: Does it affect human stance stability. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* [serial online] 2009. **5**: p. 1-7. Erişim 17.11.2016, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2009.08.005>
11. Ege R. *Diz Anatomisi. Diz sorunları*. 1st ed. Ankara: Bizim Büro Yayınevi; 1998
12. Takeda Y., Xerogeanes JW., Livesay GA., Fu FH., Woo SL. Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*, 1994. **10**: p. 140-147.
13. Arıncı K., Elhan A. *Anatomi*. Ankara: Güneş Kitapevi; 2006.

14. Yousefi Azarfam AA. Diz Osteoartriti Olan Hastalarda Sanal Gerçeklik Uygulaması ve Kinezyolojik Bantlamanın Propriosepsiyon Üzerinde Etkinliği ve Kıyaslaması. Ankara, Hacettepe Üniversitesi, 2013.
15. Starkey C., Johnson G. *American Academy of Orthopaedic Surgeons. Athletic training and sports medicine*. 4th ed. Sudbury, MA: Jones & Bartlett Publishers; 2005.
16. Drake R., Vogl W., Mitchell A. *Gray's Anatomy for Students*. İstanbul: Güneş Kitabevi; 2007.
17. Biedert RM. *Patellofemoral disorders: diagnosis and treatment*. Manhattan: John Wiley and Sons; 2004.
18. Goodfellow J., Hungerford DS., Zindel M. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint. *J Bone Joint Surg Br.*, 1976. **58**: p. 287-290.
19. Çakmak M. *Ortopedi*. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 1998.
20. 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.
21. Reider B., Marshall JL., Ring B. Patellar Tracking. *Clin Orthop*, 1981. **157**: p. 143-148.
22. Ozan H. *Anatomi*, Ankara: Nobel Kitabevi; 2004.
23. Jerosch J., Prymka M., Castro WH. Proprioception of knee joints with a lesion of the medial meniscus. *Acta Orthop Belg*, 1996. **62**: p. 41-45.
24. Weineck, J. *Functional Anatomy in Sports*. Çeviren: Elmacı SE. Ankara: Bağırhan Yayımevi; 1986.
25. Lee SH., Petersilge CA., Trudell DJ., Haghghi P., Resnick DL. Extrasynovial spaces of the cruciate ligaments: anatomy, MR imaging, and diagnostic implications. *AJR Am J Roentgenol*, 1996. **166**: p. 1433-1437.
26. Lippert, L. and M. A. D. Minor. *Clinical kinesiology and anatomy*. Philadelphia: FA Davis; 2006.
27. Kuran, O. *Sistematik Anatomi*. İstanbul: Filiz Kitabevi; 1983.

28. 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**: p. 384-91.
29. Başarır K., Erdemli B., Tuccar E., Esmer AF. Safe zone for the descending genicular artery in the midvastus approach to the knee. *Clin Orthop Relat Res*, 2006. **451**: p.96-100.
30. Freeman MA., Wyke B. The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *J Anat*, 1967. **101**: p. 505-32.
31. Esmer A.F., Başarır K., Binnet M. Diz ekleminin cerrahi anatomisi. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği, *TOTBİD Dergisi*, 2011. **10(1)**: p. 38-44.
32. Guyton JL. *Arthroplasty of ankle and knee. Campbell's Operative Orthopaedics*. St. Louis: Mosby-Year Book Inc; 1998.
33. Dennis DA., Komistek RD., Hoff WA., Gabriel SM. In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique. *Clin Orthop Relat Res*. 1996. 331; p.107-117.
34. Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin Orthop Relat Res*, 1979. p. 9-15.
35. Tandoğan R., Alparslan M. *Diz Cerrahisi*, Ankara: Haberal Vakfi; 1999.
36. Kaynak Ö. Diz biyomekaniği. *Journal of arthroplasty and arthroscopy*. 1989. **1**; 40-54.
37. Heck DA., Murray DG. *Biomechanics of the knee*, in Evarts CM (Ed). *Surgery of the musculoskeletal system*. 2nd ed. Churchill Livingstone: New York; 1990.
38. Oatis A. *Kinesiology The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.
39. Scott WN. ed(s) *Surgery Of The Knee*. 3rd edition. Churchill Livingstone: Philadelphia; 2001.
40. Cailliet R. *Knee Pain and Disability*. Philadelphia: FA. Davis Company; 1977.

41. Göncü K. *Alt ekstremite kinezyolojik özellikleri*. In: Beyazova M, Gökçe-Kutsal Y., ed(s). Fiziksel tıp ve rehabilitasyon. Cilt 1. Ankara: Güneş Kitapevi; 2000.
42. Aglietti P., Giron F., Cuomo P. *Disorders of patellofemoral joint*. In: Scott WN ed. Surgery of the knee. New York: Churchill Livingstone; 2006.
43. Mow VC., Flatyow EL., Ateshian GA. *Biomechanics*. In: Buckwalter JA., Einhorn TA., Simon SR ed(s). Orthopaedic Basic Science. 2nd ed. IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons: Rosemont; 2000. p. 133-80.
44. Adıgüzel E., Gümüşburun E. Femur'un inklinasyon, deklinasyon ve alsberg açıları ile ilgili bir çalışma. *Morfoloji Dergisi*, 1995. **3**; p. 7-9.
45. Çimen A. *Anatomi*. Bursa: Uludağ Üniversitesi Basımevi; 1991.
46. Martin R., Saller K. *Anthropologie in systematischer darstellung*. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag; 1957.
47. Olivier G. *Practical Anthropology*. Springfield: Charles C Thomas Publisher; 1969.
48. Platzer W. *Anatomi Atlası, Kemik ve Kas Sistemi*. Ankara: Arkadaş Tıp Kitapları; 1986.
49. Kalça Eklemi Kinematığı; <http://Xn--Turgayahin-J9b.Com/Kalca-Eklemleri-Kinematigi/>. Erişim Tarihi: 02.03.2015.
50. Ruby L., [Mital MA.](#), [O'Connor J.](#), [Patel U.](#) Anteversion of The Femoral Neck, *JBJSurg*, 1979. **61(1)**; p. 46-51.
51. Reynolds GL., Herzer FE. Anteversion of The Femoral Neck. *Clin. Orthop.* 1959. **14**; p. 80-89.
52. Levangie PK., Norkin CC. *Joint Structure and Function. A Comprehensive Analysis*. 4th ed. Philadelphia: FA Davis Company; 2005.
53. Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System. Foundations for Physical Rehabilitation*. 1st ed. Missouri: Mosby Inc; 2002.

54. Necipoğlu D. (1994). Diz Ekleminde Osteoartriti Olan Kişilerde Transkutanöz Elektriksel Sinir Stimulasyonu ile İyontoforezis Uygulamalarının Karşılaştırılması. Ankara, Hacettepe Üniversitesi, 1994.
55. Emami MJ., Ghahramani MH., Abdinejad F., Namazi H. Q-angle: an invaluable parameter for evaluation of anterior knee pain. *Arch Iran Me*, 2007. **10**: p. 24-6.
56. Freeman BL. Recurrent dislocation. In: Crenshaw AH (ed). *Campbell's Operative Orthopaedics*. 7th ed. St. Louis: CV Mosby Company; 1987.
57. Brattström H. Shape of the intercondylar groove normally and in recurrent dislocation of the patella. *Acta Orthop Scand*, 1964. **68**; p. 1-44.
58. Olcay E., Çetinus E., Mert M. Genç erkek ve bayanlarda ayakta ve yatar pozisyonlarda quadriceps açısının mukayesesi ve değerlendirilmesi. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 1994. **28**; p. 25-27.
59. İlahi OA., Kohl HW. Lower extremity morphology and alignment and risk of overuse injury. *Clin J Sports Med*, 1998. **8**; p. 38-4
60. Sendur OF., Gürer G., Yıldırım T., Öztürk E., Aydeniz A. Relationship of Q angle and joint hypermobility and Q angle values in different positions. *Clin Rheumatol*, 2006. **25(3)**; p. 304-8.
61. Delen V. Diz Menisküs Yırtığı Tanısı Alan Hastalarda Trombositten Zengin Plazma (Prp) Uygulamasının Etkinliğinin Klinik Parametrelerle Değerlendirilmesi. Van, Yüzüncü Yıl Üniversitesi, 2014.
62. Akgün I. *Patellofemoral Hastalıklar*. In: Tandoğan RN, Alpaslan AM editor. Diz cerrahisi. Haberal Eğitim Vakfı: Ankara; 1999.
63. Hvid I., Andersen LI. The quadriceps angle and its relation to femoral torsion. *Acta Orthop Scand*, 1982. **53**; p. 577-9.
64. 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(1)**; p. 24-30.
65. Shellock FG., Powers CM., ed. *Kinematic MRI of the joints: functional anatomy, kinesiology, and clinical applications*. 1st ed. Florida: CRC Press; 2001.

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**; p. 710–713.
67. Buchbinder MR., Napora NJ., Biggs EW. The relationship of abnormal pronation to chondromalacia of the patella in distance runners. *J Am Podiatry Assoc*, 1979. **69(2)**: p. 159-62.
68. Herrington L., Nester C. Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clin Biomech*, 2004. **19**; p. 1070-1073.
69. Kaya D., Doral M. Q açısı ve alt ekstremitte dizilim bozukluğu arasında bir ilişki var mıdır? *Acta Orthop Traumatol Turc*, 2012. **46**; p. 416- 419.
70. Smith TO., Hunt NJ., Donell ST. Thereliability and validity of the Q-angle: a systemtaic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2008. **16**; 1068-1079.
71. Kraus VB., Veil TP. A Comparative Assessment of Alignment of the Knee by Radiographic and Physical Examination Methods. *Arthritis & Rheumatism*, 2005. **52(6)**; p. 1730-1735.
72. İnal SH. *Spor Biyomekaniği*. Ankara: Nobel Yayıncılık; 2004.
73. Hue O., Simoneau M., Marcotte J., Berrigan F. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture*, 2007. **26**; p. 32-38.
74. Soyuer F., İsmailoğulları S. Yaşlılık ve Denge. *Türk Serebrovasküler Hastalıklar Dergisi*, 2009. **15(1)**; p. 1-5.
75. Taner, D., ed. *Fonksiyonel Nöroanatomi*. Ankara: Odtü Yayıncılık; 2010.
76. İnce İ. Türk Halter Milli Takımının Postür Yapılarının İncelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi, 2008.
77. Özyürek S. Dizaltı amputelerde oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin değerlendirilmesi ve diz ekstansör momenti ile ilişkisi. İzmir, Dokuz Eylül Üniversitesi, 2009.
78. Karakuş S., Kılınç F. (2006) Postür Ve Sportif Performans. *Kastamonu Eğitim Dergisi*, 2006. **14(1)**; p. 309-322.

79. Sharkey J. *The Concise Book of Neuromuskuler Therapy a Trigger Point Manual*. England: Lotus Publishing; 2008.
80. Muratlı S. *Antrenman Bilimi Yaklaşımıyla Çocuk ve Spor*. Ankara: Nobel Yayın Dağıtım; 2003.
81. Ferdjallah M., Harris G.F., Smith P., Wertsch J.J., Analysis of Postural Control Synergies During Quiet Standing in Healthy Children and Children with Cerebral Palsy. *Clinical Biomechanics*, 2002. **17**; p. 203-210.
82. Cabell L., Pienkowski D., Shapiro R., Janura M. Effect of age and activity level on lower extremity gait dynamics: An introductory study. *J Strength Cond Res*, 2009. **27**(6); p. 1503-1510
83. Tekin D. Modern Dansçılarda Proprioseptif-Nöromusküler Eğitimin ve Kinezyo-Bant Uygulamasının Dengeye Olan Etkisi. Ankara, Hacettepe Üniversitesi, 2013.
84. Cohen H. *Neuroscience for rehabilitation*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott-Williams&Wilkins; 1999.
85. Abrahamova D., Hlavacka F. Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiol. Res.*, 2008. **57**: p. 957-964.
86. Jacobson GP., Newman CW., Kartush JM. *Handbook of balance function testing*. San Diego, London: Singular Publishing Group; 1997.
87. Hall CM., Brody LT. *Therapeutic Exercise: Moving Toward Function*. Philadelphia: Lippincott-Williams &Williams; 2005.
88. Enoka R.M. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Champaign IL: Human Kinetics Pub.; 1994.
89. Wojtys EM., Ashton-Miller JA., Huston LJ., Moga PJ. The association between athletic training time and the sagittal curvature of the immature spine. *The American Journal of Sports Medicine*, 2000. **28**(4); p. 490-498.
90. Ackland TR., Elliott B., Bloomfield J. *Applied Anatomy and Biomechanics in Sport*. 2nd ed. Champaign IL: Human Kinetics Pub.; 2009.

91. Özer DS., Özer MK. *Çocuklarda Motor Gelişim*. Ankara: Nobel Yayın Dağıtım; 2000.
92. Lee H., Cheng C., Liao J. Correlation between Proprioception, Muscle Strength, Knee Laxity, and Dynamic Standing Balance in Patients with Chronic Anterior Cruciate Ligament Deficiency. *The Knee*, 2009. **(16)**: p. 387-391.
93. Nichols DS., Glenn TM., Hutchinson KJ. (1995). Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Phys Ther*, 1995.**75(8)**; p. 699-706.
94. Whiting WC., Rugg S. *Dynatomy: dynamic human anatomy*. Champaign IL: Human Kinetics Pub.; 2006.
95. Avcı FD. Multiple Skleroz Hastalarında Alt Ekstremitte Duyu Değişikliklerinin Denge Üzerine Etkisi. İzmir, Dokuz Eylül Üniversitesi, 2006.
96. Allison L. *Balance Disorders*. In: Umphred DA. (ed) *Neurological Rehabilitation*. 3rd ed. St Louis: Mosby-Year Book; 1995. p. 802-837.
97. Niam S., Cheung W., Sullivan PE. Balance and Physical Impairments After Stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 1999. **80**; p. 1227-1233.
98. 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)**; p. 462-69.
99. Johnson RE., Kirkendall DR., Gruber JJ. *Measurement and Evaluation for Physical Educators*. Champaign IL: Human Kinetics Pub.; 1987.
100. Council of Europe. Committee of Experts on Sports Research. *Eurofit: handbook for the Eurofit tests of physical fitness*. 2nd Edition. Strasbourg: Council of Europe, Committee for the Development of Sport;1993.
101. Chaudhry H., Findley T., Qugley KS., Bukiet B., Ji Z., Sims T. Measures of Postural Stability. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2004. **41(5)**; p. 713-720.
102. TecnoBody Srl. Pro-Kin MF. Erişim Tarihi: 04.05.2016
http://www.tecnobody.com/newone/schedaProkinMF_en.html.

103. M. Akın. Effect of gymnastics training on dynamic balance abilities in 4-6 years of age children. *International Journal of Academic Research Part A*, 2013. **5(2)**; p. 142-146.
104. Atılğan O., Ramazanoğlu N., Uzun S., Çamlıgüney F. The Effect of Postural Control to Gender Differences in Children. *International Journal of Human Sciences*, 2012. **(9)2**; 1272-1280.
105. Kejonen P. Body Movements During Postural Stabilization. Dissertation, Department of Physical Medicine and Rehabilitation. Oulu: Oulu University; 2002. Erişim Tarihi: 11.09.2016 <http://jultika.oulu.fi/files/isbn9514267931.pdf>
106. Özen, A. Diabetik Polinöropatili Hastalarda Denge Bozuklukları ve Egzersizlerin Denge Bozukluğu Üzerinde Etkileri. Ankara, Başkent Üniversitesi, 2005.
107. Çıtak İ. Gebelikte Görülen Postural Adaptasyonlar ve Bel Ağrısı, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı. Ankara, Hacettepe Üniversitesi, 1999.
108. Yi-Jing Lue., Ching-Lin Hsieh., Mei-Fang Liu., Shih-Fen Hsiao., Shu-Mei Chen., Jau-Hong L., Yen-Mou L. The Relative And Absolute Reliability Of Leg Muscle Strength Testing By A Handheld Dynamometer. *J Stength Cond Res.*, 2011. **25(4)**: p. 1065-71.
109. Amico AP., Nisi M., Covelli I., Polito AM., Damiani S., Ianieri G., Megna M., Fiore P. Efficacy of Proprioceptive Training with Prokin System in Balance Disorders from Multiple Sclerosis. *J Mult Scler*, 2014. 1:110. Erişim Tarihi: 10.11.2016, <http://dx.doi.org/10.4172/jmso.1000110>
110. Otman S., Köse N. Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri. 4th ed. Ankara: Yücel Ofset Matbaacılık; 2008
111. Beenakker EAC., Van Der Hoeven JH., Fock JM., Maurits NM. Reference values of maximum isometric muscle force obtained in 270 children aged 4–16 years by hand-held dynamometry. *Neuromuscul Disord*, 2001. **11(5)**; p. 441-6.
112. Byl T., Cole A., Livingston LA. What determines the magnitude of the Q angle? A preliminary study of select skeletal and muscular measures. *I Sport Rehabil*, 2000. **9**; p. 26-34.

113. Hahn T., Foldspang A. The Q angle and sport. *Scand J Med Sci Sports*, 1997. **7**; p. 43-48.
114. Livingston LA., Mandigo JL. Bilateral rearfoot asymmetry and anterior knee pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 2003. **33(1)**; p. 48-55.
115. Jaiyesimi AO., Jegede OO. Influence of Gender and Leg Dominance on Q-angle Among Young Adults Nigerians. *Ajpars*, 2009. **1(1)**; p. 18-23.
116. France L., Nester Christopher. Effect of errors in the identification of anatomical landmarks on the accuracy of Q angle values. *Clinical biomechanics*, 2001. **168**; p. 710-713.
117. Çetiner Kale A. Puberte Dönemindeki Sağlıklı Bireylerde Musculus Quadriceps Femoris Açısı (Q Açısı) Değerinin Yaş, Cinsiyet, Ağırlık, Boy, Pozisyon ve Taraflara Göre Değerlendirilmesi. İstanbul, İstanbul Üniversitesi, 2001.
118. Yücel BD., Quadriceps Femoris Açısının Normal Değerleri ve Bu Değerleri Etkileyen Faktörler: Bir Ön Çalışma. *Spor Bilimleri Dergisi*, 1995. **6(2)**; p. 28 -37.
119. Hsu RW., Himeno S., Coventry M., Chao E. Normal Axial Alignment of the Lower Extremity and Load Bearing Distribution at the Knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1990. **(255)**; p. 215-227.
120. Düzgün İ., Baltacı G. Düzenli Spor Yapan Ve Yapmayan Adölesanlarda Esneklik Test Sonuçlarının Yaş Ve Cinsiyete Bağlı Değişimi. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 2009. **20(3)**; p. 184-189.
121. Aslan CS., Koç H., Köklü Y. Sporcu ve Sedanter Erkeklerde 18-30 Yaş Periyodunun Kuvvet, Anaerobik Güç ve Esneklik Üzerine Etkileri. *Sağlık Bilimleri Dergisi*, 2011. **20(1)**; p. 48-53.
122. Pangrazi RP., Corbin CB. Age as a factor relating to physical fitness test performance. *Res Quart Exerc Sport*, 1990. **61**; p. 410-414.
123. Ceceli E., Kocaoğlu S., Güven D., Okumuş M., Gökoğlu F., Yorgancıoğlu R. Geriatrik hastalarda denge, yaş ve fonksiyonel durum ilişkisi. *Türk J. Geriatri*, 2007. **10**; p. 169-72.

124. Sami S. Al Abdulwahab, Shaji John Kachanathu. Effects of body mass index on foot posture alignment and core stability in a healthy adult population. *J Exerc Rehabil.*, 2016. **12(3)**; p. 182–187.
125. Farokhmanesh K., Shirzadian T., Mahboubi M., Shahri MN. Effect of foot hyperpronation on lumbar lordosis and thoracic kyphosis in standing position using 3-dimensional ultrasound-based motion analysis system. *Glob J Health Sci.*, 2014. **6(5)**; p. 254-60.
126. Hasegawa K., Okamoto M., Hatsushikano S., Shimoda H., Ono M., Watanabe K. Normative values of spino-pelvic sagittal alignment, balance, age, and health-related quality of life in a cohort of healthy adult subjects. *Eur Spine J*, 2016. **25**; p. 3675–3686.
127. Canbay Ö., Doğru E., Katayıfçı N., Duman F., Şahpolat M., Kaya İ., Dağ E., Kuş K. Bir Üniversite Hastanesi Çalışanlarında Obezite Görülme Sıklığının ve Beslenme Alışkanlıklarının Araştırılması. *Bakırköy Tıp Dergisi*, 2016. **12**; p. 129-135
128. Turan T., Serap S., Çetinkaya CB., Altundağ S. Meslek Lisesi Öğrencilerinin Obesite Sıklığı ve Beslenme Alışkanlıklarının İncelenmesi. *TAF Prev Med Bull*, 2009. **8**; p. 5-12.
129. Maharjan R., Shrestha BP., Khanal GP., Chaudhary P., Karn NK. Quadriceps angle in eastern Nepalese population. *Health Renaissance*, [serial online] 2013; 11(1); p. 150-156. <http://dx.doi.org/10.3126/hren.v11i2.8223>
130. Tarawneh I., AL-Ajoulin O., Alkhawaldah A., Kalbouneh H., Shatarat A., Badran D., Hadidi M. Normal values of Quadriceps angle and its correlation with anthropometric measures in a group of Jordanians. *JRMS*, 2016. **23(2)**: p. 53-58.
131. Omolulu BD, Ogunlade OS, Gopaldasini V K. Normal Q angle in an adult Nigerian population. *Clin Orthop Relat Res.*, 2009. **467**; 2073-2076.
132. Miyatake N., Miyachi M., Tabata I., Sakano N., Hirao T., Numata T. Relationship between muscle strength and anthropometric, body composition parameters in Japanese adolescents. *Scientific research*, [serial online] 2012. 4(1); p. 1-5. Erişim 17.11.2016, <http://dx.doi.org/10.4236/health.2012.41001>

133. Noha AAH., Kamal HM., Zeinab AH. Relation between body mass index percentile and muscle strength and endurance. *Egyptian Journal of Medical Human Genetics*, 2016. **17(4)**; p. 367-372.
134. Dokic Z., Mededovic B. Relationship Between Overweight, Obesity And The Motor Abilities Of 9-12 Year Old School Children. *Fizička kultura*, 2013. 67(2); p. 91-102
135. Denerel HN. Statik ve Dinamik Germe Egzersizlerinin Dinamik Denge Üzerine Akut Etkisi. İzmir, Ege Üniversitesi, 2011.
136. 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 Arthrosc.*, 2000. **8**; p. 180-185.
137. Özkan F. Amerikan Futbol Oyuncularında Spor Kıyafetinin Stabiliometri ve Sürat Performansı Üzerine Etkisi. Ankara, Hacettepe Üniversitesi, 2004.
138. Bryant E.C., Trew ME., Bruce AM., Kuisma RME., Smith AW. Gender Differences in Balance Performance at the Time of Retirement. *J. Clin Biomech*, 2005. **20**; p. 330-335.
139. Hazar H., Gürsoy R., Günay A.R. Sporcularda Patella Femoral (Q) Açısının Bacak Kuvveti ve Denge ile İlişkisinin İncelenmesi. *Niğde Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 2016. 10(2); p. 182-192
140. Bayraktar B., Yücesir İ., Öztürk A., et al. Change of quadriceps angle values with age and activity. *Saudi Med J.*, 2004. **25(6)**; p. 756-760.
141. Di Brezzo R., Fort IL., Hall K. Q angle: the relationship with selected dynamic performance variables in women. *Clin Kines.*, 1996. **50**; p. 66-70.
142. Nguyen A., Boling MC. Relationships Between Lower Extremity Alignment and the Quadriceps Angle. *Clin J Sport Med.*, 2009. **19(3)**; p. 201–206.
143. Hoffman M., Schrader J., Applegate T., Koceja D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *J Athl Train*, 1998. **33**; p. 319-322.

144. Gür F. Kor Antrenmanın 8-14 Yaş Grubu Tenis Sporcularının Kor Kuvveti, Statik ve Dinamik Denge Özellikleri Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi, 2015.
145. Stelmach GE., Worringham CJ., Strand EA. The programming and execution of movement sequences in Parkinson's disease. *International Journal of Developmental Neuroscience*, 1987. **36**; p. 55-65.
146. McCurdy K., Langford G., Cline A., Doscher M., Hoff R. (2004) The reliability of 1- and 3RM tests of unilateral strength in trained and untrained men and women. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2004. **3**; p. 190-196.
147. Carter N., Khan K., Mallinson A., Janssen P., Heinonen A., Petit M., McMay H. (2002) 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**; p. 360- 368.
148. Binda S., Culham E., Brouwer B. Balance, muscle strength, and fear of falling in older adults. *Experimental Aging Research*, 2003. **29**; p. 205-219.
149. Jacobs C., Uhl TL., Seeley M., Sterling W., Goodrich L. Strength and Fatigability of the Dominant and Nondominant Hip Abductors. *J Athl Train*, 2005. **40(3)**; p. 203–206.
150. Muehlbauer T., Gollhofer A., Granacher U. Associations Between Measures of Balance and Lower-Extremity Muscle Strength/Power in Healthy Individuals Across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med.*, 2015. **45(12)**; p. 1671–1692.
151. Voronov ML., Pinzur MS., Hoffman HH., Havey RM. Static measure of foot loading. *Foot Ankle Spec.*, 2009. **2**; p. 267-271.
152. Sağlam E. Profesyonel futbolcularda musculus quadriceps femoris'in CT görüntüleri ile hacimlerinin hesaplanması (cavalieri yöntemi). Samsun, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 2003

153. Yazıcı AG. Aktif spor yapan sporcuların lateralizasyon düzeyleri ile dinamik ve statik denge ve bazı fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması. Erzurum, Atatürk Üniversitesi, 2012.

154. Şahin Y. Değişik spor branşlarında Quadriceps açısı değerleri (Erkek ve bayan futbol ve taekwon-docular). Samsun, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 1998.

155. Erkmen N. Sporcularının denge performanslarının karşılaştırılması. Ankara, Gazi Üniversitesi, 2006.



10. EKLER

EK 1: BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

“Amatör Erkek Sporcularda Q Açısı ile Statik ve Dinamik Denge Arasındaki İlişki” başlıklı çalışmaya katılımcı olarak yer almak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız.

Bu çalışma araştırma amaçlı olarak yapılmaktadır. Sizin de bu araştırmaya katılmanızı öneriyoruz. Çalışmaya katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Çalışmaya katılma konusunda karar vermeden önce araştırmanın ne amaçla yapılmak istendiğini ve nasıl yapıldığını sizinle ilgili bilgilerin nasıl kullanılacağını çalışmanın neler içerdiğini bilmeniz önemlidir. Lütfen aşağıdaki bilgileri dikkatlice okuyarak sorularınıza açık yanıtlar isteyiniz. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer katılmak isterseniz sizden bu formu imzalamanız istenecektir.

Çalışmaya amatör olarak spor yapan 42 gönüllü sağ dominant erkek birey dâhil edilecektir. Çalışmanın amacı Q açısının amatör sporcuların statik ve dinamik dengelerine etkisinin incelenmesidir. Bu çalışmaya katılmayı kabul etmeniz durumunda çalışmaya dâhil edilerek değerlendirmeye alınacaksınız. Araştırmamızda değerlendirme yöntemi olarak size ait tanımlayıcı bilgilerinizi (ad-soyad, yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı) içeren hasta takip formu doldurulacak. Ek olarak, kalça kemiğiniz üzerindeki bir çıkıntı, uyluk kemiğiniz üzerinde bir nokta, diz kapağınız üzerinde bir nokta ve kaval kemiğiniz üzerindeki bir nokta kalemle işaretlendikten sonra bu noktalar arasında kalan çizgilerin birbirlerine olan durumlarına göre Q açınız açölçer kullanılarak ölçülecektir. Sonrasında Pro-Kin Denge Değerlendirme Cihazı ile hareketli zeminde tek ayak ve çift ayak üzerinde dengede kalma becerinizi değerlendireceğiz. Ardından flamingo denge testi ile düz zemin üzerine yerleştirilmiş olan 50 cm uzunluğunda 5 cm yüksekliğinde ve 4 cm genişliğindeki kiriş üzerinde tek ayak ile 1 dakika boyunca flamingo pozisyonunda durmanız istenecektir. Elektronik dinamometre ile bacak ve gövde kaslarınızın kuvveti değerlendirilip ayrıca bu kas gruplarının esnekliğine de bakılacaktır. New York Postür Analizi ile vücut duruşunuz değerlendirilecektir. Çalışmamızın dâhil edilme ve edilmeme kriterlerine göre çalışmaya uygun bulunan kişilerden oluşan maksimum sayıya ulaşıldığında çalışmaya son verilecektir. Yapılması planlanan bu çalışma ile Q açısının (Pelvisin anterosuperior spinası ile diz kapağı

kemiğinin merkezini birleştiren hat ve yine diz kapağı kemiği merkezi ile tuberositas tibia merkezini birleştiren hat arasındaki açı) ile statik-dinamik dengeye etkisi değerlendirilecektir.

Araştırmamızın sizler için öngörülebilir herhangi bir riski bulunmamaktadır. Araştırmaya katılımınız kendi isteğinize bağlıdır ve bu çalışma sebebiyle hiçbir zaman herhangi bir baskıya, cezaya veya yaptırıma maruz kalmayacağınız gibi, hiçbir hakkınızı kaybetmeksizin araştırmaya katılmayı reddedebilir veya araştırmadan çekilebilirsiniz.

Çalışmaya katılmakla herhangi bir parasal yük altına girmeyeceğiniz gibi size de herhangi bir ödeme yapılmayacaktır.

Araştırmamızın kişisel bilgilerinizi; araştırmayı ve istatistiksel analizleri yürütmek için kullanacaktır. Sizin kimlik bilgileriniz çalışma boyunca araştırmamız tarafından gizli tutulacaktır. Çalışma sonunda araştırma sonucu ile ilgili olarak bilgi isteme hakkınız vardır. Yazılı izniniz olmadan sizinle ilgili bilgiler başka kimse tarafından görülemez ve kimseye açıklanamaz. Çalışma sonuçları çalışma tamamlandığında bilimsel yayınlarda kullanılabilir ancak kimlik bilgileriniz açıklanmayacaktır.

Araştırmamız ve konusuyla ilgili sizin araştırmaya katmaya devam etme isteğinizi etkileyebilecek değişiklikler olduğunda zamanında bilgilendirileceksiniz. Çalışmayla ilgili bir sorunuz ya da ek bilgi gereksiniminiz olduğunda aşağıdaki kişiyle lütfen iletişime geçiniz.

ADI-SOYADI: Fzt. Didem Bengisu KEBAP

GÖREVİ: Yardımcı Araştırmacı

TELEFON:

(Gönüllünün Beyanı)

Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümündeki Fzt. Didem Bengisu KEBAP tarafından tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı ve ilgili metni okudum. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla, hiç bir baskı ve zorlama olmaksızın, gönüllü olarak katılmayı kabul ediyorum.

1. Araştırmaya katılmayı reddetme hakkına sahip olduğum bana bildirildi. Bu durumun tıbbi bakımına herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

2. Sorumlu araştırmacıya haber vermek kaydıyla, hiçbir gerekçe göstermeksizin istediğim anda bu çalışmadan ekilebileceğimin bilincindeyim. Bu çalışmaya katılmayı reddetmem ya da sonradan çekilmem halinde hiçbir sorumluluk altına girmeyeceğimi ve bu durumun şimdi ya da gelecekte gereksinim duyduğum tıbbi bakımı hiçbir biçimde etkilemeyeceğini biliyorum. (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemin uygun olacağının bilincindeyim.)

3. Çalışmanın yürütücüsü olan araştırmacı, çalışma programının gereklerini yerine getirme konusundaki ihmalim nedeniyle tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla onayımı almadan beni çalışma kapsamından çıkarabilir.

4. Çalışmanın sonuçları bilimsel toplantılar ya da yayınlarda sunulabilir. Ancak, bu tür durumlarda kimliğim kesin olarak gizli tutulacaktır.

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

6. Bu formun imzalı bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı Kabul etti.

Kabul etmedi.

Katılımcı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

Görüşme tanığı

Adı soyadı, unvanı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

Bilgilendiren Araştırıcı

Adı soyadı, unvanı: Didem Bengisu KEBAP/ Fizyoterapist

Adres: Kayışdağı Caddesi, İnönü Mahallesi, 26 ağustos Yerleşimi, 34755

Ataşehir / İSTANBUL

GSM:

İmza:

Tarih:

EK 2: ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C. YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ


Sayı : 37068608-6100-15-1266
Konu: Klinik Araştırmalar
Etik kurul Başvurusu hk.

27/10/2016

İlgili Makama (Didem Bengisu Kebap)

Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Bölümü Prof. Dr. Serap İnal'ın sorumlu olduğu "**Amatör Erkek Sporcularda Q Açısının Statik ve Dinamik Denge Üzerine Etkisi**" isimli araştırma projesine ait Klinik Araştırmalar Etik Kurulu (KAEK) Başvuru Dosyası (**1230** kayıt Numaralı KAEK Başvuru Dosyası), Yeditepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından **26.10.2016** tarihli toplantıda incelenmiştir.

Kurul tarafından yapılan inceleme sonucu, yukarıdaki isimi belirtilen çalışmanın yapılmasının etik ve bilimsel açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir (**KAEK Karar No: 656**).


Prof. Dr. Turgay ÇELİK

Yeditepe Üniversitesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

EK 3: Q AÇISI VE DENGE DEĞERLENDİRME FORMU

AMATÖR ERKEK SPORCULARDA Q AÇISI İLE STATİK VE DİNAMİK DENGE ARASINDAKİ İLİŞKİ

Değerlendirme Tarihi:

1. Adınız - Soyadınız :
2. Doğum Tarihi :
3. Cinsiyetiniz :
4. Boy Uzunluğu :
5. Vücut Ağırlığı :
6. BKİ :
7. Dominant taraf :
8. Sigara İçiyor musunuz? :
9. Herhangi bir uyuşturucu madde bağımlılığınız var mı? :
10. Kronik bir rahatsızlığınız var mı ? :
11. Düzenli kullandığınız ilaç var mı ? :
12. Daha önce kalça, diz, ayak bileği ve ayağı ilgilendiren sakatlık geçirdiniz mi?
:
13. Sakatlık Geçirdiniz ise tarihi:
14. Herhangi bir cerrahi operasyon geçirdiniz mi?
15. Spor yapıyor musunuz?
Evet ise ne zamandır ve haftada kaç gün kaç saat?
Hayır ise ne zamandır yapmıyorsunuz?
16. Yürümenize, koşmanıza veya günlük yaşam aktivitelerinize engel olan ağrınız var mı? :

Sol Diz Q açısı

Ayakta : Sırtüstü :

Sağ Diz Q açısı

Ayakta : Sırtüstü :

Dengenin Değerlendirmesi (Pro-Kin)

İki Ayak

A-P Hareket :
M-L Hareket :
Salınım Derecesi :
Salınım Alanı :

Sol Ayak

A-P Hareket :
M-L Hareket :
Salınım Derecesi :
Salınım Alanı :

Sağ Ayak

A-P Hareket :
M-L Hareket :
Salınım Derecesi :
Salınım Alanı :

Flamingo Denge Değerlendirmesi Skoru:

Sağ Ayak :

Sol Ayak :

EK 4: NEW YORK POSTÜR ANALİZİ

NEW YORK POSTÜR DEĞERLENDİRME TESTİ

Adı Soyadı:

TARİH:

Yaş:

Cins:

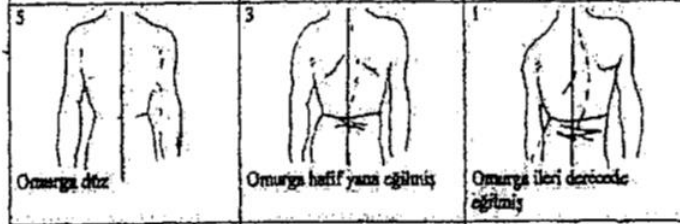
A



B



C



D



E



F



5 normal















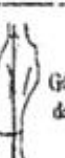






3 orta seviyede

1 ileri seviyede
Birinci sayfa toplamı

	1.	2.	3.
A			
B			
C			
D			
E			
F			

BİRİNCİ SAYFA TOPLAMI

--	--	--

G	5  Boyun dik çene içeride, baş omuz ortasında dengede	3  Boyun hafif önde çene hafif dışarıda	1  Boyun ileri derecede önde çene ileri dere- cede dışarıda
	5  Göğüs yukarıda sternuma vücut ortasında ilerde	3  Göğüs hafif derecede çökünmüş	1  Göğüs ileri dere- cede çökünmüş (düz)
I	5  Omuzlar merkezde	3  Omuzlar hafif ilerde	1  Omuzlar protrakte
	5  Üst sırt normal	3  Üst sırt hafif yuvarlak	1  Üst sırt ileri dere- cede yuvarlak
K	5  Gövde dik	3  Gövde hafif geniye açılı	1  Gövde geriye ileri derince açılmış
	5  Karın düz	3  Karın protrakte	1  Karın protrakte ve sarkmış
M	5  Alt sırt normal	3  Alt sırt hafif çukur	1  Alt sırt ileri derece çukur

	1.	2.	3.
G			
H			
I			
J			
K			
L			
M			
TOPLAM SKOR			

5 normal 3 orta seviyede 1 ileri seviyede
 1. Eğer sol kolodaki açıklamaya uygun ise 5 puan
 2. Eğer orta kolodaki açıklamaya uygun ise 3 puan
 3. Eğer sağ kolodaki açıklamaya uygun ise 1 puan ekleyin.

EK 5: ALT EKSTREMİTE VE GÖVDE KAS GRUPLARININ ESNEKLİK DEĞERLENDİRMESİ

Kas Grupları	Sağ	Sol
Kalça Fleksörleri		
Kalça Abdüktorleri		
Kalça Adduktorleri		
M.Tensor Fascia Latae		
Diz Fleksörleri		
Diz Ekstansörleri		
M.Gastrocnemius		
Lomber Ekstansörler		
Abdominaller		

**EK 6: ELEKTRONİK DİNAMOMETRE İLE ALT EKSTREMİTE VE GÖVDE
KAS KUVVETİ ÖLÇÜMÜ**

Kas Grupları	Sağ	Sol
Kalça Fleksörleri		
Kalça Ekstansörleri		
Kalça Abduktorleri		
Kalça Adduktorleri		
M.Tensor Fascia Latae		
Diz Fleksörleri		
Diz Ekstansörleri		
M.Gastrocnemius		
M.Tibialis Anterior		
M.Tibialis Posterior		
Sırt Ekstansörleri		
Abdominaller		

EK 7: TABLO 13-14-15

TABLO 13. YAŞ VE Q AÇISI ARASINDAKİ İLİŞKİ

	YAŞ (18-21) (n=32)			YAŞ (22-30) (n=34)			z	p
	X ± SS	Med		X ± SS	Med			
Sağ Q Açısı (°)								
Ayakta Duruş Pozisyonunda	10,8 ± 1,2	11,0		10,6 ± 1,3	11,0		-0,622	0,534 ^m
Sırtüstü Pozisyonunda	11,0 ± 1,1	11,0		11,1 ± 1,3	11,0		-0,201	0,841 ^m
Sol Q Açısı (°)								
Ayakta Duruş Pozisyonunda	10,9 ± 1,3	11,0		10,6 ± 1,1	11,0		-0,980	0,183 ^m
Sırtüstü Pozisyonunda	11,0 ± 1,3	11,0		11,0 ± 1,2	11,0		-0,052	0,468 ^m

* Mann Whitney U

*p<0,05

TABLO 14. YAŞ GRUPLARINA GÖRE KAS ESNEKLİK DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

	YAŞ (18-21) (n=32)			YAŞ (22-30) (n=34)			z	p
	X ± SS	Med		X ± SS	Med			
Sağ Kalça Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Fleksör (°)	129,0 ± 6,8	129,0		129,5 ± 8,4	130,0		-0,631	0,528 ^m
Abduktör (cm)	72,7 ± 4,6	72,0		74,5 ± 5,0	75,0		-1,576	0,115 ^m
Adduktör (cm)	6,6 ± 6,3	5,5		6,8 ± 7,6	4,0		-1,392	0,695 ^m
Sağ Diz Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Fleksör (cm)	-0,3 ± 9,7	-2,0		-0,6 ± 10,7	1,0		-0,333	0,739 ^m
Ekstansör (°)	135,2 ± 5,3	135,0		134,9 ± 5,0	135,0		-0,481	0,630 ^m
Sağ Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Dorsi Fleksör (°)	17,0 ± 3,6	17,0		17,4 ± 3,9	17,0		-0,297	0,766 ^m
Plantar Fleksör (°)	42,2 ± 3,0	41,0		42,1 ± 3,9	42,0		-0,200	0,842 ^m
Sol Kalça Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Fleksör (°)	128,6 ± 7,4	129,0		128,7 ± 8,1	130,0		-0,139	0,889 ^m
Abduktör (cm)	72,6 ± 4,5	72,0		73,5 ± 7,6	74,0		-1,561	0,118 ^m
Adduktör (cm)	6,6 ± 6,1	5,5		6,8 ± 7,4	4,0		-0,335	0,737 ^m
Sol Diz Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Fleksör (cm)	-0,3 ± 9,7	-2,0		-0,6 ± 10,7	1,0		-0,333	0,739 ^m
Ekstansör (°)	135,0 ± 4,9	135,0		134,9 ± 5,1	135,0		-0,146	0,884 ^m
Sol Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Dorsi Fleksör (°)	16,9 ± 3,3	17,0		16,8 ± 4,5	16,0		-0,051	0,960 ^m
Plantar Fleksör (°)	41,9 ± 2,7	40,5		42,5 ± 3,4	43,0		-0,476	0,634 ^m
Gövde Çevresi Kas Grupları								
Lom. Ekstansör (cm)	6,9 ± 4,4	6,5		7,6 ± 5,2	7,0		-0,447	0,655 ^m
Abdominal (cm)	33,3 ± 4,5	34,0		32,0 ± 5,6	32,0		-1,189	0,234 ^m

* Mann Whitney U

*p<0,05

Tablo 15. YAŞ GRUPLARINA GÖRE KAS KUVVET DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Elektronik Dinamometre (Poundmetre)	Yaş (18-21) (n=32)			Yaş (22-30) (n=34)			z	p	
	X	± SS	Med	X	± SS	Med			
Sağ Kalça Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	30,0	± 3,6	30,4	31,0	± 4,8	31,3	-1,105	0,269	m
Fleksör	33,3	± 5,2	34,0	34,1	± 6,4	35,0	-0,686	0,493	m
Ekstansör	26,8	± 3,5	27,5	28,6	± 4,6	29,0	-1,796	0,072	m
Abduktör	31,1	± 4,4	31,5	31,7	± 4,8	32,0	-0,547	0,584	m
Adduktör	27,9	± 3,9	28,0	30,3	± 4,8	29,0	-1,918	0,055	m
Sağ Diz Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	27,3	± 2,5	27,2	28,8	± 4,1	28,7	-1,734	0,083	m
M.Tensor Fascia Latae	28,9	± 3,3	30,0	29,4	± 5,0	30,0	-0,623	0,533	m
Fleksör	26,6	± 3,2	26,0	27,9	± 4,8	27,0	-1,072	0,284	m
Ekstansör	27,6	± 2,4	27,0	28,2	± 3,8	28,0	-0,929	0,353	m
Sağ Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	27,7	± 1,9	27,3	28,3	± 2,6	28,0	-1,421	0,155	m
M.Gastrocnemius	28,2	± 2,3	28,0	29,2	± 2,6	29,0	-1,639	0,101	m
M.Tibialis Anterior	27,3	± 2,9	27,5	27,8	± 3,6	29,0	-1,148	0,251	m
M.Tibialis Posterior	27,5	± 2,1	27,5	27,9	± 2,4	28,0	-0,602	0,547	m
Sol Kalça Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	28,4	± 3,0	28,2	30,4	± 5,1	30,3	-1,758	0,079	m
Fleksör	30,8	± 4,9	30,0	33,5	± 6,6	34,0	-1,698	0,089	m
Ekstansör	25,9	± 3,6	25,5	28,1	± 5,3	28,0	-1,713	0,087	m
Abduktör	29,1	± 3,6	28,5	30,9	± 5,6	29,0	-1,273	0,203	m
Adduktör	26,8	± 3,6	25,5	28,9	± 5,0	29,0	-1,771	0,077	m
Sol Diz Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	26,5	± 2,6	26,7	28,3	± 4,2	28,0	-1,847	0,065	m
M.Tensor Fascia Latae	27,8	± 3,0	28,5	29,0	± 5,0	30,0	-1,261	0,207	m
Fleksör	25,3	± 4,1	24,0	27,7	± 4,9	27,0	-2,046	0,041	m
Ekstansör	27,3	± 2,5	27,0	28,2	± 4,1	28,0	-0,707	0,479	m
Sol Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	26,9	± 1,8	27,0	27,9	± 2,6	27,3	-1,402	0,161	m
M.Gastrocnemius	27,8	± 2,1	28,0	29,1	± 2,8	29,0	-1,730	0,084	m
M.Tibialis Anterior	26,1	± 2,7	26,0	27,3	± 3,8	28,0	-1,550	0,121	m
M.Tibialis Posterior	26,9	± 2,3	27,0	27,5	± 2,6	27,0	-0,538	0,591	m
Gövde Kaslarının Toplam Kuvveti	23,8	± 2,0	24,0	24,7	± 3,0	24,0	-1,145	0,252	m
Lomber Ekstansör	24,4	± 2,4	24,0	25,1	± 3,4	25,0	-0,638	0,524	m
Abdominal	23,1	± 2,1	23,0	24,3	± 3,0	24,0	-1,625	0,104	m
Sağ Alt Ekst. Kaslarının Toplam Kuvveti	27,2	± 2,1	27,4	28,2	± 3,3	28,3	-1,438	0,151	m
Sol Alt Ekst. Kaslarının Toplam Kuvveti	26,4	± 1,9	26,4	27,8	± 3,3	27,6	-1,896	0,058	m

* Mann Whitney U

*p<0,05

EK 8: TABLO 16-17-18-19

TABLO 16. BKİ VE Q AÇISI ARASINDAKİ İLİŞKİ

	BKİ (18-24.9) (n=44)			BKİ (25-30) (n=22)			z	p
	X	± SS	Med	X	± SS	Med		
Sağ Q Açısı (°)								
Ayakta Duruş Pozisyonunda	10,8	± 1,4	11,0	10,5	± 1,0	11,0	-0,586	0,558 ^m
Sırtüstü Pozisyonunda	11,1	± 1,3	11,0	10,8	± 1,1	11,0	-0,778	0,436 ^m
Sol Q Açısı (°)								
Ayakta Duruş Pozisyonunda	10,9	± 1,3	11,0	10,5	± 1,0	10,5	-1,333	0,183 ^m
Sırtüstü Pozisyonunda	11,0	± 1,3	11,0	10,8	± 1,1	11,0	-0,726	0,468 ^m

* Mann Whitney U

*p<0,05

TABLO 17. BKİ GRUPLARINA GÖRE KAS ESNEKLİK DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

	BKİ (18-24.9) (n=44)			BKİ (25-30) (n=22)			z	p
	X	± SS	Med	X	± SS	Med		
Sağ Kalça Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Abduktör (cm)	73,5	± 5,1	74,0	73,9	± 4,4	74,0	-0,255	0,799 ^m
Adduktör (cm)	6,5	± 6,8	4,0	7,2	± 7,4	5,0	-0,384	0,701 ^m
Sağ Diz Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Fleksör (cm)	-0,6	± 10,5	0,0	-0,2	± 9,6	0,0	-0,060	0,952 ^m
Ekstansör (°)	135,1	± 5,2	135,0	134,8	± 5,0	134,5	-0,424	0,671 ^m
Sağ Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Dorsi Fleksör (°)	16,9	± 4,0	17,0	17,9	± 3,3	18,0	-1,062	0,288 ^m
Plantar Fleksör (°)	42,4	± 3,7	42,0	41,7	± 3,1	40,5	-0,788	0,431 ^m
Sol Kalça Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Abduktör (cm)	72,7	± 7,2	74,0	73,9	± 4,1	74,0	-0,437	0,662 ^m
Adduktör (cm)	6,4	± 6,5	5,0	7,3	± 7,4	5,0	-0,491	0,623 ^m
Sol Diz Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Fleksör (cm)	-0,6	± 10,5	0,0	-0,2	± 9,6	0,0	-0,060	0,952 ^m
Ekstansör (°)	134,8	± 5,1	135,0	135,1	± 4,8	135,0	-0,067	0,946 ^m
Sol Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kas Grupları								
Dorsi Fleksör (°)	16,9	± 3,6	16,0	16,7	± 4,6	17,5	-0,115	0,909 ^m
Plantar Fleksör (°)	42,4	± 3,2	42,0	41,8	± 2,8	40,0	-0,998	0,318 ^m
Gövde Çevresi Kas Grupları								
Lomber Ekstansör (cm)	7,7	± 5,2	7,0	6,3	± 3,8	6,0	-0,823	0,411 ^m
Abdominal (cm)	32,8	± 4,9	33,0	32,3	± 5,6	32,5	-0,261	0,794 ^m

* Mann Whitney U

*p<0,05

TABLO 18. BKİ GRUPLARINA GÖRE KAS KUVVET DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Elektronik Dinamometre (Poundmetre)	BKİ (18-24.9) (n=44)			BKİ (25-30) (n=22)			z	p	
	X ± SS	Med		X ± SS	Med				
Sağ Kalça Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	30,5 ± 4,2	31,3		30,6 ± 4,4	31,0		-0,167	0,867	m
Fleksör	33,7 ± 5,8	35,0		33,7 ± 6,1	34,5		-0,100	0,920	m
Ekstansör	27,5 ± 4,1	29,0		28,1 ± 4,4	28,5		-0,188	0,851	m
Abduktör	31,4 ± 4,5	31,0		31,4 ± 4,8	32,0		-0,100	0,920	m
Adduktör	29,1 ± 4,5	29,0		29,4 ± 4,5	28,5		-0,134	0,893	m
Sağ Diz Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	28,1 ± 3,3	28,3		28,2 ± 3,9	27,3		-0,241	0,810	m
M.Tensor Fascia Latae	29,2 ± 4,3	30,0		29,0 ± 4,2	29,5		-0,107	0,915	m
Fleksör	27,3 ± 3,9	27,0		27,3 ± 4,8	25,5		-0,416	0,678	m
Ekstansör	27,9 ± 3,2	27,0		27,9 ± 3,1	28,0		-0,222	0,824	m
Sağ Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	28,1 ± 2,3	28,0		27,9 ± 2,3	27,5		-0,421	0,674	m
M.Gastrocnemius	28,6 ± 2,7	29,0		28,9 ± 2,0	29,0		-0,316	0,752	m
M.Tibialis Anterior	27,9 ± 3,2	28,0		27,0 ± 3,3	27,5		-0,926	0,354	m
M.Tibialis Posterior	27,8 ± 2,2	28,0		27,7 ± 2,5	27,5		-0,451	0,652	m
Sağ Kalça Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	29,6 ± 4,4	29,0		29,1 ± 4,2	29,3		-0,361	0,718	m
Fleksör	32,4 ± 6,1	31,0		31,8 ± 5,8	32,0		-0,381	0,703	m
Ekstansör	27,2 ± 4,7	27,0		26,8 ± 4,7	25,5		-0,489	0,625	m
Abduktör	30,3 ± 4,8	29,0		29,5 ± 4,8	28,0		-0,570	0,569	m
Adduktör	28,0 ± 4,4	28,0		27,8 ± 4,7	28,5		-0,221	0,825	m
Sol Diz Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	27,4 ± 3,4	27,3		27,4 ± 4,1	27,0		-0,314	0,754	m
M.Tensor Fascia Latae	28,5 ± 4,4	29,0		28,2 ± 3,9	29,0		-0,013	0,989	m
Fleksör	26,5 ± 4,4	26,0		26,8 ± 5,3	25,0		-0,040	0,968	m
Ekstansör	27,8 ± 3,2	28,0		27,7 ± 4,1	27,5		-0,463	0,643	m
Sol Ayak Bileği Eklemi Çevresi Kaslarının Toplam Kuvveti	27,5 ± 2,3	27,0		27,4 ± 2,5	27,2		-0,187	0,851	m
M.Gastrocnemius	28,3 ± 2,4	28,0		28,9 ± 2,9	29,0		-0,688	0,492	m
M.Tibialis Anterior	27,1 ± 3,4	27,0		25,9 ± 3,3	25,0		-1,260	0,208	m
M.Tibialis Posterior	27,0 ± 2,5	27,0		27,5 ± 2,6	27,0		-0,478	0,633	m
Gövde Kaslarının Toplam Kuvveti	24,5 ± 2,6	24,5		23,6 ± 2,5	22,8		-1,278	0,201	m
Lomber Ekstansör	25,2 ± 3,0	25,0		24,0 ± 2,8	23,0		-1,478	0,139	m
Abdominal	23,9 ± 2,6	24,0		23,3 ± 2,9	23,0		-1,015	0,310	m
Sağ Alt Ekstremité Kaslarının Toplam Kuvveti	27,8 ± 2,8	28,1		27,6 ± 2,9	27,3		-0,474	0,635	m
Sol Alt Ekstremité Kaslarının Toplam Kuvveti	27,3 ± 2,7	27,1		26,9 ± 3,0	26,5		-0,487	0,626	m

* Mann Whitney U

*p<0,05

TABLO 19. BKİ GRUPLARINA GÖRE DİNAMİK VE STATİK DENGE SKORLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

<i>Dinamik Denge</i>	BKİ (18-21) (n=44)			BKİ (22-30) (n=22)			z	p
	X ± SS	Med		X ± S	Med			
<i>Sağ Ayak</i>								
A-P Hareket (°)	-0,2 ± 1,3	-0,4		0,7 ± 1,4	-0,7		-1,542	0,123 m
M-L Hareket (°)	0,7 ± 1,6	0,6		0,3 ± 1,6	0,2		-0,801	0,423 m
Salınım Derecesi (°)	259,8 ± 73,4	261,1		251,3 ± 57,3	251,5		-0,334	0,739 m
Salınım Alanı(%)	-0,4 ± 6,0	-1,6		1,2 ± 5,8	0,1		-1,275	0,202 m
Ortalama Hız (°/sn)	8,3 ± 3,5	8,7		8,4 ± 1,8	8,4		-0,040	0,968 m
<i>Sol Ayak</i>								
A-P Hareket (°)	0,0 ± 1,2	-0,2		0,0 ± 1,8	-0,5		-0,494	0,621 m
M-L Hareket (°)	0,0 ± 1,0	-0,1		0,3 ± 1,4	0,2		-1,041	0,298 m
Salınım Derecesi (°)	268,1 ± 94,1	255,5		264,9 ± 160,2	231,9		-0,981	0,326 m
Salınım Alanı(%)	0,4 ± 8,1	-2,2		1,8 ± 9,4	0,0		-0,587	0,557 m
Ortalama Hız (°/sn)	9,2 ± 3,2	8,8		8,2 ± 3,0	7,7		-1,285	0,199 m
<i>İki Ayak</i>								
A-P Hareket (°)	-0,5 ± 1,2	-0,4		0,2 ± 1,6	-0,1		-1,596	0,111 m
M-L Hareket (°)	0,3 ± 1,0	0,3		0,4 ± 1,4	0,5		-0,187	0,852 m
Salınım Derecesi (°)	271,9 ± 87,0	271,4		272,6 ± 72,4	276,5		-0,347	0,728 m
Salınım Alanı(%)	4,6 ± 8,5	3,3		8,5 ± 9,4	8,4		-1,662	0,096 m
Ortalama Hız (°/sn)	9,2 ± 2,8	9,1		9,1 ± 2,4	9,2		-0,200	0,841 m
<i>Statik Denge</i>								
Sağ Ayak	13,4 ± 7,0	12,0		13,9 ± 7,8	13,5		-0,395	0,693 m
Sol Ayak	14,6 ± 7,4	16,0		16,5 ± 7,9	18,0		-0,963	0,335 m

* Mann Whitney U

*p<0,05

EK 9: TABLO 20**TABLO 20. DOMİNANT ALT EKSTREMİTE (SAĞ) KAS ESNEKLİĞİ VE DİNAMİK DENGE ARASINDAKİ İLİŞKİ (n=66)**

<i>Dinamik Denge</i>						
		A-P Hareket (°)	M-L Hareket (°)	Primeter Length (°)	Area of Gap (%)	Ortalama Hız (%/sn)
<i>Kalça Eklemi Çevresi</i>						
<i>Kas Grupları</i>						
Abduktör (°)	r	0,218	0,088	-0,119	-0,203	-0,097
	p	0,077	0,479	0,339	0,099	0,437
Adduktör (cm)	r	-0,207	-0,055	0,146	0,180	0,148
	p	0,093	0,657	0,239	0,144	0,232
<i>Diz Eklemi Çevresi</i>						
<i>Kas Grupları</i>						
Ekstansör (°)	r	0,220	0,088	-0,113	-0,170	-0,096
	p	0,073	0,481	0,361	0,170	0,438
<i>Ayak Bileği Eklemi Çevresi</i>						
<i>Kas Grupları</i>						
Dorsi Fleksör (°)	r	0,131	0,120	-0,057	-0,159	-0,012
	p	0,291	0,333	0,645	0,199	0,921
Plantar Fleksör (°)	r	0,077	0,126	0,106	-0,072	0,137
	p	0,534	0,310	0,393	0,561	0,270

* Spearman Korelasyon

*p<0,05

EK 10: TABLO 21**TABLO 21. POSTÜR VE DİNAMİK DENGE ARASINDAKİ İLİŞKİ (n=66)**

<i>Dinamik Denge</i>						
		A-P Hareket (°)	M-L Hareket (°)	SALINIM DERECESİ (°)	Area of Gap (%)	Ortalama Hız (%/sn)
Postür (13-65)						
A(Baş Pozisyonu - Post.)	r	0,005	-0,014	0,249	0,172	0,249
	p	0,971	0,913	0,052	0,163	0,053
B(Omuz Yüksekliği - Post.)	r	-0,057	0,106	0,224	0,192	0,215
	p	0,647	0,395	0,069	0,119	0,080
C(Omurğa - Post.)	r	-0,231	-0,095	0,264	0,200	0,280
	p	0,060	0,444	0,053	0,105	0,054
D (Kalça Pozisyonu)	r	0,009	-0,025	0,073	0,020	0,073
	p	0,942	0,841	0,560	0,870	0,560
E(Ayak Pozisyonu- Post.)	r	-0,252	-0,204	-0,242	-0,149	-0,213
	p	0,052	0,098	0,053	0,230	0,051
F(Ayak Medial Ark Yüksekliği)	r	-0,165	-0,099	-0,107	-0,113	-0,145
	p	0,183	0,427	0,387	0,363	0,243
G(Baş Pozisyonu - Lat.)	r	0,093	0,203	-0,079	0,005	-0,043
	p	0,456	0,099	0,526	0,965	0,728
H(Göğüs - Lat.)	r	0,141	0,109	-0,024	0,082	0,013
	p	0,256	0,378	0,846	0,509	0,918
I(Omuz Pozisyonu - Lat.)	r	0,111	0,277	0,019	0,001	0,050
	p	0,373	0,053	0,881	0,995	0,686
J(Üst Sirt - Lat.)	r	0,205	-0,041	-0,140	-0,133	-0,109
	p	0,096	0,742	0,257	0,284	0,381
K(Gövde - Lat.)	r	0,104	-0,065	-0,059	-0,054	-0,065
	p	0,401	0,603	0,637	0,662	0,603
L(Karın - Lat.)	r	-0,160	-0,011	-0,171	-0,007	-0,182
	p	0,195	0,931	0,166	0,956	0,140
M(Alt Sirt - Lat.)	r	0,245	-0,114	-0,257	-0,063	-0,275
	p	0,053	0,359	0,053	0,615	0,052
Alt Ekstremit Toplam Skoru (D,E,F)	r	-0,244	-0,185	-0,217	-0,145	-0,243
	p	0,052	0,134	0,078	0,243	0,052
Gövde Toplam Skoru (A,B,C,G, H,I,J,K,L,M)	r	0,018	0,108	-0,044	0,061	-0,025
	p	0,883	0,386	0,726	0,626	0,844

* Spearman Korelasyon

*p<0,05

EK 11: TABLO 22**TABLO 22. POSTÜR VE Q AÇISI – STATİK DENGE ARASINDAKİ İLİŞKİ (n=66)**

Postür (13-65)		<i>Ayakta Duruş Q Açısı (°)</i>	<i>Sırt Üstü Yatış Q Açısı (°)</i>	<i>Statik Denge</i>
A(Baş Pozisyonu - Post.)	r	0,044	-0,051	0,011
	p	0,721	0,679	0,927
B(Omuz Yüksekliği - Post.)	r	0,083	-0,005	0,097
	p	0,505	0,967	0,435
C(Omurğa - Post.)	r	0,091	0,004	0,028
	p	0,466	0,975	0,822
D (Kalça Pozisyonu - Post.)	r	0,251	0,227	0,098
	p	0,052	0,065	0,432
E(Ayak Pozisyonu-Post.)	r	0,130	0,172	-0,143
	p	0,295	0,165	0,250
F(Ayak Medial Ark Yüksekliği)	r	0,126	0,162	-0,069
	p	0,310	0,190	0,579
G(Baş Pozisyonu - Lat.)	r	0,139	0,146	-0,019
	p	0,263	0,239	0,881
H(Göğüs - Lat.)	r	0,042	0,052	-0,159
	p	0,738	0,674	0,199
I(Omuz Pozisyonu -Lat.)	r	0,062	0,001	-0,116
	p	0,616	0,995	0,352
J(Üst Sırt - Lat.)	r	0,073	0,117	-0,009
	p	0,555	0,345	0,941
K(Gövde - Lat.)	r	-0,111	-0,038	-0,240
	p	0,372	0,761	0,051
L(Karın - Lat.)	r	-0,047	0,045	-0,252
	p	0,707	0,719	0,053
M(Alt Sırt - Lat.)	r	-0,132	-0,103	-0,011
	p	0,288	0,406	0,932
Alt Ekstremité Toplam Skoru (D,E,F)	r	0,186	0,211	-0,105
	p	0,133	0,087	0,396
Gövde Toplam Skoru (A,B,C,G, H,I,J,K,L,M)	r	0,059	0,059	-0,128
	p	0,636	0,637	0,302

* Spearman Korelasyon

*p<0,05

EK 12: POWER ANALİZ

Power Analizi

Çalışmamızın amacı patellofemoral eklemin biyomekaniksel fonksiyonlarını tanımlayan parametrelerden biri olan Q açısının amatör erkek sporculardaki statik ve dinamik denge üzerine etkisinin incelenmesi olup bu çalışma için gerekli olan minimum birey sayısı (örneklem genişliği) hesaplanmıştır. Örneklem genişliğinin çok büyük tutulmasında gerçekte anlamlı olmayan iki olgunun istatistiksel olarak anlamlı çıkma ihtimali göz önünde bulundurulmuştur. Dolayısıyla çalışmamızda yeterli sayıda birey ile çalışma yapmak için power analizi yapılmıştır. Analiz öncesinde ilk olarak benzer literatür çalışmaları incelenmiştir.

Profesyonel futbolcularda musculus quadriceps femoris'in CT görüntüleri ile hacimlerinin hesaplanması (cavalieri yöntemi) (152) isimli yüksek lisans tezinde cavalieri yöntemi ile profesyonel futbolcularda musculus quadriceps femoris'in ct görüntüleri ile hacimlerinin hesaplanması araştırılmış olup örnekleme 19 erkek futbolcu seçilmiştir. Çalışmanın amacına uygun olarak m.quadriceps femoris'in toplam hacmi hesaplanmış, kas hacimleri hesaplanmıştır. Ekstremiteler arasında, kas hacmi bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamış, m.quadriceps femoris hacimleri ile bireylerin kiloları ve boyları arası arasında anlamlı korelasyon gözlenmiştir.

Aktif spor yapan sporcuların lateralizasyon düzeyleri ile dinamik ve statik denge ve bazı fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması (153) isimli doktora tezinde aktif spor hayatına devam eden sporcuların, hemisferik farklılıklarının önemli bir duyuşal ve fiziksel faktör olan dinamik ve statik denge düzeyleri ile bazı antropometrik özellikleri arasında bir farklılığa sebep olup olmadığı araştırılmış olup 44'ü sağ el dominant, 41'i sol el dominant ve 12'si her iki eli olmak üzere toplam 98 sporcu örnekleme seçilmiştir. Çalışmanın amacına uygun olarak sporcuların lateralizasyon düzeyleri ile dinamik ve statik dengeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı tespit edilmiştir.

Değişik spor branşlarında Quadriceps açısı değerleri (Erkek ve bayan futbol ve taekwon-docular) (154) isimli yüksek lisans tezinde erkek ve bayan futbolcu ve taekwandocuların, ayakta ve sırt üstü yatar pozisyonda sağ ve sol Q açılarının belirlenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır. Örneklem 25 kadın 55 erkek olmak üzere toplam 80 futbolcu ve 35 kadın 55 erkek olmak üzere 90 taekwandocu seçilmiştir. Çalışmanın sonucunda futbolcuların Q açısının taekwandoculardan Q açısından anlamlı seviyede daha büyük olduğu tespit edilmiştir.

Sporcularının denge performanslarının karşılaştırılması (155) isimli doktora tezinde farklı branşlara sahip sporcuların denge parametrelerinin karşılaştırılması ve bu parametrelerin egzersiz sonrasındaki değişimi incelenmiştir. Çalışmaya 13 basketbolcu, 9 jimnastikçi ve 13 futbolcu olmak üzere toplam 35 sporcu dâhil edilmiştir. Çalışmanın sonucunda jimnastikçilerin dinamik dengelerinin futbolculardan anlamlı düzeyde daha iyi olduğu fakat statik denge bakımından her iki branş arasında anlamlı farklılık olmadığı tespit edilmiştir. Futbolcular ile basketbolcuların denge performanslarının birbirine benzer özellikler gösterdiği tespit edilmiştir.

Kor antrenmanın 8-14 yaş grubu tenis sporcularının kor kuvveti statik ve dinamik denge özellikleri üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi (144) isimli yüksek lisans tezinde ise 8-14 yaş aralığındaki erkek tenis sporcuları ile 12 hafta düzenli olarak yapılan kor antrenmanın, sporcuların kor kuvveti, statik ve dinamik denge özellikleri üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Çalışmaya 10 denek grubu 9 kontrol grubu olmak üzere toplam 19 erkek tenis sporcusu dâhil edilmiştir. Çalışmanın sonucunda kor antrenmanı ile denge performansı arasında anlamlı ilişki tespit edilememiştir.

Yukarıda yer alan örnek literatür çalışmalarına ek olarak hata oranlarına göre minimum örneklem sayısı hesaplanmıştır. Hata oranları bir çalışmada minimum örneklem sayısının belirlenmesinde kullanılan parametreler olup iki farklı hata bulunmaktadır. İncelediğimiz gruplar arasında klinik açıdan anlamlı fark bulunmazken yaptığımız teste göre anlamlı fark bulduğumuz durumlarda yapılan hata tip I hata olup α ile gösterilmektedir. Yukarıda yer verilen literatür çalışmalarında tip I hata payı olarak genellikle 0,01 kabul edildiği görülmüştür. Bazı çalışmalarda ise tip I hata payı 0,05 olarak alınmıştır. İncelediğimi gruplar arasında klinik açıdan anlamlı fark olup yaptığımız teste göre anlamlı fark bulmadığımız durumlarda yapılan hata ise tip II hata olarak isimlendirilip β ile gösterilmektedir. $1-\beta$ testi gücü olup Jacop Cohen 1988 yılında yayımladığı “Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences” Cohen (1998) isimli kitabında sağlık sonuçlar alabilmek için 0,80 seviyesindeki gücün yeterli olduğunu tavsiye etmiştir. Bu bağlamda Cohen (1998) in tavsiye ettiği seviyeden daha yüksek bir güç oranı olarak çalışmamızın gücü 0,85 olacak şekilde tip II hata oranı 0,15 olarak belirlenmiştir.

Sonuç olarak çalışmamızda tip I hata oranı (α) 0,01 ve tip 2 hata oranı (β) 0,15 olarak alınmıştır. Böylece testin güvenilirlik düzeyi ($1-\alpha$) 0,99 ve testin gücü ($1-\beta$) 0,85 olarak kabul edilmiştir. Bu değerlere göre yapılan hesaplama neticesinde çalışmamızdaki minimum örneklem sayısının 37 olması gerektiği tespit edilmiştir.

Bu bağlamda Cohen (1998) in tavsiye ettiği seviyeden daha yüksek bir güç oranı olarak çalışmamızın gücü 0,90 olacak şekilde tip II hata oranı 0,10 olarak belirlenmiştir.

Sonuç olarak çalışmamızda tip 1 hata oranı (α) 0,01 ve tip 2 hata oranı (β) 0,10 olarak alınmıştır. Böylece testin güvenilirlik düzeyi ($1-\alpha$) 0,99 ve testin gücü ($1-\beta$) 0,90 olarak kabul edilmiştir. Bu değerlere göre yapılan hesaplama neticesinde çalışmamızdaki minimum örneklem sayısınının 42 olması gerektiği tespit edilmiştir.



11. ÖZGEÇMİŞ

A. KİŞİSEL BİLGİLER

Adı soyadı: Didem Bengisu KEBAP

Doğum tarihi:16.09.1988

Yabancı dil bilgisi: İngilizce

Görev Yeri: Özel Gelişimsel Yaklaşım Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi / Hendek-SAKARYA

E-posta adresi: fzt_d_bengisu@windowslive.com

Telefon: 0531 913 58 14

B. EĞİTİM BİLGİLERİ

Mezun olunan üniversite/fakülte: Dumlupınar Üniversitesi/ Fizik Tedavi Ve Rehabilitasyon Fakültesi

Lisans Mezuniyet tarihi: 2011

Yüksek Lisans: Yeditepe Üniversitesi Spor Fiyoterapisi Ana Bilim Dalı

C. İŞ TECRÜBESİNE AİT BİLGİLER

Bugüne kadar çalıştığı kurum/kuruluşlar:

Gelişimsel Yaklaşım Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi (2011'den beri)

