



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**GENU REKURVATUMLU KADINLARDA MODİFİYE EDİLMİŞ
TOPUK KAMALARININ STABİLİTEYE ETKİSİ**

NAİLE HANDE YAZICI

ORTEZ PROTEZ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. ESRA ATILGAN

İSTANBUL – 2020

TEŞEKKÜR

Lisans ve lisansüstü eğitimim boyunca engin bilgi ve desteğini eksik etmeyen, öğrencisi olmaktan onur duyduğum değerli hocam Prof. Dr. Z. Candan ALGUN' a

Tez çalışmamın yürütülmesi sırasında bana yol gösterici olan, yardımlarını ve desteğini esirgemeyen değerli tez danışmanım, sevgili hocam Doç. Dr. Esra ATILGAN' a,

Tez dönemimde bana destek olan, iş yoğunluğumu azaltan değerli hocalarım ve çalışma arkadaşlarım Fzt. Ali DEMİRCAN'a, Ortez Protez Teknikeri Onur AKBEN'e ve Ortotist- Prostetist Yağmur ALTUN'a

Hasta bulmamda yardımcı olan hocam Öğr. Gör. Sena ÖZDEMİR'e

Arkadaşım Sena DEMİRCİ'ye,

Klinik olarak yardımcı olan Fzt Özgür AYDOĞAN'a,

Çalışmama gönüllü olarak katılan tüm katılımcılara,

Hayatım boyunca maddi ve manevi her türlü fedakarlığı sağlayan, desteğini ve sevgisini her zaman hissettiğim, daima yanımda olan moral kaynağım annem Cahide YAZICI, babam Bülent YAZICI ve kardeşim Özge YAZICI'ya,

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU	i
BEYAN	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	vii
RESİMLER LİSTESİ	viii
TABLolar LİSTESİ	ix
1. ÖZET	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Diz Eklemine Anatomisi	5
4.1.1. Diz Eklemine Yapısı.....	5
4.1.2. Dizin Kemik Yapıları.....	5
4.1.3. Diz Eklemine Oluşturan Eklem Yapıları.....	7
4.1.4. Diz Eklemine Ligamentleri	8
4.1.5. Diz Eklemine Kasları	10
4.1.5.1. Ön Grup Kasları.....	10
4.1.5.2. Arka Grup Kasları.....	11
4.1.6. Diz Eklemine Menisküsleri	12
4.2. Dizin Biyomekaniği	13
4.3. Ayak- Ayak Bileği Anatomisi.....	15
4.3.1. Ayak-Ayak Bileği Kompleksi	15
4.3.2. Ayak- Ayak Bileği Kemikleri.....	15
4.3.3. Ayak- Ayak Bileği Eklemleri	15
4.3.4. Ayak- Ayak Bileği Kasları	16
4.3.4.1. Ayağın Ekstrinsik Kasları	16
4.4. Ayaktaki Statik Yük Dağılımı	17
4.5. Genu Rekurvatum.....	17
4.5.1. Genu Rekurvatum Etiyolojisi.....	18

4.5.2. Genu Rekurvatum Etkileri	20
4.5.3. Genu Rekurvatumda Ortezleme.....	22
4.5.4. Topuk Kamaları	23
4.6. Postüral Stabilite.....	24
4.7. Plantar Basınç	26
5. MATERYAL VE METOT	28
5.1. Bireylerin Seçimi.....	28
5.1.1. Güç Analizi	29
5.2. Değerlendirme Yöntemleri	29
5.2.1. Demografik Bilgi Formu	30
5.2.2. Alt Ekstremitte Esneklik Testleri.....	30
5.2.3. Diz Eklemine Ekstansiyon Açısının Ölçülmesi	32
5.2.4. Ayak Plantar Basınç Dağılım Analizi ve Postüral Stabilitenin Değerlendirilmesi.....	36
5.2.5. Fiziksel Aktivite Düzeyi için Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi Kısa Formu (IPAQ).....	39
5.2.6. İstatistiksel Değerlendirme	40
6. BULGULAR.....	41
6.1. Demografik Özelliklerin Karşılaştırılması	41
6.2. Alt Ekstremitte Esneklik Test Değerlerinin İncelenmesi	42
6.3. Fiziksel Aktivite Düzeylerinin İncelenmesi	44
6.4. Plantar Basınç Analizi	45
6.5. Postüral Stabilite.....	51
7. TARTIŞMA	55
8. SONUÇ	64
9. KAYNAKLAR.....	66
10. EKLER	80
11. ETİK KURUL ONAYI	87
12. ÖZGEÇMİŞ.....	90

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

°	Derece
%	Yüzde
CJOrtho	College des Jeunes Orthopedistes
cm	Santimetre
dk	Dakika
EVA	Etil Venil Asetat
hf	Hafta
kg	Kilogram
m	Metre
mm	Milimetre
IPAQ	Uluslararası Fiziksel Aktivite Değerlendirme Anketi
VKI	Vücut Kütle İndeksi

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.1.2. 1 Diz Eklemine oluşturan kemikler.....	6
Şekil 4.1.3. 1. Diz eklemine önden görünüşü.....	8
Şekil 4.1.6. 1. Menisküsler	12
Şekil 4.2. 1. Dizin fleksiyon-ekstansiyon hareketi	13
Şekil 4.2.2 1. Vida-Yuva mekanizması	14
Şekil 4.4. 1. Ayakta ağırlık taşıma noktaları.....	17
Şekil 4.5.1. 1. Statik duruşta plantar fleksiyon-diz ekstansiyon çifti	19
Şekil 4.5.1. 2. Yürüyüş sırasında plantar fleksiyon-diz ekstansiyon çifti.....	20
Şekil 4.5.2. 1. Yer çekim hattı	21
Şekil 4.5.4. 1. Kamının alt ekstremitte dizilimine etkisi	23
Şekil 5.2.3. 1. CJOrtho mobil uygulaması	33
Şekil 5.3.4. 1. Statik analiz verileri.....	37
Şekil 5.3.4. 2. Stabilometrik analiz verileri	38

RESİMLER LİSTESİ

Resim 4.5. 1 Genu rekurvatum	18
Resim 5.2.2. 1. Gonyometre	32
Resim 5.2.2. 2. Mezura.....	32
Resim 5.2.3.2. 1. Kamaların üstten görünüşü.....	34
Resim 5.2.3.3. 1. Kamaların yandan görünüşü.....	34
Resim 5.2.3.4. 1. Genu rekurvatum açısının ölçülmesi	35
Resim 5.2.3.5. 1 Kamalarla genu rekurvatum açısının ölçülmesi	35

TABLolar LİSTESİ

Tablo 6. 1.1. Katılımcıların Demografik Verileri.....	41
Tablo 6. 2.1. Alt Ekstremitte Esneklik Test Sonuçlarının Verileri.....	42
Tablo 6.2.2 1 Katılımcıların Genu Rekurvatum Açısı ile Esneklik Test Sonuçlarının Karşılaştırılması	43
Tablo 6.3. 1. Katılımcıların IPAQ'a Göre Fiziksel Aktivite Düzeylerinin Ortalaması	44
Tablo 6.3. 2. Katılımcıların IPAQ Değerine Göre Aktivite Düzeylerinin Analizi....	44
Tablo 6.3. 3. Katılımcıların IPAQ ile Genu Rekurvatum Açıları Arasındaki İlişkinin İncelenmesi	45
Tablo 6.4. 1. Katılımcıların Çıplak Ayak, 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm Kamalarla Statik Plantar Basınç Analiz Verileri	45
Tablo 6.4. 2. Katılımcıların Çıplak Ayak ve 1 cm Kama ile Yapılan Plantar Basınç Analiz Verilerinin Karşılaştırılması	47
Tablo 6.4. 3. Katılımcıların Çıplak Ayak ve 2,5 cm Kama ile Yapılan Plantar Basınç Analiz Verilerinin Karşılaştırılması	48
Tablo 6.4. 4. Katılımcıların Çıplak Ayak ve 5 cm Kama ile Yapılan Plantar Basınç Analiz Verilerinin Karşılaştırılması	50
Tablo 6.5. 1. Katılımcıların Çıplak Ayak, 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm Kamalarla Stabilometrik Analiz Verileri	51
Tablo 6.5. 2. Katılımcıların Çıplak Ayak ve 1 cm Kama ile Yapılan Stabilometrik Analiz Verilerinin Karşılaştırılması	52
Tablo 6.5. 3. Katılımcıların Çıplak Ayak ve 2,5 cm Kama ile Yapılan Stabilometrik Analiz Verilerinin Karşılaştırılması	53

Tablo 6.5. 4. Katılımcıların ıplak Ayak ve 5 cm Kama ile Yapılan Stabilometrik Analiz Verilerinin Karşılaştırılması 54



1. ÖZET

GENU REKURVATUMLU KADINLARDA MODİFİYE EDİLMİŞ TOPUK KAMALARININ STABİLİTEYE ETKİSİ

Amaç, farklı yükseklikteki topuk kamalarının genu rekurvatumlu(GR) sağlıklı kadınlarda plantar basınç ve postüral stabiliteye etkisini incelemektir. Çalışmaya İstanbul Medipol Üniversitesi Protez Ortez Merkezi'ne gelen yaşları 20-35 arasında 28 sağlıklı kadın gönüllü dahil edildi. GR açıları (GRA) College des Jeunes Orthopedistes (CJOrtho) aplikasyonla ölçüldü. GRA 10° ve üzerindeki bireylere alt ekstremitte esneklik testleri yapıldı ve fiziksel aktivite düzeyi bilgileri Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi Kısa Form (IPAQ)'a kaydedildi. Etil Venil Asetat (EVA)'dan üretilen 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm yüksekliğindeki kamalarla GRA tekrar ölçüldü, değişimler kaydedildi. Önce çıplak ayak, sonra kamalarla Sensor Medica pedobarografi cihazıyla analiz yapıldı. Statik basınç ve stabilometrik veriler bulundu. Verilerin analizinde IBM SPSS Version 22.0 kullanıldı. GRA ile esneklik test sonuçları ve IPAQ verileri arasındaki anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Statik verilerde; çıplak ayak ile 1 cm kama karşılaştırıldığında sağ ve sol ön ayak ve arka ayak temas yüzeyi, sol ön ve arka ayak yüklenme, sol ön ve arka ayak ağırlık oranı ve sağ ayak maksimum basınç verileri arasında anlamlı fark tespit edildi ($p<0,05$). 2,5 cm kama karşılaştırıldığında sağ ön ayak temas yüzeyi, sağ ve sol ayak total yüklenme verileri arasında fark anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). 5 cm kama karşılaştırıldığında sağ ön ayak temas yüzeyi, arka ayak ağırlık oranı, sağ ve sol ayak total yüklenme verileri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). Stabilometrik verilerde; çıplak ayak ile 1 ve 5 cm kama karşılaştırıldığında veriler arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). 2,5 cm kama karşılaştırıldığında gözler açık ve kapalı durumda salınım uzunluğu verileri arasında anlamlı fark tespit edildi ($p<0,05$). Sonuç olarak 2,5 cm kamanın GRA'yı azalttığı, plantar basıncı azalttığı ve stabiliteyi arttırdığı görüldü. Fiziksel aktiviteyle esnekliğin artabileceği, esnekliğin artmasıyla diz deformitelerinin de artabileceği düşünülmektedir. Anlık etkinin yanında yürüme esnasındaki etkilerin de incelenebileceği kanısına varıldı.

Anahtar Kelimeler: Genu Rekurvatum, Plantar Basınç, Postüral Stabilite, Topuk Kaması

2.ABSTRACT

EFFECTS OF MODIFIED HEEL WEDGES ON FEMALES WITH GENU RECURVATUM

The aim is to examine the effect of heel wedges of different heights on plantar pressure and postural stability in healthy women with genu recurvatum (GR). 28 healthy women between the ages of 20-35, who came to the Istanbul Medipol University Prosthetic Orthotic Center, were voluntarily included. GR angles (GRA) were measured by College des Jeunes Orthopedistes (CJOrtho) application. Lower extremity flexibility tests were performed on individuals with GRA 10 and above and physical activity level information was recorded in the International Physical Activity Survey Short Form (IPAQ). GRA was measured again with 1 cm, 2.5 cm and 5 cm high wedges produced from Ethyl Vinyl Acetate (EVA) and changes were recorded. First, bare feet and then wedges were analyzed with Sensor Medica pedobarography device. Static pressure and stabilometric data were found. IBM SPSS Version 22.0 was used to analyze the data. The relationship between GRA and flexibility test results and IPAQ data was significant ($p < 0.05$). In static data; When bare foot and 1 cm wedge were compared, a difference was found between right-left, forefoot foot contact surface, left forefoot loading, left forefoot toe weight ratio and right foot maximum pressure data ($p < 0.05$). When the 2.5 cm wedge was compared, there was no difference between the right forefoot contact surface and the total loading data of the right-left foot ($p > 0.05$). When 5 cm wedge was compared, there was no significant difference between the right forefoot contact surface, the rearfoot weight ratio and the total loading data of the right-left foot ($p > 0.05$). In the stabilometric data; No significant difference was found between the bare feet and 1 and 5 cm wedge ($p > 0.05$). Comparing to 2.5 cm wedge, there was a difference between swing length data with eyes open and closed ($p < 0.05$). As a result, it was seen that 2.5 cm wedge reduced GRA and had positive effects on plantar pressure and stability. It is thought that flexibility may increase with physical activity, and knee deformities may increase with increasing flexibility. It was concluded that the effects during walking should be examined as well.

Keywords: Genu Recurvatum, Plantar Pressure, Postural Stability, Heel Wedge

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Vücut kapalı bir kinetik zincir olarak düşünülürse, herhangi bir segmentte meydana gelen biyomekaniksel değişiklik, genel vücut dizilimini etkilemektedir. Buna bağlı olarak diz eklemindeki dizilim değişikliği, ayak ile birlikte bütün vücudun biyomekanik dizilimini değiştirerek deformitelere neden olmaktadır.

Genü rekurvatum, sagittal düzlemde, dizin destek noktasının fizyolojik eksenden 10° den fazla ekstansiyonu olarak tanımlanır. Literatüre göre genu rekurvatum popülasyonunda ön çapraz bağ yaralanması en yaygın ve ciddi yaralanmalardan biridir. Klinik olarak postüral alışkanlıklar, laksite, diz yaralanması gibi durumlar nedeniyle kadınlarda erkeklerden daha yaygın görünmektedir (1). Ligament laksitesi, femoral kondil büyüklüğü, sınırlı kas kuvveti, kas aktivasyon paternleri, kas yorgunluğu, eklem proprioepsiyonu, hormonal değişiklikler ve alt ekstremitte dizilimi dahil olmak üzere artan insidans ile ilişkili olarak çeşitli nedenler de tanımlanmıştır (2).

Ayakta dik duruş pozisyonunda bir ortezin biyomekanik etkileri, dizin hiperekstansiyonunu etkileyebilir. Hiperekstansiyonu önlemek için üç nokta kuvvet prensibinden yararlanılarak diz ortezinin kullanılması uygun bir tedavi olabilir. Eğer hiperekstansiyon, yer reaksiyon kuvvetinin aşırı öne hizalanmasından, plantarfleksiyon kontraktüründen veya sınırlı dorsifleksiyon hareket açıklığından kaynaklanıyorsa ayakkabının altına deformiteyi tolere edebilecek yükseklikte bir topuk kaması veya ayak-ayak bileği ortezine eklenecek bir topuk kaması yer reaksiyon kuvvetinin diz eklemine göre yeniden hizalanmasını sağlayabilir. Topuk kamasının kullanılması, vertikal açıyı arttırır ve diz ve kalça eklemleri öne ilerler. Böylece yer reaksiyon kuvvet hattı kalça eklemine arkasından geçerek eksternal ekstansiyon moment oluşturur. Bu sayede, dizin hiperekstansiyon açısı ve ortez için gereken kuvvetlerin büyüklüğü azalır (3).

Amerikan Ortopedik Cerrahlar Akademisi Postür Komitesi, postürü vücuda destek sağlayan yapılarını, ilerleyen deformitelere ve yaralanmaya karşı koruyan kas ve kemik tarafından sağlanan denge durumu olarak tanımlamıştır (4). Postüral stabilite, ayakta dik duruş pozisyonunda vücudun biyomekanik açıdan uygun pozisyonda kaldığı, kontrollü hareket ettiği ve tüm kuvvetlerin dengelendiği durumdur

(5). Bu pozisyonda hafif salınımlar dışında vücutta hareket gözlenmez (6). Bu sayede normalin dışında ya da patoloji varlığında postüral değerlendirme uygun şekilde yapılabilmektedir. Ayağın yapısındaki herhangi bir değişimle birlikte biyomekanik dizilim bozulduğu için bu durum statik postürü etkilemektedir (7).

Ayağın kendi içinde ve iki ayak arasında bir dinamiği vardır. Ayakta dik duruş esnasında ağırlık merkezinin değişimi, ayak ile zemin arasında basınç dağılımı pedobarografi cihazları ile plantar basınç analizi yapılarak değerlendirilebilmektedir (8)

Cote ve arkadaşlarına göre, ayak; ayak bileği, diz ve kalça eklemiyle bağlantılı olarak dik duruş esnasında alt ekstremitede kinetik halkayı oluşturur ve halkadaki değişiklik ayaktaki yük aktarımında değişikliklere neden olur ve bu durum aynı zamanda postural stabiliteyi de etkilemektedir (9).

Yapılan çalışmalarda genu rekurvatumlu bireylerde ortez kullanımının yürümenin fazlarında etkileri olduğu görülmektedir (10). Kavi ve arkadaşlarına göre, hemiplejik hastalarda topuk kamalarının genellikle ayak ayak bileği ortezi ile birlikte kullanılarak etkinliğinin arttığını bildirilmişlerdir (11).

Literatüre bakıldığında sağlıklı bireylerde farklı kama çeşitlerinin ve yüksekliklerinin kullanımının plantar basınca ve postüral stabilite parametrelerine etkilerinin incelendiği belirlenmiş fakat çalışmaların yetersiz olduğu görülmüştür. Bu amaçla genu rekurvatumu olan kadınlarda farklı yükseklikteki topuk kamalarının rekurvatum açısındaki değişiminin postüral stabiliteye ve plantar basınca anlık etkisi incelenmiştir.

Çalışmamızın Hipotezleri

H₀: Genu rekurvatumlu kadınlarda modifiye edilmiş topuk kamalarının rekurvatum açısı, stabilite ve ayak plantar basıncına etkisi yoktur.

H₁: Genu rekurvatumlu kadınlarda modifiye edilmiş topuk kamalarının rekurvatum açısı, stabilite ve ayak plantar basıncına etkisi vardır.

4.GENEL BİLGİLER

4.1. Diz Eklemının Anatomisi

4.1.1. Diz Eklemının Yapısı

Vücuttaki en büyük eklem olan diz eklemi, aktiviteler sırasında yük aktarımını ve kazanılan momentumun korunmasını sağlayan en karmaşık eklemdir. İçerisinde birden fazla eklemleşme olduğu için bir eklem kapsülüdür (12).

Yükleri iletilmesini sağlarken aynı zamanda vücudun konumlanmasını ve hareketini kolaylaştırır, bacağın hareket etmesi için gereken momentleri oluşturur ve korunmasını sağlar, vücut ağırlığının taşınmasında ve günlük yaşam aktivitelerinde ayak bileği ve kalça hareketlerinin uyumunun sağlanmasında önemli görevlere sahiptir. Bu özellikleriyle yaralanma riskinin çok yüksek olduğu eklemlerden birisidir (13,14).

Diz eklemının stabilitesi, femur ve tibia arasındaki uyum ve statik ve dinamik yapıların birbirlerine göre açıları ve dizimleri ile sağlanır (15,16).

Diz eklemi normal dik duruş pozisyonunda frontal düzlemde 50-100°'lik valgus açısı yapmaktadır. Valgus açının değişmesi, diz eklemine binen yüklerin eşit olarak dağılmamasına, diz eklemının medial veya lateralinin daha fazla strese maruz kalmasına ve dejeneratif eklem problemlerine neden olmaktadır (16).

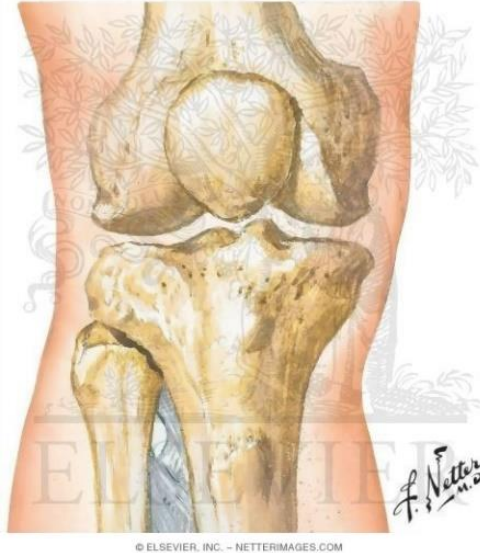
4.1.2. Dizin Kemik Yapıları

Diz eklemi, femur, patella ve tibia olmak üzere üç kemikten oluşmaktadır. Şekil 4.1.2.1' de gösterildiği gibi diz eklemının çıkıntılı yüzü femurun kondillerine, çukur yüzü de tibianın üst ucuna aittir ve önde de patella eklemine katılır. Bu kemiksel bütünlük yumuşak dokular aracılığı ile oluşmuştur (17).

Femur, insan vücudundaki en uzun, güçlü ve ağır kemiktir. Femurun distal ucu, medial ve lateral kondilleri oluşturur ve yukarıda asetabulum ile eklemleşerek kalça eklemine, aşağıda ise tibia ve patella ile eklemleşerek diz eklemine oluşturur. Femurun medial ve lateral kondilleri, tibianın medial ve lateral kondilleri ile buluşarak diz eklemının eklem yüzeylerini oluşturur (18,19).

Tibia, vücudun ağırlığını taşıyan esas kemiktir ve ağırlığı taşımak için proksimal ucu transvers planda medial ve lateral kondil olarak genişlemiştir. Tibia, medial ve lateral kondillerin üst yüzleri sayesinde eklem yapar ve interkondiler bölgeyle ayrılmıştır. Tibia kondilleri, posteriora doğru 8–10° lik bir eğim göstermektedir (20). Alt bacağın medial tarafında bulunan, fibuladan daha büyük ve güçlü olanıdır. Yukarıda femur kondilleri ve fibula başı ile aşağıda ise talus ve fibulanın alt ucu ile eklenişerek diz eklemine oluşturur. Tibia, alt bacağın ve ayağın hareket etmesini sağlayan birçok güçlü kas için bağlanma ve diz eklemine güçlü ligamentlerinin ve menisküslerinin tutunmaları için yüzeyleri içerir (20,21,22).

Patella, vücudun en büyük sesamoid kemiğidir. Tepesi aşağıda, tabanı yukarıda olan geniş ters üçgen şeklindedir. Diz eklemine ön kısmında yerleşmiştir. Patellanın temas yüzeyleri tamamen femur ile temas etmez. Dizin fleksiyon derecesi eklem yüzeyi teması değişir ve en çok temas 45° diz fleksiyondayken olur (23). Patella, kuadriseps femoris kasının kirişi içinde gelişmiştir ve kasın tendonunun tuberositas tibiaya yapışma açısını artırmaktadır. Bunun sonucunda kaldıraç kolu prensibiyle kasın etkinliğini artırmaktadır (24). Diz kapağının tepesi, ayakta duran bir kişide diz eklem çizgisinin 1 cm kadar yukarısındadır ve diz eklemine meydana gelen hareketler ile bu seviye değişmektedir (25,26).



Şekil 4.1.2. 1 Diz Eklemine oluşturan kemikler (Femur,Patella, Tibia) (27)

4.1.3. Diz Eklemi Oluşturan Eklem Yapıları

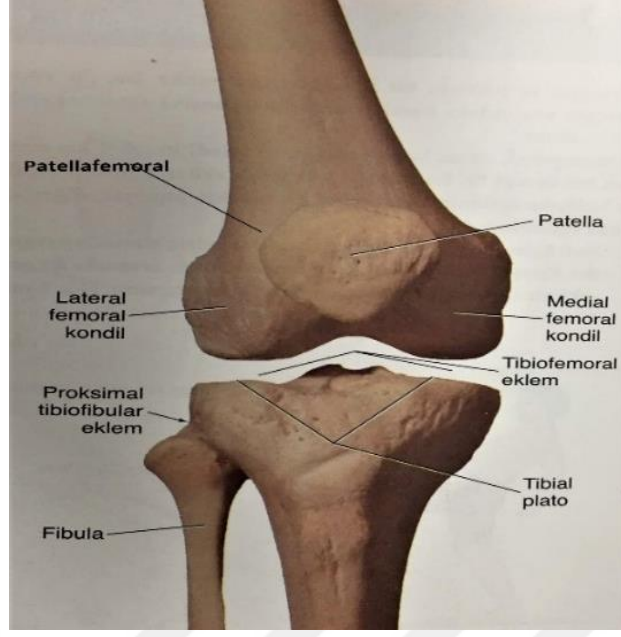
Diz eklemi, Şekil 4.1.3.1.'de görüldüğü üzere tibial plato ve femur kondilleri arasında tibiofemoral eklem ve patella ile femur arasında, diz ekleminin özel bir parçası olan, patellofemoral eklemden oluşur (28). Tibianın lateral kondili ile fibula başı arasındaki proksimal tibiofibular eklem diz ekleminin kapsülü içerisinde değildir. Proksimal tibiofibular eklemin fonksiyonel olarak da diz eklemi ile bağlantısı yoktur (23).

Tibiofemoral Eklem, Tibial plato ve femurun medial ve lateral kondilleri arasında sinovial eklem yapısında menteşe tip bir eklemdir (29). Tibiofemoral eklemin kapalı zincir pozisyonu tam ekstansiyondur (30).

Tibiofemoral eklemden dizin ortalama hareket açıklıkları; sagittal düzlemde fleksiyon 140°, ekstansiyon 5°, tibiofemoral eklem 90° fleksiyonda iken transvers düzlemde medial rotasyon 15°, lateral rotasyon 30° dir. Tibiofemoral eklemden tam ekstansiyonda rotasyon hareketi görülmez; rotasyon hareketi içim aşağı yukarı 30° diz eklem fleksiyonu gerekmektedir. Frontal düzlemde hiçbir kas eklemi mediale hareket ettiremez, ancak pes anserinus'u oluşturan sartorius, gracilis, semitendinosus kasları eklemin iç tarafını stabilize etmeye yardımcı olur (31). Sağlıklı dizde toplam eklem yükünün %71 ile %91'i medial tibiofemoral eklemden iletilir (32).

Patellafemoral Eklem, patellanın arka yüzü ile femurun interkondiller oluşu arasında oluşan eklemdir (33). Patella, femur üzerinde aşağı ve yukarı kayma hareketleri yapar ve bu harekete " femurun izleme hareketi " denir. İşlevi itibariyle tibiofemoral eklemden ayrı bir eklem olsa da hareketleri birbiriyle bağlantılıdır. Tibiofemoral eklem ekstansiyon, fleksiyon yaptığında, patella femurun interkondiler oluşunda aşağı ve yukarıya doğru hareket eder (30,34).

Patella ve femur arasında uyumun bozulması ve meydana gelen anatomik bozukluklar, patellofemoral eklem üzerine binen yükün eşit dağılmamasına ve eklemden kıkırdak yapılarının bozulmasına neden olabilir. Bu eklemden kıkırdak yapılarının hasarıyla çok fazla karşılaşılır ve dizin ön tarafındaki ağrının oluşmasına neden olan önemli etmenlerden biridir (35).



Şekil 4.1.3. 1. Diz ekleminin önden görünüşü (tibiofemoral ve patellofemoral eklem)
(36)

4.1.4. Diz Ekleminin Ligamentleri

Diz eklemi stabilitesini sağlayan ligamanlar intraartiküler veya ekstraartiküler yerleşim gösterir (37).

Patellar Ligament, kuadriseps femoris kasının tendonunun ana ligamentidir. Yaklaşık 8 cm uzunluğunda, güçlü ve düz bir yapıdadır. Distalde patelladan tibial tuberositaya kadar uzanır (31).

Oblik Popliteal Ligament, düz ve geniş bir yapıya sahiptir. Diz ekleminin arka kısmını örter. Femur ve tibianın artiküler sınırlarını bağlar, dizi posteriordan destekler ve hiperekstansiyonu önler (31).

Arkuat Popliteal Ligament, Y şeklindedir ve kapsüler liflerden oluşur. Gastroknemius kasının lateral başıyla bağlantılıdır (23).

İliotibial Bant, krista iliaka'yı lateral femoral kondil ve tibial çıkıntıya bağlayan dizin lateral stabilitesine katkıda bulunan gergin bir ligamenttir

Transvers Genual Ligament, medial ve lateral menisküsün ön kısmını birbirine ve interkondiller alana bağlayan kısa bir ligamenttir (22).

Kollateral Ligamentler, diz eklem kapsülünün medialden ve lateralden güçlenmesini sağlar ve ekstansiyon sırasında transvers planda stabiliteden sorumludur.

- **Medial Kollateral Ligament (MKL)**, geniş, düz ve eklemin arkasına yakın olan banttır. Diz eklemi 25° fleksiyundayken valgus kuvvetlerine direnç gösteren ana yapıdır ve bu kuvvetlerin %78' ini karşılar. Fleksiyon sırasında boyu yaklaşık %17 kısalır ve gevşer. Ekstansiyonda ise gergindir. (22).

- **Lateral Kollateral Ligament (LKL)**, femurun lateral epikondilinden fibula başına kadar uzanan ince ve yuvarlak bir banttır. Biceps femoris kasının tendonu ile büyük oranda üst üste gelir ve bazı lifleri karışır. Diz eklemi ekstansiyon pozisyonunda inferior-posterior, fleksiyon pozisyonunda inferior-anterior olarak yer değiştirir. Fleksiyon sırasında yaklaşık %25 kısalır ve gevşer. Ekstansiyon sırasında gergindir. Diz eklemi 25° fleksiyonda varus kuvvetlerine karşı direnç gösteren ana yapıdır ve %69' unu karşılar. Diz ekleminin rotasyon hareketinden etkilenmez (22).

Kapsüler Ligamentler, kapsüller kalınlaşma şeklinde olan, kollateral ligamentlerin altında bulunan derin bir yapıdır.

Çapraz Ligamentler, eklem merkezinin hafif posteriorunda bulunan ön ve arka olarak adlandırılan çok güçlü ligamentlerdir. Ön ve arka çapraz ligament frontal ve sagittal düzlemde birbirlerini çaprazlar ve boy oranları sabittir. Tam ekstansiyonda ön çapraz ligament vertikal seyirliken arka çapraz ligament horizontal seyirlidir (22). Hareket sırasında eklem yüzlerinin temas halinde olmasını sağlayarak dizi stabilize eder ve rotasyonu kısıtlayarak makaslama hareketine engel olur (23).

- **Ön Çapraz Ligament (ÖÇL)**, arka çapraz ligamente göre daha uzundur. Diz tam ekstansiyondan 90° fleksiyon pozisyonuna geldiğinde uzar. İnternal rotasyon sırasında bitiş yeri öne doğru yer değiştirerek uzar. Tibianın aşırı eksternal rotasyonunu engeller ve bu pozisyondan 90° fleksiyona kadar boyu değişmez, fleksiyon derecesi arttıkça uzar.

- **Arka Çapraz Ligament (AÇL)**, oblik yönelimi az olan güçlü bir ligamenttir. Tibianın aşırı internal rotasyonunu engeller.

4.1.5. Diz Eklemine Kasları

4.1.5.1. Ön Grup Kasları

Kuadriceps Femoris, 4 başı olan bir kastır. Gluteus maximus, Tensor fasciae latae ve İliotibial banda olan bağlantı yoluyla tibiofemoral eklemde yardımcı ekstansördür. Kas, femoral sinir tarafından inerve edilir (38,39).

○ **Rektus Femoris** kasının başlama yeri asetabulumun hemen üzerinde spina iliaca anterior inferior, bitiş yeri patella ve patellar tendon aracılığıyla tuberositas tibia ve retinakulum lifleri ile tibial kondillerdir. Ana görevi diz eklemde bacağı ekstansiyon, kalça eklemde uyluğa fleksiyon yaptırmakken yardımcı görevi diz eklemde uyluğa ekstansiyon, kalça eklemde pelvise anterior pelvik tilt yaptırmaktır (38,39,40).

○ **Vastus Lateralis** kasının başlama yeri trokantör major ve linea aspera, bitiş yeri patella ve patellar tendon vasıtasıyla tuberositas tibia ve retinakulum lifleri ile tibial kondillerdir.

○ **Vastus İntermedius** kasın başlama yeri femurun anterior ve lateral yüzleri, linea asperanın laterali, bitiş yeri patella ve patellar tendon vasıtasıyla tuberositas tibia ve retinakulum lifleri ile tibial kondillerdir.

○ **Vastus Medialis** kasının başlama yeri linea aspera ve krista supracondylaris medialis, bitiş yeri patella ve patellar tendon vasıtasıyla tuberositas tibia ve retinakulum lifleri ile tibial kondillerdir.

➤ Vastus lateralis, intermedius ve medialis kaslarının ana fonksiyonu diz eklemde bacağı ekstansiyon yaptırmakken yardımcı fonksiyonu uyluğa ekstansiyon yaptırmaktır (38,39).

Articularis Genus kasının başlama yeri femur korpusunun distalinin anterioru, bitiş yeri diz eklemi kapsülüdür. Diz eklem kapsülünü proksimale doğru gerer ve çeker. Aynı zamanda vastus medialisin derin kısmından çıkan kas liflerinden oluşur. Kas demetleri vastus intermedialise ve ardından vastus medialis'e güçlü bir şekilde bağlı olduğu için bu kas bağımsız hareket edemez (38,39,40,41).

4.1.5.2. Arka Grup Kasları

Hamstring grubu kasları ve gastroknemiusun iki başı tibiofemoral eklemin fleksörleridir (41).

Hamstring Grubu, 3 kastan oluşur.

Biceps femoris kısa başını, biceps femoris uzun başını, semitendinosus ve semimembranosusu içerir. Bu kaslar, diz fleksiyon torkunu üretir ve diz ekleminde bacağı fleksiyon, kalça ekleminde uyluğa ekstansiyon yaptırırken görevi kalça ekleminde pelvise posterior pelvik tilt yaptırır (38,39,40).

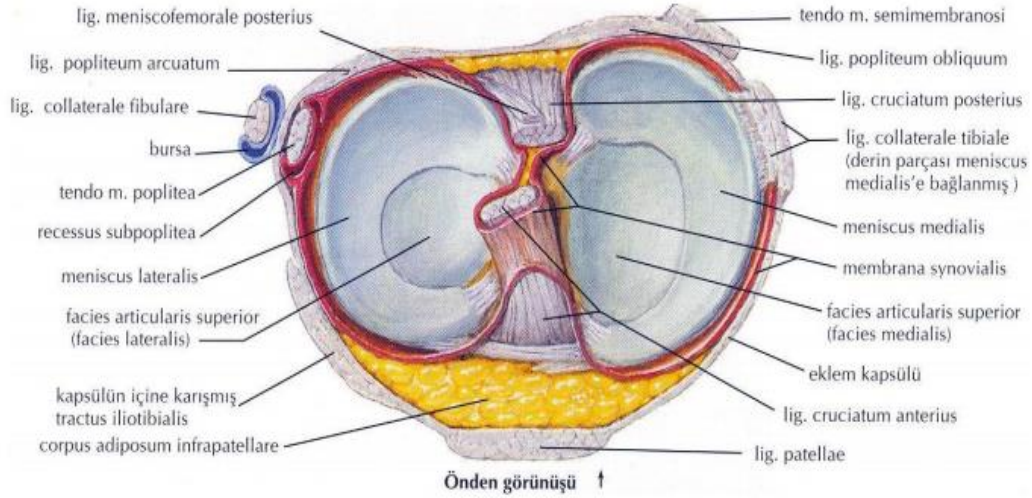
- **Biceps femoris**, iki başı olan kastır.
 - **Uzun başı**, lig. Sacrotuberale ile tuber ischiadicumdan başlar. Tibialis siniri tarafından inerve edilir.
 - **Kısa başı**, Linea aspera ve septum intermusculareden başlar. peroneus communis siniri tarafından inerve edilir.
Ortak bir tendonla fibula başına ve tibianın lateral kondilinde sonlanır.
- **Semitendinosus** kasının başlama yeri tuber ischiadicum, bitiş yeri pes anserinus tendonu ve proksimal anteromedial tibiadır.
- **Semimembranosus** kasının başlama yeri tuber ischiadicum, bitiş yeri tibianın medial kondilinin arka yüzeyidir.

Popliteus kasının başlama yeri femurun lateral kondilinin lateral yüzeyi, bitiş yeri proksimal posteromedial tibiadır. Ana fonksiyonu diz ekleminde bacağı medial rotasyon, diz ekleminde bacağı fleksiyon yaptırırken yardımcı fonksiyonu diz ekleminde uyluğa lateral rotasyon yaptırmaktır (38,39).

4.1.6. Diz Eklemine Menisküsleri

Tibianın ve femurun eklem yüzeyleri arasındaki uyumu artırır, sürtünmeyi azaltır şokları absorbe eder ve bunlarla bağlantılı olarak stabilitenin artmasını sağlarlar. Eklemi aşırı zorlanmadan koruyan bir propriyoseptif duyu organıdır. Kompresif yükün yaklaşık yarısını dizin ekstansiyonu sırasında, geriye kalan büyük bir kısmını da fleksiyon sırasında absorbe ederler.

Diz ekleminde lateral ve medial olmak üzere iki menisküs bulunmaktadır (42). (Şekil 4.1.6.1.) Medial menisküsün arka kısmı ön kısmına göre daha geniştir ve bu nedenle C şeklindedir. Lateral menisküs oval, 4/5 halka şeklinde bir yapıdır ve medial menisküsten daha küçük ve hareketlidir. Lateral menisküsün lateral kapsül bağlantısı mediale göre daha zayıf olduğundan medial menisküse göre daha fazla mobilite sağlar, fleksiyon sırasında yükün büyük kısmını taşır ve yaklaşık 2 kat daha fazla hareket yeteneğine sahiptir (43).



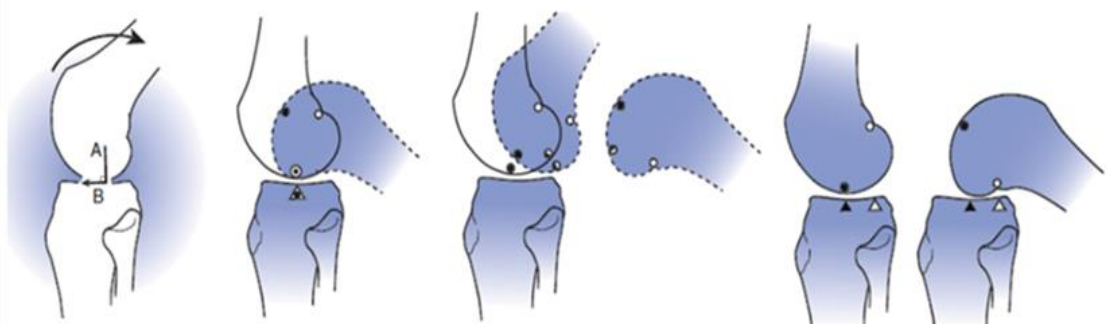
Şekil 4.1.6. 1. Menisküsler (27)

4.2. Dizin Biyomekaniği

Diz biyomekaniği; alt ekstremité dizilimi, dizin anatomik özellikleri ve hareketleri ile dize etki eden kuvvetlerin ilişkisini açıklar. Biyomekanik açıdan dizin özelliği, stabilite ve hareket serbestliği gibi iki zıt özelliğe sahip olmasıdır (45). Dizilim bozukluklarından kaynaklanan biyomekanik değişiklikler, eklem yüklenmelerini, kasların mekanik etkilerini ve kalça ve dizden gelen propriyoseptif geribildirimini etkilemektedir (46).

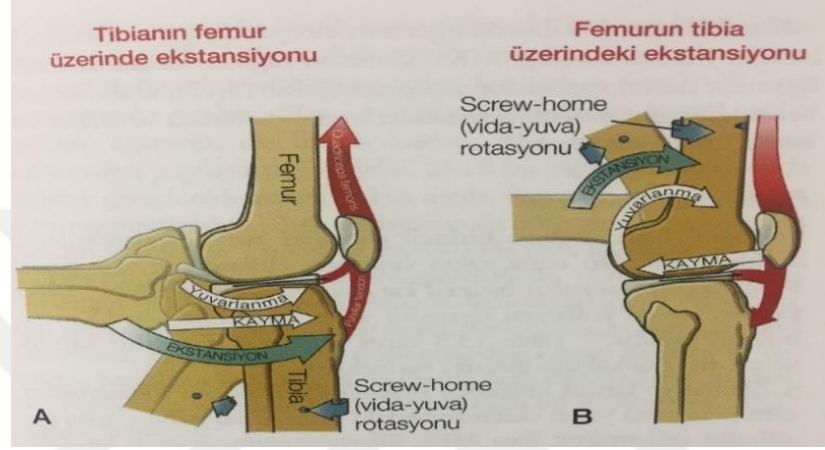
Diz eklemine kinematik analizinde hareket eş zamanlı olarak sagittal, frontal ve transvers düzlemde meydana gelse de, hareketin büyük bir bölümü sagittal düzlemde gerçekleşir. Fleksiyon ve ekstansiyon frontal düzlemde, adduksiyon ve abduksiyon sagittal düzlemde, dış ve iç rotasyon transvers düzlemde ortaya çıkar (47,48). Ayrıca ayakta dik duruş pozisyonunda diz frontal planda 5-10° valgusta ve sagittal planda 0-5° ekstansiyondadır (49,50). Diz üzerine birçok kas etki etmekle birlikte dize etki eden toplam kas kuvvetinin büyük bölümünden kuadriseps femoris kas grubu sorumludur (48).

Sagittal düzlemde diz eklemine tam ekstansiyondan tam fleksiyona geçerken kayma ve yuvarlanma hareketi birlikte meydana gelir (Şekil 4.2.1.). Femurun tibia üzerindeki hareketinde sadece kayma hareketi gerçekleşir, öne arkaya hareketi çok küçüktür. Kayma ve yuvarlanma hareketinin birlikte gerçekleşmesi sonucunda eklem merkezi, tibianın arkasına doğru yer değiştirmektedir (13).



Şekil 4.2. 1. Dizin fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasındaki kayma ve yuvarlanma hareketi (13)

Diz eklemi ekstansiyon yaptığında, bacağın lateral rotasyonu ve/veya uyluğun medial rotasyonunu içeren vida-yuva (screw-home) mekanizmasında kuadriceps femoris kas grubu gevşer, tibiofemoral eklem stabilitesi artar. Vida-yuva mekanizmasında (Şekil 4.2.2.) tibiofemoral eklem ekstansiyonun son 30° 'nde yani tibiofemoral eklem tam ekstansiyon yaparken ayakta durma pozisyonunun korunması için, yuvarlanma ile birlikte dönme hareketi de oluşur (21,51)



Şekil 4.2.2 1. Vida-Yuva mekanizması (52)

Diz, alt ekstremitenin bağlantı noktasıdır, bu nedenle alt ekstremitenin her iki sonlanma yerinde de kas iskelet sistemi patolojilerine bağlı deformasyon stresleri görülebilir (52).

Diz eklemine gelen ekstansiyon-fleksiyon ve valgus-varus yönündeki stresler, agonist ve antagonist kasların kasılmasıyla, kapsül ve bağlarla ve eklem yüzlerinin geometrisiyle karşılanmaktadır. Kasların etkisi rotasyonel olarak meydana gelen streslerde çok azdır daha çok diğer yapılarla karşılanmaktadır. Bu nedenle, rotasyonel stresler diz ekleminde daha fazla yaralanma riski meydana getirirler. Stres yükü, patellar tendonlarda ve diz eklemlerinin ön yapılarında meydana gelmektedir (53,54) Normal yapı ve fonksiyonun devamlılığı açısından önemli olan alt ekstremit eklemlerinin dizilimleri ile kemiklerin anatomik eksenleri dışında yük aktarma eksenini olarak frontal düzlemde kullanılan vertikal eksen kalça-diz-ayak bileği eklemlerinin merkezinden geçmektedir (53,54). Biyomekanik açıdan stabiliteyi arttıran önemli bir faktör de diz fleksiyonu ile vücut ağırlık merkezini destek yüzeyine yaklaştırmaktır (55).

4.3. Ayak- Ayak Bileği Anatomisi

4.3.1. Ayak-Ayak Bileği Kompleksi

Ayaklar, ayakta dururken ve yürürken vücudun ağırlığını taşıyan, farklı yönlerde hareketi sağlarken bu hareketler sırasında yerden gelen tepki kuvvetini karşılayarak absorbe eden kemik iskeletinden oluşmaktadır.

Ayak – ayak bileği kompleksi statik ve dinamik yapılar içermektedir. Statik yapıları kemikler, ligamentler ve fasyalar oluşturur. Dinamik yapıları ise kaslar ve eklemler oluşturur (38).

4.3.2. Ayak- Ayak Bileği Kemikleri

Ayak- ayak bileği 26 kemikten oluşur. Fonksiyonel olarak ayak üç kısımda incelenir (56).

İlk kısımda ayak- ayak bileğindeki kemikler bulunur. Bunlar; talus, kalkaneus, tibia ve fibula, ikinci kısım olan orta ayakta kuneiform, küboid ve naviküla, üçüncü kısım olan ön ayakta 5 metatars kemiği ve 14 falanks bulunur (57,58).

4.3.3. Ayak- Ayak Bileği Eklemleri

Ayak- ayak bileği 33 eklemden oluşur. Kemikleri bir arada tutan eklemler sayesinde ayak farklı aktiviteler sırasında kaldıraç görevi yapar (59).

Talokrural eklem, tibia ve fibulanın distal uçları ile talusun troklear yüzeyi arasındaki eklemdir. Menteşe tipinde olan eklemden sagittal düzlemde dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon hareketleri ortaya çıkar (60).

Tarsal eklemler, tarsal kemikler arasındaki eklemler olup, en önemlileri subtalar, kalkaneoküboid, talonaviküler ve midtarsal (Chopart eklemi) eklemlerden oluşur (61)

- **Subtalar eklem**, talusun alt eklem yüzü ile kalkaneusun üst eklem yüzü arasındaki eklemdir. Plana tipte olan eklemden pronasyon ve supinasyon hareketleri meydana gelir (61,62,63).
- **Midtarsal eklem (Chopart eklemi)**, arka ayakta talus ve navikula arasındaki talokalkaneonaviküler eklem bir parçası ile ön ayakta kuboideum ve

kalkaneus arasındaki kalkaneokuboid eklemnin oluşturduğu bir eklemdir. Eklemden inversiyon ve eversiyon hareketlerine ek olarak kayma ve rotasyon hareketleri de gerçekleşir (64).

Tarsometatarsal eklemler (Lisfranc eklemi), medialde 3 adet kuneiform ve 3 metatarsal kemik ile lateralde kuboid kemik ve 4. ve 5. metatarsal kemiğin arasında oluşan plana tipinde eklemlerdir. Eklemden hareketler bağlar ile kısıtlanmıştır. Eklemden minimum seviyede fleksiyon, ekstansiyon, supinasyon ve pronasyon hareketleri meydana gelir (65).

Metatarsofalangeal eklemler, metatarsal kemiğin distal ucunda bulunan konveks eklem yüzü ile proksimal falanksların proksimal ucunda bulunan konkav eklem yüzü arasındaki sinoviyal bir eklemdir. Elipsoid tipte olan eklemden ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri oluşur (66).

İnterfalangeal eklemler, distal ve proksimal falanksların arasındaki eklemdir. Mentşe tipte olan eklemden transvers ekseninde fleksiyon ve ekstansiyon hareketi meydana gelir (67).

4.3.4. Ayak- Ayak Bileği Kasları

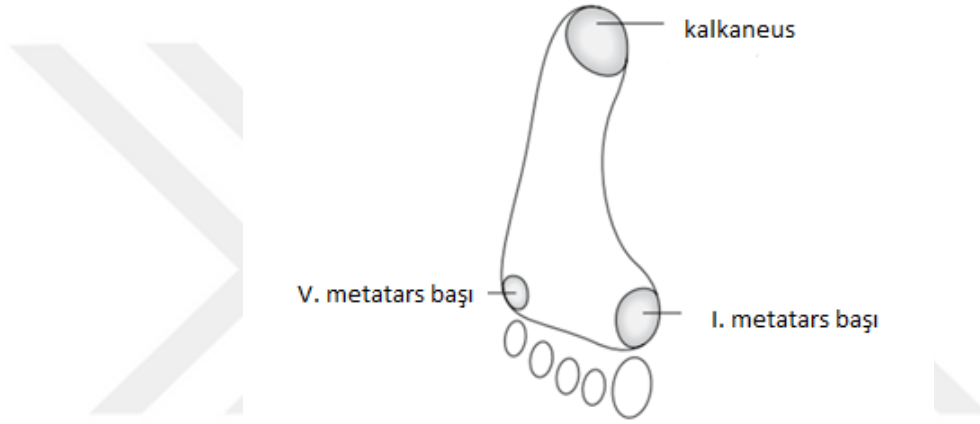
13 ekstrinsik ve 11 intrinsik kas ayağın kontrolünden sorumludur (68,69).

4.3.4.1. Ayağın Ekstrinsik Kasları

- Tibialis Anterior, Ekstansör Hallucis Longus, Ekstansör Digitorum Longus ve Peroneus Tertius kasları dorsifleksiyon,
- Gastroknemius, Soleus, Fleksör Hallucis Longus, Fleksör Digitorum Longus Tibialis Posterior, Peroneus Longus ve Peroneus Brevis kasları plantar fleksiyon,
- Tibialis anterior ve Tibialis posterior kasları inversiyon,
- Peroneus longus ve Peroneus brevis kasları eversiyon yapar.

4.4. Ayaktaki Statik Yük Dağılımı

Dik duruş pozisyonunda ayakta durmada vücut ağırlığı önce tibiadan talusa, sonra bir bölümü kalkaneusa, bir bölümü de kalkaneokuboid ve talonaviküler eklemler aracılığıyla metatarslara aktarılır ve her iki ayağa eşit olarak dağılır. Bu pozisyondayken ayağa yüklenen vücut ağırlığının %40'ı 1. ve 5. metatars başlarından ve %60'ı kalkaneusun posteroinferior tuberositasından taşınmaktadır (70) (Şekil 4.3.1.). Ayağın ön kısmında taşınan ağırlığın 1/3'ü 1. metatars, 2/3'ü 2., 3., ve 4. metatars başları arasında dağılır. Bu ağırlık dağılımı ayağın farklı pozisyonlarından etkilenir (71,72).



Şekil 4.4. 1. Statik Ayakta ağırlık taşıma noktaları

4.5. Genu Rekurvatum

Sagittal düzlemde diz ekstansiyon açısının 10° ve üzerindeki hiperekstansiyonu Resim 4.5.1. deki gibi genu rekurvatum olarak isimlendirilir. Latince; genu diz anlamına gelirken, rekurvate, geri bükülme anlamına gelir (1,2)

Genu rekurvatum deformitesi genellikle asemptomatiktir. Ciddi genu rekurvatumun ana nedeni kronik olarak diz ekstansör torkunun dizin posterior yapılarını aşırı gerileme uğratmasından kaynaklandığı gibi sağlıklı bireylerde de dizin posterior yapılarının genel laksitesine bağlı olarak hafif rekurvatum vakaları görülebilir. (52,2). Sağlıklı bireylerde; kas gücü ve propriyosepsiyon, kemik ve kapsüloligamentöz yapılara göre daha güçlüdür bu nedenle, kapsül ve arka çapraz bağ

hiperekstansiyonu engelleyemez. Bunun sonucunda normal yürüme sırasında dizin tam ekstansiyon değeri normale göre 3°-5° daha düşüktür (73) Ayrıca rekurvatumun potansiyel enerjinin kinetik enerjiye dönüşümünün aksaması sebebiyle enerji tüketimini arttırdığı belirtilmiştir (74).



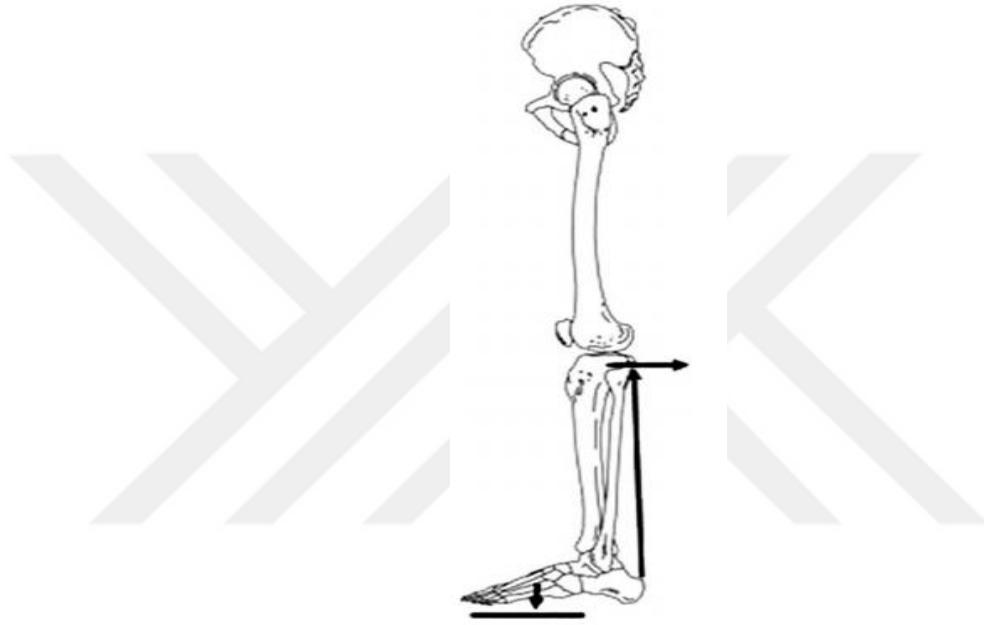
Resim 4.5. 1 Genu rekurvatum. Yer reaksiyon kuvvet çizgisinin diz eklem merkezinden anteriora yer değiştirmesi (75)

4.5.1. Genu Rekurvatum Etiyolojisi

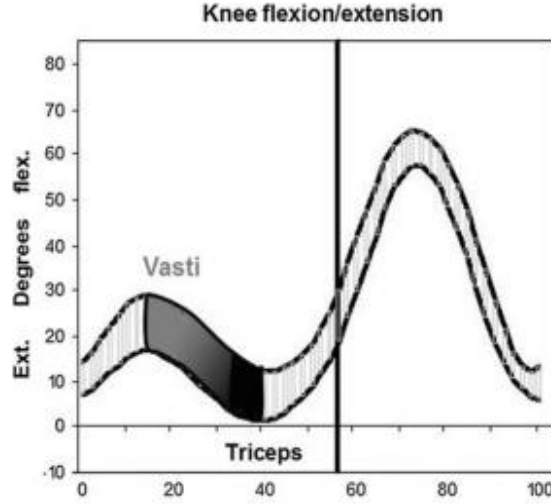
Diz ekleminde posterior yumuşak dokular fleksördür ve ekstansiyona kuvvet uygularlar. Bu da diz ekleminin posterior yumuşak dokularını oluşturan gastroknemius, popliteus ve hamstring grubu kaslar ile posterior eklem kapsülü ve ligamentlerinin pasif gevşekliği veya zayıflığı ekstansiyon kuvvetlerine yeterince karşı koyamadığında, diz ekleminde rekurvatum oluşur (76).

Genu rekurvatuma neden olan bir diğer etki de plantar fleksiyon-diz ekstansiyon çiftidir (Şekil 4.5.1.1). Plantar fleksörlerin aşırı aktivitesi, dizini bu şekilde hiperekstansiyona getirebilir Tibia'yı geride tutup, dizi ekstansiyonda tutan triceps kası yük altındadır. Eklem bağlantıları ve atalet etkisi ile, bu tek kasın etkisi

sadece proksimal olarak hareket eder ve kalça fleksiyonu, iç rotasyon ve addüksiyon ile birlikte anterior pelvik tilt ile omurga deformitelerine neden olur. Plantar fleksör-diz ekstansör çifti, yürüyüş sırasında da diz kontrolünde önemli bir rol oynar. Diz ekstansörleri tam diz ekstansiyonuna doğru nispeten yetersiz hale gelir bu nedenledir ki yüke tepki sırasında diz ekstansiyonunun sadece ilk fazını kontrol ederler ve ikinci aşamada sağlıklı bireylerde maksimum diz ekstansiyonu ile meydana gelir (Şekil 4.5.1.2.) (77).



Şekil 4.5.1. 1. Statik duruşta yük altında çalışan plantar fleksiyon-diz ekstansiyon çifti (77)



Şekil 4.5.1. 2. Sagittal düzlemde diz kinematik eğrisi İlk evre diz ekstansörleri ve ikinci evre plantar fleksörleri. Yürüyüş sırasında plantar fleksiyon-diz ekstansiyon çifti (77)

Dizin ön kısmındaki anterior yumuşak dokular dize ekstansiyon yaptırır. Dolayısıyla öndeki kuadriceps kas grubunun gergin olması da rekurvatum olasılığını arttırır.

Anterior pelvik tiltin fazla olması, femur başının öne gitmesine, dolayısıyla proksimalden distale doğru femur'un arka eğimini artmasına bu da diz ekleminin rekurvasiyonuna neden olur (76,78).

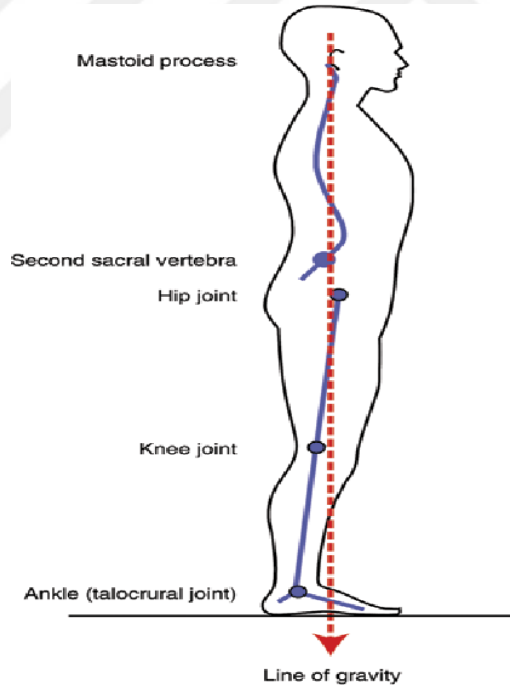
4.5.2. Genu Rekurvatum Etkileri

Diz ekleminde rekurvatum meydana geldiğinde vücut ağırlık merkezi eklemin önüne yer değiştirir, bu nedenle rekurvatuma sebep olan kuvvetler artar. Böylece posterior yumuşak dokular giderek zayıflar ve esner (22). Bunun sonucunda fonksiyon bozukluğu ve ağrı meydana gelir. Dizin hiperekstansiyon pozisyonu, patellanın femura baskı yapmasına, femur ile tibianın ön kenarında kompresyon kuvvetine neden olur, menisküs ve osteoartroz olasılığını arttırır (31).

Genu rekurvatumun omurgaya ve pelvise de etkileri farklıdır. Rekurvatumda tibianın proksimali talokrural eklemin arkasına, femurun distali ise öne doğru

yönelimdedir. Bu da dizde hiperekstansiyona ve talokrural eklemden itibaren ekstremitede göreceli kısılma ile plantarfleksiyona neden olur (79). Vücut öne doğru gitme eğilimindedir ve yer çekimi hattını dengelemek amacıyla ağırlığını arkaya almak zorundadır. Eğer kalça eklemi ön kapsül lifleri ve kalça fleksör kasları gevşek ise, vücut ağırlığını arkaya doğru taşımak için pelvis posterior tilt yapabilir. Bu durum lumbar omurgayı düzleştirebilir ya da kifotik lumbar omurga meydana gelebilir ancak yapılar gergin veya sıkı ise, pelvis femurun hareketini takip eder ve vücut ağırlığını arkaya doğru getirerek dengelemek için lordoz artışı veya lumbar eğriliğin ekstansiyonu meydana gelir ve pelvik tilt artar.

Diz ekleminin tam ekstansiyonu sırasında, Şekil 4.5.2.1’ de görüldüğü üzere ayakta dik duruşta vücut ağırlık merkezi diz ekleminin önünden geçer ve tibial platoyu arkaya doğru itme eğilimindedir bu da kuadriceps femoris kas grubunun gevşemesinin sağlar.



Şekil 4.5.2. 1. Yer çekim hattı (80)

4.5.3. Genu Rekurvatumda Ortezleme

Genu rekurvatumun etiyojisine bağlı olarak tedavi stratejileri oluşturulması daha doğru olur. Genu rekurvatumda ortezleme prensiplerinde deformite derecesine ve etkilenen ekstremitelere göre Diz Ayak Ayak Bileği Ortezi (KAFO), çeşitli diz ortezleri (İsveç Diz Ortezi, Suprakondiler/ SupraPatellar Diz Ortezi, Lenox Hill Ortezi), Ayak Ayak Bileği Ortezi (AFO) ve kamalar kullanılır (81).

Hiperekstansiyon deformitesi sonucu dize ortez tedavisi uygulamamak, dizin posterior yapılarının sürekli gerilmesine neden olur, bu da eksternal moment kolu uzunluğu arttırır ve daha büyük eksternal ekstansiyon torkuna sebep olur ve deformitenin ilerlemesine neden olur (82).

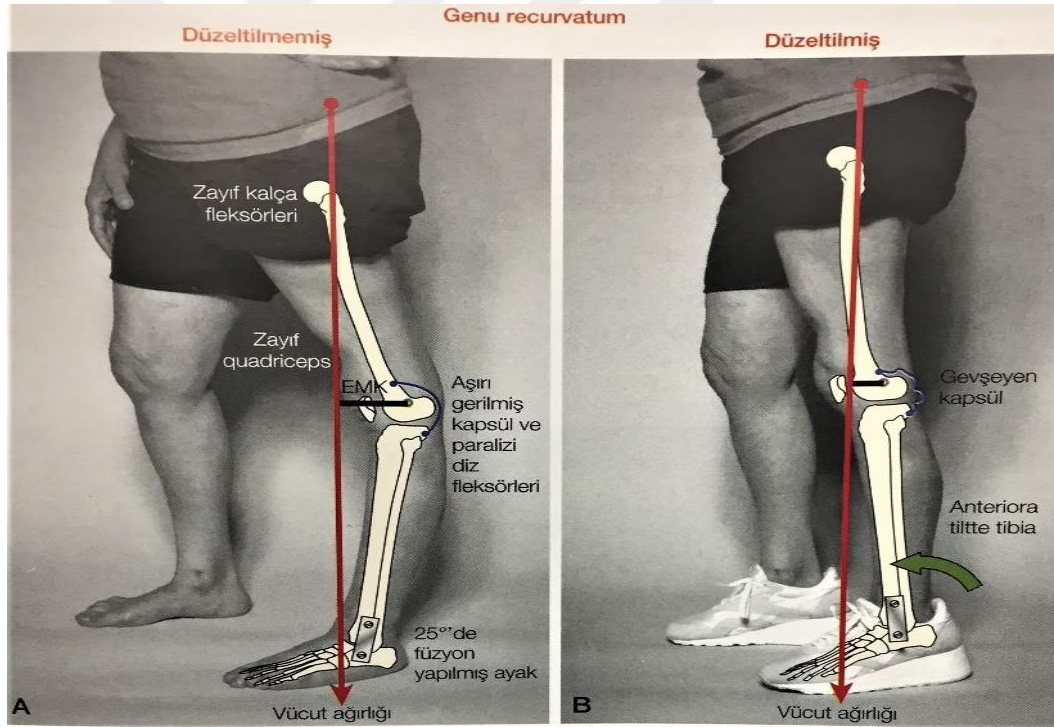
İsveç diz ortezi, 3 nokta prensibiyle çalışır. Dizin ekstansiyonuna izin vermez ancak tam fleksiyonuna izin verir. Dizin medialden ve lateralden stabilizasyonunu sağlayarak genu rekurvatumuna ek olarak oluşabilecek deformiteleri engeller (83,84). Suprakondiller/Suprapatellar diz ortezi, malleollerin biraz üstünden başlayarak patellayı da içine alır ve özellikle popliteal bölgeden verdiği baskıyla rekurvatumun düzeltilmesine katkıda bulunur. n kısmı açık olmasına rağmen medialden ve lateralden dizin stabilizasyonunu sağlar (84,85). Lenox Hill ortezi, özellikle sporcularda dizin hiperekstansiyonunu kontrol ederek bağ yaralanmalarını kontrol eder. Ameliyat sonrası dönemde ve mediolateral instabilite durumlarında sıklıkla kullanılır. Hastanın durumuna göre 5 ya da 6 kayıştan oluşur. Metal ereveli, suprakondiller, derotasyon, supra ve infrapatellar bantlar ile hiperekstansiyonu engeller (84,85).

Basit ayakkabı modifikasyonları ve topuk kamaları hafif hiperekstansiyon deformitesinde kullanılabilir. Yükselen topuk tibiaya ve diz eklemine anterior tilt yaptırır, bu sayede dizdeki deformiteyi ilerletici eksternal moment kolunun uzunluğu önemli ölçüde azalmış olur (52, 81). Distal müdahalelerin amacı, yer reaksiyon kuvvet hattını posteriora alarak dizi daha az rekurvatumu getirerek, ekstansiyon kuvvetini azaltmaktır (86).

4.5.4. Topuk Kamaları

Normal dik duruş pozisyonunda alt ekstremite uzuvlarının düzgünlüğü anatomik ve mekanik eksene göre belirlenir. Kemiklerde meydana gelen uzunluk farkı, rotasyon, açılma ve translasyon uzuvların normal anatomisinden sapmasına yol açar. Bu durumda alt ekstremite kemiklerinde değişiklikler ve duruş bozuklukları meydana gelir (87). Dizilim bozukluğuna bağlı olarak ortaya çıkan deformiteler için belirlenen tedavi yöntemlerinden biri ortopedik ayakkabılar veya tabanlık kullanımınıdır (88).

Topuk kamaları vücudun ağırlık merkezini yükseltir ve bunun sonucunda stabilite azalır (89). Çoğunlukla alt ekstremite ortezleri ile birlikte kullanıldığı gibi Şekil 4.5.4.1.' de görüldüğü üzere tek başına da alt kalça, diz ve ayak bileği kinetik ve kinematik parametrelerini değiştirir (2,3).



Şekil 4.5.4. 1. Kamanın alt ekstremite dizilimine etkisi

- A) Birey, ayakta dik duruş pozisyonundayken vücut ağırlığı dizde geniş ekstansör tork yaratır ve hiperekstansiyon derecesi artar.
- B) Birey posteriordan topuk kaması eklenmiş ayakkabı giyerek tibianın anteriora tiltini sağlar deformite şiddeti azalır (52).

Yapılan alışmalar, topuk kamalarının plantar basıncı dağılımları ve denge parametreleri üzerinde de etkisi olduğunu göstermiştir (90). Topuk kamalarının malzeme, şekil gibi özellikleri etkilerini değiştirebilir. Araştırmacılar topuk kamalarının ayağın ön kısmını kaldırması nedeniyle bu bölgede plantar basıncın artacağını ve dengenin de azalacağını öngörmüşlerdir (91,92).

4.6. Postüral Stabilite

Vücut bölümlerinin birbirleriyle ilişkili olarak düzgün duruş şekli ve denge durumu postür olarak adlandırılır (93). Statik ve dinamik postür olarak ayrılır. En az enerji harcayarak, eklemleri stabilize etmek amacıyla kasların izometrik kasıldığı ve hareket meydana gelmediği andaki statik postür, ayakta durma, oturma, yatma pozisyonlarında oluşan postürdür. Statik postür analizi, bireyin dik duruş pozisyonunda, iki ayağına eşit yük verdiği anda önden, arkadan ve yandan yapılır. Dinamik postür ise, hareketle birlikte sürekli değişim gösteren, çevre şartlarına adapte olan aktif duruş şeklidir (94).

Stabilite, hareketin kuvvet, koordinasyon, denge ve verimliliği ile vücut kontrolünün sağlanmasıdır. Yani denge durumunu koruyabilme ve tekrardan kazanabilmeye ilişkilidir. Statik ve dinamik stabilite olarak ayrılır. Statik stabilite, dengenin ve postürün devam ettirilmesine, dinamik stabilite ise hareketin kontrolünün ve üretiminin yanısıra kuvvet, koordinasyon, kas dayanıklılığı mobilite, esneklik ve kardiyovasküler uygunluğa bağlıdır (95,96).

Postüral stabilite, görsel, vestibüler ve proprioseptif bilgi, merkezi sinir sistemine iletilerek elde edilir ve postüral stabilite ile vücut destek yüzeyi içinde ağırlık merkezinin pozisyonunu belirleyen motor faaliyette düzeltici değişiklikler meydana gelir (97).

Postüral stabilite ağırlık merkezinin destek yüzeyi içerisinde tutulmasıyla gerçekleşeceği için aynı zamanda denge olarak da adlandırılabilir. Ağırlık merkezi, vertikal yönde oluşan yerçekimi kuvveti tarafından oluşur ve toplam vücut kütesinin tam ortasından geçen kütle merkezinin vertikal bileşenidir. Vücudun dengede olabilmesi için ağırlık merkezine etki eden kuvvetlerin bileşkesi sıfır olmalıdır (98).

Postüral stabilitenin en rahat değerlendirildiği pozisyon ayakta hareketsiz dik duruş pozisyonudur. Bu pozisyonda hafif salınımlar dışında hareket meydana gelmez.

Azalmış postüral stabilite, fonksiyonel performansın azalması ile ilişkilidir. Daha iyi bir denge, dizin ve ayak bileğinin kas gücünün iyi olması ile ilgilidir (99).

Ayak-ayak bileği, diz ve kalça eklemleri ile birlikte ayakta dik duruş pozisyonunda alt ekstremite kinematik zinciri oluşturur ve vücut dengesini ayarlar. Vücut ağırlık merkezi, dengeyi korurken, destek yüzeyinde lateral malleolünün yaklaşık 5 cm üzerinde, milimetrelik kaymalarla kısıtlı salınımlar yapar (100). Yer çekimi merkezini destek yüzeyinde tutabilmek yani dengeyi sağlayabilmek için gerekli postüral kontrol önce ayak ve ayak bileğinden sağlanır ve meydana gelen hafif postüral salınımlar ayak- ayak bileği tarafından karşılanır (101).

Diz stabilitesi, kemik yapıdan önce ilk olarak yumuşak dokuların özelliklerine bağlıdır. Femoral kondiller hemen yakınındaki tibianın proksimal eklem yüzeyiyle eklemleşir ve yapı ligamentler eklem kapsülü, menisküsler ve geniş kaslar tarafından tutulur (52). En sık yaralanan diz yapıları arasında patella, ön-arka çapraz bağ, medial-lateral kollateral ligament, medial-lateral menisküs bulunur. Bu yapılar zarar gördüğünde tibiofemoral ve patellofemoral eklem yüzeylerinde hareketin biyomekaniği değişebilir ve bunun sonucunda diz eklemine fonksiyonunda ve stabilitesinde azalma meydana gelebilir (3).

Diz eklemineki deformiteler belirli bir yöne doğru postüral stabiliteyi etkiler. Chae ve arkadaşlarının (102) yaptığı çalışmada diz eklemine meydana gelen deformitelerin statik ve dinamik postüral stabiliteyi etkilediği ve genu rekurvatumlu bireylerde anterioposterior stabilitede farklılıklar olduğu bulunmuştur. Postüral stabilite, vücut ağırlığını plantar ayak yüzeyinin plantar basınç olarak ölçülebilen zemine uygun şekilde aktarmasına sağlar (103).

Plantar basınç ölçümlerinin büyüklüğü, plantar yüzeyinin ölçümün alındığı bölgeye bağlı olarak değişir ve esas olarak ayak duruşundan ve ağırlık merkezinin destek yüzeyinin anlık konumundan etkilenir (103). Bu nedenle diz eklemine bulunan deformiteler ayak plantar basıncını değiştireceği için postüral stabiliteyi de etkileyebileceği söylenebilir.

4.7. Plantar Basınç

Ayağın tabanından alınan duyuşal girdiler postüral stabiliteye katkıda bulunur ve ayak pozisyon duyuşu, ayak tabanında bulunan mekanoreseptörler aracılığıyla vücut pozisyonunun algılanmasında duyuşal bilgi sağlamaktadır (104,105).

Pedobarografi, bipedal duruşta ve yürüme sırasında ayak yapılarının incelenmesi, basınç değişikliklerinin, yüklenme paternlerinin ve alt ekstremite dizilim bozukluklarının belirlenmesi amacıyla kullanılan bir yöntemdir (106,107,108).

Pedobarografi cihazları, bireyin statik ve dinamik olarak ayak taban basınçlarının ölçüldüğü aynı zamanda denge, postür ve stabilizasyonunun değerlendirilip sayısal verilerin elde edildiği elektronik bir sistemdir. Aynı zamanda bu sistem üst ekstremite, gövde ve alt ekstremite postürü arasındaki ilişki hakkında bilgi verir (109). Veriler yürüyüşün gerçekleştiği platforma yerleştirilen elektronik sensörler ile elde edilir. Sensörler, analizi gerçekleştirmek için programlanmış bilgisayar sistemine doğrudan bağlıdır. Pedobarografi cihazları, klinisyenler ve araştırmacılar tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır (110).

Pedobarografi cihazları ile statik, dinamik ve stabilometrik ölçümler yapılabilmektedir (111).

Statik plantar basınç analizi, değerlendirilecek kişı beş saniyelik bir süre boyunca platform üzerinde ayakta dik duruş pozisyonunda hareketsizken yapılır (112). Statik değerlendirme sonucunda, her iki ekstremitede ve destek yüzeyinde oluşan; ön ve arka ayaktaki plantar temas yüzeyi (cm^2), ön ve arka ayaktaki toplam plantar temas yüzeyi (cm^2), ön ve arka ayaktaki yüklenme (%), ön ve arka ayaktaki toplam yüklenme (%), arka ve ön ayaktaki ağırlık oranı (%), maksimum basınç (kg/cm^2) ortalama basınç (kg/cm^2) değerleri elde edilir. Bu yöntemle ayakta oluşan problemler ve ayağın tabanındaki şekil ve basınç farklılıkları belirlenmektedir (55).

Dinamik plantar basınç analizinde, değerlendirilecek kişinin yürüyüşü değerlendirilir (113). Analizde objektif verilerin elde edilmesi için platforma en az üç ardışık adım denk gelmelidir ve platformda en az altı tur yürünmelidir. Dinamik değerlendirme sonucunda ön ve arka ayaktaki plantar temas yüzeyi (cm^2), ön ve arka ayaktaki yüklenme (%), ayağın medial ve lateralindeki yüklenme (%), maksimum

basınç (kg/cm²) ortalama basınç (kg/cm²), ayak açısı (°), ayak ağırlık merkezindeki değişim (mm) değerleri elde edilir. Dinamik koşullarda ön- arka ayağı etkileyen ortalama basınçlar ve yükler değerlendirilir (55).

Stabilometrik analizde, değerlendirilecek kişinin ayakta dik duruş pozisyonunda ağırlık merkezinin ne derece saptığı değerlendirilir. Gözler açık ve gözler kapalı olarak iki farklı durumda değerlendirme yapılır. Stabilometrik analiz sonucunda elips yüzey değerleri (mm²), salınım uzunlukları(mm), Delta X (L-L salınım değişimleri) (mm), Delta Y (A-P salınım değişimleri) değerleri elde edilir (114,115)

Genu rekurvatum deformitesi ile yer reaksiyon kuvveti değişerek plantar basıncın dağılımını etkilemektedir. Bu nedenle ayağın farklı bölgelerinde farklı basınçlar oluşarak alt ekstremitenin kas iskelet yapısının biyomekanik işlevini etkileyebilir (116). Literatüre bakıldığında pedobarografik analiz ile ortez etkinliğinin değerlendirildiği farklı çalışmalar bulunmaktadır. Genu rekurvatum deformitesi olan bireylere uygulanan ortotik tedavi ile öncelikle diz biyomekaniği düzeltilmeye çalışılır (117). Bu şekilde postüral hata düzeltilerek plantar basınç dağılımının normal değerlere yaklaşması sağlanabilir.

5. MATERYAL VE METOT

Bu çalışmaya, İstanbul Medipol Üniversitesi Protez Ortez Merkezi' ne başvuran genu rekurvatum deformitesi bulunan 36 kadın gönüllü katıldı. Değerlendirmeler sonucunda çalışmaya 28 birey dahil edildi. Çalışma Kasım 2019 – Mart 2020 tarihi arasında yapıldı.

Bu tez çalışması, İstanbul Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 29.08.2019 tarihli toplantısında, 10840098-604.01.01-E.45463 dosya numarası ve 633 karar numarasıyla onay alındı.

Çalışmaya katılan kişilere çalışmanın amacı, süresi, uygulanacak değerlendirme parametreleri ve anketler hakkında bilgi verildi ve İstanbul Medipol Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından belirlenen standartlara uygun "Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu" okutulup, imzaları alınmak suretiyle onayları alındı. (Ek-1)

5.1. Bireylerin Seçimi

Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

- Rekurvatum açısının en az 10° olması
- 20-35 yaş aralığında olması
- Fiziksel ve/veya nörolojik bir rahatsızlığı olmaması
- Herhangi bir engeli veya kronik hastalığı bulunmaması

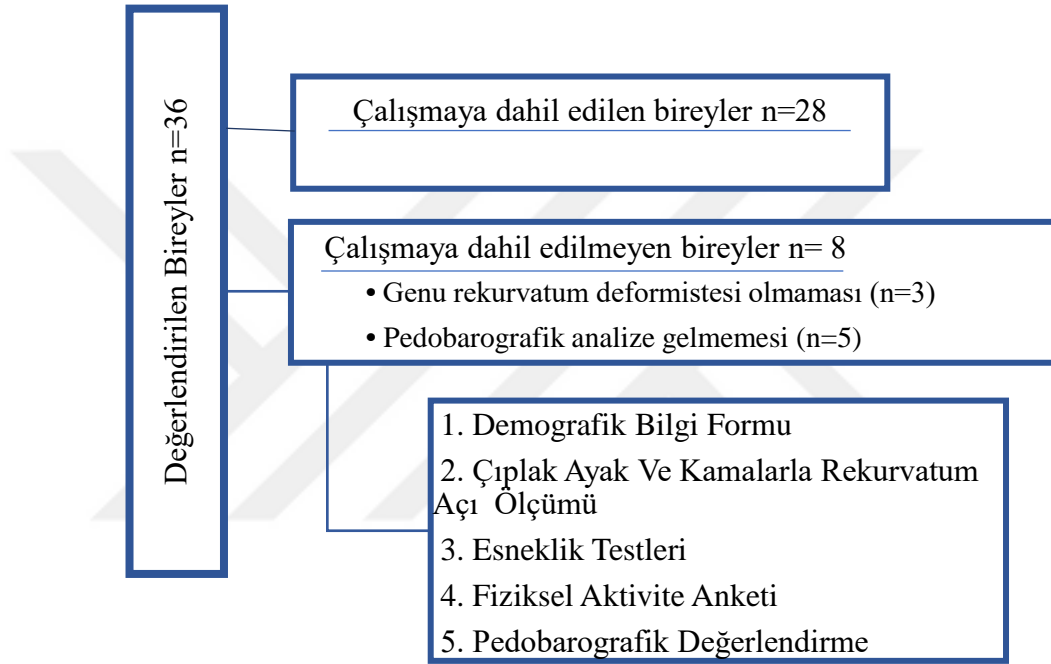
Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri;

- Ön çapraz bağ yaralanması olması
- Rekurvatum açısının 10° 'den az olması
- Diz eklem instabilitesi olması
- Hamile olması

5.1.1. Güç Analizi

Örneklem büyüklüğü bireylerin stabilometrik verileri kullanılarak G*power programı ile hesaplanmış olup etki büyüklüğü 0,68 olarak bulunmuştur. 0,05 hata payı ve 0,80 güç ile çalışmaya dahil edilmesi gereken örneklem sayısı 28 olarak hesaplanmıştır.

Çalışma Akış Diyagramı



5.2. Değerlendirme Yöntemleri

İstanbul Medipol Üniversitesi Protez Ortez Merkezi (POMER)'ne gönüllü olarak gelen bireylere çalışma kapsamında yapılacak olan temel değerlendirmelerden önce demografik bilgileri Demografik Bilgi Formu'na (EK-2) detaylıca kaydedildi.

Demografik kaydedildikten sonra bireylerin diz ekleminin ekstansiyon açısı manuel gonyometre ve College des Jeunes Orthopedistes (CJOrtho) mobil uygulamasıyla ölçüldü. Ölçümden sonra rekurvatumu olan bireylere esneklik değerlendirilmesi için uygulanarak Alt Ekstremitte Esneklik Testlerinin nasıl yapılacağı anlatıldı. Fiziksel aktivite düzeyi bilgileri Uluslararası Fiziksel Aktivite

Anketi Kısa Formu'na (EK-3) kaydedildi. Bireylerin plantar basınç ve postüral stabilite değerlendirmesi Sensor Medica (Rome, Italy 3000 sensör, 5-400Hz frekans); pedobarografi cihazı ve freeStep yazılımı ile yapıldı. Değerlendirme; statik analiz ve stabilometrik analiz olarak sırasıyla çıplak ayak, 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm kama ile 4 defa yapıldı. Topuk kamaları Etil Vinil Asetat (EVA) malzemesiyle POMER' de üretildi.

5.2.1. Demografik Bilgi Formu

Katılımcıların kişisel bilgileri demografik bilgi formunda toplandı. Demografik bilgi formu kişinin adı soyadı, yaşı, cinsiyeti, kilosu, boyu, vücut kitle indeksi, sigara ve alkol kullanımı, hastalık varlığı, kullandığı ilaç ve günlük egzersiz süresini kapsamaktadır. Katılımcılar bu formda yer alan kısımları doldurdu (EK-2).

5.2.2. Alt Ekstremitte Esneklik Testleri

Esneklik, morfolojik sınırlar içinde bir veya birden fazla eklem ile yaralanma riski olmadan çıkabilecek en fazla eklem hareket açıklığının meydana geldiği fiziksel özelliktir. Denge, koordinasyon ve düzgün postürün, sağlanmasında vücudumuzdaki kasların esnekliği büyük rol oynar. Kaslardaki esneklik, kemik yapısı, yaş ve ile bağlantılıdır (118). Genel olarak konnektif dokular erkeklerde kadınlara göre fazladır ve bu sayede pasif olarak ortaya çıkan harekete karşı daha fazla direnç gösterirler. Bu nedenle kadınların aynı yaş aralığındaki erkeklere göre esnekliği daha fazladır (119,120).

Esneklik testleri, kaslar, kemik yapılar, tendonlar ve bağlar tarafından hareketlerin kısıtlanabildiği, eklemlerde meydana gelen hareketin değerlendirilmesi için yaygın kullanılan testlerdir. Alt ekstremitte değerlendirilmesi için kullanılan esneklik testleri; Hamstring uzunluğu, kalça hiperekstansiyonu, kalça abduksiyonu, quadriceps femoris ve kalça fleksörleri, ayak bileği dorsi ve dorsifleksiyonu (120).

Esneklik değerlendirmesi ölçümleri için manuel gonyometre (Şekil 5.2.2.1) ve mezura (Şekil 5.2.2.2) kullanıldı.

Alt Ekstremitte Esneklik Testlerinin ölçümü bilateral olarak ve üç kez ölçüldü ve üç denemenin ortalaması hesaplandı, veri analizi için veri toplama formuna yazıldı. Uygulanan testler sonucunda normal değerlere göre değerlendirme yapıldı (121).

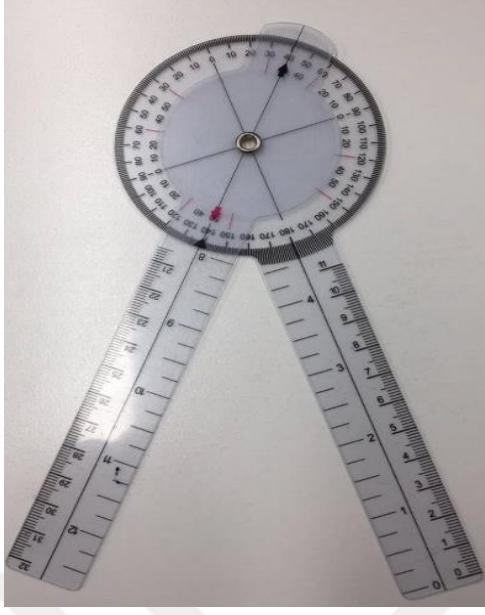
Hamstring Esneklik Testi (cm): Amerikan Ortopedi Cerrahları Akademisi ve Kendall ve ark. tarafından belirtilen uygulamaları takiben, düz bacak kaldırma sırasında hamstring esnekliğini ölçmek için mezura kullanıldı (122). Bu test, hamstring esnekliği için bir kriter ölçütü olarak yaygın kabul görmesi ve yüksek güvenilirliği nedeniyle seçildi (123). Test edilen kişi sırtüstü yatar pozisyondayken diz düz tutulurken, katılımcının bacağı gerginlik hissedilene kadar pasif olarak kalça fleksiyonuna getirildi. Aynı pozisyondayken femurun lateral kondilinden yatak arası mesafe mezura ile ölçüldü. Skorlar her iki bacak için en kaydedildi (120,124).

Kalça Fleksörlerinin Esneklik Testi (cm): Test edilecek kişi yüzükoyun pozisyondayken test edilen alt ekstremitede diz 90° fleksiyona getirildi. Test sırasında kalçanın aşırı ekstansiyona ve rotasyona gitmemesi için, test edilmeyen taraftaki pelvis başka bir bireyden yardım alınarak stabilize edildi. Kişiden pozisyonu bozmadan bacağı yerden kaldırılması istendi. Lateral kondil ile yer arası mesafe mezura ile ölçüldü (120).

Kalça Hiperekstansiyonu Esneklik Testi (cm): Test edilecek kişi yüzükoyun pozisyondayken test edilecek bacak diz ekstansiyon pozisyonundayken pelvisin pozisyonu bozulmadan kalçadan yukarı kaldırıldı. Lateral kondil ile yer arası mesafe mezura ile ölçüldü (120).

Kalça Abduksiyonu Esneklik Testi (cm): Test edilecek kişi kalça eklemi mümkün olduğunca abduksiyon, fleksiyon ve eksternal rotasyonda, diz eklemi fleksiyonda, ayak tabanları bitişik oturdu. Ayak bileklerini tutup, dirsekleri ile dizlerini yere doğru mümkün olduğunca itmesi istendi. Her iki dizin lateral kondili ile yatak arasındaki mesafe mezura ile ölçüldü (120).

Ayak Bileği Dorsi ve Plantar Fleksiyonu Esneklik Testi (°): Ayak bileğinin ölçüm için başlangıç pozisyonu fibula ile 5. metatars arasındaki açı 90° olarak ayarlanır. Sırtüstü pozisyonda gonyometrenin pivot noktası lateral malleole, sabit kol fibulanın lateral orta hattına paralel, hareketli kol ise 5. Metatarsal kemiğin lateral orta hattına yerleştirilerek ölçüm yapıldı. Gastrocnemius kası iki eklem katettiği için ölçüm sırasında test edilen diz altına yastık, havlu vs. yerleştirilerek kasın gevşetilmesi sağlandı (120).



Resim 5.2.2. 1. Gonyometre

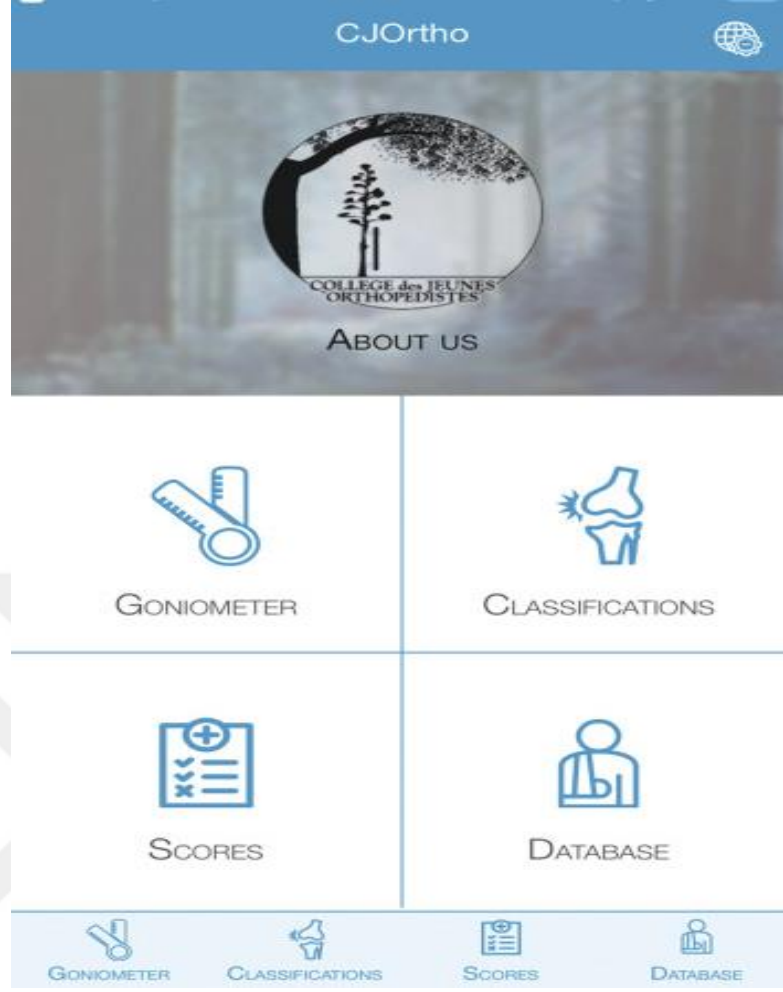


Resim 5.2.2. 2. Mezura

5.2.3. Diz Eklemine Ekstansiyon Açısının Ölçülmesi

Alt ekstremitte diziliminin antropometrik, anatomik ve biyomekanik ilişkisi, günlük yaşam aktiviteleri veya çeşitli spor olayları sırasında oluşabilecek yaralanmaların önlenmesi en sık görülen deformitelerin teşhisi için incelenmiştir (125).

Diz eklemine rekurvasiyon açısını ölçmek için College des Jeunes Orthopedistes (CJOrtho) Mobil Uygulaması (Şekil 5.2.3.1) kullanıldı. Uygulama ilk olarak sağlık çalışanlarını eğitmek amacıyla oluşturulmuştur. Bu uygulamada travma ve ortopedi için sınıflandırma sistemleri, klinik ve radyoloji için sonuç skorları, gonyometre ve toplanan verileri saklamak için veri tabanı gibi birçok işlev bulunmaktadır. Uygulamada 20 adet sonuç skoru bulunmaktadır. Sonuç skorları genel ve özel değerlendirme olarak ayrılmıştır (126).



Şekil 5.2.3. 1. CJOrtho mobil uygulaması (dijital gonyometre , sınıflandırma sistemleri, fonksiyonel sonuç puanları ve veritabanı)

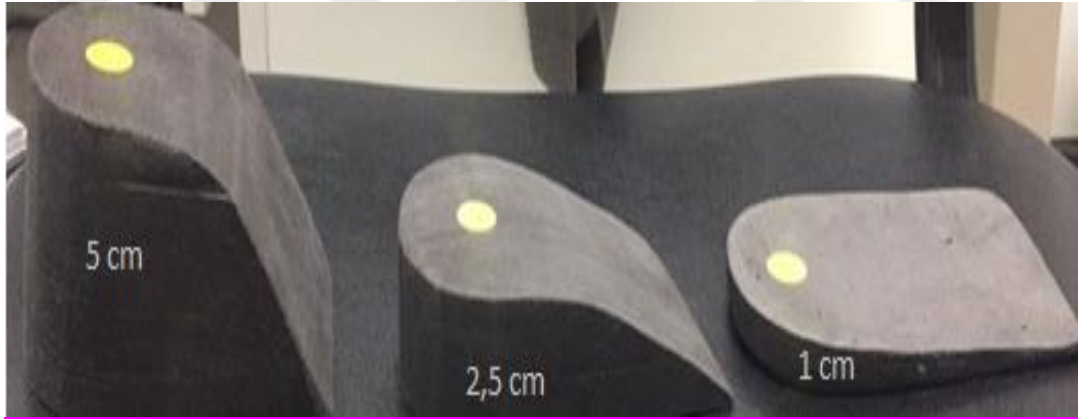
CJOrtho mobil uygulamasında ölçüm yapılırken ilk önce istenen açıyı ölçmek için ekstremitenin üzerine üç referans noktası belirlendi. Trochanter major, femurun lateral kondiline ve lateral malleole marker denilen 2,5 mm çapında belirteçler yapıştırıldı. Katılımcı üzerinde en az kıyafet ile ayaklar omuz genişliğinde açık ve her iki ayağa eşit yük verecek şekilde statik dik duruş pozisyonunda sagittal plandan fotoğraflama yapıldı. Fotoğraf çekimi için akıllı telefon kullanıldı. Telefon tripodla sabitleştirilip yere dik olacak şekilde takıldı ve kameranın lensi, tripod ayaklarının orta noktası ile katılımcı arasındaki 3 m uzaklıktan, yaklaşık 80 cm yükseklikten diz ekleme merkezi seviyesine yerleştirildi (127). Ölçüm sırasında katılımcılardan diz ekstansiyonu için kuadriseps kaslarını maksimum kasmaları istendi. İlk ölçüm çorap olmadan ayak çıplak olarak yapıldı (Resim 5.2.3.4). İkinci ölçüm her iki ayağın da altına 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm yüksekliğinde ön ayak kısmı sıfırlanan dayanıklılığa,

esnekliğe ve hafifliğe sahip olan mikro hücreli bir malzeme olan 30 Shore'luk Etil Venil Asetat (EVA)'tan (128) yapılan topuk kamaları (Resim 5.2.3.2 – 5.2.3.3.) sırayla ayrı ayrı yerleştirilerek yapıldı (Resim 5.2.3.5).

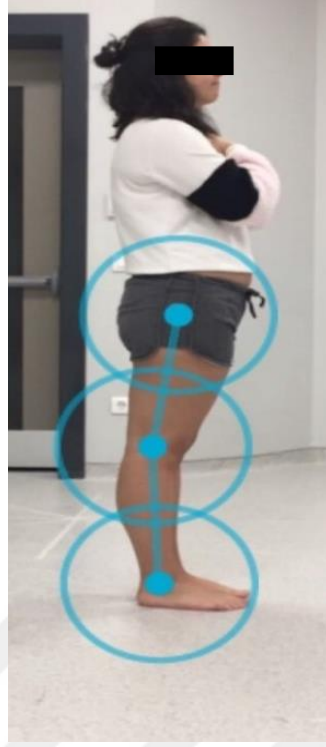
Ölçümler yapıldıktan sonra markerlar üzerinden işaretleme yapıp rekurvatum açısı belirlendi, kaydedildi ve veri toplama formuna yazıldı.



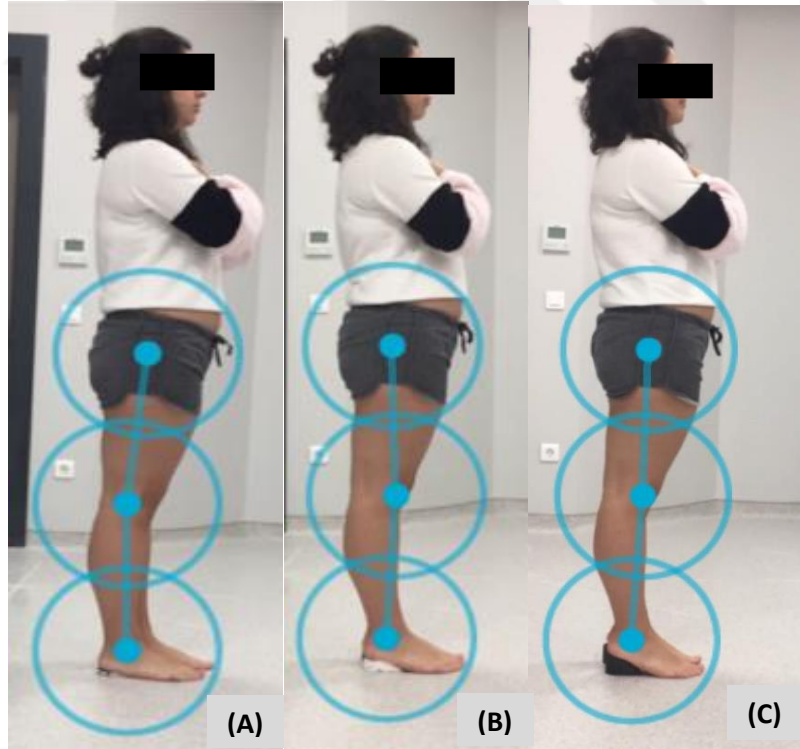
Resim 5.2.3.2. 1. EVA'dan yapılmış 1cm, 2,5 cm ve 5 cm yüksekliğindeki topuk Kamaların üstten görünüşü



Resim 5.2.3.3. 1. EVA'dan yapılmış 1cm, 2,5 cm ve 5 cm yüksekliğindeki topuk Kamaların yandan görünüşü



Resim 5.2.3.4. 1. Bireylerin sagittal düzlemde Genu recurvatum açısının ölçülmesi

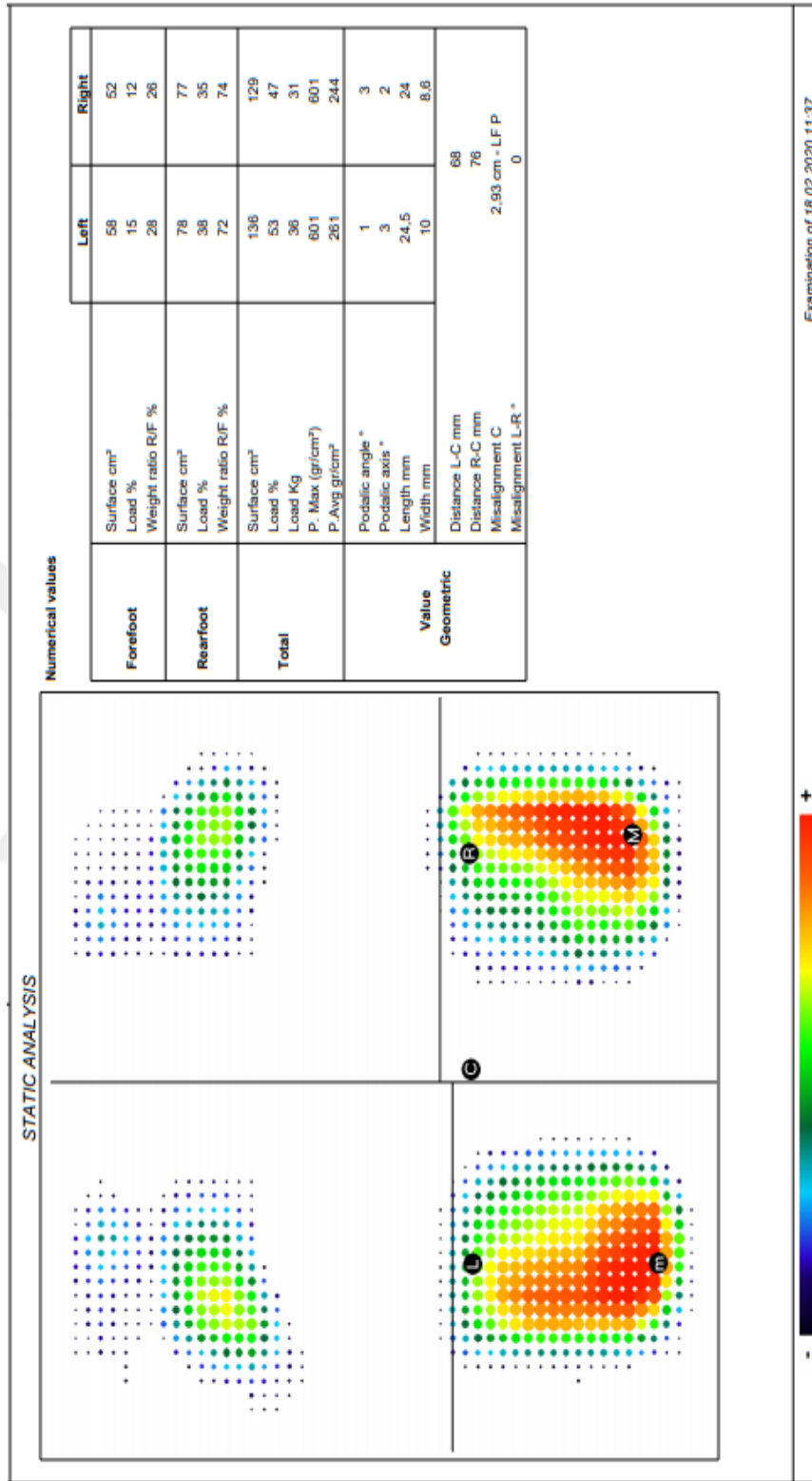


Resim 5.2.3.5. 1 Bireylerin sagittal düzlemde sırasıyla 1 cm (A), 2,5 cm (B) ve 5 cm (C) Kamalarla genu recurvatum açısının ölçülmesi

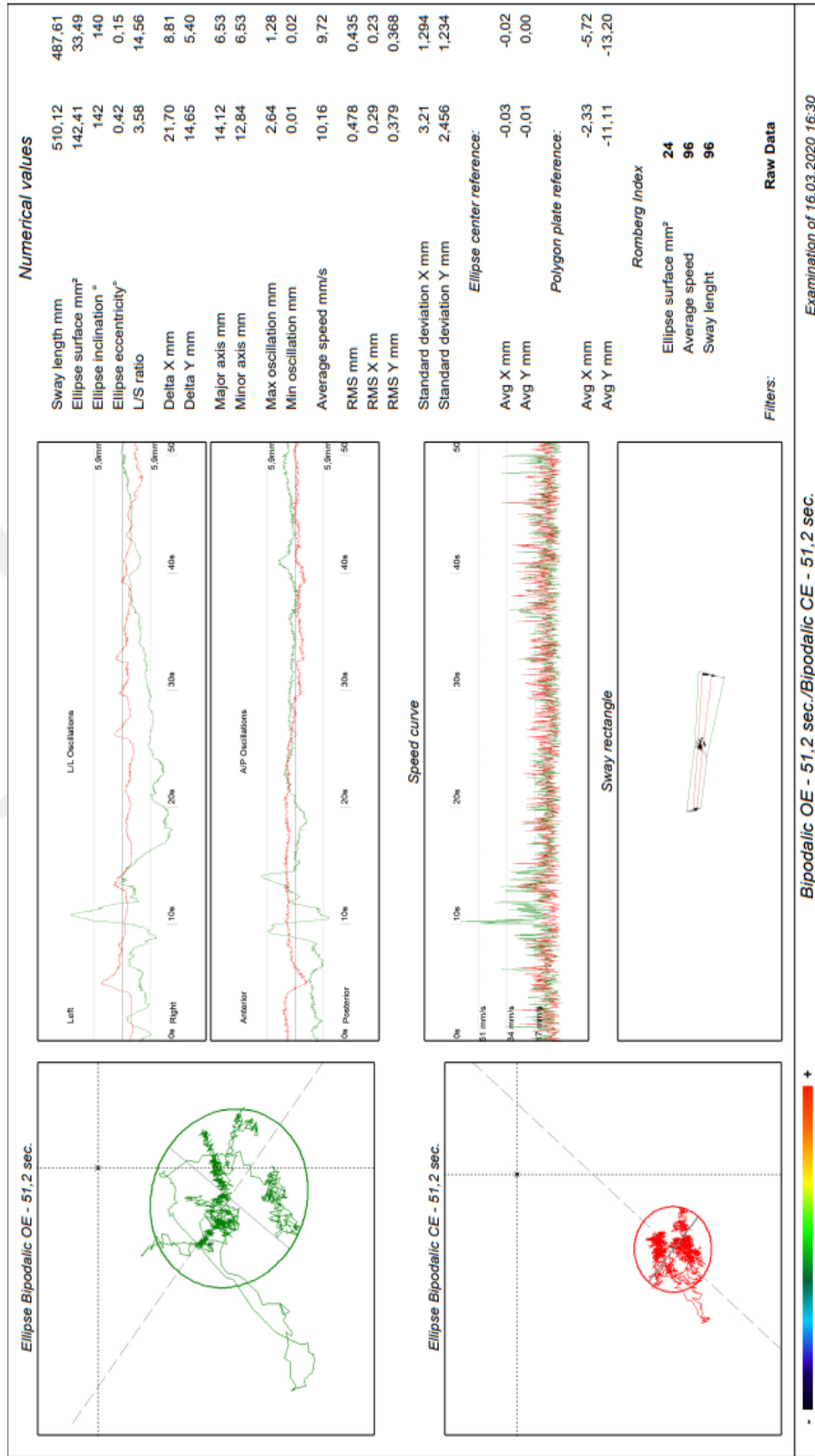
Test cihazından elde edilen ölçümlerin doğruluğunu değerlendirmek için bir ön çalışma yapıldı, ölçüt standardı olarak şeffaf plastik malzemeden yapılmış standart bir manuel gonyometre kullanıldı. Genu rekurvatum açısı, yatar pozisyonda ve distal tibia altına bir destek yerleştirilerek ölçüldü. Gonyometrik ölçüm yapılırken, gonyometrenin pivot noktası femurun lateral eklem merkezi üzerine, sabit kol trokanter major üzerine ve hareketli kol lateral malleol üzerine hizalandı. Pasif direnç sağlanana kadar ön diz üzerine posterior yönelimli bir kuvvet uygulandı ve ölçüm yapıldı (129). Ölçüm üç kez tekrarlandı ve veri toplama formuna yazıldı. Ölçümler sonucunda 10° altındaki rekurvasyon açıları geçersiz sayıldı.

5.2.4. Ayak Plantar Basınç Dağılım Analizi ve Postüral Stabilitenin Değerlendirilmesi

Ayak Plantar Basınç Dağılım Analizi (Şekil 5.2.4.1) ve postüral stabilite parametreleri (Şekil 5.2.4.2) bilgisayara entegre kuvvet platformu ile gerekli yazılımdan oluşan Sensor Medica (Roma, İtalya) Pedobarografi Cihazı- freeStep Yazılımı kullanılarak yapıldı. Sensor Medica Maxi, 50 x 60 cm' lik ölçülere sahip (130) basınç platformu alüminyumdan üretilen, 8 mm kalınlığı olan, 1.000.000 devirlik sensör ömrü bulunan 3000 sensörlü, 2.5 dpi XY, 8 bit Z çözünürlüğü olan, maksimum 150 N/cm² basınç ölçebilen ayak plantar basınç dağılımı analiz cihazıdır. freeStep, statik ve dinamik baropodometri, stabilometrik analiz, hareket analizi, morfolojik video analizi, dijital podografi, Romberg testi, istatistiksel analiz ve otomatik raporları içeren merkezi veri tabanı olan bir yazılımdır (131,132).



Şekil 5.3.4. 1. Statik analiz verileri



Şekil 5.3.4. 2. Stabilometrik analiz verileri

Statik ve stabilometrik analiz sırasında katılımcıya statik pozisyonda hiç hareket etmeden karşı yöne bakarken ayaklar arasındaki açı 30° , topuklar arası mesafe 4 cm olacak şekilde ayarlandı ve pozisyonu bozmadan durması söylendi. Statik analiz için 5 saniye boyunca gözler açık, stabilometrik analiz için ise 52'şer saniye boyunca önce gözler açık daha sonra gözler kapalı durumda değerlendirme yapıldı (133,134). Her fotoğraf çekimi ve analiz sonrası 1 dk dinlenme süresi verildi. Ölçümler ard arda ilk önce çıplak ayakla daha sonra her iki ayağın da altına 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm yükseklikteki topuk kamaları yerleştirilerek yapıldı.

5.2.5. Fiziksel Aktivite Düzeyi için Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi Kısa Formu (IPAQ)

IPAQ, 1996 yılında Dr. Michael Booth tarafından geliştirilen 15-69 yaş aralığındaki bireylere uygulanabilen, bireylerin fiziksel aktivite düzeyini, sedanter yaşam tarzlarını saptamak amacıyla uzun ve kısa formu olan bir testtir. 2010 yılında Türkçeye uyarlanarak, Sağlık ve arkadaşları tarafından geçerlilik-güvenilirlik çalışması yapılmıştır (135).

Kısa Form 7 sorudan oluşmaktadır. Fiziksel aktivitelerin, son bir haftada tek seferde günde en az 10 dakika yapılıyor olması ölçüt alınmaktadır. Şiddetli fiziksel aktivite süresi, orta dereceli fiziksel aktivite süresi, yürüme ve bir günlük ortalama oturma süreleri sorgulanmaktadır ve ancak hesaplamalara oturma süreleri dahil edilmez (136).

IPAQ, bireylere yüz yüze görüşülerek uygulandı.

IPAQ hesaplamalarla bazal metabolik hıza karşılık gelen Metabolic Equivalent of Task (MET-dk/hafta, 1 MET=3.5 ml/kg/dk) çevrilerek toplam fiziksel aktivite skoru hesaplanır (137).

- Yürüme MET- Dk / Hafta: $3,3 \times \text{Yürüme dakikası} \times \text{Yürünen gün sayısı}$
- Orta şiddetli aktivite MET- Dk / Hafta: $4,0 \times \text{Orta şiddetli aktivite dakikası} \times \text{Orta şiddetli aktivitenin yapıldığı gün sayısı}$

- Şiddetli aktivite MET- Dk / Hafta: 8,0 X Şiddetli aktivite dakikası X Şiddetli aktivitenin yapıldığı gün sayısı

Her aktivite için hesaplama yapıldıktan sonra bütün değerlerin toplanmasıyla ortaya çıkan sonuç fiziksel aktivite düzeyini vermektedir. Haftada 600 MET altında fiziksel aktivitesi olan bireyler inaktif, 600-300 MET arasında bireyler minimum aktif ve 3000 MET üzeri olan bireyler çok aktif olarak adlandırılır.

5.2.6. İstatiksel Değerlendirme

Çalışma sonuçlarının veri analizi “Statistical Package for Social Sciences” (SPSS) Version 22.0 (SPSS inc., IBM Corp., Armonk, NY, USA) istatistik programı kullanılarak yapıldı. Veriler ortalama ve \pm standart sapma olarak kaydedildi. İstatiksel anlamlılık düzeyi tüm analizlerde $p < 0,05$ olarak kabul edildi. Olgu sayısı 30 ve altında olduğundan parametrik olmayan testler uygulandı. İncelenen verilerde iki bağımlı değişken arasındaki farkı ortaya koymak için Wilcoxon İşaretlenmiş Sıra Sayıları testi kullanıldı.

6. BULGULAR

6.1. Demografik Özelliklerin Karşılaştırılması

Çalışmaya katılan bireylerin demografik verilerinin dağılımı Tablo 6.1.'de yer almaktadır. Çalışmaya 28 gönüllü kadın birey katıldı.

Katılımcıların demografik özellikleri Tablo 6.1'de gösterildi. Bireylerin yaşları ortalama $23,03 \pm 2,13$ yıl, boy uzunlukları ortalama $164,07 \pm 5,61$ cm, kiloları ortalama $62,1 \pm 13,89$ kg, vücut kitle indeksleri (VKİ) ise ortalama $23,09 \pm 4,6$ kg/m^2 , sağ genu rekurvatum açısı ortalama $168,89 \pm 1,25$ ve sol genu rekurvatum açısı $169,21 \pm 1,57$ olarak saptandı.

Tablo 6. 1. Katılımcıların Demografik Verileri

Demografik Özellikler (N= 28)	Ortalama \pm SS	Minimum	Maksimum
Yaş (Yıl)	$23,03 \pm 2,13$	20	30
Boy (cm)	$164,07 \pm 5,61$	154	175
Kilo (kg)	$62,10 \pm 13,89$	45	108
VKİ (kg/m^2)	$23,09 \pm 4,60$	17	38
Genu Rekurvatum Açısı			
Sağ	$168,89 \pm 1,25$	166	170
Sol	$169,21 \pm 1,57$	166	170

SS: Standart Sapma

VKİ: Vücut Kütle İndeksi

6.2. Alt Ekstremitte Esneklik Test Değerlerinin İncelenmesi

Alt ekstremitte esneklik test değerlerinin sonuçları Tablo 6.2.1’de yer almaktadır. Alt ekstremitte esneklik testleri olarak; hamstring uzunluğu, kuadriiceps femoris uzunluğu, kalça hiperekstansiyonu, kalça abduksiyonu, ayak bileği dorsifleksiyon ve plantarfleksiyonu değerlendirildi.

Tablo 6. 2.1. Alt Ekstremitte Esneklik Test Sonuçlarının Verileri

	Ortalama±SS
Hamstring Uzunluğu (cm)	
Sağ	44,41±2,85
Sol	43,92±3,11
Quadriiceps Femoris Uzunluğu (cm)	
Sağ	16,54±5,69
Sol	17,5±4,32
Kalça Hiperekstansiyonu (cm)	
Sağ	16,41±4,04
Sol	16,22±3,5
Kalça Abduksiyonu (cm)	
Sağ	15,23±3,26
Sol	15,82±3,12
Ayak Bileği Dorsifleksiyon (°)	
Sağ	15,53±3,56
Sol	16±3,82
Ayak Bileği Plantarfleksiyon (°)	
Sağ	43,78±2,46
Sol	44,6±3,15

Katılımcıların çıplak ayak ile ölçülen genu rekurvatum açısı ile alt ekstremite esneklik test sonuçlarının karşılaştırılması Tablo 6.2.2' de gösterildi.

Sağ ve sol genu rekurvatum açısı ile alt ekstremite esneklik test sonuçları karşılaştırıldığında veriler arasında ilişki istatistiksel olarak anlamlı fark test edildi ($p<0,05$).

Tablo 6.2.2 1 Katılımcıların Genu Rekurvatum Açısı ile Esneklik Test Sonuçlarının İlişkisi

Genü Rekurvatum Açısı ile Esneklik Test Parametreleri Arasındaki Anlamlılık	P Değeri	Z Değeri
Hamstring Uzunluğu		
Sağ	0,000*	-4,628
Sol	0,000*	-4,626
Quadriceps Femoris Uzunluğu		
Sağ	0,000*	-4,627
Sol	0,000*	-4,628
Kalça Hiperekstansiyonu		
Sağ	0,000*	-4,626
Sol	0,000*	-4,627
Kalça Abduksiyonu		
Sağ	0,000*	-4,644
Sol	0,000*	-4,635
Ayak Bileği Dorsifleksiyonu		
Sağ	0,000*	-4,627
Sol	0,000*	-4,626
Ayak Bileği Plantarfleksiyonu		
Sağ	0,000*	-4,630
Sol	0,000*	-4,629

* $p<0.05$

** Wilcoxon İşaretlenmiş Sıra Sayıları testi ile yapılmıştır.

6.3. Fiziksel Aktivite Düzeylerinin İncelenmesi

Çalışmadaki katılımcıların IPAQ'a göre fiziksel aktivite düzeylerinin ortalaması Tablo 6.3.1.'de yer almaktadır. Katılımcıların IPAQ değerleri ortalama 2071,21±2022,55 MET-dk/hafta olarak tespit edildi.

Tablo 6.3. 1. Katılımcıların IPAQ'a Göre Fiziksel Aktivite Düzeylerinin Ortalaması

(N= 28)	Ortalama±SS	Minimum	Maksimum
IPAQ (MET-dk/hafta)	2071,21±2022,55	165	10395

SS: Standart Sapma VKİ: Vücut Kütle İndeksi IPAQ: Uluslararası Fiziksel Aktivite Değerlendirme Anketi

Bireylerin IPAQ değerine göre fiziksel aktivite düzeylerinin analizi Tablo 6.3.2.'de yer almaktadır.

IPAQ 'a göre 6 katılımcı inaktif, 18 katılımcı minimal aktif ve 4 katılımcı çok aktif grupta yer aldı. Katılımcıların %21,4'ü inaktif grupta, %64,3'ü minimal aktif grupta ve %14,3'ü çok aktif grupta oldu.

Tablo 6.3. 2. Katılımcıların IPAQ Değerine Göre Aktivite Düzeylerinin Analizi

IPAQ Değeri (MET-dk/hafta)	İnaktif	Minimal Aktif	Çok Aktif
n	6	18	4
Yüzde (%)	21,4	64,3	14,3

n: Katılımcı sayısı

Bireylerin sağ ve sol genu rekurvatum açısı ile IPAQ değeri arasındaki ilişki Tablo 6.3.3.'te yer almaktadır.

Bireylerin sağ ve sol genu rekurvatum açısı ile IPAQ verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$).

Tablo 6.3. 3. Katılımcıların IPAQ ile Genu Rekurvatum Açıları Arasındaki İlişkinin İncelenmesi

		Sağ Genu Rekurvatum Açısı	Sol Genu Rekurvatum Açısı
IPAQ	Z Değeri	-4,600	-4,600
	P Değeri	0,000*	0,000*

***p<0.05** **IPAQ:** Uluslararası Fiziksel Aktivite Değerlendirme Anketi

** **Wilcoxon İşaretlenmiş Sıra Sayıları testi ile yapılmıştır.**

6.4. Plantar Basınç Analizi

Bireylerin çıplak ayak, 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm kama ile yapılan statik analiz sonuçları Tablo 6.4.1’ de yer almaktadır. Statik pozisyonda değerlendirilen parametrelerden; ön ayak plantar temas yüzeyi, arka ayak plantar temas yüzeyi, ön ayak yüklenme ve arka ayak yüklenme, ön ayak ortalama ağırlık oranı, arka ayak ortalama ağırlık oranı, total plantar temas yüzeyi, total yüklenme, ortalama basınç ve maksimum basınç verileri incelendi.

Tablo 6.4. 1. Katılımcıların Çıplak Ayak, 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm Kamalarla Statik Plantar Basınç Analiz Verileri

Statik Veriler	Çıplak Ayak	1 cm Kama	2,5 cm Kama	5 cm Kama
	Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS
Ön Ayak Yüklenme (kg)				
	Sağ	19±3,8	17,96±3,83	16,64±5,41
Sol	20,82±5,72	18,10±4,83	16,07±3,39	16,89±4,29
Arka Ayak Yüklenme (kg)				
	Sağ	30,50±4,29	32,03±5,65	33,32±6,03
Sol	29,32±5,5	31,89±5,61	33,6±4,7	33,5±3,72
Toplam Yüklenme (kg)				
	Sağ	49,5±3,58	50±4,7	50,35±4,6
Sol	50,64±3,72	50±4,7	49,64±4,69	50,39±4,03

Ön Ayak Ağırlık Oranı (%)				
Sağ	38,32±6,97	36,39±8,08	33,89±9,91	34,14±10
Sol	41,92±10,4	36,17±9,43	32,53±6,21	33,64±6,98
Arka Ayak Ağırlık Oranı (%)				
Sağ	61,67±6,97	63,64±8,09	66,07±9,9	65,35±9,45
Sol	58,07±10,4	63,82±9,43	67,53±6,29	66,85±7,64
Ön Ayak Plantar Temas Yüzeyi (cm²)				
Sağ	49,67±6,97	45,64±13,22	46,32±8,32	46,17±11,45
Sol	51,07±15,93	44,53±13,51	44,10±9,45	43,96±10,35
Arka Ayak Temas Yüzeyi (cm²)				
Sağ	45,96±8,1	52,32±7,01	65,71±8,52	65,5±7,73
Sol	45±8,51	52,57±8	65,96±7,49	65,5±6,42
Total Temas Yüzeyi (cm²)				
Sağ	95,6±22,62	97,92±18,27	112,10±12,92	111,67±17,17
Sol	96,07±22,6	97,32±19,55	110,21±15,35	109,5±14,59
Maksimum Basınç (g/cm²)				
Sağ	783,64±145,96	680,78±170,12	573,85±79,69	613,82±102,11
Sol	756,64±131,81	703,46±114,14	556,75±67,98	617,78±78,66
Ortalama Basınç (g/cm²)				
Sağ	327,21±66,95	316,32±50,71	275,03±43,49	274±40,56
Sol	330,6±55,21	318,78±50,47	276,71±42,26	282,17±33,61

Bireylerin çıplak ayak ile yapılan plantar basınç analizi ile 1 cm kama ile yapılan plantar basınç arasındaki ilişki Tablo 6.4.2.'de gösterilmektedir.

Bireylerin çıplak ayak ve 1 cm kama kullanımı durumunda statik plantar basınç analizleri karşılaştırıldığında sol ön ayak ve sağ ve sol arka ayak temas yüzeyi, sol ön ve arka ayak yüklenme, sol ön ayak ağırlık oranı ve arka ayak ağırlık oranı ve sağ ayak maksimum basınç verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı değişiklik gözlemlendi ($p < 0,05$).

Sağ ön ayak yüklenme ve arka ayak yüklenme, sağ ön ayak temas yüzeyi, sağ ön ayak ağırlık oran ve arka ayak ağırlık oranı, sağ ve sol ayak total temas yüzeyi, total yüklenme, ortalama basınç ve sol ayak maksimum basınç verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$).

Tablo 6.4. 2. Katılımcıların Çıplak Ayak ve 1 cm Kama ile Yapılan Plantar Basınç Analiz Verilerinin İlişkisi

Statik Basınç Verilerinde Çıplak Ayak ile 1 cm Kamanın Arasındaki Anlamlılık	P Değeri	Z Değeri
Ön Ayak Yüklenme (kg)		
Sağ	0,256	-1,136
Sol	0,002*	-3,118
Arka Ayak Yüklenme (kg)		
Sağ	0,169	-1,376
Sol	0,006*	-2,738
Toplam Yüklenme (kg)		
Sağ	0,550	-0,598
Sol	0,463	-0,734
Ön Ayak Ağırlık Oranı (%)		
Sağ	0,310	-1,016
Sol	0,000*	-3,643
Arka Ayak Ağırlık Oranı (%)		
Sağ	0,310	-1,016
Sol	0,000*	-3,643
Ön Ayak Plantar Temas Yüzeyi (cm²)		
Sağ	0,410	-2,041
Sol	0,000*	-3,741

Arka Ayak Plantar Temas Yüzeyi (cm²)		
Sağ	0,000*	-4,263
Sol	0,000*	-4,356
Toplam Plantar Temas Yüzeyi (cm²)		
Sağ	0,297	-1,042
Sol	0,416	-0,813
Maksimum Basınç (g/cm²)		
Sağ	0,004*	-2,869
Sol	0,680	-1,822
Ortalama Basınç (g/cm²)		
Sağ	0,295	-1,048
Sol	0,206	-1,264

* $p < 0.05$

** Wilcoxon İşaretlenmiş Sıra Sayıları testi ile yapılmıştır.

Bireylerin çıplak ayak ile yapılan plantar basınç analizi ile 2,5 cm kama ile yapılan plantar basınç arasındaki ilişki Tablo 6.4.3.'de gösterilmektedir.

Sağ ve sol ön ayak ve arka ayak yüklenme, ön ayak ve arka ayak ağırlık oranı, arka ayak temas yüzeyi, total temas yüzeyi, ortalama basınç, maksimum basınç ve sol ön ayak temas yüzeyi verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p < 0,05$).

Sağ ön ayak temas yüzeyi, sağ ve sol ayak total yüklenme verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmedi ($p > 0,05$).

Tablo 6.4. 3. Katılımcıların Çıplak Ayak ve 2,5 cm Kama ile Yapılan Plantar Basınç Analiz Verilerinin İlişkisi

Statik Basınç Verilerinde Çıplak Ayak ile 2,5 cm Kamanın Arasındaki Anlamlılık	P Değeri	Z Değeri
Ön Ayak Yüklenme (kg)		
Sağ	0,013*	-2,497
Sol	0,000*	-3,742
Arka Ayak Yüklenme (kg)		
Sağ	0,010*	-2,587

Sol	0,002*	-3,129
Toplam Yükleme (kg)		
Sağ	0,212	-1,248
Sol	0,161	-1,401
Ön Ayak Ağırlık Oranı (%)		
Sağ	0,007*	-2,711
Sol	0,000*	-3,921
Arka Ayak Ağırlık Oranı (%)		
Sağ	0,007*	-2,712
Sol	0,000*	-3,978
Ön Ayak Plantar Temas Yüzeyi (cm²)		
Sağ	0,206	-1,265
Sol	0,001*	-3,190
Arka Ayak Plantar Temas Yüzeyi (cm²)		
Sağ	0,000*	-4,606
Sol	0,000*	-4,628
Toplam Plantar Temas Yüzeyi (cm²)		
Sağ	0,000*	-3,815
Sol	0,000*	-4,328
Maksimum Basınç (g/cm²)		
Sağ	0,000*	-4,554
Sol	0,000*	-4,469
Ortalama Basınç (g/cm²)		
Sağ	0,000*	-3,769
Sol	0,000*	-4,202

* $p < 0.05$

** Wilcoxon İşaretlenmiş Sıra Sayıları testi ile yapılmıştır.

Bireylerin çıplak ayak ile yapılan plantar basınç analizi ile 5 cm kama ile yapılan plantar basınç arasındaki ilişki Tablo 6.4.4.'de gösterilmektedir.

Sağ ve sol ön ayak ve arka ayak yüklenme, ön ayak ağırlık oranı, arka ayak temas yüzeyi, total temas yüzeyi, ortalama basınç, maksimum basınç, sol ön ayak temas yüzeyi verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$).

Sağ ön ayak temas yüzeyi, sağ ve sol ayak total yüklenme ve arka ayak ağırlık oranı verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı değişiklik gözlemlenmedi ($p > 0,05$).

Tablo 6.4. 4. Katılımcıların Çıplak Ayak ve 5 cm Kama ile Yapılan Plantar Basınç Analiz Verilerinin İlişkisi

Statik Basınç Verilerinde Çıplak Ayak ile 5 cm Kama Arasındaki Anlamlılık	P Değeri	Z Değeri
Ön Ayak Yüklenme (kg)		
Sağ	0,041*	-2,040
Sol	0,004*	-2,850
Arka Ayak Yüklenme (kg)		
Sağ	0,040*	-2,058
Sol	0,001*	-3,373
Toplam Yüklenme (kg)		
Sağ	0,989	-0,013
Sol	0,840	-0,202
Ön Ayak Ağırlık Oranı (%)		
Sağ	0,036*	-2,098
Sol	0,001*	-3,292
Arka Ayak Ağırlık Oranı (%)		
Sağ	0,051	-1,950
Sol	0,000*	-3,589
Ön Ayak Plantar Temas Yüzeyi (cm²)		
Sağ	0,174	-1,359
Sol	0,004*	-2,898
Arka Ayak Plantar Temas Yüzeyi (cm²)		
Sağ	0,000*	-4,603

Sol	0,000*	-4,625
Toplam Plantar Temas Yüzeyi (cm²)		
Sağ	0,000*	-3,566
Sol	0,000*	-3,521
Maksimum Basınç (g/cm²)		
Sağ	0,000*	-3,917
Sol	0,000*	-4,053
Ortalama Basınç (g/cm²)		
Sağ	0,000*	-3,496
Sol	0,000*	-3,860

*p<0.05

** Wilcoxon İşaretlenmiş Sıra Sayıları testi ile yapılmıştır.

6.5 Postüral Stabilite

Katılımcıların stabilometrik analiz verileri Tablo 6.5.1.'de yer almaktadır. Gözler açık ve kapalı olarak stabilometrik verilerden elde edilen parametrelerde; salınım uzunluğu, elips yüzeyi, Delta X (laterolateral ortalama) ve Delta Y (anteroposterior ortalama) verileri incelendi.

Tablo 6.5. 1. Katılımcıların Çıplak Ayak, 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm Kamalarla Stabilometrik Analiz Verileri

Stabilometrik Veriler		Çıplak Ayak	1 cm Kama	2,5 cm Kama	5 cm Kama
		Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS
Gözler Açık	Salınım Uzunluğu (mm)	672,06±232,58	639,47±221,5	525,08±198,25	613,73±207,85
	Elips Yüzeyi (mm ²)	74,61±64,01	98,78±126,21	55,47±40,59	89,18±67,43
	Delta X	10,44±5,06	12,01±9,36	8,62±3,62	10,66±5,33
	Delta Y	11,25±4,51	13,14±10,23	10,12±5,03	11,5±5,55

Gözler Kapalı	Salınım Uzunluğu (mm)	692±271,53	645,71±225,41	569,66±184,48	631,66±182,28
	Elips Yüzeyi (mm²)	125,76±203,24	84,89±122,55	74,62±49,39	66,78±45,48
	Delta X	12,37±16,8	11,66±13,53	13,39±11,86	10,85±5,43
	Delta Y	13,69±12,23	12,64±10,31	14,32±12,75	12,55±7,19

Delta X: Laterolateral ortalama **Delta Y:** Anteriyoposterior ortalama

Bireylerin çıplak ayak ile yapılan stabilometrik analizi ile 1 cm kama ile yapılan stabilometrik analiz verileri arasındaki ilişki Tablo 6.5.2.'de gösterilmektedir.

Bireylerin çıplak ayak ile ve 1 cm kama kullanılarak yapılan stabilometrik analiz verileri karşılaştırıldığında veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

Tablo 6.5. 2. Katılımcıların Çıplak Ayak ve 1 cm Kama ile Yapılan Stabilometrik Analiz Verilerinin İlişkisi

Stabilometrik Verilerde Çıplak Ayak ile 1 cm Kama Arasındaki Anlamlılık		P Değeri	Z Değeri
Gözler Açık	Salınım Uzunluğu (mm)	0,412	-0,820
	Elips Yüzeyi (mm²)	0,855	-0,182
	Delta X	0,585	-0,547
	Delta Y	0,785	-0,273
Gözler Kapalı	Salınım Uzunluğu (mm)	0,873	-0,159
	Elips Yüzeyi (mm²)	0,750	-0,319
	Delta X	0,838	-0,205
	Delta Y	0,820	-0,228

Delta X : Laterolateral ortalama **Delta Y:** Anteriyoposterior ortalama ** **Wilcoxon İşaretlenmiş Sıra Sayıları testi ile yapılmıştır.**

Bireylerin çıplak ayak ile yapılan stabilometrik analizi ile 2,5 cm kama ile yapılan stabilometrik analiz verileri arasındaki ilişki Tablo 6.5.3.'de gösterilmektedir.

Gözler açık ve kapalı durumda salınım uzunluğu verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$).

Gözler açık ve kapalı durumda elips yüzeyi, Delta X ve Delta Y arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmedi ($p>0,05$).

Tablo 6.5. 3. Katılımcıların Çıplak Ayak ve 2,5 cm Kama ile Yapılan Stabilometrik Analiz Verilerinin İlişkisi

Stabilometrik Verilerde Çıplak Ayak ile 2,5 cm Kama Arasındaki Anlamlılık		P Değeri	Z Değeri
Gözler Açık	Salınım Uzunluğu (mm)	0,003*	-2,938
	Elips Yüzeyi (mm ²)	0,072	-1,799
	Delta X	0,158	-1,412
	Delta Y	0,106	-1,617
Gözler Kapalı	Salınım Uzunluğu (mm)	0,032*	-2,141
	Elips Yüzeyi (mm ²)	0,927	-0,091
	Delta X	0,649	-0,455
	Delta Y	0,882	-0,148

* $p<0,05$ Delta X: Laterolateral ortalama Delta Y: Anteriposterior ortalama

** Wilcoxon İşaretlenmiş Sıra Sayıları testi ile yapılmıştır.

Bireylerin çıplak ayak ile yapılan stabilometrik analizi ile 5 cm kama ile yapılan stabilometrik analiz verileri arasındaki ilişki Tablo 6.5.4.'de gösterilmektedir.

Bireylerin çıplak ayak ile ve 5 cm kama kullanılarak yapılan stabilometrik analiz verileri karşılaştırıldığında veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

Tablo 6.5. 4. Katılımcıların Çıplak Ayak ve 5 cm Kama ile Yapılan Stabilometrik Analiz Verilerinin İlişkisi

Stabilometrik Verilerde Çıplak Ayak ile 5 cm Kama Arasındaki Anlamlılık		P Değeri	Z Değeri
Gözler Açık	Sahnım Uzunluğu (mm)	0,227	-1,207
	Elips Yüzeyi (mm²)	0,305	-1,025
	Delta X	0,927	-0,091
	Delta Y	0,891	-0,137
Gözler Kapalı	Sahnım Uzunluğu (mm)	0,616	-0,501
	Elips Yüzeyi (mm²)	0,387	-0,865
	Delta X	0,509	-0,660
	Delta Y	0,891	-0,137

Delta X: Laterolateral ortalama **Delta Y:** Anteriposterior ortalama

**** Wilcoxon İşaretlenmiş Sıra Sayıları testi ile yapılmıştır.**

7. TARTIŞMA

İnsanoğlunun bipedal duruşa evrilmesiyle birlikte vücut ağırlık merkezinin yeri de değişmiştir. Vücut ağırlık merkezi ile birlikte ekstremitelerin sahip olduğu kinetik zincir oluşmuştur. Vücut segmentlerinden herhangi birinde meydana gelen deformiteler kinetik zincir aracılığıyla bütün vücut dizilimini etkilemektedir. Vücut dizilimini düzeltmek amacıyla konservatif tedavi olarak ortezlere başvurulabilir. En distaldeki ekstremiteye uygulanan bir ortez parçası bile vücut dizilimini düzelterek yer tepkime kuvvet vektörünün biyomekaniksel olarak geçmesi gereken yerden geçmesini sağlayabilir. Bu doğrultuda çalışmamızda genu rekurvatumu olan bireylerde 1cm, 2,5 cm ve 5 cm yüksekliğindeki topuk kamalarının plantar basınç analizi ve postüral stabilite üzerine anlık etkisini incelemek amaçlandı.

Alt ekstremitte dizilim bozukluklarında cinsiyet farklarının incelendiği birçok çalışma mevcuttur. Nguyen ve Shultz (49) üniversitede okuyan 100 sağlıklı bireyin statik alt ekstremitte dizilimini klinik ölçümler ile cinsiyet farklılıklarını incelemişler ve kadınların erkeklere göre ortalama daha fazla genu rekurvatum açısı, anterior pelvik tilt, uyluk iç rotasyonu, diz valgusu olduğunu açıklamışlardır. Ariumi ve arkadaşlarının (138) 45 sağlıklı yaşlı bireylerde dik duruş pozisyonunda 3D yöntemiyle alt ekstremitte dizilimini inceledikleri çalışmada sagittal düzlemde ekstansiyon ve fleksiyon açısını değerlendirdiklerinde kadınlarda erkeklere göre daha fazla genu rekurvatum olduğu tespit edilmiştir. Karukunchit ve arkadaşlarının (139) Tayland'da 2015 yılında yaşları 18-60 arasında değişen 249 pirinç üreticisinin alt ekstremitte dizilim bozukluğunun yaygınlığını ve risk faktörlerini incelemişler ve kadın cinsiyetinin genu rekurvatum, anormal Q açısı ve tibiofemoral eklemden anormal dizilim riskini ve yaygınlığını arttırdığı bulunmuştur. Medina ve arkadaşlarının (140) altı alt ekstremitte dizilimi için cinsiyet farklılıklarını ve normal değerleri karşılaştırdıkları çalışmada 118 sağlıklı genç yetişkini değerlendirmişler ve erkeklere ve normal değerlere göre kadınlarda daha fazla genu rekurvatum, kuadriseps ve femoral anteversiyon açısı ve anterior pelvik tilt olduğu belirtilmiştir. İncelenen çalışmalar sonucunda, genu rekurvatumun kadınlarda erkeklere göre daha fazla olduğu söylenebilir. Bu nedenle çalışmamızda sağlıklı kadınlar dahil edildi.

Yapılan çalışmalarda sosyodemografik faktörler ve spor aktivitelerinin diz dizilimini etkileyen etmenler olarak düşünülebileceği belirtilmiştir (141). Nia ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada vücut kitle indeksinin artması alt ekstremiteye özellikle de dizlere binen yüklenmeyi arttırdığı aynı zamanda dizdeki deformiteler için de büyük bir risk faktörü olduğu sonucuna varıldı (142). Çalışmamızda VKİ değerleri ortalama “normal kilolu” olarak nitelendirilmektedir. Arora ve arkadaşları (143) vücut kitle indeksi ile sırt ve hamstring kas gruplarının esneklik ilişkisini değerlendirdikleri çalışmada, vücut kitle indeksi ile kas esnekliği arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır. Cristobal ve arkadaşlarının (144) aktif kadınlarda vücut kitle indeksi ve esneklik ilişkisi incelenmiş, Arora ve arkadaşlarının çalışma sonuçlarının aksine düşük vücut kitle indeksine sahip kadınlarda esnekliğin daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda genç yetişkinlerde hareketsizlik ile birlikte vücut kitle indeksinde artış ve kas gruplarında esneklik azalması görülmektedir. Biz de çalışmamızın da bir sonucu olarak fiziksel aktivitenin özellikle alt ekstremitte anatomik yapılarını etkileyerek vücut biyomekaniğini değiştirdiğini düşünmekteyiz. Literatürdeki çalışmalara paralel olarak çalışmamızda da genu rekurvatum ile fiziksel aktivite düzeyi ve esneklik arasında anlamlı sonuç elde edilmiştir.

Diz eklemindeki laksitenin fiziksel aktivite ile artışı ve genu rekurvatumun da risk faktörü olduğu bildirilmiştir (145). Shultz ve arkadaşları (145) alt ekstremitte dizilimi ve ön diz eklem laksitesi arasındaki ilişkiyi incelemişler ve genu rekurvatumda ve naviküler düşmede ön diz laksitesinin en fazla etkiye sahip olacağı belirtilmiştir. Kramer ve arkadaşları (146) ön çapraz bağ yaralanması öyküsü olan 33 genç yetişkin kadın ve diz yaralanması öyküsü olmayan 33 kontrol grubunun dahil edildiği çalışmada ön çapraz bağ hasarı öyküsü olan kadınlarda artan laksite, genu rekurvatum ve azalmış iliotibal bant esnekliği risk faktörü olarak bulunmuştur ve ayak bileği deformite öyküsü ile ön çapraz bağ yaralanma öyküsü arasında da anlamlı ilişki olduğu tespit edilmiştir. Düzgün ve Baltacı (147) 13-17 yaşları arasındaki düzenli olarak spor yapan ve yapmayan 80 kız ve 80 erkek adolesanları yaş, cinsiyet ve esneklik test sonuçlarına göre değerlendirdiklerinde en esnek grup tüm adolesanlar içinde spor yapan kızlar olarak bulunmuş ve fiziksel aktivitenin azalmasının esnekliğin azalmasına zemin hazırlayacağı bildirilmiştir. Bains ve arkadaşlarının (54) 2019 yılında yaşları 40-60 arasında olan 400 sağlıklı gönüllü yetişkin yaşlı popülasyonda

yaptıkları kesitsel araştırmada diz hiperekstansiyonun sıklığını incelemişler ve katılımcıların yaklaşık %38'inde esneklik sınırlaması ve %38'inin % 90'ında diz hiperekstansiyonu tespit edilmiştir. Yapılan çalışmalarda bizim çalışmamıza benzer olarak genu rekurvatum ile esneklik arasında anlamlı bir ilişki bulundu.

Çalışmamızda katılımcıların %21,4'ü inaktif grupta, %64,3'ü minimal aktif grupta ve %14,3'ü çok aktif grupta oldu. Günüümüzde özellikle genç erişkinlerde fiziksel inaktivite ve minimal aktivite büyük bir sorun olarak karşımıza çıkmakta ve aktivite düzeyinin azalmaktadır. Bunun nedenlerinden çalışma hayatı ve teknolojik gelişmeler sayılabilir. Yapılan alışmalar incelendiğinde Vaizoğlu ve arkadaşlarının (148) alışmasında 249 genç erişkinde fiziksel aktivite düzeyinin yetersiz olduğu sonucu açıklanmıştır. Savcı ve arkadaşlarının (149) IPAQ kullanarak fiziksel aktivite düzeyinin değerlendirdiği 1097 üniversite öğrencisinin katıldığı çalışmanın sonucunda, öğrencilerin %18'inin çok aktif, %68'inin minimal aktif, %15'inin inaktif seviyede olduğu belirtilmiştir. Katılımcıların üniversite öğrencilerinin olduğu çalışmamıza da benzer olarak fiziksel aktivite düzeyinin yetersiz olduğu görölmektedir. Bunun sebebinin öğrencilerin özellikle ders çalışırken fiziksel aktivitelere dikkat etmediklerinden ve oturma pozisyonunda çok fazla zaman geçirdiklerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Genç ve arkadaşlarının (150) 2011 yılında cinsiyet farklılıklarının fiziksel aktivite ile ilişkisini inceledikleri çalışmada erkeklerin fiziksel aktivite düzeylerinin kızlardan daha yüksek olduğu görölmüştür. Tunçay ve Yeldan (151) 20-65 yaşları arasında 125 bireyin fiziksel aktivite düzeyi ile muskuloskeletal problemler arasında ilişki olup olmadığını IPAQ-kısa form ile değerlendirdikleri çalışmada sadece diz ağrısı ile fiziksel aktivite seviyesi arasında ilişki bulunmuş ve diz ağrısı olan bireylerin fiziksel aktivite seviyesi yüksek olarak tespit edilmiştir. Bu durumun sebebi olarak dizin anatomik yapısı ve fiziksel olarak aktif bireylerin spora bağlı yaralanmalara daha yatkın olmaları düşünölmüştür.

Genu rekurvatumda dizilimin düzeltilmesi ve kontrol altına alınması amacıyla uygulanmakta olan farklı tedavi yöntemleri mevcuttur. Konservatif tedavi bu yöntemlerden biridir. Fizyoterapi uygulamaları ile ortez uygulamalarının bu yöntemin temelini oluşturduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (152). Boudarham ve arkadaşları (10) genu rekurvatumu olan 11 hemiplejik hastaya KAFO ile birlite ve KAFO olmadan yürüyüş analizi yaptıklarında, KAFO kullanımının genu rekurvatumu olan hemiplejik

hastalarda duruş fazı sırasında diz hiperekstansiyonundaki azalmaya ve yürüyüş döngüsünün her iki fazında paretik ayak bileği dorsifleksiyonundaki artıştan dolayı kadans, adım uzunluğu ve paretik olmayan adım uzunluğunu geliştirerek yürüyüş hızını arttırdığı gözlemlenmiştir. Requier ve arkadaşları (153) genu rekurvatumlu 27 hastayla yaptıkları çalışmada KAFO kullanımının, hastaların tanılarına bakılmaksızın açığı azaltmada ve ağrıyı hafifletmede etkili bir yol olduğu bulunmuştur. Appasamy ve arkadaşları (152) 22 hemiparetik yetişkin bireyde botulinum enjeksiyonu, AFO+ topuk kaması, posterior stoplu AFO + topuk kaması, offset diz eklemli KAFO içeren çok sayıda ortez müdahalesinin etkinliğini incelediklerinde Botulinum enjeksiyonunun, modifiye AFO'ların ve topuk kamalarının ortak müdahalelerin genu rekurvatumu iyileştirdiği ve cerrahi müdahalelere duyulan ihtiyacı azalttığı bildirilmiştir. Çalışmalardan yola çıkarak statik dik duruşta ve yürüme esnasında dizin aşırı hiperekstansiyonunun kontrolüne yardımcı olmak için, inme sonrası genu rekurvatumlu bireylerde orteze topuk kaması eklemek ortezin etkinliğini arttırdığını göstermiştir.

Topuk kaması topuğun yüksekliğini, ayakkabının sağladığı yükseklikten daha fazla arttırabilen bir ortez parçasıdır ve vücut biyomekaniğini bozan patolojilerde konservatif tedavinin bir parçası olarak reçete edilebilir ve aynı zamanda faydalarına rağmen, topuk yüksekliklerinin artması dik duruşta ve yürüme sırasında belirli alt ekstremitte biyomekanik ve kas fonksiyon parametrelerini etkileyerek vücudun dengesini bozabilir (154). Owen genu rekurvatum deformitesinin engellenmesi için, zemin eksenine göre meydana gelen tibia eğim açısının önemine dikkat çekmiş ve çalışmanın sonuçlarına bakıldığında topuk kamalarının kullanılması ile yer tepkime kuvvet vektörünün diz eklemi ortasından geçmesini sağlayarak, hiperekstansiyona giden diz üzerinde meydana gelen ekstansör momentini optimize edilebileceği savunulmuştur (155,156). Bu çalışmayı destekler nitelikte olan Condie ve Meadows'ın (157) yaptığı çalışmada da kama veya yuvarlatılmış topuk desteklerinin diz üzerindeki ekstansör momentini azaltmak amacıyla kullanılabilirliğini öne sürülmüştür. Zhang ve arkadaşları (158) 20 sağlıklı erkekte topuk kamalarının ark desteği ile optimize edilmiş tasarımının, plantar basıncı azalttığını inceledikleri çalışmada optimize edilmiş topuk kamasının daha iyi biyomekanik performansa sahip olduğu, sadece ayakkabı ve topuk kaması ile basınç farkına bakıldığında ayağın ön ve orta kısmında basınç değişikliği

görülmediği ancak topuk kamasının topuktaki basınç dağılımını azalttığı bildirilmiştir. Valentini ve arkadaşları (159) yaşları 20-35 arasında olan 14 sağlıklı bireyin 1 cm ve 2 cm yüksekliğinde topuk kamalarının yürüyüş döngüsüne etkisinin optokinetik analizini yapmışlar ve 2 cm'lik topuk kamasının daha kontrollü ağırlık aktarımını sağladığı, yürüyüş dinamiğini etkilediği, enerji tüketimini azaltarak, tibiotarsal ve diz eklemine dahil olan kaslar için koruyucu bir etkiye sahip olduğu düşünülmüştür. Çalışmamızın bulgularına göre plantar basınç ve postüral stabilite verilerinde 2,5 cm kamanın etkin olduğu sonucuna varılmıştır. Katılımcılardan alınan geri dönüşler 2,5 cm yüksekliğindeki kama ile dizlerindeki ağırlık hissini azaldığı ve daha rahat hissettikleri yönünde olmuştur.

Hessas ve arkadaşları (160) 2016'da yaptıkları çalışmada topuk kama malzemelerinin sertliğinin postüre ve yürüyüş paternine olan etkisini araştırdıklarında çok sert malzemenin kütle merkezinin anterior-posterior yönde yer değiştirmesinde önemli bir fark bulamamışlar ancak orta sertlikteki kamada topukta en yüksek basınç değerleri ortaya çıkmıştır. Metatarsal bölgedeki tepe basıncında, malzeme sertliği açısından farklılık bulunmamıştır. Zhang ve Li (90) yaptıkları çalışmada yaş ortalaması 21,6 olan 17 sağlıklı yetişkin erkeğe sadece ayakkabı, ayakkabı + 16 mm topuk kaması, ayakkabı + 25 mm kama, ayakkabı + 34 mm kama, ayakkabı + yumuşak topuk kaması ve ayakkabı + sert topuk kaması kullanılarak topuk kamalarının yürüme esnasında medial-lateral yönde plantar basınca ve basınç merkezine anlık etkisini incelemişler ve yumuşak malzemelerin desteğinin yetersiz olması ve sert malzemelerin de tolerasyonunun az olması dinamik denge kontrolünü bozduğunu, bu nedenle iyi destek sağlayan ve elastik özelliklere sahip malzemelerden yapılmış bir topuk kaması hem ayakkabı konforunu hem M-L stabiliteyi arttıracığı sonucuna varılmıştır. Yapılan çalışmaları destekler nitelikte çalışmamızda kama malzemesi olarak 30 shore'luk orta sertlikte EVA kullanılmıştır.

Pedobarografik ölçümler pek çok çalışma tarafından araştırılmıştır ve buna bağlı olarak da en uygun ayakkabı belirlenmesine de katkı sağlanmıştır. Gerber ve arkadaşları (161) yüksek topuklu giyme alışkanlığı olan yaşları 18-30 arasındaki 53 sağlıklı genç kadını değerlendirmeye almış ve çıplak ayak ve yüksek topuklu ayakkabılar giyerken, gözler açık ve gözler kapalı durumda yüksek topuklu ayakkabı kullanımının statik dengeyi değiştirdiğini, gözler kapalıyken gözler açık duruma göre

salınımının arttığı tespit edilmiştir. Li ve arkadaşları (162) yaptıkları çalışmada 24 yaşlı kadını ayakkabı içi Pedar® sisteminin kullanarak hem statik hem de dinamik olarak değerlendirdiler ve dokulu mekan içi ayakkabılarının giyilmesinin postüral salınımda, özellikle yürüme sırasında medial-lateral yönde önemli bir azalma sağladığı sonucuna varılmıştır. Wulf ve arkadaşları (163) topuk kamalarının ayakkabılı yürüyüşte aşıl tendonunun yüklenmesine etkisini inceledikleri çalışmada kamanın tendon içindeki gerginliği azalttığı, kamanın aşıl tendon bozukluklarının rehabilitasyonunda klinik kullanımının sürdürülebileceği bildirilmiştir. Ho ve arkadaşları (164) yaptıkları çalışmada yaş ortalamaları $25\pm 3,1$ olan 11 sağlıklı kadında 1,27 cm, 6,35 cm ve 9,53 cm 'lik topuk yüksekliğinde 3 farklı ayakkabının yürüme sırasında patellofemoral eklem yükünü artırıp artırmadığını araştırmışlar ve çalışmanın sonucunda topuk yüksekliği arttıkça daha yüksek diz ekstansör momentleri ve diz fleksiyon açıları nedeniyle eklem reaksiyon kuvvetindeki artıştan patellofemoral eklem stresinin belirgin şekilde arttığı bulunmuş ve topuk yüksekliğinin artmasının patellafemoral ağrıya neden olabileceği kanısına varılmıştır. Ayakkabı alışkanlıklarının da postüral stabiliteyi ve plantar basıncı etkileyebileceğini düşünmekteyiz. Bu nedenle ileride yapılacak çalışmalarda ayakkabı kullanım alışkanlıklarının da göz önünde bulundurulması gerekebilir.

Postüral salınımın çocukluk çağına artarken yetişkinlik çağına azaldığı, postüral stabilitenin arttığı ve tekrar yaşlılık döneminde arttığı yapılan çalışmalarla bildirilmiştir (165). Sağlıklı bireylerde bile yaş ilerledikçe ayakta durma pozisyonunda vücut sagittal dizilimi bozulmaya başlar (166). Patti ve arkadaşlarının yaptıkları gözlemsel çalışmada Avrupa'da yaşayan yaşları 7-86 arasında olan 914 sağlıklı bireyin postüral stabilite ve dengeleri FreeStep v.1.0.3 yazılımlı FreeMed pedobarografi cihazı (Sensor Medica, Guidonia Montecelio, Roma, İtalya) ile ölçülmüş ve sagittal düzlemdaki salınımların yaş ilerledikçe arttığı tespit edilmiştir (167). Chae ve arkadaşları (102) yaptıkları çalışmada 80 bireyin genu rekurvatum valgum ve varum deformitelerinin statik ve dinamik postüral stabiliteye etkilerini araştırdıkları çalışmada, bizim çalışmamızın aksine anterioposterior stabilitede genu rekurvatum ile diğer gruplar arasında önemli farklılıklar gözlemlendiği, ancak mediolateral ve diğer stabilite indekslerinde fark olmadığı sonucuna varılmıştır. Pashnameh ve arkadaşları (168) 2014 yılında Dorud Islamic Azad Üniversitesinde yaşları 18-24 arasında olan 42

kız öğrencide alt ekstremitte deformiteleri ile statik ve dinamik denge arasındaki ilişkiye baktıklarında genu rekurvatum ile statik ve dinamik denge arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır. Siqueira ve arkadaşları (169) çalışmaya yaş ortalamaları $22,7\pm 3,2$, VKİ $20,3\pm 1,5$ olan 23 sağlıklı diz hiperekstansiyonu olan kadını dahil etmişler, çıplak ayak gözler açık ve kapalı durumda ve foam üzerinde gözler açık ve kapalı durumda 30 sn test ettiklerinde diz hiperekstansiyonunun postüral değişim arttıkça esnek bir eğilim gösteren geçici bir durum olduğu ortaya konmuştur. Bu çalışma ile diz hiperekstansiyonunu, doğru dizilimi sağlamak ve hiperekstansiyona bağlı yaralanmaları önlemek için, ayakta dik duruş pozisyonunda postüral stabilitenin dikkate alınması gerektiği bildirilmiştir. 2018 yılında Hasting ve arkadaşları (170) Parkinson hastalığı olan bireylerde topuk kamasının postüral stabilite üzerine etkisine bakmışlar ve topuk kaması ile plantar fleksiyon kontraktürüne uyum sağlamanın postüral dizilimi ve stabiliteyi önemli ölçüde artırdığı, ancak katılımcıların fonksiyonel seviyelerini azalttığı belirtilmiştir. Biz de çalışmamızda bireylere postüral düzeltme amacıyla 2,5 cm kamanın önerilmesinin daha sağlıklı olacağını düşünmekteyiz.

Yazdani ve arkadaşları (116) 10 genu rekurvatumlu ve 11 sağlıklı kadının normal yürüyüş sırasında maksimum basıncın karşılaştırılmasını yaptıkları çalışmalarında rekurvatum deformitesinin, zemin reaksiyon kuvvetinin hizalanmasını değiştirerek yürüyüş sırasında maksimum plantar basıncı değiştirebileceği ve bu değişikliklerin alt ekstremitte kaslarının işlevini etkileyebileceği ve yürüyüş şeklini değiştirebileceği bildirilmiştir. Bu nedenle, genu rekurvatumlu bireylerde rehabilitasyon programlarının etkinliğinin planlanması ve değerlendirilmesinde dinamik plantar basınç dağılımının değerlendirilmesi gerektiği düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda vücut kitle indeksinin artışının ayak dizilimini de değiştirerek plantar basınç dağılımını ve stabiliteyi etkilediği sonucuna varılmıştır (171). Yılmaz ve arkadaşları (172) VKİ' nin plantar basınç dağılımına etkisini araştırmış ve 21 kişi de VKİ ile plantar basınç dağılımı arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Lalande ve arkadaşları (173) yaptığı 18-83 yaş arası, 168 sağlıklı bireyin dahil olduğu çalışmada VKİ ile plantar yüzeye düşen maksimum basınç arasında anlamlı bir ilişki olduğu görülmüştür. Aydın ve arkadaşları (174) eklem hareket açıklılığının artması ile ayağın statik ve dinamik yükleme paterni üzerine etkilerini araştırmak için 18-30

yaşları arasındaki 70 kadını dahil ettikleri kesitsel araştırmada, eklem hareketliliği artması sonucu sağ ayak altında statik ayak yüklemesinin anlamlı derecede arttığı bulunmuş ve bunun nedeninin dominant ayaktan kaynaklandığı düşünülmüştür. Cardoso ve arkadaşları (117) genu rekurvatumlu hemiparetik hastalarda diz ortezi kullanımı ile yürüyüş eğitiminin plantar basınç dağılımı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada yürüyüş eğitimlerinden sonra ortez kullanımı, yürümenin duruş fazında, paretik ön ayaktaki basıncı azaltmış, arka ayaktaki basıncı arttırmış ve bu yürüyüşte simetrinin sağlandığı bildirilmiştir.

Vermand ve arkadaşları (175) 2019 yılında 48 genç koşucuyla yaptıkları çalışmada metatars başlarının arkasına yerleştirilen ortez parçalarının postür, plantar basınç ve vücut segmentlerinin pozisyonuna etkisine bakmışlar ve bu ortez parçalarının ayağın plantarındaki propriyoseptif duyuyu değiştirdiği ve ayakta dik durma pozisyonunu korurken basınç merkezinin yer değiştirmesine neden olduğu ve bu değişikliklerin ön ayak altında daha düşük bir plantar basınç oluşturduğu sonucuna varılmıştır. Çerezci ve arkadaşları (55) 20 Olimpik Yelken sporcusunda plantar basınç ile stabilite-koordinasyon arasındaki ilişkiyi incelemişler ve gözler açık ve kapalı durumdayken stabilite ile statik duruşta maksimal basınç dağılımı ve temas yüzeyi ve yine statik duruşta her iki ayaktaki ortalama basınç dağılımı arasında anlamlı ilişki bulundu ve stabilitenin artmasıyla yük miktarı azalırken, koordinasyonun artmasıyla etkiyen yük miktarının azaldığı sonucuna varılmıştır. Jin ve arkadaşları (176) Footscan® basınç plakası ile yaptıkları 30 sağlıklı erkek katılımcıyı dahil ettikleri çalışmada. ark destekli 3D ile yapılmış topuk kamasının ayak basıncı dağılımını iyileştirdiği ve stabiliteyi arttırdığı gösterilmiş ancak bu çalışmanın çıplak ayak ile değerlendirme yapılmaması çalışmanın eksik yönü olarak düşünülmektedir. Barcellona ve arkadaşları (177) tekvando sporunun postürografik parametrelere etkileri ve yaralanmaya karşı önlemler üzerine yaptıkları vaka çalışmasında sporcuları Sensor Medica® (Guidonia Montecelio, Roma, Italia) ve freeStep® yazılımı ile belirli aralıklarla 3 kere test yapmışlar ve stabilometrik parametreler hem ilk hem de son testte iyi bir denge ve postüral kontrol, pedobarografik parametrelerde de, ilk testte sol ayak % 54 - sağ ayak% 46 ve ikinci testte sol ayak% 45 - sağ ayak% 55 sol ve sağ ayak arasında fizyolojik bir yük basıncı dağılımı olduğu sonucuna varılmıştır. Literatürdeki çalışmaların aksine plantar basınç ve stabilitede anlık etki incelenmiştir.

İleride yapacağımız çalışmalarda dinamik analiz yaparak kamaların etkisini değerlendirmeyi düşünmekteyiz.

Çalışmamızın limitasyonları kamaların sadece anlık etkilerine bakılarak statik basınç ve stabilometrik analiz parametrelerinin değerlendirilmesi, dinamik analizin yapılmaması ve uzun dönem etkilerine yer verilememiş olmasıdır.

İleride yapılacak çalışmalarda genu rekurvatumla birlikte anterior pelvik tilt, Q açısı, femoral anteversiyon gibi alt ekstremite dizilimlerinin değerlendirilmesi uygun olacaktır. Kama kullanımının daha uzun süreli olarak, daha fazla katılımcıyla, açıdağı değişim arasındaki ilişki ve kontrol grubu ile karşılaştırma yapılarak yorgunluk, fonksiyonel durum değişiklikleri de göz önünde bulundurularak inceleme yapılabileceği görüşündeyiz.

Klinik açıdan bu çalışma, kamanın genu rekurvatum açısına etkisini ve bu etkinin plantar basınç dağılımında ve stabilitede meydana gelebilecek değişimleri yansıtmaktadır. Sonuçlar sağlıklı bireylerde 2,5 cm kama kullanımının rekurvatum açısını değiştirdiğini ve plantar basınç dağılımında değişikler meydana geldiğini göstermiştir.

8. SONUÇ

Farklı yükseklikteki topuk kamalarının genu rekurvatumu olan kadınlarda anlık postüral stabilite ve plantar basınç parametrelerindeki değişim sonuçlarını incelediğimiz çalışmamızda aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı:

1. Rekurvatum ile esneklik test sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu.
2. Rekurvatum ile fiziksel aktive düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi.
3. Katılımcıların çıplak ayak ve 1 cm kama ile statik plantar basınç analizleri karşılaştırıldığında; sağ ve sol ön ayak ve arka ayak temas yüzeyi, sol ön ve arka ayak yüklenme, sol ön ve arka ayak ağırlık oranı ve sağ ayak maksimum basınç verileri arasında istatistiksel olarak fark saptandı, sağ ön ve arka ayak yüklenme, sağ ön ve arka ayak ağırlık oranı, sağ ve sol ayak total temas yüzeyi, total yüklenme, ortalama basınç ve sol ayak maksimum basınç verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görüldü.
4. Katılımcıların çıplak ayak ve 2,5 cm kama ile statik plantar basınç analizleri karşılaştırıldığında; sağ ve sol ön ayak ve arka ayak yüklenme, ön ayak ve arka ayak ağırlık oranı, arka ayak temas yüzeyi, total temas yüzeyi, ortalama basınç, maksimum basınç ve sol ön ayak temas yüzeyi verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı değişiklik bulundu ve 1 cm kama kullanımına göre basınç değerleri azalmıştır, sağ ön ayak temas yüzeyi, sağ ayak ve sol ayak total yüklenme verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı değişiklik tespit edilmedi.
5. Katılımcıların çıplak ayak ve 5 cm kama ile statik plantar basınç analizleri karşılaştırıldığında sağ ve sol ön ayak ve arka ayak yüklenme, ön ayak ağırlık oranı, arka ayak temas yüzeyi, total temas yüzeyi, ortalama basınç, maksimum basınç, sol ön ayak temas yüzeyi ve arka ayak ağırlık oranı verileri arasında istatistiksel anlamlı fark tespit edildi ancak 2,5 cm kamaya göre fark azdı, sağ ön ayak temas yüzeyi, arka ayak ağırlık oranı, sağ ayak ve sol ayak total yüklenme verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

6. Bireylerin çıplak ayak ve 1cm ile 5 cm kama kullanımı durumunda yapılan stabilometrik analiz verileri karşılaştırıldığında veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmedi.
7. Bireylerin çıplak ayak ve 2,5 cm kama ile yapılan stabilometrik analiz verileri karşılaştırıldığında gözler açık ve kapalı durumda salınım uzunluğu verileri arasında istatistiksel anlamlı değişiklik bulundu fakat aradaki fark fazla değildi, gözler açık ve kapalı durumda elips yüzeyi, Delta X ve Delta Y arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmedi.



9. KAYNAKLAR

1. Loudon JK, Goist HL. Genu Recurvatum. Syndrome. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therap. 27(5), 1998.
2. Owens BD. Rekurvatum . Am J Sports Med. 46(12):2833-2835, 2018.
3. Webster JB, Murphy DP. Atlas of Orthoses and Assistive Devices.p.214, 5th ed., 2019.
4. Cailliet R. Low Back Syndrome. Bel Ağrısı Sendromu, p.36-37.4. Baskı, Çev Ed: Tuna N, Nobel Tıp Kitabevi, Ankara, 1994.
5. Michel GM. Visual control of posture: the role of motion parallax and cognitive processes. London: National Hospital for Neurology and Neurosurgery, 2001.
6. Karakuş S, Kılıç F. Postür ve Sportif Performans. Kastamonu Eğitim Dergisi, 14(1):309-322, 2006.
7. Dao TT, Ho Ba Tho MC. Biomechanics of the Musculoskeletal System: Modeling of Data Uncertainty and Knowledge. p. 1-30, 1st ed. Surrey, 2014.
8. Skopljak A, Muftić M, Sukalo A, Masic I, Zunic L. Pedobarography in Diagnosis and Clinical Application. Acta Inform Med, 22(6), 374–378, 2014.
9. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. Journal of Athletic Training. 41(1):41–46, 2005.
10. Boudarham J, Zory R, Genet F, Vigné G, Bensmail D, Roche N, Pradon D. Effects of a knee–ankle–foot orthosis on gait biomechanical characteristics of paretic and non-paretic limbs in hemiplegic patients with genu recurvatum. Clinical Biomechanics, 28(1), 73–78, 2013.
11. Jagadamma KC, Owen E, Coutts FJ. The Effects of Tuning an Ankle-Foot Orthosis Footwear Combination on Kinematics and Kinetics of the Knee Joint of an Adult with Hemiplegia. 34(3), 2010.
12. Scuderi, GR. The Knee: A Comprehensive Review. p.1-69 World Scientific, 2010.
13. Kinematik K. Diz eklemi :70-84.
14. Margo BJ, Radnay CS, Scuderi GR. Anatomy of the Knee, The Knee: A Comprehensive Review, (1st ed.), World Scientific. Singapore. 2010.
15. Hartanto JA. Computational Modeling of Patellofemoral Joint Motion of Human

- Knee. National University of Singapore, 2017
16. Müezzinoğlu S. Ön Çapraz Bağ Anatomisi. Ön Çapraz Bağ Cerrahisi, Ed. Tandoğan R, 1: 1-10, 2002.
 17. Mille RH. Knee injuries. In: Canale ST(ed), Campbell's Operative Orthopaedics. 9th ed, Mosby-Year Book, St. Lois, Missouri, 2: 1113-1299, 1998.
 18. Kahle W, Leonhardt H, Platzer W, Palmer E, Platzer W. Color atlas and textbook of human anatomy. Vol. 1, Locomotor system: Thieme; 6th edition, 2008.
 19. Drake R, Vogl W, Mitchell AWM. Gray's Anatomy For Students. Gray's Tıp Fakültesi Öğrencileri için Anatomi, 2. Baskı, Çev.Yıldırım M, Güneş Kitabevi, Ankara, 2011.
 20. Aydın AT. Diz Eklemi Anatomisi. Tandoğan R ve Alpaslan M. (Ed.) Diz Cerrahisi. Ankara: Haberal Eğitim Vakfı. 5-18, 1999.
 21. Logan AL. The Knee, Clinical Applications. Maryland: Aspen Publishers, Inc., 1994.
 22. Palastanga N, Field D, Soames R: Anatomy and human movement: Structure and function, Oxford, Butterworth-Heinmann, 2002.
 23. Levangie PK, Norkin CC: Joint structure and function: A comprehensive analysis, 5th ed, Philadelphia,, FA Davis, 2011.
 24. Donatelli RA, Wooden M.J. Orthopaedic Physical Therapy, 4th education, 2009.
 25. Sebik A. Patellofemoral Eklem Anatomisi ve Biyomekanik Özellikleri. Acta Orthop ,Traumatol Turc. 29(5):351-356, 2004.
 26. Waryasz GR, Dermott AY. Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS): A Systematic Review Of Anatomy And Potential Risk Factors. Dynamic Medicine. 7(1):9, 2008.
 27. Netter FH. Atlas of Human Anatomy. İnsan Anatomisi Atlası. 5. Baskı,Çev. Cumhur M, Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 2010.
 28. Taner D. Fonksiyonel Anatomi Ekstremiteler ve Sırt Bölgesi. 3. Baskı, Hekimler Yayın Birliği, 2003.
 29. Akoğlu F. Eklemlerin Yapısı ve Fonksiyonları, Klinik Romatoloji. Karaaslan Y (Ed), Hekimler Yayın Birliği. S.6-12, Ankara, 1996.
 30. Hall SJ. Basic Biomechanics. 7th ed. United States of America: McGraw-Hill Education, 2015.

31. Clarke DH. Anatomy. In Scott WN (ed), Surgery of the Knee. Ed: 4, Insall and Scott. Churchill-Livingston, 1: 3-67, 2006.
32. Maly MR, Culham EG, Costigan PA. Static And Dynamic Biomechanics Of Foot Orthoses In People With Medial Compartment Knee Osteoarthritis. Clinical Biomechanics. p.603–610, 2002.
33. O'Brien M. Clinical Anatomy Of The Patellofemoral Joint. International Sport Med Journal.2(1):1-8, 2001.
34. Watkins J. Structure And Function Of The Musculoskeletal System, Champaign IL, Human Kinetics,1999.
35. Yang B, Tan H, Yang L, Dai G, Guo B. Correlating Anatomy And Congruence Of The Patellofemoral Joint With Cartilage Lesions. Orthopedics. 32(1), 2009.
36. Muscolina JE. Kinesiology: The Skeletal System and Muscle Function. Kinezyoloji İskelet Sistemi ve Kas Fonksiyonu. Çev. Sürel B, Nobel Tıp Kitabevleri, Ankara, 2018.
37. Ellis H, Mahadevan V. Clinical Anatomy: Applied Anatomy For Students And Junior Doctors. s. 229-233, John Wiley & Sons, 2010.
38. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus Anatomi Atlası Cilt-1, Genel Anatomi ve Hareket Sistemi, s. 360- 509. Çev. Yıldırım M, Marur T, Nobel Tıp kitabevleri, 2007.
39. Yıldırım M. Hareket Sistemi Anatomisi 7. Baskı. Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 2014.
40. Bakkum BW, Cramer GD, Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord and Ans, 3th Edition, 2014.
41. Grob K, Gilbey H, Manestar M, Ackland T, Kuster MS. The Anatomy of the Articularis Genus Muscle and Its Relation to the Extensor Apparatus of the Knee. JBJS.2(4):34, 2017.
42. Ono T, Okuwaki T, Fukubayashi T. Differences in Activation Patterns of Knee Flexor Muscles During Concentric and Eccentric Exercises. p.188-198, 2010.
43. Magee DJ. Orthopedic Physical Assessment of Knee, 4th Edition: W.B. Saunders Company, 12:661-764, 2002.
44. Vishram S. Textbook of Anatomy Abdomen and Lower Limb. 2:290-292, 2014.

45. Işık Ç, Bozkurt M. Diz Biyomekaniği ve Kinezyolojisi, Ortopedi ve Travmatoloji AD, Ankara, Türkiye Klinikleri J Orthop & Traumatol-Special Topics.9(3):7-12, 2016.
46. Mohanty NR, Koley S. A Study on Lower Extremity Malalignment and Its Correlation to Q-Angle in State Level Athletes of Odisha. International Journal of Health Sciences & Research, 31(8):11, 2018.
47. Nordin M, Frankel V, Basic H. Biomechanics of the Musculoskeletal System.p. 176-221,438- 457.Lippincott Williams & Wilkins,2001.
48. Gürer G. Seçkin B, Diz Biyomekaniği, Romatizma, 16(2), 2001.
49. Nguyen AD. Shultz SJ. Sex Differences in Clinical Measures of Lower Extremity Alignment. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 37(7):389-398, 2007.
50. Demers MS, Pal S, Delp SL. Changes İn Tibiofemoral Forces Due To Variations İn Muscle Activity During Walking. J Orthop Res 332(6):769-776, 2014.
51. Tandoğan N R. Klinik Diz Biyomekaniği. In: Diz Cerrahisi Ed: Tandoğan N R, Alpaslan A M. Haberal Eğitim Vakfı, Ankara, 19-21, 1998.
52. Neumann DA. Kas İskelet Sistemi Kinezyolojisi: Rehabilitasyon Temelleri.3. baskı.Çev .Ed. Yakut Y. Ankara: Elsevier Inc-Hipokrat Yayıncılık, 2018.
53. Andriacchi TP, Mündermann A. The Role Of Ambulatory Mechanics İn The İnitiation And Progression Of Knee Osteoarthritis. Current Opinion in Rheumatology. 18(5):514-8, 2006.
54. BS Bains, F Khoshmaram, MS Bains. The Prevalence of Hyperextended Knee Among Adults : A Cross-Sectional Survey. Int J Aging Health Mov. 1 (1):1-10, 2019.
55. Çerezci S, Uzun A, Pekiyaş NÖ, Meden İ ÖÇ, Fatma F, Baltacı G.Plantar Basınç Dağılımı ile Stabilite ve Koordinasyon Arasındaki İlişki: Milli Olimpik Yelken Takımı Örneği. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi. 2(2):135-150, 2017.
56. Şahinoğlu K. Kliniğe Yönelik Anatomi. s.618-630, Nobel Tıp Kitabevleri, 2007.
57. Standring S. Gray's Anatomy E-Book: The Anatomical Basis Of Clinical Practice. Elsevier Health Sciences; 2015.

58. Keith LM, Dalley AF, Anne AMR. Clinically Oriented Anatomy. 7th edition. Williams&Wilkins, Baltimore,2014.
59. Ozan H. Anatomi. Klinisyen Tıp Kitabevleri, Ankara, 2005.
60. Braddom RL.Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon El Kitabı.Güneş Kitabevi, 2004.
61. Thibodeau GA, Patton KT. Anatomy & Physiology. 5th St Louis, 2003.
62. Arıncı K. Anatomi. Güneş Kitabevi, Ankara, 2001.
63. Leardini A, Stagni R,O'Connor JJ. Mobility Of The Subtalar Joint İn The İntact Ankle Complex. Journal Of Biomechanics, 34 (6):805-809, 2001.
64. Rein S, Fabian T, Weindel S, Schneiders W, Zwipp H. The İnfluence Of Playing Level On Functional Ankle Stability İn Soccer Players. Archives Of Orthopaedic And Trauma Surgery. 131 (8): 1043-1052, 2011.
65. Sammorco GJ. Biomechanics Of The Foot And Ankle. p. 223-55. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. Baltimore, 2001.
66. Dere F. Anatomi Atlası ve Ders Kitabı. 5. baskı, Nobel Tıp Kitabevi, Adana, 2010.
67. Şener G, Erbahçeci F. Kinezyoloji ve Biyomekanik. Hipokrat Kitabevi, Ankara, 2016.
68. Romanes GJ. Cunningham's Manual Of Practical Anatomy.15th ed. Egypt: Mass Publishing,1997.
69. Oatis C. Kinesiology – The Mechanic& Patomechanics Of Human Movement: Wolters Kluwer/ Lippincott Williams& Wilkins, 2009,
70. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. Clinically Oriented Anatomy, 6th Edition,Lippincott Williams & Wilkins, 2010 .
71. Company FAD. The Biomechanics of the Foot and Ankle. J Can Chiropr Assoc. 36(1): 52, 1992.
72. Uygur F. Ayak Deformite ve Ortezleri. s.1-111, Volkan Matbaacılık, Ankara, 1992.
73. Halıcı M. Sagittal Plan Deformiteleri ve Tedavisi. TOTBİD Dergisi. 19:197–206, 2020.
74. Švehlík M, Zwick EB, Steinwendera G, Saraph V, Linhart WE. Genu Recurvatum İn Cerebral Palsy – Part A: İnfluence Of Dynamic And Fixed Equinus Deformity On The Timing Of Knee Recurvatum İn Children With Cerebral Palsy. Journal of Pediatric Orthopaedics. 19:366–372, 2010.

75. Harput G. Comparative Kinesiology of the Human Body. Normal and Pathological Conditions. Pp.393-410, 2020.
76. Lowe W. Orthopedic Assessment İn Massage Therapy, Sisters, Daviau Scott, 2006.
77. Brunner R, Rutz E. Biomechanics And Muscle Function During Gait. J Child Orthop. 7:367–371, 2013.
78. Saridoğan M. Tamdan Tedaviye Osteoartrit. Nobel Tıp Kitapevleri. 1:9, 2007.
79. Chui K, Jorge M, Yen SC, Lusardi M. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation 4th Edition, Elseiver, 2020.
80. Donatelli RA, Thurner MS. The Young Athlete’s Spinal Mechanics. p. 17-25. Spinal Injuries and Conditions in Young Athletes, 2013.
81. Bek N. Ortezler. Ankara: Hipokrat Yayıncılık, 2020.
82. Leung J, Smith R, Harvey LA, et al. The İmpact Of Stimulated Ankle Plantarflexion Contracture On The Knee Joint During Stance Phase Of Gait: A Within Subject Study . Clin Biomech (Bristol, Avon). 29(4):423-428, 2014.
83. Sinclair JK, Selfe J, Taylor PJ, Shore HF, Richards JD. Influence Of A Knee Brace İntervention On Perceive Pain And Patellofemoral Loading İn Recreational Athletes. Clin Biomech (Bristol, Avon). 37:7-12, 2016.
84. Alsancak S. Ortez. 2. Baskı. Hatiboğlu Yayınları. Ankara, 2015.
85. Powers CM, Ward SR, Chen YJ, Chan LD, Terk MR. Effect Of Bracing On Patellofemoral Joint Sress While Ascending And Descending Stairs. Clin J Sport Med. 14(4):206-14, 2004.
86. Bleyenheuft C, Bleyenheuft Y, Hanson P, Deltombe T. Treatment of genu recurvatum in hemiparetic adult patients: A systematic literature review. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 53(3):189–199, 2010.
87. Paley D. Normal Lower Limb Alignment and Joint Orientation. p.1-18. Principles of Deformity Correction. New York, Springer, 2002.
88. Kuroyanagi Y, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Suda Y, Nakamura T et al. The Lateral Wedged Insole With Subtalar Strapping Significantly Reduces Dynamic Knee Load In The Medial Compartment. OsteoArthritis and Cartilage. 15:932-936, 2007.

89. Zhang X, Li B, Hu K, Wana Q, Dinga Y, Vanwanseele B. Adding An Arch Support To A Heel Lift Improves Stability And Comfort During Gait. *Gait & Posture* 58: 94–97, 2017.
90. Zhang X, Li B. Influence Of In-Shoe Heel Lifts On Plantar Pressure And Center Of Pressure In The Medial-Lateral Direction During Walking. *Gait&Posture*. 39: 1012–1016, 2014.
91. Ramanathan AK, John MC, Arnold GP, Cochrane L, Abboud RJ. The Effects Of Off-The-Shelf In-Shoe Heel Inserts On Forefoot Plantar Pressure. *Gait Posture* 28:533–537, 2008.
92. Bonanno DR, Landorf KB, Menz HB. Pressure-Relieving Properties Of Various Shoe Inserts In Older People With Plantar Heel Pain. *Gait&Posture*. 33:385–389,2011.
93. Bağır M, Deveci MA. Egzersiz ve Postür Analizi. Kurdak H.(ed). Aile Hekimliğinde Egzersiz. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri.p.18-22, 2020.
94. Öken Ö. Postür. p. 243-53. Beyazova M, Kutsal YG, editörler. Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon.Ostim, Ankara, 2011.
95. Cook G. Functional Movement Systems: Screening, Assessment And Corrective Strategies. s. 87-106, Ontarget Publications, Santa Cruz, California, 2010.
96. Balcı B, Tomruk M, Göz E, Aktar B. Normal Postüral Kontrol. In: Gündüz A, Bilgin S, Öksüz Ç, Ertekin Ö, İyigün G, editors. Motor kontrol. Ankara: Hipokrat Yayınevi. p. 153-205, 2018.
97. Horlings CGC, Carpenter MG, Honegger F, Allum JHJ. Vestibular And Proprioceptive Contributions To Human Balance Corrections: Aiding These With Prosthetic Feedback. *Ann N Y Acad Sci*. 1164:1-12, 2009.
98. Wallmann, HW. Physical Matters: The Basics of Balance and Falls.Home Health Care Management & Practice, 2009.
99. Kul-Panza E, Berker N. Pedobarographic Findings In Patients With Knee Osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil*. 85(3):228-233, 2006.
100. Kim JW, Eom GM, Kim CS, Kim DH, Lee JH, Park BK, et Al. Sex Differences in the Postural Sway Characteristics of Young and Elderly Subjects During Quiet Natural Standing. *Geriatrics & Gerontology International*.10(2):191-8, 2010.

101. Winter DA, Patla AE, Ishac M, Gage WH. Motor Mechanisms Of Balance During Quiet Standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 13(1):49-56, 2003.
102. Yun-Won Chae, Ji-Won Park, Seol Park. Effects of Knee Malalignment on Static and Dynamic Postural Stability, *J Kor Phys Ther*. 27(1):7-11, 2015.
103. Angın S, İlçin N, Sevi Yeşilyaprak S, Simşek E. Prediction Of Postural Sway Velocity By Foot Posture İndex, Foot Size And Plantar Pressure Values İn Unilateral Stance. 24(3):144-148, 2013.
104. Robbins S, Waked E, Mcclaran J. Proprioception and Stability: Foot Position Awareness As a Function of Age and Footware. *Age and Ageing*. 24(1):67-72, 1995.
105. Kennedy PM, Inglis JT. Distribution And Behaviour of Glabrous Cutaneous Receptors in the Human Foot Sole. *The Journal Of Physiology*. 538(3):995-1002, 2002.
106. Huber H, Dutoit M. Dynamic Foot-Pressure Measurement In the Assessment of Operatively Treated Clubfoot. *Journal of Bone and Surgery*. 86:1203-1210, 2004.
107. Thavets JG, Liu XC, Tassore C, Klein S. Corraltion Of The Foot Radiographs With Foot Function And Analyzed By Plantar Pressure Distribution. *J Pediatr Orthop*. 25(2):249-252, 2005.
108. Hurkmans HLP, Bossman JBJ, Benda E, Verhaar JAN, Stam HJ. Techniques For Measuring Weight-Bearing During Standing And Walking. *Clinical Biomechanics*. 18(7):576-589, 2003.
109. Tuna H. Ayak Hastalıklarında Pedobarografik Değerlendirme. *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*. 51:51-54, 2005.
110. Giacomozzi, C, Vaclav K. Potentialities And Criticalities Of Plantar Pressure Measurements İn The Study Of Foot Biomechanics: Devices, Methodologies And Applications. *Foot*. 767(470): 61, 2011.
111. Ünver B, Bek N. Tabanlık Kullanımının Plantar Temas Alanları ve Basınç Dağılımına Etkisi. *Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi*. 25(2):86-92, 2014.
112. Abdul Razak AH, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors*. 12(7):9884-9912, 2012.

113. Muro-De-La-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait Analysis Methods: An Overview Of Wearable And Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors*.14(2):3362-3394, 2014.
114. Russa L, D'Eroma U, Padula J, Foti C, Schiffer R, Scoppa F. Day-time effect on postural stability in young sportsmen. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*. 5 (1):38-42, 2015.
115. Garcia R, Inmaculada E. Aplicacion De RPG En Pacientes Con Depresion Cronica. Departamento De Cirugía Y Patología. Área De Fisioterapia. Universidad Miguel Hernández, 2017.
116. Yazdani, S.Dizaji, E.Alizadeh, F. Meamar, R. Comparison Of Plantar Peak Pressure And Time To Peak Pressure During Normal Walking Between Females With Genu Recurvatum And Healthy Controls. *Scientific Journal of Kurdistan University of Medical Sciences* 21(4):107-117, 2016.
117. Cardoso EK, Pinho AS, Silva MF, Rosa LHT. A Different Brace Model To Retrain Hemiparetic Gait With Genu Recurvatum: Effects On Plantar Pressure Distribution. *Fisioter Pesqui*. 23(4):372-380, 2016.
118. Koç H, Yüksel O. Kadınlarda Fiziksel ve Fizyolojik Performansın Değerlendirilmesi. *Dumlupınar Üniversitesi Sosyal Bilimler Dergisi*. (9):239- 50, 2003.
119. Dantas EHM. Alongamento e Flexionamento. Rio de Janeiro, Shape, 2005.
120. Otman S, Köse N. Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri. s. 47-48-49, 8. Baskı.Hipokrat Kitabevi, Ankara, 2016.
121. Hazar F, Taşmektepligil Y. Puberte Öncesi Dönemde Denge Ve Esnekliğin Çeviklik Üzerine Etkilerinin İncelenmesi *Spor metre Journal Of Physical Education And Sports Sci*. 6 (1):9-12, 2008.
122. Baltacı G, Un N, Tunay V, Besler A, Gerçeker S. Comparison Of Three Different Sit And Reach Tests For Measurement Of Hamstring Flexibility İn Female University Students. *Br J Sports Med*. 37:59–61, 2003.
123. Jones CJ, Rikli RE, Max J, *Noffal G*. The Reliability and Validity of a Chair Sit-and-Reach Test as a Measure of Hamstring Flexibility in Older Adults. *Res Q Exerc Sport*. 69:338 -43,1998.
124. Davis DS, Quinn RO, Whiteman CT, Williams JD, Young CR. Concurrent

- Validity of Four Clinical Tests Used to Measure Hamstring Flexibility. 22(2):583–588, 2008.
125. Mohanty NR, Tiwari A, Koley S. Variations In Lower Limb Biomechanical Alignments And Their Association With Quadriceps Angle Between University Level Male Sprinters And Sedentary Young Males. *International Journal of Yoga, Physiotherapy and Physical Education*. 4(4):32-37, 2019.
126. Reina N, Cognault J, Ollivier M, Dagneaux L, Gauci MO, Pailhé R. The Cjortho App: A Mobile Clinical and Educational Tool For Orthopedics. *Orthop Traumatol Surg Res*. 104(4):523-527, 2018.
127. Sheehy L, Cooke TDV, McLean L, Culham E. Standardized Standing Pelvis-To-Floor Photographs For The Assessment Of Lower-Extremity Alignment. *Osteoarthritis and Cartilage*, 23(3):379-382, 2015.
128. Akçakale N. Ayakkabı Tabanlarında Kauçuk Kullanımı. *e-Journal New World Sci Acad*. 11(3):86-97,2016.
129. McKeon JMM, Hertel J. Sex Differences and Representative Values for 6 Lower Extremity Alignment Measures. *J Athl Train*. 44(3):249-255, 2009.
130. Proia P, Amato A, Contrò V, Lo Monaco A, Brusa J, Brighina F, et al. Relevance Of Lactate Level Detection In Migrane And Fibromyalgia. *Eur J Transl Myol*. 29(2):1-5, 2019.
131. (<https://www.sensormedica.com/en/pages/hardware-en/foot-pressure-platforms>, Erişim tarihi : 26 Şubat 2020)
132. **Sensor Medica | freeStep, User's Manual**, The Complete Solution For The Analysis Baropodometric, Biomeccanics And Postural, Rome, Italy.
133. Gentile A, Milovanovic I, Valantine I, Kreivyte R, Tilindiene I, Mujkic D, et al. Violence, Exclusion And The Role Of Children And Adolescents Moral Features In The Sport Domain: The Save Project. *Acta Medica Mediterranea*. 33:393-398, 2017.
134. Gagey PM, Weber B. Study Of Intra-Subject Random Variations Of Stabilometric Parameters. *Med Biol Eng Comput*, 48: 833–835, 2010.
135. Saglam M, Arikan H, Savci S, Inal-Ince D, Bosnak-Guclu M, Karabulut E, Tokgozoglu L. International physical activity questionnaire: reliability and validity of the Turkish version. *Perceptual and Motor Skills*. 111(1):278-84, 2010.

136. Kaya Noğay AE, Özen M. Birinci Basamak İçin Fiziksel Aktivite Anketinin Türkçe Uyarlamasının Geçerlilik ve Güvenilirliği. *Konuralp Tıp Derg.* 11(1):1-8, 2019.
137. Aktaş H, Şaşmaz CT, Kılınçer A, Mert E, Gülbol S, Külekçioğlu D ve ark. Yetişkinlerde fiziksel aktivite düzeyi ve uyku kalitesi ile ilişkili faktörlerin araştırılması. *Mersin Üniversitesi Sağlık Bilim Derg.* 8(2):60-70, 2015.
138. Arıumı A, Sato T, Kobayashi K, Koga Y, Omori G, Mınato I et al. Three-dimensional lower extremity alignment in the weight-bearing standing position in healthy elderly subjects. *J Orthop Sci.* 15:64–70, 2010.
139. Karukunchit U, Puntumetakul R, Swangnetr M, Boucaut R. Prevalence And Risk Factor Analysis Of Lower Extremity Abnormal Alignment Characteristics Among Rice Farmers. *Patient Prefer Adherence.* 9: 785–795, 2015.
140. McKeon JMM, Herte J. Sex Differences and Representative Values for 6 Lower Extremity Alignment Measures. *J Athl Train.* 44 (3): 249–255, 2009.
141. Ginesin E, Norman D, Peskin B. Knee Alignment and Its Significance: Is It Really Different in Various Population Groups. *IMAJ,* 20:2018.
142. Nia FR, Daneshmandi H, Irandoust KH. Prevalence of Genu Valgum in Obese and Underweight Girls. *World J. Sport Sci.,* 1 (1): 27-31, 2008.
143. Arora A, D’Souza S, Yardi S. Association between Body Mass Index and Hamstring/Back Flexibility in Adolescent Subjects. *International Journal of Science and Research.* 5(7): 96-9, 2016.
144. Vaquero-Cristóbal R, Martínez González-Moro I, Alacid Cárceles F, Ros Simón E. Strength, Flexibility, Balance, Resistance And Flexibility Assessment According To Body Mass Index In Active Older Women. *Rev Esp Geriatr Gerontol.* 48(4): 171-6, 2012.
145. Shultz SJ, Schmitz RJ, Nguyen AD, Levine B, Kim H, Montgomery MM, et al. Knee Joint Laxity and Its Cyclic Variation Influence Tibiofemoral Motion during Weight Acceptance. *Med Sci Sports Exerc.* 43(2): 287–29, 2011.
146. Kramer LC, Denegar CR, Buckley WE, Hertel J. Factors Associated With Anterior Cruciate Ligament Injury: History In Female Athletes. *J Sports Med Phys Fitness.* 47(4): 446-54, 2007.

147. Düzgün İ, Baltacı G. Düzenli Spor Yapan Ve Yapmayan Adolesanlarda Esneklik Test Sonuçlarının Yaş Ve Cinsiyete Bağlı Değişimi. *Fizyoter Rehabil.* 20(3):184-189, 2009.
148. Vaizoğlu SA, Akça O, Akpınar A, Omar AH. Genç Erişkinlerde Fiziksel Aktivite Düzeyinin Belirlenmesi. *TSK Koruyucu Hekimlik Bülteni.*; 3 (4); 63-71, 2004.
149. Savcı S, Öztürk M, Arıkan H, İnce D, Tokgözoğlu L. Üniversite Öğrencilerinin Fiziksel Aktivite Düzeyleri. *Türk Kardiyol Dern Arş.* 34:166-172, 2006.
150. Genç A, Şener Ü, Karabacak H, Üçok K. Kadın Ve Erkek Genç Erişkinler Arasında Fiziksel Aktivite Ve Yaşam Kalitesi Farklılıklarının Araştırılması. *Kocatepe Tıp Dergisi.* 12:145-150, 2011.
151. Tunçay SU, Yeldan İ. Kas İskelet Sistemi Rahatsızlıklarıyla Fiziksel İnaktivite İlişkili Midir? *Ağrı.* 25(4):147-155, 2013.
152. Apappasapasamy M, Witt ME, Patel N, Yeh N, Bloom O, Oreste A. Treatment Strategies for Genu Recurvatum in Adult Patients With Hemiparesis: A Case Series. *PM&R.* 7:105-112, 2015
153. Requier B, Bensoussan L, Mancini J, Delarque A, Viton JM, Kerzouf M. Knee-Ankle-Foot Orthoses For Treating Posterior Knee Pain Resulting From Genu Recurvatum: Efficiency, Patients' Tolerance And Satisfaction. *J Rehabil Med.* 50: 451-456, 2018.
154. Tunprasert T, Hatton A, Long M, Ferguson S, Bacon C. The Effects Of Heel Lifts On Muscle Activities Of Female Non-Habitual High-Heels Wearers. 23rd Congress of the European Society of Biomechanics, Seville, Spain, July 2- 5, 2017.
155. Owen E. Shank Angle To Floor Measures And Tuning Of Ankle-Foot Orthosis Footwear Combinations For Children With Cerebral Palsy, Spina Bifida And Other Conditions. *Gait & Posture.* 2002;16(1):132-135, 2002.
156. Owen E. Tuning of ankle-foot orthosis footwear combinations for children with cerebral palsy, spina bifida and other conditions. *European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC) Seminars, Warsaw.* 2004.
157. Condie DN, Meadows CB. Ankle-foot orthoses. In: Bowker P, Condie DN, Bader DL, Pratt DJ, editor. *Biomechanical Basis of Orthotic Management.* Oxford: Butterworth-Heinemann: 199; 99-123, 1993.

158. Zhang X, Li B, Liang K, Wan Q, Vanwanseele B. An optimized design of in-shoe heel lifts reduces plantar pressure of healthy males. *47*: 43-47, 2016.
159. Valentini R., Martinelli B, Mezzarobba S, De Michiel A, Toffano M. Optokinetic Analysis Of Gait Cycle During Walking With 1cm- And 2cm-High Heel Lifts. *The Foot*, 19(1):44–49, 2009.
160. Hesas S, Belaidi I, Rachedi M, Behr M. Possible Effect Of Heel Lift Stiffness On Gait And Posture. 22nd Congress of the European Society of Biomechanics, July 10-13, 2016.
161. Gerber SB, Costa RV, Grecco LAC, Pasini H, Marconi NF, Oliveir CS. Interference Of High-Heeled Shoes In Static Balance Among Young Women. *Human Movement Science*. 31(5): 1247-1252, 2012.
162. Li PL, Yick KL, Ng SP, Yip J. Influence of Textured Indoor Footwear on Posture Stability of Older Women Based on Center-of-Pressure Measurements. *Hum Factors*. 61(8):1247-1260, 2019.
163. Wulf M, Wearing SC, Hooper SL, Bartold S, Reed L, Brauner T. The Effect of an In-shoe Orthotic Heel Lift on Loading of the Achilles Tendon During Shod Walking. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 46(2): 79-86, 2016.
164. Ho KY, Blanchette MG, Powers CM. The Influence Of Heel Height On Patellofemoral Joint Kinetics During Walking. *Gait & Posture*. 36(2): 271–275, 2012.
165. Barozzi S, Socci M, Soi D, Bernardino FD, Fabio G, Forti S, et al. Reliability of postural control measures in children and young adolescents. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 271:2069–77, 2014.
166. 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*. 25:3675–3686, 2016.
167. Patti A, Bianco A, Sahin N, Sekulic D, Paoli A, Iovane A, Messina G, Gagey MP, Palma A. Postural Control And Balance In A Cohort Of Healthy People Living In Europe. *Medicine*. 97: (52), 2018.
168. Pashnameh A, Mirnasouri R, Goodarzi B. Relationship Between Some Of The Lower Extremity Deformities With Static And Dynamic Balance In Female

- Students Of Dorud Islamic Azad University. *European Academic Research* 1(10), 2014.
169. Siqueira CM, Moya GBL, Caffaro RR, Fu C, Kohn AF, Amorim CS, et al. Misalignment Of The Knees: Does It Affect Human Stance Stability. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*. 15(2): 235-241, 2011.
170. Hastings JD, Brown C, McNabb M, Repasky C. The Effect of Heel Lifts on Postural Stability in Individuals with Parkinson's Disease. Hastings et al. *Physical Medicine and Rehabilitation*. 1(1):6, 2018.
171. AlAbdulwahab SS, Kachanathu SJ. Effects Of Body Mass Index On Foot Posture Alignment And Core Stability İn A Healthy Adult Population. *Journal of Exercise Rehabilitation*. 12(3):182-187, 2016.
172. Yılmaz NA, Erdeo F, Tat A, Alp H. Vücut Kitle İndeksinin Ayak Taban Basınç Dağılımına Etkisi. *Adnan Menderes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi* 1: 33-39, 2017.
173. Lalande X, Vie B, Weber JP, James Y. Normal Values of Pressures and Foot Areas Measured in the Static Condition. *J Am Podiatr Med Assoc*. 106 (4): 265–272, 2016.
174. Aydın E, Metin Tellioglu A, Kurt Ömürlü I, Turan Y. Impact of Generalized Joint Laxity on Plantar Loading Patterns in Young Females. *Foot & Ankle International* 00(0),2017.
175. Vermand S, Duc S, Janin M, Ferrari FJ, Vermand M, Joly P. The Influence of Insole with Metatarsal Retro-Capital on Posture, Plantar Pressure and Body Segments Positions in Runners, *International Journal of Clinical Medicine*, 10: 326-335, 2019.
176. Jin H, Xu R, Wang S, Wang J. 3D Heel Support Insole Based On Arch Lift For Foot Pressure Distribution. *Med Sci Monit*. 25: 7175-7181, 2019.
177. Barcellona M, Giustino V, Messina G, Battaglia G, Fischetti F, Palma A, Iovane A. Effects Of A Specific Training Protocol On Posturographic Parameters Of A Taekwondo Elite Athlete And Implications On Injury Prevention: A Case Study. *Acta Medica Mediterranea*. 34: 1533, 2018.

10.EKLER

EK-1: BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırmanın Adı: Genu Rekurvatumlu Kadınlarda Modifiye Edilmiş Topuk Kamalarının Stabiliteye Etkisi

Katıldığınız bu araştırma, bilimsel bir araştırma olup, ‘‘ Genu Rekurvatumlu Kadınlarda Modifiye Edilmiş Topuk Kamalarının Stabiliteye Etkisi ‘‘ konusundadır.

Vücut segmentlerinden herhangi birinde meydana gelen değişiklik bütün vücut segmentlerini etkiler. Bu çalışmada diz ekseninin vücudun normal hattından daha geride olması olarak tanımlanan genu rekurvatumun ayak tabanına uygulanacak topuk kamasıyla düzelebileceği fikrinden yola çıkarak, genu rekurvatumlu kadınlarda modifiye edilmiş topuk kamalarının stabiliteye etkisini araştırmak amaçlanmıştır.

Ad, soyad, boy, kilo, sigara, alkol kullanımı gibi kişisel bilgileriniz yüz yüze konuşularak sorulacaktır.

Boy uzunluğu ayakkabısız ve mezura ile, beden ağırlığı ise katılımcıda uygun giysiler varken dijital tartı ile ölçülerek belirlenecektir. Beden kütle indeksi (BKİ), beden ağırlığının (kg) boy uzunluğunun karesine (m²) bölünmesi ile hesaplanacaktır.

Dizinizin vücudun normal hattından daha geride olması sebebiyle oluşan açılışmayı ölçmek için College des Jeunes Orthopedistes (CJOrtho) Mobil Uygulaması kullanılacaktır. Bu ölçüm her iki diziniz içinde iki şekilde yapılacaktır. Kalça, diz ve ayak bileğinizin belli yerlerine marker denilen belirteçler yapıştırılacaktır. İlk ölçüm yapılırken çorap olmadan ayak çıplak olacak şekilde yandan ayakta duruş fotoğrafınız çekilecektir. İkinci ölçüm yapılırken her iki ayağınızın da altına yerleştireceğimiz farklı yükseklikte cilde bir zararı olmayan malzemenen yapılmış topuk yükseltileri olacaktır ve ölçümler ayrı ayrı yapılacaktır.

Kalça, diz ve ayak bileğinizdeki esnekliği ölçmek için esneklik testleri mezura ve manuel gonyometre ile yapılacaktır.

Plantar basınç analiziniz ve postüral dengeniz Sensor Medica Maxi cihazıyla statik olarak ölçülecektir. Ölçümler yapılırken her iki ayağınızın da altına yerleştireceğimiz farklı yükseklikte cilde bir zararı olmayan malzemenen yapılmış topuk yükseltileri olacaktır ve ölçümler ayrı ayrı yapılacaktır.

Fiziksel aktivite düzeyiniz için Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi Kısa Form yapılacaktır.

Yapılan ölçüm ve değerlendirmeler yaklaşık 30-40 dakika sürecektir.

Bu çalışmaya katılmak size maddi ve manevi olarak hiçbir zarar vermeyecektir. Katılım kişinin rızası ile olacaktır.

Çalışmada kullanılmak üzere alınan bilgiler ve elde edilen veriler saklı tutulacak ve etik kurul komitesine açık olacaktır. Veriler herhangi bir yayın, rapor veya sunumda kullanılacağında isminiz gizli tutulacaktır.

Bu çalışmaya katılmama veya katılsanız bile çalışmayı bırakma hakkınız vardır. Ayrıca araştırmacı da katılımcıyı çalışma dışı bırakma hakkına sahiptir.

ÇALIŞMAYA KATILMA ONAYI

“Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu’ ndaki gönüllüye araştırma yapılmadan önce verilmesi gereken tüm açıklamaları okudum. Konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili bana yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen Prostetist – Ortotist tarafından yapıldı. Bu koşullarla söz konusu araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli olarak veya gerekçe göstermeden araştırmadan ayrılabileceğimi biliyorum. Bu araştırmaya hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum.

GÖNÜLLÜNÜN:

Adı- Soyadı:

Tel:

Adres:

İmza:

ARAŞTIRMA YAPAN ARAŞTIRMACININ:

Adı-Soyadı:

Tel:

Adres:

İmza:

Tarih:

EK-2: DEMOGRAFİK BİLGİ FORMU

AD – SOYAD :

YAŞ:

CİNSİYET: Kadın Erkek

BEDEN AĞIRLIĞI : kg

BOY :m

BEDEN KÜTLE İNDEKSİ (BKİ) : kg / m²

SİĞARA KULLANIMI : Yok Var

ALKOL KULLANIMI : Yok Var

HASTALIK : Yok Var

ÖZGEÇMİŞ :

SOYGEÇMİŞ :

KULLANILAN İLAÇ : Yok Var

GÜNLÜK ORTALAMA EGZERSİZ SÜRESİ :saat / dakika

EK-3: DEĞERLENDİRME FORMU

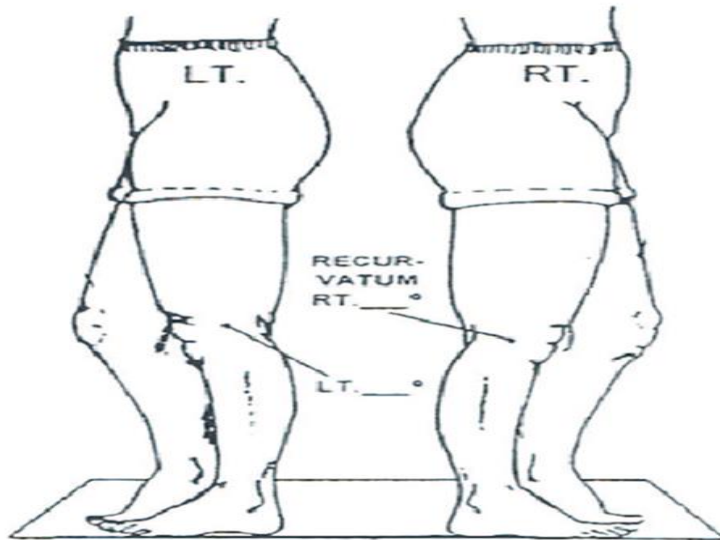
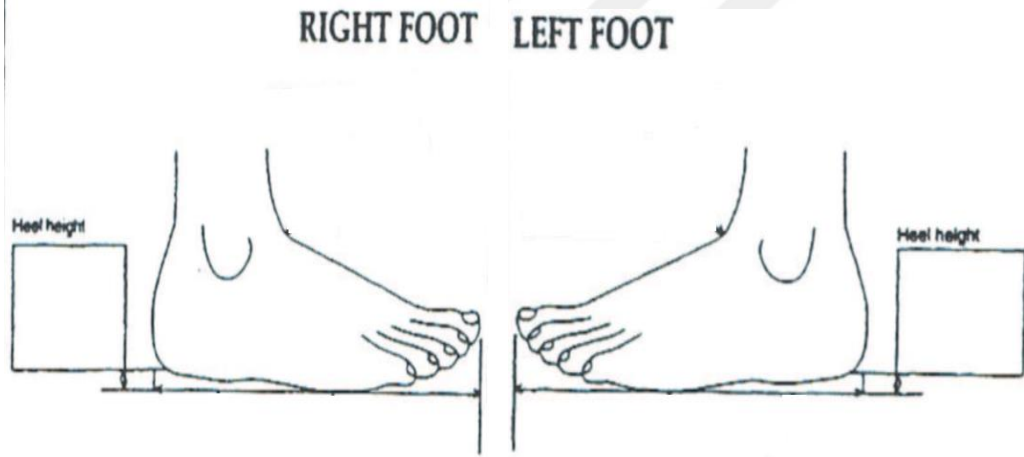
AD – SOYAD:

REKURVATUM ACISI:

R

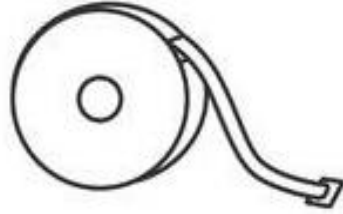
L

ÇIPLAK AYAK:		
1 CM KAMA:		
2,5 CM KAMA:		
5 CM KAMA:		



ESNEKLİK TESTLERİ:**R****L**

HAMSTRİNG UZUNLUĞU:		
QUADRİCEPS FEMORİS ve KALÇA FLEKSÖRLERİ:		
KALÇA HİPEREKSTANSİYONU:		
KALÇA ABDUKSİYONU:		
AYAK BİLEĞİ DORSİFLEKSİYONU:		
AYAK BİLEĞİ PLANTARFLEKSİYONU:		



EK-4: ULUSLARARASI FİZİKSEL AKTİVİTE TESTİ

Hastanın Adı – Soyadı:

Tarih:

Bu ankette son 7 gün içerisinde fiziksel aktivite sırasında harcanan zaman hakkında sorular bulunmaktadır. Lütfen, kendinizi çok hareketli bir kişi olarak görmesiniz bile her soruyu cevaplayın. Ev ve bahçe işlerinizi, işyerinde yaptığınız aktiviteleri, bir yerden bir yere gitmek için yaptıklarınızı, boş zamanlarınızda yaptığınız egzersiz veya spor gibi aktiviteleri düşünün.

Şiddetli fiziksel aktiviteler yoğun fiziksel efor gerektiren ve nefes alıp verme temposunun normalden çok daha fazla olduğu aktivitelerdir. Sadece herhangi bir zamanda en az 10 dakika süre ile yaptığınız aktiviteleri düşünün.

1. Son bir hafta içinde kaç gün ağır kaldırma, kazma, aerobik, basketbol, futbol veya hızlı bisiklet çevirme gibi şiddetli bedensel güç gerektiren faaliyetlerden yaptınız?
 - Haftada Gün
- Şiddetli fiziksel aktivite yapmadım. (3.soruya geçiniz.)
2. Bu günlerin birinde şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?
 - Günde Saat
 - Günde Dakika
 - Bilmiyorum / Emin değilim.

Orta dereceli aktivite orta derece fiziksel güç gerektiren ve normalden biraz sık nefes almaya neden olan aktivitelerdir. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığınız fiziksel aktiviteleri düşünün.

3. Son bir hafta içinde kaç gün hafif yük taşıma, normal hızda bisiklet çevirme, halk oyunları, dans, bowling veya tenis gibi orta dereceli bedensel güç gerektiren faaliyetlerden yaptınız? (Yürüme hariç.)
 - Haftada Gün
- Orta dereceli fiziksel aktivite yapmadım. (5.soruya geçiniz.)
4. Bugünlerin birinde orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?
 - Günde Saat

- GündeDakika
- Bilmiyorum / Emin değilim.

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

5. Son bir hafta içinde, bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır ?
 - HaftadaGün
- Yürümedim. (7. soruya geçiniz.)
6. Bugünlerden birinde yürüyerek genellikle ne kadar zaman geçirdiniz ?
 - Günde Saat
 - Günde Dakika
- Bilmiyorum / Emin değilim.

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

7. Son bir hafta içinde günde oturarak ne kadar zaman harcadınız?
 - Günde _____ Saat
 - Günde _____ Dakika
- Bilmiyorum / Emin değilim.

11. ETİK KURUL ONAYI



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

E-İncelemler

Sayı : 10840098-604.01.01-E.45463
Konu : Etik Kurulu Kararı

03/09/2019

Sayın Naile Hande YAZICI

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "Genu Rekurvatumlu Kadınlarda Modifiye Edilmiş Topuk Kamalarının Stabiliteye Etkisi" isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Hacı ÖZBEK
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Ek:
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hacı ÖZBEK tarafından 03.09.2019 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrakın <https://phys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden EAK516EX3 koda ile doğrulanabilir.

İstanbul Medipol Üniversitesi
Kavacık Mah. Ekinciler Cad. No.19 Kavacık Kireçliği - Beykoz
34810 İstanbul

Tel: 444 83 44
İnternet: www.medipol.edu.tr
Ayrıntılı Bilgi İçin : bilgi@medipol.edu.tr

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Geni Rekürvatumlu Kadınlarda Modifiye Edilmiş Topuk Kamalarının Stabiliteye Etkisi			
	KOORDİNATÖRSORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANDUŞYADI	Naila Hande YAZICI			
	KOORDİNATÖRSORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Prostetist - Ortopist			
	KOORDİNATÖRSORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarhi	Versiyon Numarası	Dili
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ PLANI		
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLAR FURMU	31.07.2019		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
Karar Bilgileri	Karar No: 633	Tarih: 29/08/2019		
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.			

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BASKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma Türü		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mevc ÖNGÖR	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Hikmet DÇİŞİK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

* : Toplantıda Bulunan

12.ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı: Naile Hande	Soyadı: Yazıcı
Doğum Yeri: İstanbul	Doğum Tarihi: 22.10.1995
Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti	TC Kimlik No:
e- mail: nhyazici@medipol.edu.tr	Tel:

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora / Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	İstanbul Medipol Üniversitesi	2018
Lise	Henza Akın Çolakoğlu Lisesi	2013

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre
1. Araştırma Görevlisi	İstanbul Medipol Üniversitesi	2019 Şubat -
2. Ortotist - Prostetist	Aktif Protez-Ortez Yapım ve Uygulama Merkezi	2018 Haziran- 2019 Şubat

Yabancı Dil	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma	YÖKDİL Puanı
İngilizce	İyi	Orta	İyi	60

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	74,20902	75,29442	67,77703

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma Becerisi
Microsoft Office	İyi