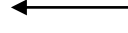


RUKİYE SERT



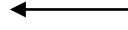
Adınızı soyadınızı giriniz

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .

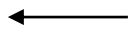


YÜKSEK LİSANS TEZİ



Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

İSTANBUL-2022



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**EKLEM HİPERMOBİLİTESİ OLMAYAN ÇOCUKLARDA
FEMORAL ANTEVERSİYON ARTIŞININ STATİK VE
DİNAMİK TABAN BASINCINA OLAN ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

RUKİYE SERT

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. FUAT BİLGİLİ
PROF. DR. NAZİF EKİN AKALAN**

**PEDİATRİK TEMEL BİLİMLER ANABİLİM DALI
GELİŞİM NÖROLOJİSİ TEZLİ YÜKSEK LİSANS
PROGRAMI**

İSTANBUL-2022

İTHAF

Yapmış olduğum tezi tüm zor zamanlarımda yanımda olup beni destekleyen çalışma arkadaşım Uzman Fizyoterapist Kübra Önergeye ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Tüm hayatım boyunca hep yanımda olup benim iyi bir eğitim almam ve kendimi hep iyi hissetmem için beni destekleyen aileme, eğitim hayatım boyunca özveriyle benimle ilgilenen tüm hocalarıma, akademik çalışmalara duyduğum ilgiyi fark etmemi sağlayan Prof. Dr. Ela TARAKÇI'ya, içinde bulunduğum ilk akademik çalışmayla bunun nasıl bir heyecan olduğunu anlamamı sağlayan Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN'a, Yürüme Analiz Laboratuvarının kurucusu olan Prof. Dr. Yener TEMELLİ'ye, bana yapmış olduğum çalışmalarda hep destek olan Tez Danışmanım Doç. Dr. Fuat BİLGİLİ'ye, tez hastalarımı değerlendirmem sırasında her zaman destekleyici ve yardımcı olan Yürüme Analiz Laboratuvarı personeline, tecrübeleri ve destekleriyle bana yardımcı olan Uzman Fizyoterapist Halenur EVRENDİLEK'e, Uzman Fizyoterapist Aslıhan KURT'a, Doktor Öğretim Üyesi Adnan APTİ'ye, Uzman Fizyoterapist Gökçe LEBLEBİCİ'ye ve tezimi bitirebilmem konusunda en az benim kadar özverili olan, zorlandığım her an yanımda olan, hem maddi hem de manevi olarak beni hep destekleyen Uzman Fizyoterapist Kübra ÖNERGE'ye teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
BEYAN.....	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
İTHAF.....	II
TEŞEKKÜR.....	III
İÇİNDEKİLER	IV
TABLolar LİSTESİ.....	VI
ŞEKİLLER LİSTESİ	VII
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	VIII
ÖZET	IX
ABSTRACT.....	X
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Eklem Mobilitesi.....	2
2.2. Eklem Hiper mobilitesinin Değerlendirilmesi	3
2.3. Alt Ekstremitenin Rotasyonel Gelişimi	5
2.4. Femoral Anteversiyon ve Femoral Anteversiyon Artışı	7
2.5. Femoral Anteversiyon Değerlendirmesi	8
2.6. Yürüme	9
2.6.1. Normal Yürüme	9
2.6.1.1. Basma Fazı.....	10
2.6.1.2. Salınım Fazı	11
2.6.2. Yürüme Analizi.....	11
2.6.2.1. Ayak Taban Basınç Analizi	12
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	15
3.1. Katılımcılar	15
3.2. Test Öncesi Protokolü.....	16
3.3. Test Protokolü.....	17
3.4. Veri İşleme Protokolü	18
3.5. İstatistiksel Metod.....	21
4. BULGULAR.....	22

4.1. Katılımcılar	22
4.2. Katılımcıların Taban Analiz Verilerinin Karşılaştırılması	23
4.2.1. Statik (Durağan) Taban Basınç Analiz Verilerinin Karşılaştırılması	23
4.2.2. Dinamik (Yürüme Sırasında) Ayak Progresyon Açılarının ve Ayak Koronal Endekslerinin Karşılaştırılması	24
4.2.3. Dinamik (Yürüme Sırasında) Basınç Merkezinin Medio-Lateral Hareketliliğinin Karşılaştırılması	25
4.2.4. Dinamik (Yürüme Sırasındaki) Kuvvetlerin Karşılaştırılması	26
4.2.5. Dinamik (Yürüme Sırasındaki) Zamansal Parametrelerin Karşılaştırılması	26
5. TARTIŞMA	28
KAYNAKLAR	32
FORMLAR	38
ETİK KURUL KARARI	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	42
ÖZGEÇMİŞ	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo-1: Katılımcıların demografik özellikleri.....	23
Tablo 2: Statik (Durağan) Taban Basınç Analiz Verileri	23
Tablo 3: Dinamik (Yürüme Sırasında) Taban Basınç Analiz Verileri-1	24
Tablo 4: Dinamik (Yürüme Sırasında) Taban Basınç Analiz Verileri-2	25
Tablo 5: Dinamik (Yürüme Sırasında) Taban Basınç Analiz Verileri-3	26
Tablo 6: Dinamik (Yürüme Sırasında) Taban Basınç Analiz Verileri-4	26
Tablo 7: Dinamik (Yürüme Sırasında) Taban Basınç Analiz Verileri-5	267



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: Beighton Testi	4
Şekil 2: Ekstremitte tomurcuğuna giren aksonları gösteren bir embriyonun taramalı kesitli elektron mikrografisi (Tosney & Landmesser, 1985).	6
Şekil 3: Fetal dönemde ekstremitelerin rotasyonu (Schoenwolf G.C., 2008)	7
Şekil 4: Alt ekstremitede femoral anteversiyonun etkileri.	8
Şekil 5: Yürüme Siklüsü	10
Şekil 6: Statik taban basınç dağılım görüntüsü.....	13
Şekil 7: Kelebek Grafiğinde Basma Fazları	14
Şekil 8: Statik ayak progresyon açısı tayini.....	19
Şekil 9: Dinamik ayak progresyon açısı tayini a) eksternal progresyon açısıya yürüme b) internal progresyon açısıya yürüme	19
Şekil 10: Taban basıncında basınç alanlarının bölümlendirilmesi; medial orta ayak (MMF), medial ön ayak (MFF), lateral orta ayak (LMF), lateral ön ayak (LFF) ve topuk (heel)	20
Şekil 11: Kuvvet-zaman grafiği.....	21
Şekil 12: Çalışma ve kontrol grupları dağılımı akış şeması	22

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

FAA: Femoral Anteversiyon artışı

FA: Femoral Anteversiyon

BT: Bilgisayarlı Tomografi

TPAT: Trokanterik Prominens Açık Testi

FPI-6: Ayak Postür İndeksi-6

AKE: Ayak Koronal İndeksi

MFF: Medial Ön Ayak

MMF: Medial Orta Ayak

LFF: Lateral Ön Ayak

LMF: Lateral Orta Ayak

Heel: Topuk

CoP: Basınç Merkezi

ÖZET

Sert, R., Bilgili F., Akalan N.A. (2022). Eklem Hipermobilitesi Olmayan Çocuklarda Femoral Anteversiyon Artışının Statik Ve Dinamik Taban Basıncına Olan Etkilerinin İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pediatrik Temel Bilimler ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Giriş: Femoral anteversiyon artışı femur başının dizin transkondilar aksına göre öne doğru rotasyon açısında artış olarak tanımlanır. Pediatri kliniklerinde genellikle femoral anteversiyon artışı eklem hipermobilitesiyle birlikte gözlenmektedir. Eklem hipermobilitesi olmaksızın femoral anteversiyon artışının yürüme sırasında ayak taban basıncına etkilerini araştıran çalışma literatürde bulunmamaktadır. Çalışmamız hipermobil olmayan çocuklarda femoral anteversiyon artışının yürüme sırasında ayak taban basıncında ne tür değişiklikler yaptığını araştırmayı amaçlamaktadır.

Metot ve Dizayn: Çalışma grubu 33 hipermobil olmayan femoral anteversiyon artışı olan (13 erkek, yaş ort.: 9.57 ± 3.1 yıl) ve kontrol grubu 28 hipermobil ve femoral anteversiyon artışı olmayan (16 erkek, yaş ort.: 9.39 ± 3.3 yıl) çocuklardan oluşmaktadır. Her hastanın çıplak ayak olarak ayakta durma ve yürüme sırasındaki ayak taban basınç analizleri değerlendirilmiştir (Tekscan Inc. Mass. USA). İki grup arasında taban basınç analizi verilerinden statik ve dinamik olarak student t-test ve Mann-Whitney U Test ile karşılaştırılmıştır ($p < 0,05$)

Bulgular: Çalışma grubunda dinamik ayak progresyon açısının, ayak koronal indeksinin, CoP'nin toplam, basma fazı ortası ve basma fazı sonundaki medio-lateral hareketliliğinin kontrol grubuna göre azalmış, T1, T2, T3, Ts, (Ts-T3) sürelerinin ve T1/Ts oranının artmış olduğu görülmüştür. Diğer parametrelerde anlamlı değişiklik gözlenmemiştir.

Sonuç: Hipermobilitate ile birlikte femoral anteversiyon artışı olan çocuklarda ayak valgusu bunu kompanse ediyor ve gizliyor olabilir. Literatürde femoral anteversiyon artışı ile pes plano-valgus arasında ilinti olduğunu söyleyen çalışmaların aksine hipermobil olmayan femoral anteversiyon artışı olan çocuklarda pes varus görülmüştür. Bu çalışmalarda pes plano-valgus ile ilintili çıkmasının nedeni hipermobilitate veya tibial eksternal torsiyon gibi diğer biyomekanik nedenler olabilir.

Anahtar Kelimeler : Femoral Anteversiyon Artışı, Hipermobilitate, Taban Basınç Analizi, İçe Doğru Basma, Pes Valgus-Varus

ABSTRACT

Sert, R., Bilgili F., Akalan N.A. (2022). Investigation of the Effects of Femoral Anteversion Increase on Static and Dynamic Plantar Pressure in Children Without Joint Hypermobility. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Pediatric Basic sciences. İstanbul.

Introduction: Increased femoral anteversion is defined as an increase in the anterior rotation angle of the femoral head relative to the transcondylar axis of the knee. In pediatric clinics, increased femoral anteversion is generally observed together with joint hypermobility. There is no study in the literature investigating the effects of increased femoral anteversion without joint hypermobility on foot pressure during walking. Our study aims to investigate what kind of changes in plantar pressure during walking caused by increased femoral anteversion in non-hypermobile children.

Method and Design: The study group had consist 33 non-hypermobile femoral anteversions and the control group had consist 28 non-hypermobile and without increased femoral anteversions. The plantar pressure analyzes of each patient during standing and walking barefoot were evaluated (Tekscan Inc. Mass. USA). Student t-test and Mann-Whitney U Test were used for statistical analysis ($p < 0.05$)

Results: Dynamic foot progression angle, foot coronal index, CoP's total, mid-stance and terminal stance phases medio-lateral mobility were decreased in the study group. T1, T2, T3, Ts, (Ts-T3) times and T1/Ts ratio increased. No significant changes were observed in other parameters.

Conclusion: In children with hypermobility and increased femoral anteversion, pes valgus may compensate and hide it. Contrary to the studies in the literature stating that there is a correlation between increased femoral anteversion and pes plano-valgus, pes varus has been observed in children with increased femoral anteversion who are not hypermobile. Other biomechanical causes such as hypermobility or tibial external torsion may be associated with pes plano-valgus in these studies.

Key Words: Increased femoral anteversion, Hypermobility, Plantar Pressure, In-toeing gait, Pes valgus-varus

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Femoral anteversiyon, femurun transkondilar aksına göre femur başının veya boynunun öne doğru translasyon açısıdır (Fabry, MacEwen, & Shands, 1973). Yenidoğan bir bebekte bu açı 30-38° iken 16 yaşına kadar küçülerek 15-20°'ye ulaşır (Shefelbine & Carter, 2004). Bu açının yeterince azalıp beklenen değerlerin üzerinde olması femoral anteversiyon artışı (FAA) olarak adlandırılır. Nörolojik olarak tipik gelişimin gerçekleşmediği çocuklarda femoral anteversiyon açısının spontan olarak normal kabul edilen değerlere düşmesi nadir gözlenir ve genellikle progresif seyreder. Nörolojik olarak tipik gelişimi olan çocuklarda ise femoral anteversiyon açısının spontan olarak normal kabul edilen aralığa düşme oranı yüksektir. FAA olan çocukların ailelerinde de sıkça FAA'ya rastlanır ve genetik yatkınlıktan söz edilebilir (Harris, 2013). FAA'nın nedeni kesin olarak bilinmese de (Svenningsen, Apalset, Terjesen, & Anda, 1989) kliniklerde sıklıkla eklem hipermobilitesi, tibial torsiyon anomalileri, pes plano-valgus, skolyoz deformiteleri ve nörolojik hastalıklar ile arasında ilişki olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Bacak et al., 2017; Harris, 2013; Staheli, 1986; Staheli, Duncan, & Schaefer, 1968; Zafiropoulos, Prasad, Kouboura, & Danis, 2009).

FAA alt ekstremitte başta olmak üzere tüm vücut biyomekaniği üzerinde etkiye neden olarak ayakta duruş, yürüme gibi günlük yaşamda sıkça tekrarlanan aktiviteler sırasında yüklenme farklılıklarına neden olmaktadır. FAA'nın kliniklerde tek başına görülme sıklığının düşük olması FAA'nın yalın etkisini anlamayı güçleştirmektedir. Bu çalışmanın amacı, FAA'ya eşlik eden tüm anomaliler dışlanarak FAA'nın neden olduğu yüklenme farklılıklarını araştırmak ve FAA'nın tedavi edilmesiyle hangi parametrelerde iyileşmenin hedeflenebileceğini öngörebilmeyi sağlamaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Eklem Mobilitesi

Eklem mobilitesi kişinin aktivite ve katılımını etkileyen postural duruşu ve hareketlerin belirleyicilerinden biridir. Her bir eklem işlevine uygun kendine özgü bir anatomik yapıya ve eklem hareket açıklığına sahiptir (Hallaçeli et al., 2014). Eklem hareket açıklığının referans değerlerin altında olması eklem hipomobilitesi veya eklem hareket kısıtlılığı adını alırken eklem hareket açıklığının artmış olması eklem hiper mobilitesi veya eklem laksitesi olarak tanımlanır (Beighton, 1988). Çoğunlukla bening seyreder ve kalıtsal geçişlilik gösterir. Popülasyonun %10-25'ini etkiler (R. Grahame, 1990). Asya ve Afrika ülkelerinde Avrupa ülkelerine göre çok daha sık gözlenir (R. Grahame, 1990). Kadınlarda erkeklere oranla (3:1) çok daha sık karşılaşılır (Beighton, 1988). Yaşla birlikte azalır, çocuklarda ve adolesanlarda çok daha sıktır. Kadınlarda beşinci dekatta, erkeklerde ise üçüncü dekatta azalır (Wynne-Davies, 1971).

Eklem hiper mobilitesinin dört temel nedenden kaynaklandığı düşünülmektedir:

- Kemik yapı farklılıkları: Özellikle kalça ve omuz eklemi gibi soket tipi eklemlerde yuvanın derinliğinin sığ olması nispeten artmış bir eklem hareket açıklığına neden olur. Bu gibi durumlarda eklem kolayca yerinden çıkabilir.
- Protein eksikliği veya hormona problemler: Ligamentler çeşitli protein liflerinden oluşur. Bu proteinler, elastikiyet veren ve bazı insanlarda değişebilen elastini içerir. Kadın cinsiyet hormonları kolajen proteinlerini değiştirir. Kadınlar genellikle regl öncesi ve hatta hamileliğin sonraki aşamalarında daha esnektir, çünkü relaksin adı verilen ve pelvisin genişlemesine izin vererek bebeğin başının geçebilmesini sağlayan bir hormon salgılanır. Eklem hareketliliği, kolajen protein yapısındaki farklılıkları yansıtabilecek şekilde ırka göre de farklılık gösterir (Rodney Grahame & Keer, 2003).

- Kas tonusu: Kas tonusu, dinlenme esnasında kastaki gerilim, kasın harekete hazır halde bulunması ya da hareket öncesi aktivasyon derecesi olarak tanımlanabilir. Kas tonusu kasılma için zemini oluşturan kastaki gerilimdir (Dietz & Sinkjaer, 2013). Kas tonusu sinir sistemi tarafından kontrol edilerek eklem hareket açıklığını etkiler. Bu nedenle kas tonusunu düşürecek egzersizlerin esnekliğe katkıda bulunup eklem hipermobilitesine neden olabileceği düşünülmektedir (“Joint hypermobility,” n.d.)
- Proprioepsion: Proprioepsiyon eklemin konum ve biyomekanik pozisyonunun bilinçaltı ve bilinçli farkındalığıdır (Chu, 2017). Eklem/vücut pozisyonunu tam olarak tespit etme yeteneğinden ödün verilmesi, aşırı gerilmeye ve hipermobil eklemlere yol açabilir (“Joint hypermobility,” n.d.).

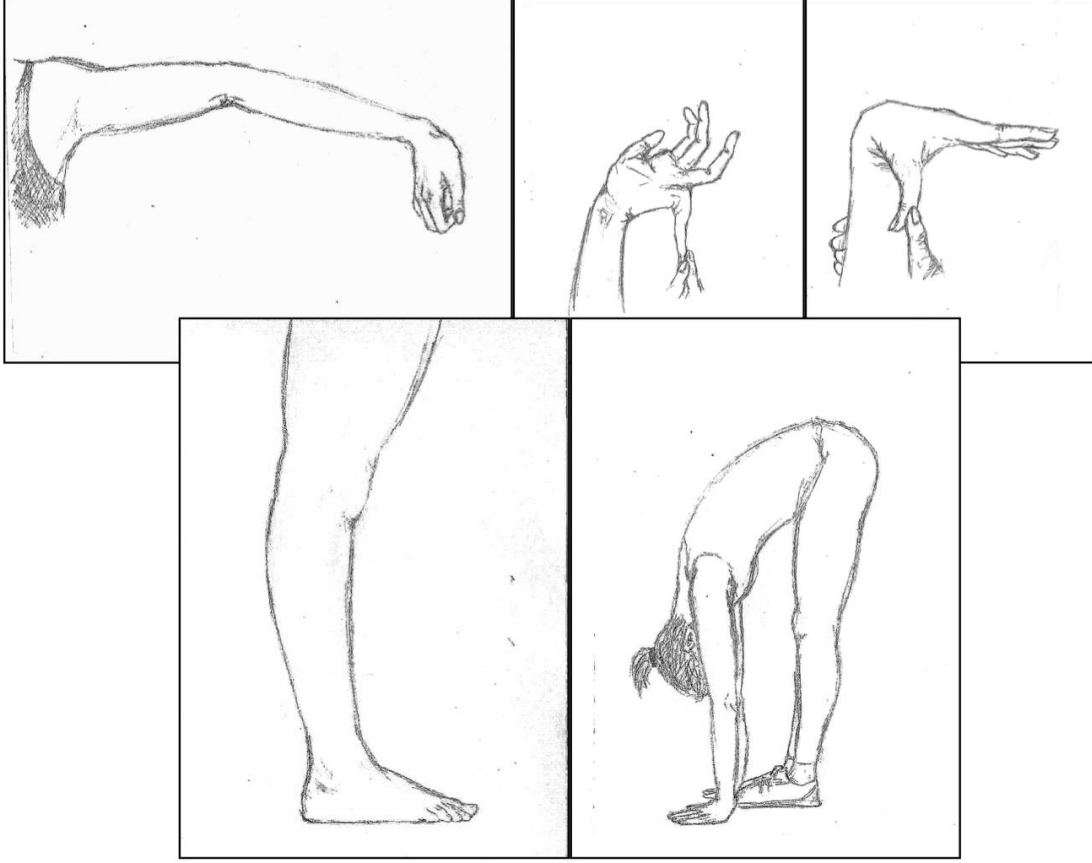
Eklem hipermobilitesi ile birlikte en sık görülen eklem semptomları düztabanlık, diz eksen sapmaları (genu varum ve genu valgum), skolyoz, kifoz, hiperlordoz, tekrarlayan luksasyonlar ve subluksasyonlar, temporomandibular eklem disfonksiyonu, spontan tortikolis, epikondilit, karpal tünel sendromu ve ayak bileği burkulmasıdır (De Coster, Van den Berghe, & Martens, 2005).

2.2. Eklem Hipermobilitésinin Değerlendirilmesi

Eklem hipermobilitesi sendromunda fizik muayene önemli bir yer tutmaktadır. Carter ve Wilkinsen eklem hipermobilité sendromu tanı kriterlerini ilk tanımlayan araştırmacılarıdır (Carter & Wilkinson, 1964). 1973 yılında Beighton ve arkadaşları bu kriterleri yeniden düzenlemişlerdir (Beighton, Solomon, & Soskolne, 1973). Beighton ve arkadaşlarının oluşturmuş olduğu toplam 9 puanlık 5 parametreden oluşan test şu şekildedir (Şekil 1):

- Baş parmağın ön kola değdirilmesi
- 5. Metakarpofalangial eklemdé 90° ve üstü ekstansiyon varlığı
- 10° ve üstü dirsek hiper ekstansiyonu varlığı

- 10° ve üstü diz hiper ekstansiyonu varlığı
- Dizlerde fleksiyon olmaksızın avuç içlerinin yere tam teması



Şekil 1: Beighton Testi

Bir kişinin eklem hipermobilitesi sendromu tanısı alabilmesi için belirlenmiş olan ve günümüzde hala kullanılan kriterler Beighton kriterleridir. Kriterler major ve minör kriterler olarak iki ana başlığa ayrılır. Tanı alabilmesi için kişinin iki major kriteri de bulundurması veya bir majör, iki minör kriteri bulundurması veya dört minör kriteri bulundurması gerekmektedir.

Majör Kriterler:

- Beighton test sonucunun 5 ve üzerinde olması
- Dört veya daha fazla eklemden üç aydan daha uzun süredir devam eden artralji

Minör Kriterler:

- Beighton testinin en az bir eklemden pozitif olması (50 yaş üstü için)

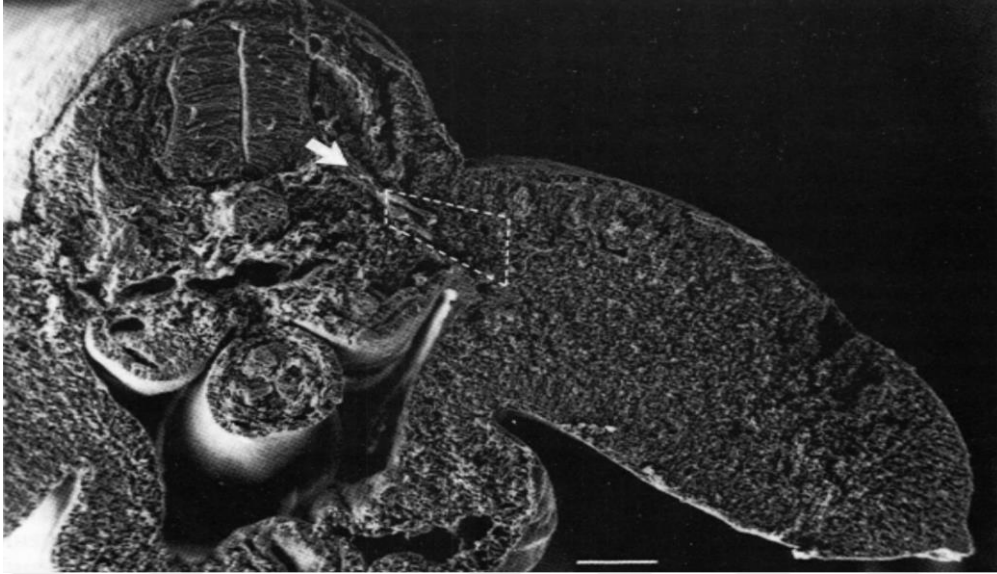
- Dört eklemden daha az eklemden üç aydan uzun süredir devam eden artralji veya üç aydan uzun süredir devam eden bel ağrısı
- Birden fazla eklemden veya tekrarlayan luksasyon veya subluksasyon
- Üçten daha fazla yumuşak doku romatizmal lezyonu
- Marfanoid bulgular
- Hiperelastik ve/veya ince cilt

2.3. Alt Ekstremitenin Rotasyonel Gelişimi

Alt ekstremitede rotasyonel gelişim, doğumdan önceki dönemde anne karnında başlar ve doğum sonrası dönemde de varyasyonlar ile seyreder. İskelet sistemi fetal dönemde daha ilk haftalar içerisinde gelişmeye başlamaktadır. Ekstremiten oluşumu organogenez ile birlikte prenatal dönemin 4-8. haftalarında meydana gelir. Ekstremitelerin gelişimi Hox genleri tarafından yönetilen karmaşık bir süreçtir. Üst ekstremitenin formasyonu prenatal dönemde 26 ile 27. günler arasında oluşmaya başlar. Alt ekstremiten gelişimi ise üst ekstremiten gelişiminin başlamasından birkaç gün sonra, prenatal dönemde 28-33. günler arasında başlar (Malas et al., 2005; Sadler TW., 1990). 12. gebelik haftasında uzuvların tüm uzun kemiklerinde birincil kemikleşme merkezleri gelişir (Ermito et al., 2009). Ayak parmakları yaklaşık 50. günde ortaya çıkar ve 23. 56 günde ekstremiten gelişimi sona erer.

Alt ekstremitenin fetal dönemdeki rotasyonel gelişimi:

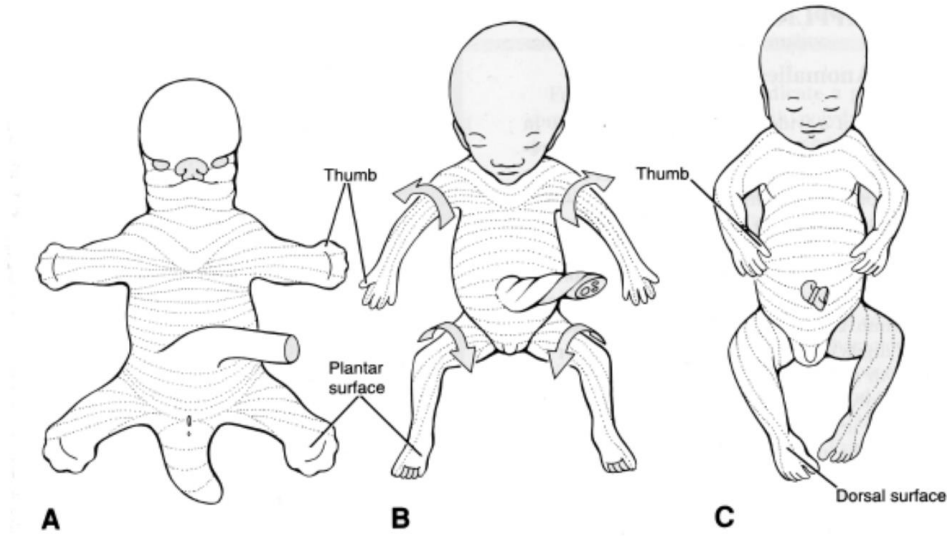
1. Fetal dönemin 5. haftasında aksonlar dorsal ve ventral ilkel kas kütlelerine doğru büyürler. Alt ekstremiteneye ait sinirler, lumbosakral pleksusa girer ve anatomik dağılıma göre o noktada ayrılır. Tüm bu aşamaların sonunda, her bir sinirin innerve edeceği kesin kasa karar verilir (Şekil 2).



Şekil 2: Ekstremité tomurcuğuna giren aksonları gösteren bir embriyonun taramalı kesitli elektron mikrofrafisi (Tosney & Landmesser, 1985).

2. Altıncı haftanın sonunda ekstremiteler uzayarak koronal planda uzanır (Şekil 3-A).
3. Her iki uzuv orijinal koronal yönelimlerinden kabaca parasagittal bir yöneline döner (Şekil 3-B).
4. Uzunlar daha sonra uzun eksenleri boyunca döner. Alt ekstremité, dizler kraniale bakacak şekilde medial olarak döner.
5. Şekil 3-B ve 3-C’de görüldüğü gibi, bu rotasyon, başlangıçta dümdüz olan segmental innervasyon hatlarının spiral bir şekilde bükülmesine neden olur. Bu aşamada alt ekstremitenin rotasyonu üst ekstremiteden daha aşırıdır.

Perinatal dönemde ise, kıkırdak halindeki kemik epifizleri dışında tüm kemik gövdeleri sertleşerek kemik formunu alır.



Şekil 3: Fetal dönemde ekstremitelerin rotasyonu (Schoenwolf G.C., 2008)

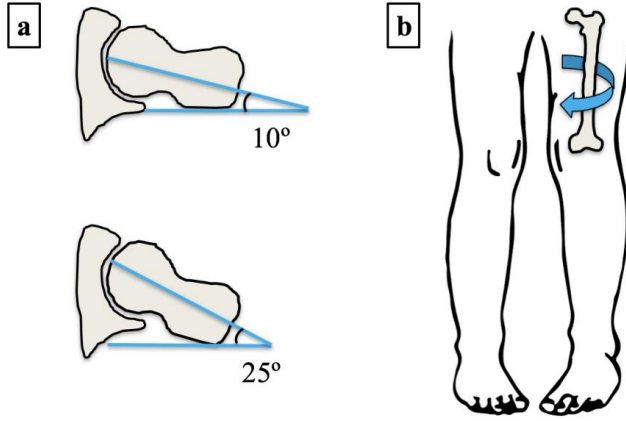
Özellikle bir yaşından sonra bebeğin yürümeye başlamasıyla beraber aile tarafından gözlenen içe/dışa basma, içe/dışa dönük yürüme gibi alt ekstremitenin rotasyonel komponentlerini ilgilendiren problemler ile kliniklerde sıklıkla karşılaşılmaktadır. Hatta alt ekstremitenin rotasyonel problemleri, doğumdan itibaren klinisyenlerin en sık karşılaştığı problemlerin başında gelmektedir (Mooney, 2014). Ebeveynler, bakımverenler ve hasta ile birebir temas halinde olan sağlık personellerinin bu rotasyonel problemlerin seyri ve etkilerini bilmesi, hastanın doğru şekilde değerlendirilebilmesi ve tedavi edilebilmesi açısından oldukça önemlidir.

Alt ekstremitelerde görülen rotasyonel problemler genellikle herhangi bir tedaviye ihtiyaç olmadan ortalama 10 yaşına kadar kendiliğinden normalleşmektedir (Lincoln & Suen, 2003; Mooney, 2014). Ancak bu rotasyonel problemlerin normalleşmemesi ile ortaya çıkan alt ekstremitelerde dizilim bozuklukları, çocuğun yürüme, koşma gibi günlük yaşam aktivitelerinde problemlere neden olmakta ve sekonder disfonksiyonlara sebebiyet verebilmektedir (Bruce & Stevens, 2004).

2.4. Femoral Anteversiyon ve Femoral Anteversiyon Artışı

Femur boynu anteversiyonu veya femoral anteversiyon (FA), femur boynu ile femur shaftı arasındaki açıdır ve femurun torsiyon derecesini gösterir (Scorcelletti,

Reeves, Rittweger, & Ireland, 2020). Proksimal femur boyun bölgesinden femur shaftına dik düzlemde geçen hayali bir çizgi ile distal kondiler bölgeden geçen ikinci bir hayali çizginin izdüşümü arasındaki açı olarak ölçülür (Şekil 4-a).



Şekil 4: Alt ekstremitede femoral anteversiyonun etkileri.

10°'lik tipik anteversiyon ve 25°'lik artmış femoral anteversiyon illüstrasyon (a) ve artmış femoral anteversiyonu olan çocukta kompanse edici bir mekanizma olarak femurun internal rotasyonu (b) (Goyal, Sukal-Moulton, & Dewald, 2019).

2.5. Femoral Anteversiyon Değerlendirmesi

FAA'nın değerlendirilmesi için birçok farklı yöntem kullanılabilmektedir. Bilgisayarlı tomografi (BT), ultrasonografi, manyetik rezonans görüntüleme yöntemleri, direkt grafi gibi görüntüleme yöntemleriyle ölçülebileceği gibi fiziksel değerlendirme ile de ölçülebilmektedir (Davids, Benfanti, Blackhurst, & Allen, 2002; Davids et al., 2002; Li Y H & Leong J C Y, 1999; Tomczak et al., 1997). Klinik fiziksel değerlendirmelerde kalça internal rotasyonun normal değerlerin üzerinde ($>60^\circ$) ve kalça eksternal rotasyonun normal değerlerin altında olması ($<30^\circ$) FAA'nın göstergesi olabilir (Rerucha Caitlyn M, Dickison Caleb, & Baird Drew C, 2017).

FA açısı klinik fiziksel muayenede trokanterik prominens açısı testi (TPAT) ile ölçülebilmektedir. TPAT hasta muayene masasında pron pozisyonda yatarken femurun trokanter majörünün en belirgin hissedildiği kalça internal ya da eksternal açısının kaydedilmesine dayanmaktadır. TPAT değerinin 20° 'nin üzerinde olması FAA göstergesidir (Cibulka, 2004).

2.6. Yürüme

Yürüme, en az enerji sarf ederek nöromüsküler ve iskelet sisteminin koordineli hareketleriyle elde edilen bir noktadan başka bir noktaya gitmek için kullanılan tekrarlayıcı ve ritmik hareketler bütünüdür (Mirelman, Shema, Maidan, & Hausdorff, 2018; Perry & Brunfield, 2010). Yürüme günlük yaşamda bağımsızlığın önemli koşullarından biridir. Temel olarak statik ve dinamik koşullar altında denge ve dik pozisyonun korunmasını içerir (Ayyappa, 1997).

2.6.1. Normal Yürüme

Yürüme patolojilerinin tespiti için normal yürümenin tanımına hakim olmak gerekmektedir. Normal bir yürümenin beş gerekliliği bulunmaktadır (Sutherland, 1997). Bu gerekliliklerin herhangi birinde problem olması bir patoloji göstergesi olarak kabul edilir ve yürümenin kalitesinde düşmeye neden olur. Bu parametreler; basma fazında stabilitenin varlığı, ayağın salınım fazında öne doğru ilerletilmesi, salınım fazı sonundaki ayağın pozisyonunun uygunluğu, adım uzunluğunun uygunluğu ve harcanan enerjinin uygunluğu olarak tanımlanmıştır (Sutherland, 1997).

Normal yürümeyi tanımlayabilmek için siklus olarak ortaya çıkan hareketler bütünü olan yürüme farklı klinik amaçlara hizmet edecek çeşitli metodlar kullanılarak bölümlere ayrılmıştır (Taborri, Palermo, Rossi, & Cappa, 2016). Yürüme siklusü bir ayağın yere ilk teması ile başlayıp aynı ayağın yere ikinci kez temas etmesiyle sona erer (Perry & Brunfield, 2010).

Bir yürüme siklusü temelde iki faza ayrılır: Basma Fazı ve Salınım Fazı. Kliniklerde en sık kullanılan alt fazlara ayırma metoduna göre basma fazı 5 alt faza, salınım fazı ise 3 alt faza ayrılarak incelenir (Şekil 5) (Taborri et al., 2016).

Yürüme Siklüsü



Faz	Basma Fazı					Salınım Fazı		
Alt Faz	İlk Temas	Yüklenme	Basma Fazı Ortası	Basma Fazı Sonu	Salınım Fazı Öncesi	Salınım Fazı Başlangıcı	Salınım Fazı Ortası	Salınım Fazı Sonu
% Yürüme	0-2	2-10	10-30	30-50	50-60	60-75	75-90	90-100

Şekil 5: Yürüme Siklüsü

2.6.1.1. Basma Fazı

İlk Temas: Basma fazının başlangıcını oluşturur. Yürüme siklüsünün ilk %0-2'lik kısmıdır. Bu faz sırasında 30° kalça fleksiyonu, diz ekstansiyonu ve ayak bileği nötral dorsifleksiyonu gözlenir. Normal bir ilk temas topuk teması ile gerçekleşir (Perry & Brunfield, 2010).

Yüklenme: Yürüme siklüsünün %2-10'luk kısmını oluşturur. Bu faz basma fazının ilk çift destek fazıdır. Vücut ağırlığının yere basan ayağa aktarıldığı fazdır. Yere temas ile ortaya çıkan yükün absorbe edilmesi ve stabilitenin sağlanması amaçlanır. Kalçada ilk temas ile yaklaşık olarak aynı derecede veya biraz daha fazla fleksiyon, yaklaşık 15° diz fleksiyonu, $0-10^\circ$ ayak bileği plantar fleksiyonu gözlenir (Perry & Brunfield, 2010).

Basma Fazı Ortası: Yürüme siklüsünün %10-30'u arasındaki kısmı oluşturur. Bu faz tek destek fazının başlangıcıdır. Kalça ve diz ekstansiyonu, yaklaşık olarak 10° ayak bileği dorsifleksiyonu gözlenir. Salınım fazındaki ekstremiten basan ekstremitenin

yanından geçer. Bu faz sırasında yerde sabit olan ayak üzerinde ağırlık merkezinin öne doğru ilerletilmesi amaçlanır (Perry & Brunfield, 2010).

Basma Fazı Sonu: Yürüme siklüsünün %30-50'lik kısmını oluşturur. Tek destek fazı bu faz ile sona ermektedir. Kalçada 10° hiperekstansiyon, dizde ekstansiyon, ayak bileğinde yaklaşık 10° dorsifleksiyon gözlenir. Bu fazın amacı öne ilerlemek için gerekli enerjinin yere aktarılıp ayağın öne ilerletilmesini sağlamak için gerekli enerji gereksinimini karşılamaktır (Perry & Brunfield, 2010).

Salınım Fazı Öncesi: Yürüme siklüsünün %50-60'lık kısmını oluşturur. Basma fazının bitip salınım fazının başladığı dönemdir, parmakların yerle temasının kesilmesi ile sonlanır. Kalça ekstansiyonu, 35° diz fleksiyonu ve 20° ayak bileği plantar fleksiyonu gözlenir. Bu dönemde gövdenin ağırlığı ekstremiteler üzerinden kalkar. Bu faz ile yürüme için gerekli enerji gereksinimini karşılamak ve yürüme hızını ayarlamaya başlamak amaçlanır (Perry & Brunfield, 2010).

2.6.1.2. Salınım Fazı

Salınım Fazı Başlangıcı: Salınım fazının başlangıcıdır. Yürüme siklüsünün %60-75'lik kısmını oluşturmaktadır. Ayağın yerden kalkması ile başlar, ayak diğer ekstremitenin hizasına geldiğinde biter. 20° kalça fleksiyonu ve $60-90^\circ$ diz fleksiyonu oluşur, ayak bileği plantar fleksiyon açısı azalır. Yürüme hızının ayarlanması ve ekstremitenin hızla öne ilerletilmesi amaçlanmaktadır (Perry & Brunfield, 2010).

Salınım Fazı Ortası: Yürüme siklüsünün %75-90'lık kısmını oluşturur. Salınım fazındaki ekstremiteler basma fazındaki ekstremitenin yanından önüne geçer. Kalça ve diz yaklaşık 30° fleksiyona gelir, ayak bileğinde dorsifleksiyona gelerek ayak nötral pozisyona gelir. Ayağın yere değmeden ilerletilmesi amaçlanır (Perry & Brunfield, 2010).

Salınım Fazı Sonu: Yürüme siklüsünün %90-100'lük kısmını oluşturur. Salınım fazındaki ekstremiteler basma fazındaki ekstremitenin önüne geçtiğinde başlar, ayağın yer ile temasına dek sürer. 30° kalça fleksiyonu, diz ekstansiyonu ve ayak bileği nötral dorsifleksiyonu gözlenir (Perry & Brunfield, 2010).

2.6.2. Yürüme Analizi

Yürümenin normal değerlerden sapmasını görmek için farklı yöntemler ile yürüme analiz edilebilmektedir. Yürümenin kinematik açıdan değerlendirmek için video

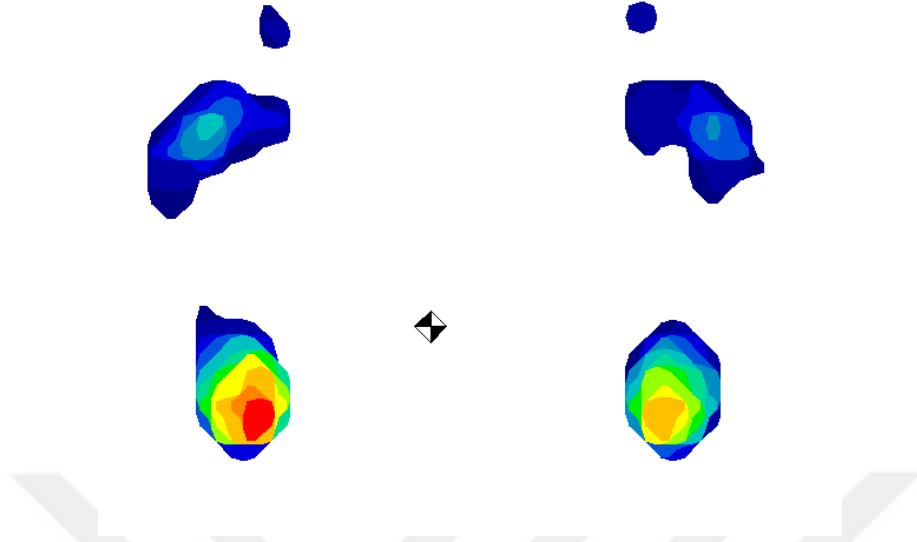
bazlı gözlemsel yürüme analizi ve bilgisayarlı yürüme analizi metodları kullanılabilir. Kinetik açıdan yürümenin değerlendirilebilmesi için ise bilgisayarlı yürüme analiz metodlarıyla entegre kuvvet platformları, EMG sistemleri veya taban basınç analiz sistemleri kullanılabilir (Gage, James R.; Deluca, Peter A.; Renshaw, 1995; Hillstrom & Triolo R.J, 1995; Krebs, Edelstein, & Fishman, 1985; Perry, 1992; Whittle, 1996).

2.6.2.1. Ayak Taban Basınç Analizi

Ayak taban basınç analizi yürümenin kinetiği hakkında bilgi vermektedir. Ayak tabanı ile yer (zemin) arasındaki basıncın dağılımı, ayağın yapısı ve yürüme yada pedobarografi cihazı üzerinde gerçekleştirilen fonksiyonun kalitesi hakkında bilgi verir (Gerber, 1982; Ranu, 1985). İlk ayak taban basınç paternleri çalışması Beely tarafından 1882 yılında yapılmıştır.

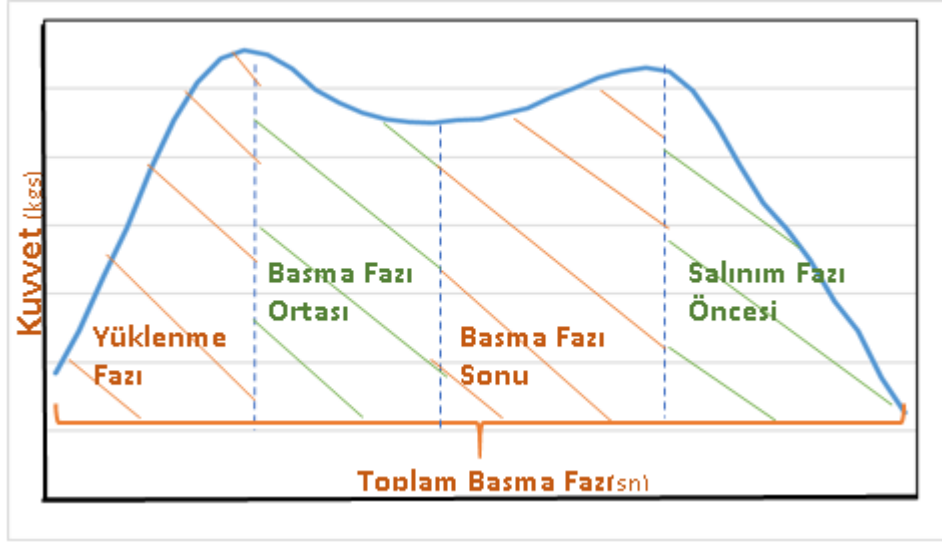
Günümüzde ayak taban basınç analizi üç farklı yöntem ile uygulanmaktadır; bunlardan ilki zemin ile çıplak ayak plantar yüzeyi arasında oluşan basıncın, ikincisi zemin ile ayakkabı tabanı arasında oluşan basıncın ve üçüncüsü ayak plantar yüzeyi ile ayakkabı iç yüzeyi arasındaki basıncın hesaplanmasına dayanır (Lord, 1981). Ayak taban basınç analizi yönteminde piezo-elektrik, rezistif, kapasitif ve lazer gibi çeşitli sensörlerle elde edilen verilerle yapılır (Hennig, Cavanagh, Albert, & Macmillan, 1982). Günümüzde kapasitif ve kuvvet duyarlı rezistif sensörlerle yardımıyla elde edilen verilerle taban basınç analizi daha yaygın olarak kullanılmaktadır.

Ayakta duruş sırasında açığa çıkan taban basınç görüntüsü Şekil 6'da görüldüğü gibidir. Taban altındaki basınç daha yüksek olduğu yerler kırmızı tonları, daha düşük olduğu yerler mavi tonlarında görülmektedir. İki ayağın arasında görünen siyah beyaz görsel ise ayakta durma sırasında ağırlık merkezinin hareketlerini takip etmektedir.



Şekil 6: Statik taban basınç dağılım görüntüsü

Tipik yürüyüşe sahip bireylerde yürüme sırasında oluşan pedobarografi grafiği topuk vuruşu sırasında ortaya çıkan 1. Tepe kuvvet ve itme sırasında açığa çıkan ikinci tepe kuvvetin oluşturduğu kelebek model grafiği şeklinde olur. Bizovska ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmaya göre kuvvet zaman grafiğinde basmanın başladığı andan 1. Tepe oluşana kadar geçen faz yüklenme fazı, 1. Tepeden 1. ve 2. Tepe arasındaki minimum kuvvetin olduğu ana kadar olan faz basma fazı ortası, tepeler arasındaki minimum noktadan 2. Tepeye kadar geçen faz basma fazı sonu ve 2. Tepeden sonrası salınım fazı öncesi olarak tanımlanmıştır (Bizovska et al., 2014) (Şekil 7).



Şekil 7: Kelebek Grafiğinde Basma Fazları

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın metodoloji, eklem hipermobilitesi olmayan çocukların femoral anteversiyon artışının taban basıncı üzerine olan etkisini incelemek üzerine tasarlanmıştır.

3.1. Katılımcılar

Çalışmaya katılmayı kabul eden 6-18 yaş aralığındaki 99 çocuk İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Yürüme Analiz Laboratuvarı'nda değerlendirilmeye alındı. Çocuklardan TPAT'i (Davids ve ark., 2002) 25 derecenin, internal rotasyon açısı 65 derecenin üstünde ve Beighton Test'i (Beighton, 1988) 5'in altında olanlar çalışma grubunu, TPAT'i göre 25 derecenin, internal rotasyon açısı 65 derecenin ve Beighton Test'i 5'in altında olanlar kontrol grubuna dahil edildi. Bu kriterlere uymayanlar çalışmadan dışlandı. Çalışma, İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 04.01.2022 tarih ve 01 sayılı toplantısında etik onayı aldı ve 'Helsinki Deklarasyonu'na' uygun olarak yürütüldü. Araştırmaya katılan tüm çocuklara ve ebeveynlerine uygulanacak protokoller öncesinde araştırmanın amacı, süresi, yapılacak uygulamalar, karşılaşılabilecek problemler hakkında bilgi verildi. Çalışmaya katılan tüm katılımcıların ebeveynlerinden ve 12 yaş üstü katılımcıların ebeveynlerinin yanı sıra kendilerinden 'Aydınlatılmış Gönüllü Olur Formu' ile onam alındı.

Katılımcıların çalışmaya dahil edilme kriterleri:

- Herhangi bir nörolojik, nöro-ortopedik, romatolojik, genetik hastalığının bulunmaması
- Son 2 sene içerisinde alt ekstremitte kırık öyküsünün bulunmaması
- Artmış tibial eksternal torsiyon veya tibial internal torsiyon olmaması
- Herhangi bir alt ekstremitte cerrahisi geçirmemiş olması
- Son 3 gün içerisinde ekstra sportif aktivitede bulunmamış olması

Femoral anteversiyon artışı olan 33 ve kontrol grubu olan 28 katılımcının, statik (durağan) ve dinamik (yürüme sırasında) ayak plantar yüzeyi basınç dağılımı ölçümü,

mat şeklindeki (43,59 x 36,88 cm boyutunda), alçak profilili (5,7 mm yükseklik), ve toplamda 2288 rezistif basınç sensörü bulunduran Matscan (Tekscan Inc. Boston, USA) cihazı ile yapıldı.

3.2. Test Öncesi Protokolü

Tüm testlemeler, İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Yürüme Analizi Laboratuvarında yapıldı. Katılımcılar çalışma ve test protokolleri hakkında bilgilendirildi. Test protokolleri, katılımcılar gönüllü olur formunu imzaladıktan sonra başlatıldı.

Katılımcıların isim, doğum tarihi ve cinsiyet bilgileri alınıp ölçümlere geçildi. Katılımcıların boy ve kilo ölçümleri standart mezuralı tartı (EKO- 300 kg Kilo Boy Ölçer Baskül, Sağlam Terazi, Türkiye) ile, ayakkabı veya saat gibi tek taraflı ağırlıklar olmaksızın yapıldı.

Katılımcıların kilo ve boy ölçümü alındıktan sonra değerlendirme masasında supin pozisyonda yatarken kaliper kullanılarak pelvis çapı; pron pozisyonda yatarlarken gonyometre kullanılarak anteversiyon, tibial torsiyon, internal rotasyon ve eksternal rotasyon açıları ölçülerek kaydedildi.

Anteversiyon açıları Thoracanceric Prominence Angle Test'e göre katılımcılar pron pozisyonda sedyeye yatarken femurun trokanter majör'ü en belirgin ve en lateralde hissedildiği internal ya da eksternal rotasyon açısının gonyometre kullanılarak kaydedilmesine dayandırıldı. İnternal rotasyondaki değerler pozitif (+), eksternal rotasyondaki değerler negatif (-) olarak kaydedildi. Trokanter majör'ün en belirgin olduğu yer eksternal rotasyonda olması yani katılımcının retrovert olması durumunda katılımcı çalışmadan dışlandı. 25°'nin altında veya üstünde olmasına göre dahil edileceği grup belirlendi

Ligaman laksitesini ölçmek için Beighton Testi kullanıldı. Katılımcı otururken el başparmağının ön kola pasif olarak değdirilip değdirilemediği, beşinci metakarpofalangial ekleminin pasif 90° ekstansiyona gelip gelmediği, dirsek ekleminin pasif olarak 10° ve üzeri hiper ekstansiyona gelip gelmediği ve diz ekleminin pasif olarak 10° ve üzeri hiper ekstansiyona gelip gelmediği bilateral olarak, katılımcı ayaktaiken dizleri tam ekstansiyonda öne eğildiğinde avuç içlerinin yere değip değemediği değerlendirildi. Bunlardan gerçekleştirilebilen her parametreye 1,

gerçekleştirilemeyen parametreye ise 0 değeri verilerek Beighton Test'i sonucu hesaplandı. Beighton Test sonucu 5 ve üzeri olan katılımcılar çalışmadan dışlandı.

Tibial torsiyon açısı uyluk-ayak açısı (Thight-Foot Angle) (Staheli, 1986) ile belirlendi. Eksternal rotasyondaki değerler pozitif (+), internal rotasyondaki değerler negatif (-) olarak kaydedildi. 20° üzeri tibial eksternal rotasyon ve tibial internal rotasyon gözlenen katılımcılar çalışmadan dışlandı.

Çalışmaya uygun katılımcıların belirlenmesinin ardından ayak postürü, Ayak Postür İndeksi 6 (FPI-6) (Redmond, Crane, & Menz, 2008) kullanılarak değerlendirildi. Katılımcıların kalçaları nötral pozisyonunda, ayakları arasındaki genişlik SİAS genişliği kadar ayarlanmış ve ayakları aynı hizada ayakta dururken hiçbir yerden destek almamaları, karşıya bakmaları ve iki ayaklarına da eşit şekilde yüklenmeleri istendi. Bu sırada talus başının medio-lateral palpasyonu, lateral malleolün altındaki ve üstündeki eğim, kalkaneusun inversiyonu/eversiyonu, talonavikular eklem bölgesindeki balonlaşma, medial longitudinal arkın yapısı ve ön ayağın arka ayağa göre abduksiyonu/adduksiyonu değerlendirilerek +2 ile -2 arasında değer verilerek kaydedildi. Bu değerlerin toplamı katılımcının ayak postür değerini oluşturdu.

Ayak plantar yüzey basınç dağılımı için kayıt alınırken her hastaya özgü veri tabanı oluşturuldu. Katılımcılardan öncelikle simetrik olmayan her tür aksesuarın çıkarılması istendi. Katılımcının temel kimlik bilgileri ile birlikte kalibrasyon için gerekli olan kilo bilgisi girildi. Her bireyin kendine özgü anatomisi nedeniyle, basınç dağılımı da farklılık göstereceğinden, her kişiye özel yapılması gereken kalibrasyon işlemi gerçekleştirildi. Bu işlem sırasında katılımcının cihazın üzerinde tek ayak üzerinde durması ve bastığı ayakta (tek ayakta) yaklaşık 10 saniye stabil durması istendi.

3.3. Test Protokolü

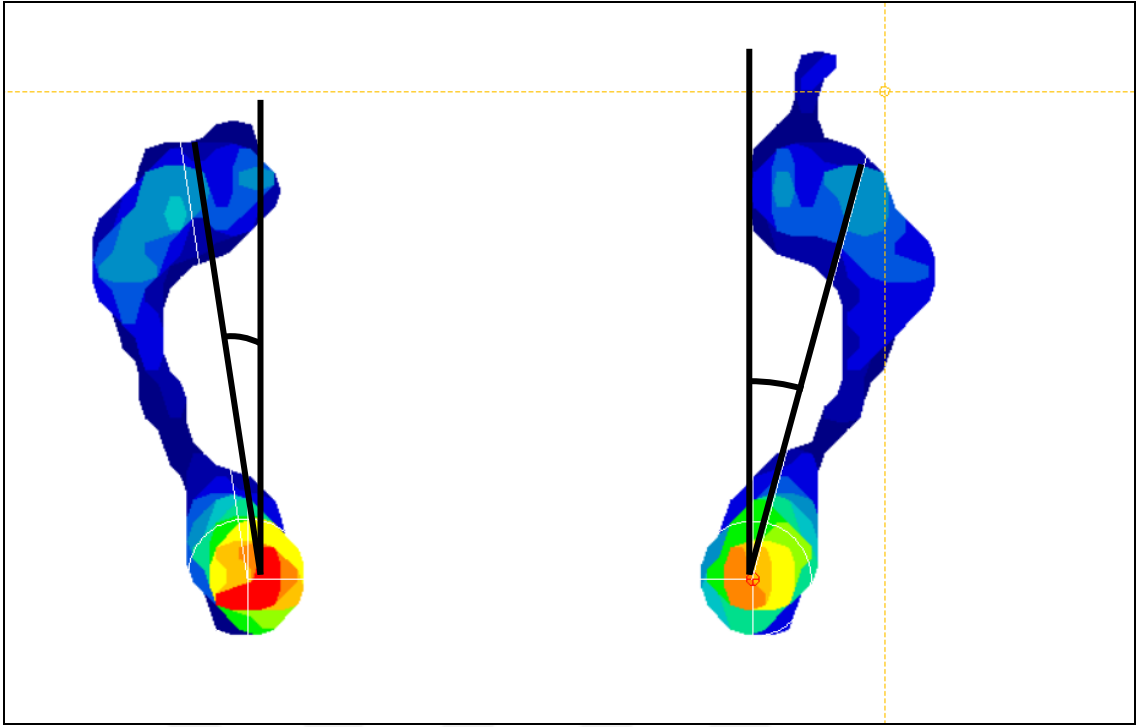
Kalibrasyon işlemi tamamlandıktan sonra, statik (durağan) kayıt için katılımcıların ayakları SİAS genişliğinde açılarak ve topukları aynı hizada olacak şekilde ayarlanıp iki ayaklarına da eşit yük vermeleri istendi. Katılımcılar bu pozisyonu 400 kare kayıt alınıncaya dek sürdürdüler.

Dinamik (yürüme sırasında) alınan kayıt için katılımcılardan 10 metrelik yürüme yolunda cihaz yokmuş gibi normal yürüyüşlerini sergileyerek yürümeleri istendi.

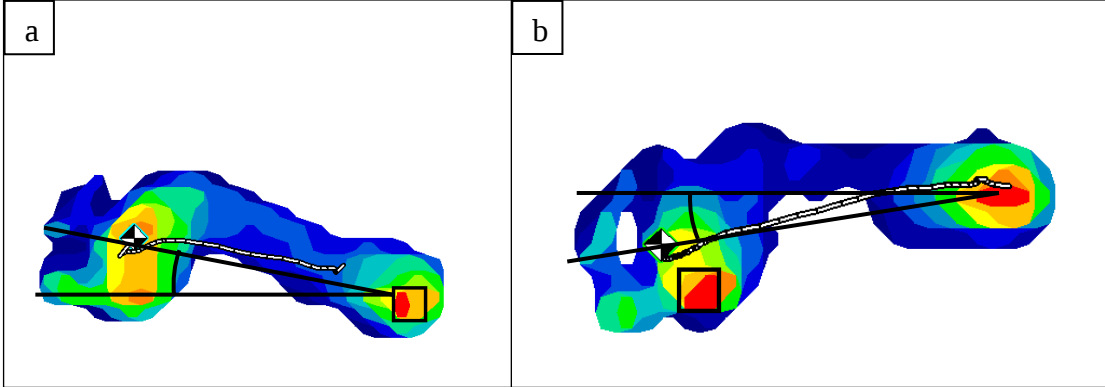
Değerlendirici tarafından belirlenen başlangıç - bitiş noktalarında durup her iki yönde de aynı ayakları ile yürümeye başlamaları talimatı verildi. Bu uygulama katılımcının cihaza basmayı hedeflemesini önlemek buna karşın normal yürüyüşü sırasında cihazın tam bir basma fazını kaydetmesini sağlamak amacı ile yapıldı. Yürüme yoluna adapte olabilmeleri için, kayıt alınmadan önce katılımcılardan yürüme yolu boyunca en az 3 dakika boyunca yürümeleri istendi. Başlangıç ve bitiş noktaları ayarlaması ile en az 3 sağ ve sol ayak basma fazı kaydı alındı.

3.4. Veri İşleme Protokolü

Pedobarogramdan statik veriler ve dinamik veriler kullanılarak ayak progresyon açıları belirlendi. Statik veriler için ayak progresyon açısı topuk ortasından ikinci metatarsofalangial ekleme giden doğru ile iki topuğun orta noktasından geçen doğruya dik olan doğru arasında kalan açı olarak hesaplandı (Şekil 8). Ayak eksternalde ise bu değer artı (+) olarak, internalde ise eksi (-) olarak kaydedildi. Dinamik verilerde ayak progresyon açısı hesaplanırken ise düz bir doğrultuda yürümesi göz önünde bulunarak topuğun orta noktasından topuk hattına dik olan çizgi ile topuğun orta noktasından ikinci metatarsofalangial ekleme giden doğru arasındaki açı hesaplandı (Şekil 9). Ayak eksternalde ise bu değer artı (+) olarak, internalde ise eksi (-) olarak kaydedildi (Staheli, 1986).



Şekil 8: Statik ayak progresyon açısı tayini



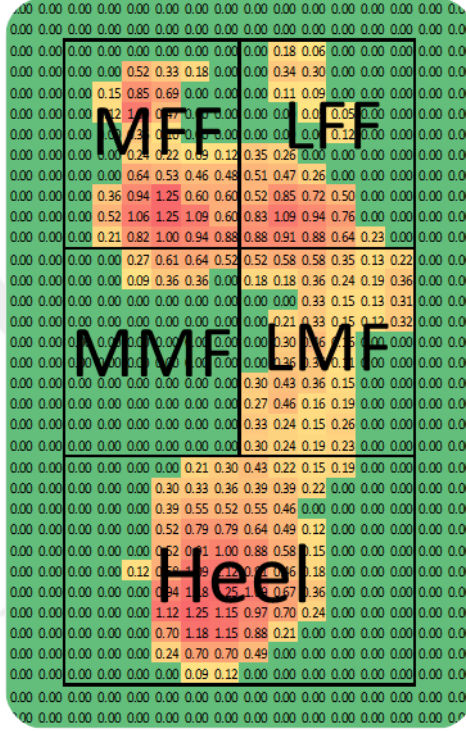
Şekil 9: Dinamik ayak progresyon açısı tayini a) eksternal progresyon açısına yürüme b) internal progresyon açısına yürüme

Statik ve dinamik verilerden Ayak Koronal İndeks'i hesaplanması için değerlendirilirken geometrik bölümlleme yöntemi kullanıldı. Ayak tabanı; medial orta ayak (MMF), medial ön ayak (MFF), lateral orta ayak (LMF), lateral ön ayak (LFF) ve topuk olmak üzere 5 parçaya bölündü (Şekil 10). Her bölgenin tepe basınç değerlerinin ortalaması hesaplandı. MFF ve MMF basınçlarının LFF ve LMF basınçlarından farkının bu 4 bölgenin toplamına oranı alınarak 'Ayak Koronal Endeksi' elde edilir (Denklem

1). Endeks pozitifse ayak valgusta, negatifse ayak varustadır (Bowen, Miller, Castagno, Richards, & Lipton, 1998).

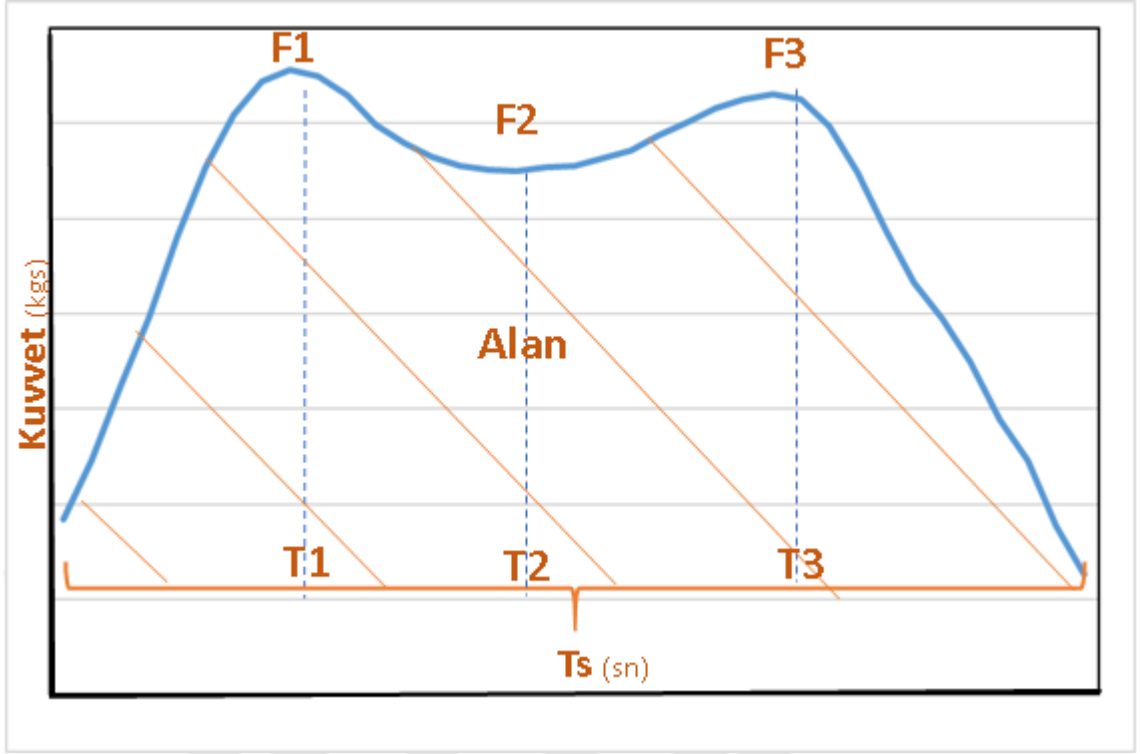
$$AKE = \frac{(MFF + MMF) - (LFF + LMF)}{MFF + MMF + LFF + LMF}$$

Denklem 1. Ayak Koronal Endeksi (AKE)



Şekil 10: Taban basıncında basınç alanlarının bölümlendirilmesi; medial orta ayak (MMF), medial ön ayak (MFF), lateral orta ayak (LMF), lateral ön ayak (LFF) ve topuk (heel)

Basma fazı süresi (Ts), topuk vuruşunu takiben uygulanan 1. tepe kuvvet (F1), bu kuvvetin açığa çıktığı zaman (T1), parmak kalkışını takiben uygulanan 2. tepe kuvvet (F3), bu kuvvetin açığa çıktığı zaman (T3), birinci ve ikinci tepe kuvvetler arasındaki minimum kuvvet (F2), bu kuvvetin açığa çıktığı zaman (T2) (Şekil 11) ve basınç merkezinin (CoP) yürüme sırasındaki yer değiştirmesi verileri kaydedilerek analiz edildi.



Şekil 11: Kuvvet-zaman grafiği

İstatiksel Analiz

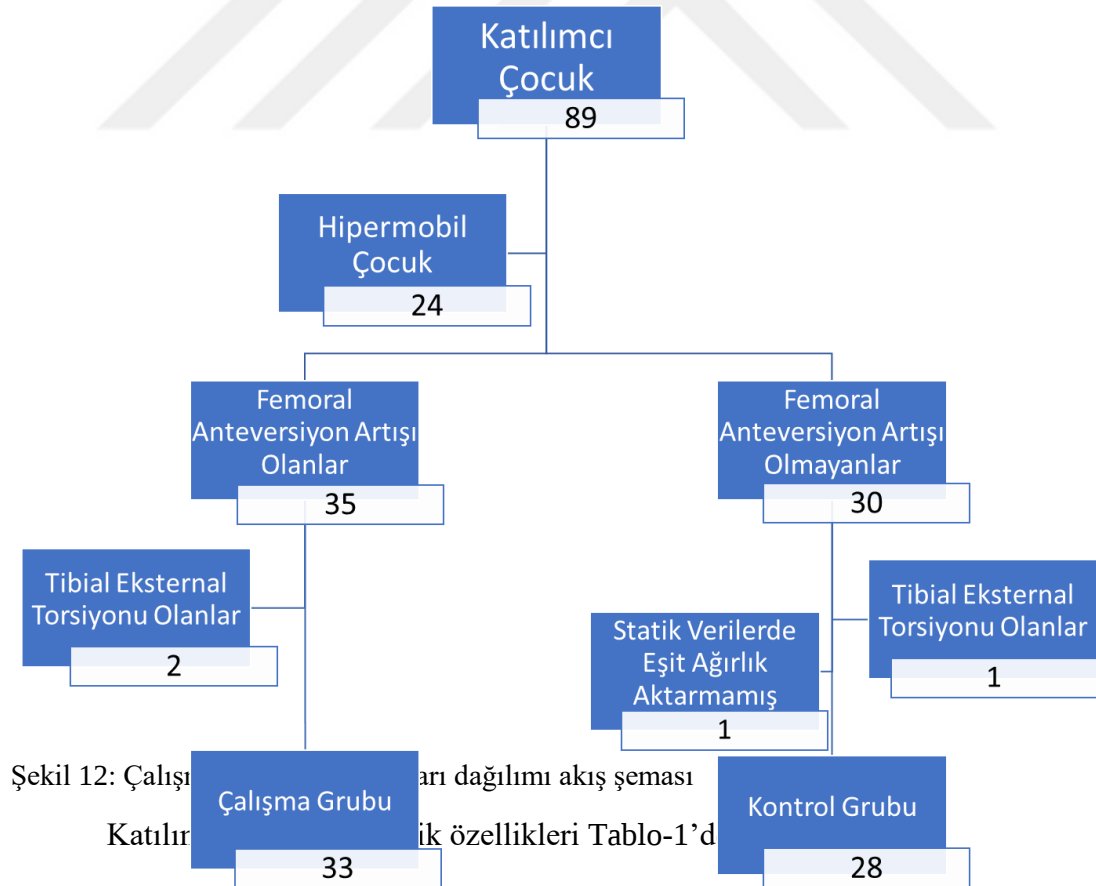
3.5. İstatistiksel Metod

İstatistiksel anlamlılık için %95 güven aralığında 0,05'in altındaki p değerleri anlamlı olarak kabul edildi. İstatistiksel analizler için Statistical Package for the Social Sciences (SPSS Inc, Chicago, IL, USA) programı, 25.0 sürümü kullanıldı. İstatistiksel analiz yapılmadan önce Kolmogorov- Smirnov testi yapılarak verilerin normal dağılıma uygunluğu testlendi. Normal dağılıma uyan veriler için parametrik test olarak Independent Sample t-test, uymayan veriler için parametrik olmayan test olarak Mann-Whitney-U Test kullanıldı.

4. BULGULAR

4.1. Katılımcılar

Çalışma grubunda yer alan 89 çocuktan 46'sı belirlenmiş olan FAA kriterlerine uygun bulunup çalışma grubuna alındı. Bu çocukların 11'i Beighton test sonucu 5 ve üzerinde olduğu için, 2'si Tibial eksternal torsiyon açıları 20° üzerinde olduğu için dışlandı. Böylelikle çalışma grubu Thoracantic Prominence Angle Test sonucu 25° 'nin, internal rotasyon açısı 65° 'nin üstünde ve Beighton Test'i 5'in altında olan 33 çocuktan oluşmuştur. Kontrol grubunda yer alması beklenen 43 çocuktan 13'ü Beighton test sonucu 5 ve üzerinde olduğu için, 1'i yürüme verisi yetersiz olduğu için, 1'i statik (durağan) veri kaydı sırasında asimetrik yüklenme gözlemlendiği için dışlanmıştır. Sonuç olarak kontrol grubu Thoracantic Prominence Angle Test'e göre 25° 'nin, internal rotasyon açısı 65° 'nin ve Beighton Test'i 5'in altında olan 28 çocuktan oluşmuştur (Şekil 12).



Tablo-1: Katılımcıların demografik özellikleri

Grup	Cinsiyet		Yaş (yıl)	Boy (cm)	Kilo (kg)
	Kadın	Erkek	Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS
FAA	20	13	9,57±3,1	140,29±14,3	38,62±15,1
Kontrol	12	16	9,39±3,3	139,18±18,2	37,57±15,8

Not: FAA: Çalışma Grubu

4.2. Katılımcıların Taban Analiz Verilerinin Karşılaştırılması

4.2.1. Statik (Durağan) Taban Basınç Analiz Verilerinin Karşılaştırılması

Çalışma grubu ile kontrol grubu arasında statik ayak progresyon açılarında anlamlı fark gözlenmedi ($p=0.174$) (Tablo-2).

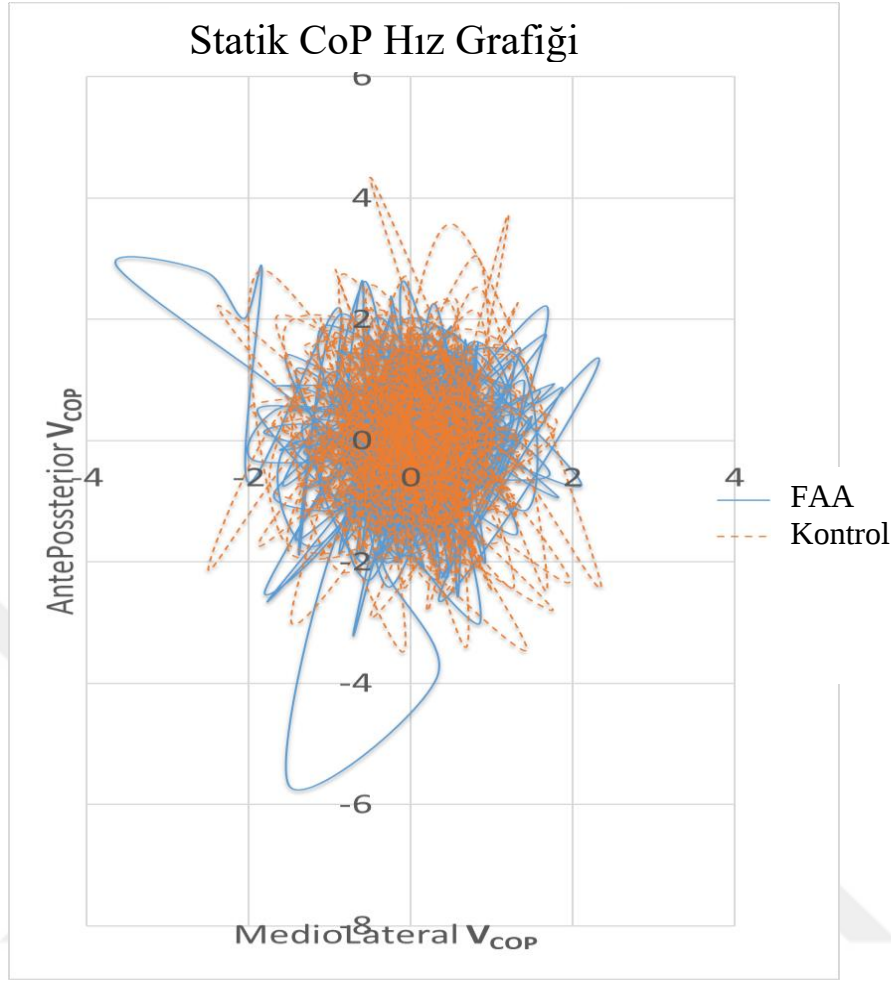
Çalışma grubu ile kontrol grubu arasında statik ayak koronal endeksinde anlamlı fark gözlenmedi ($p=0.744$) (Tablo-2).

Çalışma grubu ile kontrol grubu arasında statik basınç merkezinin medio-lateral ($p=0.745$) ve anterior-posterior ($p=0.908$) hareketliliğinde ve statik CoP yüksek eğim endeksinde ($p=0.641$) anlamlı fark gözlenmedi (Garafik-1) (Tablo-2).

Tablo 2: Statik (Durağan) Taban Basınç Analiz Verileri

	FAA	Kontrol	p
Statik Ayak Progresyon Açısı (°)	5.56±4.23	8.14±5.63	0.174
Statik Ayak Koronal Endeksi	0.08±0.34	0.10±0.35	0.744
Statik V_{CoP} (MedioLateral) (cm/sec)	14.39±10.18	15.23±7.35	0.745
Statik V_{CoP} (AntePosterior) (cm/sec)	22.35±24.84	22.98±10.78	0.908
Statik CoP Yüksek Eğim Endeksi	31.96±6.81	31.05±6.55	0.641

Not: FAA: Çalışma Grubu



Grafik-1: Cop'nin AnterioPosterior ve MedioLateral Hız Grafiği

4.2.2. Dinamik (Yürüme Sırasında) Ayak Progresyon Açılarının ve Ayak Koronal Endekslerinin Karşılaştırılması

Çalışma grubunun dinamik ayak progresyon açılarının kontrol grubuna göre anlamlı oranda azalmış olduğu gözlemlendi ($p < 0.001$) (Tablo-3).

Çalışma grubunun dinamik ayak koronal endeksinin kontrol grubuna göre anlamlı oranda azalmış olduğu gözlemlendi ($p = 0.048$) (Tablo-3).

Tablo 3: Dinamik (Yürüme Sırasında) Taban Basınç Analiz Verileri-1

	FAA	Kontrol	p
Dinamik Ayak Progresyon Açısı (°)	$-1.09 \pm 7.32^\circ$	$12.83 \pm 6.72^\circ$	<0.001*
Dinamik Ayak Koronal Endeksi	-0.05 ± 0.20	0.04 ± 0.21	0.048*

Not: FAA: Çalışma Grubu

4.2.3. Dinamik (Yürüme Sırasında) Basınç Merkezinin Medio-Lateral Hareketliliğinin Karşılaştırılması

Yürüme sırasında basınç merkezinin toplam medio-lateral hareketliliğinin çalışma grubunda kontrol grubuna göre anlamlı oranda azalmış olduğu gözlenmiştir ($p=0.002$) (Tablo-4).

Yürümenin yüklenme fazında basınç merkezinin medio-lateral hareketliliği çalışma grubu ile kontrol grubu arasında anlamlı fark göstermemiştir ($p=0.134$) (Tablo-4).

Yürümenin basma fazı ortasında basınç merkezinin medio-lateral hareketliliğinin çalışma grubunda kontrol grubuna göre anlamlı oranda azalmış olduğu gözlenmiştir ($p<0.001$) (Tablo-4).

Yürümenin basma fazı sonunda basınç merkezinin medio-lateral hareketliliğinin çalışma grubunda kontrol grubuna göre anlamlı oranda azalmış olduğu gözlenmiştir ($p=0.022$) (Tablo-4).

Yürümenin salınım öncesi fazında basınç merkezinin medio-lateral hareketliliği çalışma grubu ile kontrol grubu arasında anlamlı fark göstermemiştir ($p=0.756$) (Tablo-4).

Tablo 4: Dinamik (Yürüme Sırasında) Taban Basınç Analiz Verileri-2

	FAA	Kontrol	p
CoP'nin Toplam Medio-Lateral Hareketliliği (mm)	3.96±0.98	4.78±1.38	0.002*
CoP'nin Yüklenme Fazındaki Medio-Lateral Hareketliliği (mm)	0.89±0.34	1.02±0.47	0.134
CoP'nin Basma Fazı Ortasındaki Medio-Lateral Hareketliliği (mm)	0.81±0.44	1.28±0.58	<0.001*
CoP'nin Basma Fazı Sonundaki Medio-Lateral Hareketliliği (mm)	0.89±0.43	1.15±0.57	0.022*
CoP'nin Salınım Öncesi Fazındaki Medio-Lateral Hareketliliği (mm)	1.37±0.650	1.32±0.74	0.756

Not: FAA: Çalışma Grubu

4.2.4. Dinamik (Yürüme Sırasındaki) Kuvvetlerin Karşılaştırılması

Çalışma grubu ile kontrol grubu arasında birinci tepe kuvvetinde ($p=0.147$), ikinci tepe kuvvetinde ($p=0.566$) ve birinci ve ikinci tepe kuvvetleri arasındaki minimum kuvvetinde ($p=0.528$) anlamlı fark gözlenmedi (Tablo-5).

Tablo 5: Dinamik (Yürüme Sırasında) Taban Basınç Analiz Verileri-3

	FAA	Kontrol	p
F1 (kgs)	42.18±16.69	47.15±16.81	0.147
F2 (kgs)	33.34±14.51	33.70±11.94	0.528
F3 (kgs)	41.71±16.13	44.10±15.86	0.566

Not: FAA: Çalışma Grubu

4.2.5. Dinamik (Yürüme Sırasındaki) Zamansal Parametrelerin Karşılaştırılması

Çalışma grubunda kontrol grubuna göre T1 ($p=0.001$), T2 ($p=0.017$) ve T3 ($p=0.004$) anlarının, basma fazı süresinin ($p=0.002$) ve Ts-T3 sürelerinin ($p=0.011$) anlamlı olarak artmış olduğu görüldü. Çalışma grubu ile kontrol grubu arasında T2-T1 ($P=0.981$) ve T3-T2 ($P=0.071$) sürelerinde anlamlı bir fark olmadığı görüldü (Tablo-6).

Tablo 6: Dinamik (Yürüme Sırasında) Taban Basınç Analiz Verileri-4

	FAA	Kontrol	p
T1 (sec)	0.16±0.04	0.13±0.03	0.001*
T2 (sec)	0.31±0.07	0.28±0.05	0.017*
T3 (sec)	0.49±0.07	0.45±0.07	0.004*
T_{Stance} (sec)	0.64±0.09	0.58±0.09	0.002*
T2-T1 (sec)	0.14±0.04	0.14±0.04	0.981
T3-T2 (sec)	0.19±0.05	0.17±0.05	0.071
Ts-T3 (sec)	0.15±0.03	0.13±0.04	0.011*

Not: FAA: Çalışma Grubu

Çalışma grubunda kontrol grubuna göre T1/Ts ($p=0.010$) süresinin anlamlı olarak artmış ve (T2-T1)/Ts ($p=0.019$) süresinin anlamlı olarak azalmış olduğu görüldü. Çalışma grubu ile kontrol grubu arasında T2/Ts ($p=0.578$), T3/Ts ($p=0.501$), (T3-T2)/Ts ($p=0.913$) ve (Ts-T3)/Ts ($P=0.508$) sürelerinde anlamlı bir fark olmadığı görüldü (Tablo-7).

Tablo 7: Dinamik (Yürüme Sırasında) Taban Basınç Analiz Verileri-5

	FAA	Kontrol	p
T1/ Ts	0.25±0.04	0.23±0.03	0.010*
T2/ Ts	0.47±0.08	0.48±0.06	0.578
T3/ Ts	0.77±0.04	0.77±0.05	0.501
(T2-T1)/Ts	0.23±0.06	0.25±0.05	0.019*
(T3-T2)/Ts	0.30±0.08	0.29±0.06	0.913
(Ts-T3)/Ts	0.23±0.04	0.23±0.05	0.508

Not: FAA: Çalışma Grubu

5. TARTIŞMA

Femoral anteversiyon artışı (FAA) alt ekstremitte başta olmak üzere tüm vücut biyomekaniği üzerinde etkiye neden olarak ayakta duruş, yürüme gibi günlük yaşamda sıkça tekrarlanan aktiviteler sırasında yüklenme farklılıklarına neden olmaktadır. FAA'nın kliniklerde sıklıkla eklem hipermobilitesi, tibial torsiyon anomalileri, nörolojik hastalıklar ile birlikte görülüyor oluşu FAA'nın yalın etkisini anlamayı güçleştirmektedir. FAA'ya eşlik eden tüm anomaliler dışlanarak FAA'nın neden olduğu yüklenme farklılıklarını araştırmayı ve FAA'nın tedavi edilmesiyle hangi parametrelerde iyileşmenin hedeflenebileceğini öngörmeyi amaçladığımız bu tezde FAA olan çocuklar ile tipik gelişen yaşlıtlarının ayakta durma ve yürüme sırasındaki ayak taban basınçları karşılaştırıldı. Statik değerlendirmelerde iki grup arasında fark gözlenmezken dinamik değerlendirmelerde FAA olan çocukların yüklenmelerinin tipik gelişen yaşlıtlarından farklılık olduğu gözlemlendi.

FAA olan çocukların statik ayak progresyon açılarındaki tipik gelişen yaşlıtlarıyla aralarında herhangi bir fark gözlenmedi. Anlamlı fark görülmemiş olmasına karşın FAA olan çocukların ayak progresyon açılarının çok daha düşük olduğu gözlenmiş ancak her iki grubun progresyon açısının da fizyolojik sınırlarda yer aldığı görülmüştür. Literatürde femoral torsiyon anomalilerinin statik ayak progresyon açısına etkilerini araştıran bir çalışma gözlenmemiştir. Yapmış olduğumuz çalışma FAA'nın statik olarak ayakta içe doğru basmaya neden olmuyor olabileceğini göstermiştir. Ayakta duruş sırasında içe doğru basmıyor olmaları FAA olan çocukların bilinçli olarak ayak progresyonlarını düzeltiyor olmalarından da kaynaklanıyor olabilir.

Literatürde FAA ile pes plano-valgus arasında ilişki olduğunu söyleyen çalışmaların aksine çalışmamız verileri FAA olan çocukların statik ayak koronal endeksi verilerinin tipik gelişen yaşlıtlarından anlamlı farklılık göstermemesine rağmen FAA olan çocukların koronal endeks verileri ayak bileğinin nötrale daha yakın olduğu göstermiştir (Bowen et al., 1998). Literatürdeki bulgular ile bulgularımız arasındaki farklılık literatürdeki çalışmalarda eklem hipermobilitésinin dışlanmamış olması olabilir.

Fottner ve arkadaşlarının çalışması farklı femoral torsiyon açılarının stabiliteye etkisi olmadığını göstermiştir (Fottner et al., 2020). Çalışmamızda bunun ile örtüşür

şekilde, FAA olan çocuklar ile tipik gelişen yaşlıları arasında statik taban basınç merkezi (CoP) hareketlerinin medio-lateral, ante-posterior maksimum hızları ve CoP yüksek eğim endeksi arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

Literatürde yürüme sırasındaki ayak içe doğru yürümenin en sık karşılaşılan nedeni FAA olarak gösterilmektedir (Harris, 2013; Li Y H & Leong J C Y, 1999; Svenningsen et al., 1989). Çalışma grubu kontrol grubuna göre yürüme sırasında internal progresyon açısıyla yürümektedir. Çalışmamızın bu bulguları literatür ile örtüşür niteliktedir.

Literatürde FAA ile pes plano-valgus arasında ilişki olduğunu söyleyen çalışmaların aksine çalışmamız verileri FAA olan çocukların dinamik ayak koronal endeksi verilerinin tipik gelişen yaşlılarından anlamlı olarak düşük olduğunu ve FAA olan çocukların koronal endeks verileri ayakta pes varus efektini neden olduğunu göstermiştir (Zafiroopoulos et al., 2009). Literatürdeki bulguların çoğunluğu statik değerlendirmeye ilişkin bulgulara dayanmaktadır. Lee ve arkadaşlarının bilgisayarlı yürüme analizi ile pes palnusu olan çocuklarda kalkaneal deviasyonun statik klinik ölçümler ile ilişkisini inceledikleri çalışmada FAA ile ayak arkasının yürüme sırasındaki hareketliliği arasında ilişki göremediklerini belirtmişlerdir (Lee, Sung, & Yoo, 2009). Lee ve arkadaşlarının kullandıkları yürüme analiz metodu ayağa özgü değerlendirme için kullanılan bir metod olmadığı için de ilişki bulamamış olabilirler. Bunun yanı sıra hipermobilitenin dışlanmadığı çalışmalarda FAA ile pes plano-valgus arasında ilinti bulan çalışmalarda gözlenen pes palano-valgus FAA'nın değil de hipermobilitenin sonucunda gelişmiş olabilir.

CoP'nin toplam medio-lateral hareketliliği FAA olan çocuklarda çok daha düşük bulunmuştur. CoP'nin toplam medio-lateral hareketliliğinin daha düşük olmasını sağlayan fazlar özellikle basma fazı ortası ve basma fazı sonu olarak bulunmuştur. Bu durum FAA olan çocukların stabilitesinin çok daha yüksek olduğunu düşündürmektedir. Çalışmamızın aksine Leblebici ve arkadaşlarının FAA'nın dinamik stabiliteye etkisini düşme sıklığı ile değerlendiren çalışmasına göre FAA olan çocuklarda düşme sıklığının daha yüksek olduğu görülmektedir (Gokce Leblebici et al., 2019). Eklem hipermobilitesi olan ve olmayan FAA'lı çocukları gruplara ayırarak düşme sıklığını değerlendiren çalışmada ise düşme sıklığının hipermobil olan FAA'lı çocuklarda daha yüksek olduğu görülmektedir (G. Leblebici et al., 2018). Ancak bu çalışmada

çocukların progresyon açıları değerlendirilmemiştir. Çocukların progresyon açıları göz önünde bulundurularak düşme sıklığı üzerine etkileri araştırılabilir. Karabıçak ve arkadaşları spastik tip serebral palsili çocuklarda dinamik uzanma testi ile stabiliteyi değerlendirmişler ve FAA ile dinamik stabilite arasında ilişki bulamamışlardır (Karabıçak, Balci, Gulsen, Ozturk, & Cetin, 2016). Ganjehie ve arkadaşlarının çalışmasına göre FAA nedeniyle içe doğru basarak yürüyen çocuklarda çıplak ayak yürümek de medio-lateral CoP hareketliliğini artıran bir faktör olarak gösterilmiştir (Ganjehie, Saeedi, Farahmand, & Curran, 2017). Tüm bu literatür bulgularıyla çelişen bulgularımızın kaynağı stabilitenin yanı sıra basma fazı süresinin FAA grubunda daha uzun sürmesi, FAA grubunun daha yavaş yürümesi yada FAA grubun ayak progresyon açısının yürüme doğrultusuna kontrol grubuna göre çok daha yakın olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Basma fazında açığa çıkan birinci ve ikinci tepe kuvvet FAA olan çocuklar ile tipik gelişen yaşıtları arasında anlamlı fark göstermemiş olmasına rağmen FAA olan çocuklarda daha düşük olarak görülmüştür. Bulgularımızla benzer şekilde Vandekerckhove ve arkadaşlarının çalışmasında serebral palsy tanılı çocuklarda FAA'nın basma fazının ilk ve ikinci tepe kuvvetinde potansiyelde kayıp ile daha fazla ilintili olduğunu göstermişlerdir (Vandekerckhove, Wesseling, Kainz, Desloovere, & Jonkers, 2021). Vandekerckhove ve arkadaşlarının çalışmasıyla benzer şekilde daha önce sağlıklı erişkinlerde içe doğru basarak yürümenin etkisini araştırmak amacıyla yapmış olduğumuz plot çalışmamızın sonuçları da ikinci tepe kuvvetin içe doğru basarak yürüme neticesinde azaldığını göstermiştir (Sert et al., 2018). İkinci tepe kuvvetin azalmış olması içe doğru basarak yürüyen bireylerin özellikle itme fazında daha düşük kuvvet ve moment oluşturabildiklerini göstermektedir. Çalışmamızdaki toplam basma fazı süresinin uzamış olması da yürüme sırasında ihtiyaç duyulan momentin sağlanması için gerçekleşiyor olabilir.

Çalışmamızda basma fazı süresinin FAA olan çocuklarda artmış olduğu gözlemlendi. Basma fazının alt fazları ayrı ayrı incelendiğinde tek destek fazları olan basma fazı ortası ve basma fazı sonunda basma fazı süresi değişmezken çift destek fazları olan yüklenme ve salınım fazı öncesi fazlarında basma süresinin uzadığı görülmüştür. Basma fazının alt fazları basma süresine bölünerek elde edilen oranda ise çift destek fazı olan yüklenme fazının uzadığı, tek destek fazı olan basma fazı ortasının kısaldığı

görülmüştür. Çift destek fazının uzayıp tek destek fazının kısalması instabiliteyi düşündürmektedir. Bu da Leblebici ve arkadaşlarının FAA olan çocuklarda düşme sıklığında artışı gösterdikleri çalışmayla örtüşmektedir (Gokce Leblebici et al., 2019).

Çalışmamızın sonucunda; FAA olan çocuklar statik olarak tipik gelişim gösteren yaşlılarından taban basıncı açısından herhangi bir farklılık göstermemektedirler. FAA'nın etkisi olduğu düşünülen pes plano-valgus deformitesinin hipermobiliteden kaynaklanıyor olabileceği görülmüştür. Pes plano-valgus deformitesinin aksine yürüme sırasında FAA artışı olan çocuklarda pes varus efekt ile karşılaşmıştır. Bu bulgular klinikte FAA olan çocuklar değerlendirilirken yalnızca statik olarak yapılacak olan değerlendirmenin yetersiz kalacağını göstermektedir. Günlük yaşamda çocukların en sık tekrarladığı aktivitelerin kliniklerde değerlendirilmesi ve tedavi planının buna göre çizilmesi uygun olabilir.

Çalışmamızda çocukların doğal/günlük yaşamda sergiledikleri yürüyüşlerini değerlendirmek amacıyla sabit hızda yürümeleri istenmedi. Ancak iki grup arasındaki yürüme hızı farkı çalışmamızda limitasyon oluşturmaktadır. Yürüme hızları aynı olan iki grup arasında yeni bir çalışma dizayn edilmesi özellikle stabilite ve kuvvet parametreleri hakkında bilgi edinmek için daha faydalı olabilir.

Çalışmamızda kuvvet parametrelerinde anlamlı fark olmamasının nedeni diğer tüm parametreler açısından sağlıklı olan çalışma grubumuz için yürüme aktivitesinin düşük performans gerektiren bir aktivite olmasından kaynaklanıyor olabilir. İleriki çalışmalarda koşu gibi çok daha yüksek performans gerektiren aktiviteler ile testlenmesi planlanabilir.

Çalışma grubu yürümenin zamansal parametrelerinde instabil bir profil çizerken CoP verilerinin stabil profil çizmesi tezatlık oluşturmaktadır. FAA olan çocuklar daha stabil yürümek için rijit bir yürüme sergiliyor, bunun için ekstra efor sarf ediyor olabilirler. Bu çelişkili durumu daha iyi anlamak için elektromyografi (EMG) çalışmaları dizayn edilebilir. CoP hareketliliğinin daha düşük bulunmasının bir diğer nedeni progresyon açısının yürüme doğrultusuna yakın olması olabileceği için farklı progresyon açılarında CoP'nin hareketliliğinin inceleneceği çalışmalar dizayn edilebilir.

KAYNAKLAR

- Ayyappa, E. (1997). Normal Human Locomotion, Part 2: Motion, Ground Reaction Force and Muscle Activity. *Journal of Prosthetics & Orthotics*.
- Bacak, I., Akalan, N. E., Apti, A., Leblebici, G., Kuchimov, S., Ozdinciler, A. R., ... Temelli, Y. (2017). Increased femoral anteversion related biomechanical abnormalities: Posture and trunk symmetry. *Gait & Posture*, 57, 341–342. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2017.06.456>
- Beighton, P. (1988). Hypermobility scoring. *British Journal of Rheumatology*, 27(2), 163. <https://doi.org/https://doi.org/10.1093/rheumatology/27.2.163>
- Beighton, P., Solomon, L., & Soskolne, C. L. (1973). Articular mobility in an African population. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 32(5), 413–418. <https://doi.org/10.1136/ARD.32.5.413>
- Bizovska, L., Svoboda, Z., Kutilek, P., Janura, M., Gaba, A., & Kovacikova, Z. (2014). Variability of centre of pressure movement during gait in young and middle-aged women. *Gait and Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.05.065>
- Bowen, T. R., Miller, F., Castagno, P., Richards, J., & Lipton, G. (1998). A method of dynamic foot-pressure measurement for the evaluation of pediatric orthopaedic foot deformities. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. <https://doi.org/10.1097/00004694-199811000-00017>
- Bruce, W. D., & Stevens, P. M. (2004). Surgical correction of miserable malalignment syndrome. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 24(4), 392–396. <https://doi.org/10.1097/00004694-200407000-00009>
- CARTER, C., & WILKINSON, J. (1964). PERSISTENT JOINT LAXITY AND CONGENITAL DISLOCATION OF THE HIP. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 46, 40–45. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.46b1.40>
- Chu, V. W. T. (2017). Assessing Proprioception in Children: A Review. *Journal of Motor Behavior*, 49(4), 458–466. <https://doi.org/10.1080/00222895.2016.1241744>
- Cibulka, M. T. (2004). Determination and significance of femoral neck anteversion - PubMed. *Physical Therapy*, 84(6), 550–558.
- Davids, J. R., Benfanti, P., Blackhurst, D. W., & Allen, B. L. (2002). Assessment of femoral anteversion in children with cerebral palsy: Accuracy of the trochanteric prominence angle test. *Journal of Pediatric Orthopaedics*.

- <https://doi.org/10.1097/01241398-200203000-00007>
- De Coster, P. J., Van den Berghe, L. I., & Martens, L. C. (2005). Generalized joint hypermobility and temporomandibular disorders: inherited connective tissue disease as a model with maximum expression. *Journal of Orofacial Pain*, 19(1), 47–57.
- Dietz, V., & Sinkjaer, T. (2013). Spasticity. *Spinal Cord Injury*, 109, 197–211. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-52137-8.00012-7>
- Ermito, S., Dinatale, A., Carrara, S., Cavaliere, A., Imbruglia, L., & Recupero, S. (2009). Prenatal diagnosis of limb abnormalities: role of fetal ultrasonography. *Journal of Prenatal Medicine*, 3(2), 18.
- Fabry, G., MacEwen, G. D., & Shands, A. R. (1973). Torsion of the femur. A follow up study in normal and abnormal conditions. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*. <https://doi.org/10.2106/00004623-197355080-00017>
- Fottner, A., Kistler, M., Woiczinski, M., Thorwächter, C., Schmidutz, T. F., Jansson, V., & Schmidutz, F. (2020). Influence of different anteversion alignments of a cementless hip stem on primary stability and strain distribution. *Clinical Biomechanics*, 80, 105167. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2020.105167>
- Gage, James R.; Deluca, Peter A.; Renshaw, T. S. (1995). Gait Analysis : Principles and Applications. *THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY*.
- Ganjehie, S., Saeedi, H., Farahmand, B., & Curran, S. (2017). The efficiency of gait plate insole for children with in-toeing gait due to femoral antetorsion. *Prosthetics and Orthotics International*, 41(1), 51–57. <https://doi.org/10.1177/0309364616631349>
- Gerber, H. (1982). A system for measuring dynamic pressure distribution under the human foot. *Journal of Biomechanics*, 15(3), 225–227. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(82\)90256-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(82)90256-1)
- Goyal, V., Sukal-Moulton, T., & Dewald, J. P. A. (2019). A Method to Quantify Multi-Degree-of-Freedom Lower Limb Isometric Joint Torques in Children with Hemiplegia. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, 2019, 1521–1524. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8856444>

- Grahame, R. (1990). "The hypermobility syndrome". *Annals of the Rheumatic Diseases*, 49(3), 199. <https://doi.org/10.1136/ARD.49.3.199>
- Grahame, Rodney, & Keer, R. (2003). *Hypermobility syndrome: Recognition and management for physiotherapists. Hypermobility Syndrome: Diagnosis and Management for Physiotherapists*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7506-5390-9.X5001-1>
- Hallaçeli, H., Uruç, V., Uysal, H. H., Özden, R., Hallaçeli, Ç., Soyuer, F., ... Cavlak, U. (2014). Normal hip, knee and ankle range of motion in the Turkish population. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 48(1), 37–42. <https://doi.org/10.3944/AOTT.2014.3113>
- Harris, E. (2013). The intoeing child: etiology, prognosis, and current treatment options. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 30(4), 531–565. <https://doi.org/10.1016/J.CPM.2013.07.002>
- Hennig, E. M., Cavanagh, P. R., Albert, H. T., & Macmillan, N. H. (1982). A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the human foot. *Journal of Biomedical Engineering*, 4(3), 213–222. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(82\)90005-X](https://doi.org/10.1016/0141-5425(82)90005-X)
- Hillstrom, H. ., & Triolo R.J. (1995). EMG Theory. In *Craik R.L., Oatis, C.A:Gait analysis, theory and application. 1st. ed.* (pp. 271–306). Mosby, New York.
- Joint hypermobility. (n.d.). *Arthritis Research UK*.
- Karabıcak, G. O., Balci, N. C., Gulsen, M., Ozturk, B., & Cetin, N. (2016). The effect of postural control and balance on femoral anteversion in children with spastic cerebral palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(6), 1696. <https://doi.org/10.1589/JPTS.28.1696>
- Krebs, D. E., Edelstein, J. E., & Fishman, S. (1985). Reliability of observational kinematic gait analysis. *Physical Therapy*. <https://doi.org/10.1093/ptj/65.7.1027>
- Leblebici, G., Akalan, E., Apte, A., Kuchimov, S., Kurt, A., & Onerge, K. (2018). P 078 – How does hypermobility affect lower extremity function for children with increased femoral anteversion? *Gait & Posture*, 65, 358–359. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2018.07.013>
- Leblebici, Gokce, Akalan, E., Apte, A., Kuchimov, S., Kurt, A., Onerge, K., ... Miller, F. (2019). Increased femoral anteversion-related biomechanical abnormalities: lower extremity function, falling frequencies, and fatigue. *Gait & Posture*, 70,

- 336–340. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2019.03.027>
- Lee, J. H., Sung, I. Y., & Yoo, J. Y. (2009). Clinical or radiologic measurements and 3-D gait analysis in children with pes planus. *Pediatrics International: Official Journal of the Japan Pediatric Society*, 51(2), 201–205. <https://doi.org/10.1111/J.1442-200X.2008.02666.X>
- Li Y H, & Leong J C Y. (1999). Intoeing gait in children. *Hong Kong Medical Journal = Xianggang Yi Xue Za Zhi*, 5(4), 360–366.
- Lincoln, T. L., & Suen, P. W. (2003). Common rotational variations in children. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 11(5), 312–320. <https://doi.org/10.5435/00124635-200309000-00004>
- Lord, M. (1981). Foot pressure measurement: A review of methodology. *Journal of Biomedical Engineering*, 3(2), 91–99. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(81\)90001-7](https://doi.org/10.1016/0141-5425(81)90001-7)
- Malas, M. B., Ohki, T., Veith, F. J., Chen, T., Lipsitz, E. C., Shah, A. R., ... Parodi, J. C. (2005). Absence of proximal neck dilatation and graft migration after endovascular aneurysm repair with balloon-expandable stent-based endografts. *Journal of Vascular Surgery*, 42(4), 639–644. <https://doi.org/10.1016/J.JVS.2005.06.017>
- Mirelman, A., Shema, S., Maidan, I., & Hausdorff, J. M. (2018). Gait. *Handbook of Clinical Neurology*, 159, 119–134. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0>
- Mooney, J. F. (2014). Lower extremity rotational and angular issues in children. *Pediatric Clinics of North America*, 61(6), 1175–1183. <https://doi.org/10.1016/J.PCL.2014.08.006>
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. *Journal of Pediatric Orthopaedics*.
- Perry, J., & Brunfield, J. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd Ed. Slack Inc. New Jersey.
- Ranu, H. S. (1985). Biomedical engineering at the Louisiana Technical University. *Engineering in Medicine*, 14(3), 147–151. https://doi.org/10.1243/EMED_JOUR_1985_014_034_02
- Redmond, A. C., Crane, Y. Z., & Menz, H. B. (2008). Normative values for the Foot Posture Index. *Journal of Foot and Ankle Research*. <https://doi.org/10.1186/1757->

1146-1-6

- RERUCHA CAITLYN M, DICKISON CALEB, & BAIRD DREW C. (2017). Lower Extremity Abnormalities in Children - American Family Physician. *American Family Physician*, 96(4), 226–233.
- Sadler TW. (1990). *Langman's Medical Embriology. (6th Ed)* (6th Ed). USA: Williams & Wilkins Baltimore Maryland.
- Schoenwolf G.C. (2008). *Larsen's Human Embryology. (4th edition)*. Ed.Churchill Livingstone.
- Scorcelletti, M., Reeves, N. D., Rittweger, J., & Ireland, A. (2020). Femoral anteversion: significance and measurement. *Journal of Anatomy*, 237(5), 811–826. <https://doi.org/10.1111/JOA.13249>
- Sert, R., Akalan, N. E., Kurt, A., Aпти, A., Kuchimov, S., & Bilgili, F. (2018). P 026 – The effects of the in-toeing gait pattern on plantar pressure behavior and foot posture. *Gait & Posture*, 65, 277–278. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2018.06.183>
- Shefelbine, S. J., & Carter, D. R. (2004). Mechanobiological predictions of femoral anteversion in cerebral palsy. *Annals of Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1023/B:ABME.0000012750.73170.ba>
- Staheli, L. T. (1986). Torsional deformity. *Pediatric Clinics of North America*, 33(6), 1373–1383. [https://doi.org/10.1016/S0031-3955\(16\)36148-X](https://doi.org/10.1016/S0031-3955(16)36148-X)
- Staheli, L. T., Duncan, W. R., & Schaefer, E. (1968). Growth alterations in the hemiplegic child. A study of femoral anteversion, neck-shaft angle, hip rotation, C.E. angle, limb length and circumference in 50 hemiplegic children. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 60, 205–212. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330330305>
- Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. *Gait and Posture*. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00029-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00029-5)
- Svenningsen, S., Apalset, K., Terjesen, T., & Anda, S. (1989). Regression of femoral anteversion. A prospective study of intoeing children. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60(2), 170–173. <https://doi.org/10.3109/17453678909149246>
- Taborri, J., Palermo, E., Rossi, S., & Cappa, P. (2016). Gait Partitioning Methods: A Systematic Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 16(1). <https://doi.org/10.3390/S16010066>

- Tomczak, R. J., Guenther, K. R., Rieber, A., Mergo, P., Ros, P. R., & Brambs, H. J. (1997). MR imaging measurement of the femoral antetorsional angle as a new technique: comparison with CT in children and adults. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 168(3), 791–794. <https://doi.org/10.2214/AJR.168.3.9057536>
- Tosney, K. W., & Landmesser, L. T. (1985). Development of the major pathways for neurite outgrowth in the chick hindlimb. *Developmental Biology*, 109(1), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0012-1606\(85\)90360-4](https://doi.org/10.1016/0012-1606(85)90360-4)
- Vandekerckhove, I., Wesseling, M., Kainz, H., Desloovere, K., & Jonkers, I. (2021). The effect of hip muscle weakness and femoral bony deformities on gait performance. *Gait & Posture*, 83, 280–286. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2020.10.022>
- Whittle, M. W. (1996). Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(96\)00006-1](https://doi.org/10.1016/0167-9457(96)00006-1)
- Wynne-Davies, R. (1971). Hypermobility: Familial Joint Laxity. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 64(6), 689–690. <https://doi.org/10.1177/003591577106400649>
- Zafiropoulos, G., Prasad, K. S. R. K., Kouboura, T., & Danis, G. (2009). Flat foot and femoral anteversion in children-A prospective study. *Foot*. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2008.09.003>

FORMLAR

Eklem Hipermobilitesi Olmayan Çocuklarda Femoral Anteversiyon Artışının Statik ve Dinamik Taban Basıncına Olan Etkilerinin İncelenmesi

Adı-Soyadı:	Doğum Tarihi:	Tarih:
Boy:	Kilo:	Dominant Taraf:
		Cinsiyet:

Telefon No:	
e-mail:	

Beighton Testi

	Sağ	Sol
Pasif 5. MKP $\geq$ 90° ekstansiyonu	1	1
Pasif olarak baş parmağın ön kola değdirilmesi	1	1
Pasif olarak dirseğin $\geq$ 10° ekstansiyona getirilmesi	1	1
Pasif olarak dizin $\geq$ 10° ekstansiyona getirilmesi	1	1
Aktif olarak ayaktaiken ellerin yere değdirilmesi	1	
Toplam		

	Sağ	Sol
Femoral Anteversiyon		
Tibial Torsiyon		
İnternal Rotasyon		
Eksternal Rotasyon		
SIAS Aralığı		

FPI-6

SAĞ	-2	-1	0	+1	+2	IR
1. Talus başı palpasyonu						
2. Lateral malleol altındaki ve üstündeki eğimin incelenmesi						
3. Kalkaneusun inversiyonu/eversiyonu						
4. Talonavikular eklem bölgesindeki balonlaşma						
5. Medial longitudinal arch yapısı						
6. Ön ayağın arka ayağa göre abduksiyonu/adduksiyonu						
SOL	-2	-1	0	+1	+2	IR
1. Talus başı palpasyonu						
2. Lateral malleol altındaki ve üstündeki eğimin						

incelenmesi						
3. Kalkaneusun inversiyonu/eversiyonu						
4. Talonavikular eklem bölgesindeki balonlaşma						
5. Medial longitudinal arch yapısı						
6. Ön ayağın arka ayağa göre abduksiyonu/adduksiyonu						



GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı “Eklem Hipermobilitesi Olmayan Çocuklarda Femoral Anteversiyon Artışının Statik ve Dinamik Taban Basıncına Olan Etkilerinin İncelenmesi” Bu araştırmanın amacı kalça internal rotasyonda yürümenin pes varus-valgus’a sebep olup olmayacağının değerlendirilmesidir.

Bu çalışmaya denek olarak katılmayı/çocuğunuzun katılmasını kabul ederseniz, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsüne bağlı alanında uzman, deneyimli fizyoterapist tarafından ayrıntılı bir şekilde fizik muayeneden geçirileceksiniz. Ortalama 1 saat sürecek bu değerlendirmeye bir defa tabi tutulacaksınız.

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

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

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz.

Yasal Velinin Adı Soyadı:

İmzası:

Çocuğun Adı Soyadı:

İmzası:

Araştırmacının Adı Soyadı:

İmzası:

GÖNÜLLÜ BEYANI

Eğitmenliğini Sayın Doç. Dr. Fuat Bilgili’nin üstlendiği Fzt. Rukiye Sert tarafından İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Yürüme Analiz Laboratuvarında yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam araştırmacı ile aramızda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyoruz. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim. (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimizi önceden bildirmemizin uygun olacağının bilincindeyiz).

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

Araştırma sırasında bir problem ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Rukiye Sert 0539 477 0664 no'lu telefondan arayabileceğimizi biliyoruz.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde “katılımcı” (denek) olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

GÖNÜLLÜ ONAY FORMU

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri gösteren metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz konusu “Sağlıklı Erişkinlerde Kalça İnternal Rotasyonda Yürümenin Etkileri Nelerdir” isimli klinik araştırmaya kendi rızamla hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün,

Ebeveynin,

Adı-Soyadı:

Adı-Soyadı:

İmzası:

İmzası:

Adresi:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tel.-Faks:

Açıklamaları yapan araştırmacının,

Adı-Soyadı:

İmzası:

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

Adı-Soyadı:

İmzası:

Görevi:

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

EKLEM HİPERMOBİLİTESİ OLMAYAN ÇOCUKLARDA FEMORAL ANTEVERSİYON ARTIŞININ STATİK VE DİNAMİK TABAN BASINCINA OLAN ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 16	% 14	% 4	% 8
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 6
2	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 4
3	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	% 1
4	EKŞİ, Fahriye, BAYRAM, Ayşen, ZER, Yasemin, BALCI, İclal, BAYRAK, Samet and AYDINOK, Zeki. "Servisitli kadınların endoservikal sürüntü örneklerinde mycoplasma hominis ve ureaplasma urealyticum araştırılması", Fırat Üniversitesi, 2006. Yayın	% 1
5	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 1
6	www.drdenizdogan.com İnternet Kaynağı	<% 1