

T.C. İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

ASİMETRİK FEMORAL ANTEVERSİYONUN YÜRÜME KİNEMATİĞİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YEŞİM KARAKURT

2200001285

Anabilim Dalı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Programı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN

HAZİRAN 2025

T.C. İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

ASİMETRİK FEMORAL ANTEVERSİYONUN YÜRÜME KİNEMATİĞİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YEŞİM KARAKURT
2200001285

Anabilim Dalı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
Programı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Tez Danışmanı:

Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN

Jüri Üyeleri: Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN

Dr. Öğr. Üyesi Yunus ÖZDEMİR

Doç. Dr. Adnan APTİ

HAZİRAN 2025

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar tüm aşamalarda etik dışı davranışta bulunmadığımı, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde edip bu tez çalışması ile elde edilmeyen bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Fzt. Yeşim KARAKURT

TEŞEKKÜR

İlk olarak, bir Türk kadını olarak bugün bu tezi yazabiliyor olmamı mümkün kılan; kadınlara her alanda ilerleme ve başarıma gücünü veren vizyonu, ‘daha emin ve daha doğru yürüyebilmemiz’ için yolumuzu aydınlatan büyük önder Mustafa Kemal ATATÜRK’e

Tez süreci boyunca bilgi birikimini, engin tecrübesini ve her aşamada sabırla verdiği destek ve güveni hiçbir zaman esirgemeyen danışmanım PROF. DR. N. Ekin AKALAN’a

Bu çalışmayı gerçekleştirebilmemizi mümkün kılan değerli hocam Yük. Müh. Shavkat KUCHIMOV’a,

Yüksek lisans eğitimimde emekleri olan kıymetli hocalarım Prof. Dr. Burcu Semin AKEL, Doç. Dr. Adnan APTİ ve Öğr. Gör. İmge NAS’a

Yüksek lisans eğitimim boyunca destekleriyle yanımda olan, her aşamada rehberlik eden çok değerli hocalarım Arş. Gör. Halenur EVRENDİLEK ve Arş. Gör. Kübra ÖNERGE’ye,

Tez sürecim boyunca yanımda olan, karşılaştığım zorlukları birlikte aşarak her adımda beni motive eden, sabırları ve destekleriyle süreci daha kolay kıldığımız değerli dönem arkadaşlarım Fzt. Kevser BURMA, Fzt. Buse KARA, Fzt. İrem OPAN’a

Her zaman yanımda olarak bana güç veren, aldığım her kararda beni cesaretlendiren ve destekleyen, varlıklarıyla en büyük şansım olduklarını her defasında hissettiren sevgili babam Kenan KARAKURT, annem Mesude KARAKURT, kardeşim Zeynep KARAKURT’a, canım eşim Aycan ABACI’ya ve değerli arkadaşım Cansu AKKOCA’ya

Çalışmaya katılan tüm çocuklara ve değerli ailelerine, sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	vi
TABLO LİSTESİ.....	vii
ŞEKİL LİSTESİ.....	viii
ÖZET	x
ABSTRACT	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Alt Ekstremitenin Rotasyonel Gelişimi	2
2.2. Femoral Anteversiyon ve Femoral Anteversiyon Artışı	4
2.3. Femoral Anteversiyonun Değerlendirilmesi	6
2.4. Femoral Anteversiyonun Tedavisi	8
2.5. Yürüme	9
2.5.1. Yürümenin Gelişimi	10
2.5.2. Yürümenin Fazları	11
2.5.2.1. Destek (Stance) Fazı	11
2.5.2.2. Salınım (Swing) Fazı	12
2.6. Yürümenin Zaman-Mesafe Parametreleri ve Genel Terminolojisi	13
2.7. Yürümenin Değerlendirilmesi	14
2.7.1. Kinematik Analiz	14
2.7.2. Kinetik Analiz	15
2.7.3. Dinamik Elektromiyografi (EMG)	15
2.8. Femoral Anteversiyon Artışı ve Yürüme	15
3. GEREÇ VE YÖNTEM	17
3.1. Katılımcılar	17

3.2. Dahil Edilme ve Dışlanma Kriterleri	17
3.3. Değerlendirme Ölçütleri	18
3.3.1. Fiziksel Değerlendirme	19
3.3.1.1. Antropometrik Ölçümler	19
3.3.1.2. Normal Eklem Hareket Açıklığı Ölçümü	19
3.3.1.3. Kas Kısılılığı Ölçümü	20
3.3.2. Ayak Postürünün Değerlendirilmesi	20
3.3.3. Hipermobilitenin Değerlendirilmesi	21
3.4. Yürüme Analizi	23
3.5. Açık-Açık Diagramları (Siklogram)	26
3.6. İstatistiksel Analiz	26
4. BULGULAR	28
4.1. Demografik ve Fiziksel Değerlendirme Bulguları	28
4.2. Temporospasial Parametrelerin Bulguları	30
4.3. Kinematik Parametrelerin Bulguları	31
4.3.1. Frontal Plan Kinematik Parametreleri	32
4.3.2. Sagittal Plan Kinematik Parametreleri	32
4.3.3. Transvers Plan Kinematik Parametreleri	32
4.4. Açık-Açık Diyagram (Siklogram) Bulguları	42
4.4.1. Zincir Koordinasyon Bulguları	42
4.4.2. Ekstremiteler Bazlı Hareket Bulguları	43
4.4.2.1. Sagittal Plan Kinematik Parametreleri	43
4.4.2.2. Frontal Plan Kinematik Parametreleri	45
4.4.2.3. Transvers Plan Kinematik Parametreleri	46
5. TARTIŞMA	49
6. SONUÇ	58
KAYNAKÇA	59

EKLER.....	71
EK 1. Etik Kurul Onayı.....	71
Ek. 2 Hasta Değerlendirme Formu	72
Ek. 3 Hasta Onam Formu.....	75



KISALTMALAR

FA: Femoral Anteversiyon

BT: Bilgisayarlı Tomografi

EMG: Dinamik Elektromiyografi

TPAT: Trokanter Prominens Açı Testi

MTP: Metatarsofalangeal

FAA: Femoral Anteversiyon Artışı

AFA: asimetrik Femoral Anteversiyon

FAG: Femoral Anteversiyon Grubu

AFAG: Asimetrik Femoral Anteversiyon Grubu

NOİFA: Asimetrik Femoral Anteversiyon Grubunun Femoral Anteversiyon Artışı Olmayan Ekstremitesi

UNİFA: Asimetrik Femoral Anteversiyon Grubunun Femoral Anteversiyon Artışı Olan Ekstremitesi

RG: Referans Grubu

EHA: Eklem Hareket Açıklığı

API-6: Ayak Postür İndeksi 6

TS: Temporospatal Parametreler

TABLO LİSTESİ

Tablo 2. 1. Beighton Testi	21
Tablo 2. 2. Alt Ekstremitte Hiper mobilite Skoru.....	22
Tablo 4. 1. Katılımcıların demografik ve fiziksel değerlendirme bulguları.....	28
Tablo 4. 2. Katılımcıların demografik ve fiziksel değerlendirme bulguları ile arasındaki farklar	29
Tablo 4. 3. İlgili Fiziksel Değerlendirmeler arasındaki ilişkiler (Korelasyon)	30
Tablo 4. 4. İlgili temporospatial parametrelerin bulguları	31
Tablo 4.5. İlgili temporospatial parametreler arasındaki farklar	31
Tablo 4.6. Pelvise ait Kinematik Parametrelerin Bulguları.....	33
Tablo 4.7.Alt Ekstremitteye Ait Kinematik Parametrelerin Bulguları.....	33
Tablo 4.8. Pelvise Ait Kinematik Parametreler Arası Farklar	34
Tablo 4.9. Alt Ekstremitteye Ait Kinematik Parametreler Arası Farklar	35
Tablo 4.10. Zincir hareket alanı Parametreleri Bulguları.....	42
Tablo 4.11. Zincir hareket alanı Parametreler Arası Farklar	43

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2. 1. İnsan embriyosunda ekstremitte gelişimi	3
Şekil 2. 2. Yürüyüş periyodu fazları, alt fazları.....	11
Şekil 3. 1. Ayak Postür İndeksi-6 (Morrison ve Ferrari 2009).....	20
Şekil 3. 2. Beighton Testi	21
Şekil 3. 3. Alt Ekstremitte Plug-in Gait Model'e göre marker yerleşimi	23
Şekil 3. 4. Plug-in Gait Model'in sistemdeki görüntüsü.....	24
Şekil 3. 5. Kameralar ve kuvvet platformunun sistemdeki görüntüsü	24
Şekil 3.6. Kameralar ve kuvvet platformu	25
Şekil 3. 7. Katılımcının yürüyüşü ve sistemdeki görüntüsü	25
Şekil 4. 1. Pelvise ait kinematik grafikler. (A): Pelvik Tilt, (B): Pelvik Obliklik, (C): Pelvik Rotasyon, YS: Yürüme Siklusu	36
Şekil 4. 2. Kalça eklemine ait kinematik grafikler. (A): Kalça Fleksiyon-Ekstansiyon, (B): Kalça Addüksiyon- Abdüksiyon, (C): Kalça Rotasyonu, YS: Yürüme	37
Şekil 4. 3. Diz Eklemine ait kinematik grafikler. (A): Diz Fleksiyon- Ekstansiyon, (B): Diz Varus- Valgus, (C): Diz Rotasyonu, YS: Yürüme Siklusu.....	38
Şekil 4. 4. Ayak ve ayak bileğine ait kinematik grafikler. (A): Ayak Dorsifleksiyon-Plantar Fleksiyon, (B): Ayak Progresyonu, YS:Yürüme Siklusu	40
Şekil 4. 5. Sagital Plan Pelvis-Kalça Grafiği.....	43
Şekil 4. 6. Sagital Plan Kalça-Diz Grafiği.....	44
Şekil 4. 7. Sagital Plan Diz-Ayak Bileği Grafiği	44
Şekil 4. 8. Frontal Plan Pelvis-Kalça Grafiği	43

Şekil 4. 9. Frontal Plan Kalça-Diz Grafiği	45
Şekil 4. 10. Transvers Plan Pelvis-Kalça Grafiği	46
Şekil 4. 11. Transvers Plan Kalça-Diz Grafiği	47
Şekil 4. 12. Transvers Plan Diz-Ayak Grafiği.....	47



Üniversite : İstanbul Kültür Üniversitesi
Enstitüsü : Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Dalı : Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
Programı : Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN
Tez Türü ve Tarihi : Yüksek lisans – Haziran 2025

ÖZET

ASİMETRİK FEMORAL ANTEVERSIYONUN YÜRÜME KİNEMATİĞİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Yeşim Karakurt

Femoral anteversiyon artışı, femurun transvers düzleminde meydana gelen torsiyonel bir deformitedir. Bu deformite sıklıkla bilateral meydana gelmesine rağmen bazen asimetrik olarak meydana gelebilir. Asimetrik femoral anteversiyon, alt ekstremité segmentleri arasında yük dağılımında dengesizliklere yol açarak yürüme sırasında eklem kinematik bozmakta ve buna bağlı olarak biyomekanik hizalanmada kompensatuar adaptasyonlar ve patomekanik değişiklikler ortaya çıkarmaktadır. Çalışmamızın konusu asimetrik femoral anteversiyonun yürümede alt ekstremité kinematikğine etkisini incelemektir.

Çalışmaya 7-15 yaş (ortalama: $10,7 \pm 2,05$) arasında bilateral femoral anteversiyon artışı, asimetrik femoral anteversiyon artışı ve femoral anteversiyon artışı olmayan toplam 26 çocuk katıldı. Femoral anteversiyon artışı, Trokanter Prominens Açık Testi (TPAT) ile değerlendirildi. Her iki ekstremitesinde (bilateral) femoral anteversiyon artışı olan (TPAT > 30°) katılımcılar Femoral anteversiyon grubu (FAG), asimetrik femoral anteversiyon artışı olan (İki ekstremité arasında TPAT değerleri arasında 10°'lik açı farkı asimetri olarak tanımlanmıştır.); femoral anteversiyon artışı olmayan ekstremité NOİFA (TPAT < 30°), femoral anteversiyon artışı olan ekstremité UNİFA (TPAT > 30°) ve grubun genel adı Asimetrik femoral anteversiyon grubu (AFAG) ve femoral anteversiyon artışı olmayan (TPAT < 30°) Referans grubu (RG) olarak dört gruba ayrılmıştır. Asimetrik femoral anteversiyonun yürümede alt ekstremité kinematikğine etkisini nicel olarak değerlendirip karşılaştırmak için katılımcılara İKÜ-HAM'da 6 kamera (VICON Vantage 5) ve 2 kuvvet platformu (AMTI, Boston, ABD) içeren 3 boyutlu bilgisayarlı analiz sistemi ile yürüme analizi uygulanmıştır. Yürümenin zaman mesafe ve alt ekstremité kinematik parametreler arasındaki farklar, normal dağılım uygunluklarına göre incelenip independent t-test ve Mann Whitney U testi ile istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

Çalışma sonucunda, sagittal planda kalça-diz koordinasyonunda özellikle UNİFA tarafında RG'ye ve FAG'a göre anlamlı bir azalmaya ($p < 0,05$), koronal planda pelvis-kalça koordinasyonunda FAG'da RG'ye göre anlamlı bir artışa ve UNİFA ile NOİFA'da anlamlı bir azalmaya ($p < 0,05$) ve transvers planda AFAG'da her iki ekstremitéde RG'ye ve FAG'a göre eklem hareket açıklığında anlamlı azalmaya ($p < 0,05$) sebep olduğu anlaşılmıştır.

AFA'ya sahip çocuklarda NOİFA tarafında femoral anteversiyondan etkilendiği, her iki tarafta da biyomekanik değişiklikler meydana geldiğini göstermektedir. Bu değişikliklerin sagital plan kalça-diz ve koronal planda pelvis-kalça eklemleri arasında daha sert (stiff) bir hareket paterni yarattığı ve özellikle postüral koordinasyon açısından önemli fonksiyonel sınırlılıklar oluşturabileceği düşünölmektedir.

Bu nedenle AFA'ya sahip çocuklarda değerlendirme sırasında özellikle deformiteli tarafa odaklanmak yeterli olmayabilir. Asimetrik yapının karşı taraf üzerinde de kompensatuar etkiler ortaya çıkardığı görölmektedir. Bu doğrultuda, fizyoterapi programlarının her iki ekstremité için egzersizler içermesi AFA'da arttığını düşünödüğümüz sakatlanma ihtimali ve uzun vadede oluşabilecek sekonder problemler açısından büyük önem taşıdığını düşünödmektedir.

Anahtar Sözcükler: Femoral anteversiyon, asimetri, yürüme analizi, kinematik



University : Istanbul Kültür University
Institute : Institute of Graduate Studies
Department : Physiotherapy and Rehabilitation
Programme : Physiotherapy and Rehabilitation
Supervisor : Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN
Degree Awarded and Date: Master- June 2025

ABSTRACT

INVESTİGETİNG OF THE EFFECT OF ASYMMETRIC FEMORAL ANTEVERSION ON GAIT KINEMATICS

Yeşim Karakurt

Increased femoral anteversion is a torsional deformity occurring in the transverse plane of the femur. Although this deformity often presents bilaterally, it may sometimes occur asymmetrically. Asymmetric femoral anteversion leads to imbalances in load distribution between lower extremity segments, disrupts joint kinematics during gait, and results in compensatory adaptations and pathomechanical changes in biomechanical alignment. The aim of our study is to investigate the effects of asymmetric femoral anteversion on lower extremity kinematics during gait.

The study included a total of 26 children aged between 7 and 15 years (mean: 10.7 ± 2.05), who were grouped into those with bilateral increased femoral anteversion, asymmetric femoral anteversion, and without femoral anteversion. Femoral anteversion was assessed using the Trochanter Prominence Angle Test (TPAT). Participants with bilateral femoral anteversion (TPAT $>30^\circ$ in both limbs) were classified as the Femoral Anteversion Group (FAG). Participants with asymmetric femoral anteversion (defined as a $\geq 10^\circ$ difference in TPAT values between limbs) were further divided into: limbs without increased femoral anteversion (NOIFA, TPAT $<30^\circ$), limbs with increased femoral anteversion (UNIFA, TPAT $>30^\circ$), and collectively referred to as the Asymmetric Femoral Anteversion Group (AFAG). Children without increased femoral anteversion (TPAT $<30^\circ$) were assigned to the Reference Group (RG).

To quantitatively evaluate and compare the effects of asymmetric femoral anteversion on lower extremity kinematics during gait, participants underwent 3D gait analysis using a computerized system consisting of 6 cameras (VICON Vantage 5) and 2 force platforms (AMTI, Boston, USA) at IKU-HAM. Differences in temporal-spatial and kinematic parameters of gait were statistically analyzed using independent t-tests or Mann-Whitney U tests based on normality assumptions.

As a result of the study, a significant reduction ($p < 0.05$) was found in hip-knee coordination in the sagittal plane, particularly on the UNIFA side, compared to RG and FAG. A significant increase in pelvis-hip coordination in the coronal plane was observed in FAG compared to RG, while a significant decrease was found in both UNIFA and NOIFA compared to RG ($p < 0.05$). In

the transverse plane, AFAG showed a significant reduction in joint range of motion in both limbs compared to RG and FAG ($p<0.05$). These findings suggest that even the NOIFA limb in children with AFA is affected by the deformity, indicating that biomechanical changes occur bilaterally. These changes appear to result in a stiffer movement pattern in hip-knee coordination in the sagittal plane and pelvis-hip coordination in the coronal plane, potentially leading to significant functional limitations in postural coordination.

Therefore, in children with AFA, focusing solely on the limb with the deformity may not be sufficient during assessment. It is evident that the asymmetric structure causes compensatory effects on the contralateral limb as well. In this context, including exercises for both limbs in physiotherapy programs is of great importance, considering the increased risk of injury and potential long-term secondary complications in children with AFA.

Keywords: Femoral anteversion, asymmetry, gait analysis, kinematics



1. GİRİŞ

Femoral Anteversiyon (FA) femur baş ve boyun arasındaki açıdır. Femur başının koronal düzleme göre ne kadar rotasyona uğradığını gösterir. Normal gelişim gösteren kişilerde doğumda 40° den olgunlaşma ile 15°ye kadar düşer. Normal gelişim sürecinde beklendiği kadar azalmayıp daha yüksek değerlerde olmasına Femoral Anteversiyon Artışı (FAA) denir. Bu artış nörolojik, ortopedik veya idiyopatik olarak meydana gelebilir. FAA transvers planda meydana gelen bir problem olmasına rağmen diğer planlarda da biyomekanik değişikliklere sebep olmaktadır.

Mevcut çalışmalarda FAA alt ekstremitede dizilim problemi olarak tanımlanabilir. Bununla birlikte, aşırı yanlış hizalama, telafi edici hareket stratejileri geliştirmesiyle birlikte değişmiş bir yürüyüş düzenine, düşme riskinin artmasına, işlevsel sınırlamalara, aşırı kullanım yaralanmalarına, eklem ağrısı, patellar instabilite, labrum yırtığı ve osteoartrit gibi klinik sorunlar için artan riske yol açabilir (Ito ve ark. 2001, Naqvi ve ark. 2017).

FAA'nın sıkça birlikte görüldüğü klinik durumlardan biri de hipermobilite sendromudur. Hipermobil çocuklarda bağ dokusu gevşekliği ve kas kontrolündeki zayıflık nedeniyle torsiyonel deformitelerin gelişme riski artmaktadır. Bu durum hem FAA'nın hem de AFA'nın ortaya çıkışını kolaylaştırmakta; böylece yürüme sırasında eklem stabilitesini bozarak daha belirgin kinematik sapmalarla sonuçlanmaktadır.

Çocuklarda FAA genel olarak tüm vücudu etkilese de bazen asimetrik olarak gerçekleşmekte ve bu nedenle asimetrik olarak çoklu eklem yüklenmelerine neden olmaktadır. Femoral torsiyonda 5° ila 10° farkın klinik olarak önemli olduğu düşünüldüğünde buradaki asimetrinin yürüme üzerine etkileri bildiğimiz kadarıyla henüz araştırılmamıştır. Bu çalışma hipermobil çocuklarda bilateral ve asimetrik femoral anteversiyon artışının yürümede kinematik parametreler üzerine etkisini tanımlamak amacıyla yapılmıştır.

Hipotezler

H0: Hipermobil çocuklarda bilateral ve asimetrik femoral anteversiyon artışının yürüme sırasında yürüme kinematiği üzerine etkisi yoktur.

H1: Hipermobil çocuklarda bilateral ve asimetrik femoral anteversiyon artışının yürüme sırasında yürüme kinematiği üzerine etkisi vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Alt Ekstremitenin Rotasyonel Gelişimi

Tipik gelişen çocuklarda torsiyonel deformiteler çeşitli gelişim süreçlerine bağlıdır. Alt ekstremitte rotasyonları, prenatal dönemde başlayan ve normal büyümenin bir parçası olan süreçlerdir (Gruskay ve ark. 2019). Torsiyonel deformiteler ilk olarak prenatal dönemde oluşmaya başladığı için önemli bir dönemdir (Guidera ve ark. 1994).

Gelişmekte olan fetüs, dış çevresel etkenlere karşı maternal dokular tarafından korunmaktadır. Ancak bu dokuların esnekliklerinin sınırlı oluş, gebeliğin ilerleyen dönemlerinde fetüsün dar bir alanda gelişmesine neden olarak özellikle son trimesterde boy uzamasının mekanik olarak sınırlandırılmasına yol açabilir (Bonneau ve ark. 2011). İntrauterin gelişim süresinde ekstremiteler hem rotasyonu hem de dıştan sıkıştırılması gerçekleşir. Bu biyomekanik kuvvetler, uzuvların anatomik olarak şekillenmesini ve doğum öncesi pozisyonlanmasını belirlemede önemli rol oynar (Guidera ve ark. 1994).

Alt ekstremitelerin embriyolojik gelişimi, gebeliğin 5. ile 6. Haftaları arasında başlar ve bu dönemde uzuvlar, kürek şeklinde tomurcuklar halinde ortaya çıkar. 6 haftalık bir embriyoda el ve ayak plakları, uzuv tomurcuklarının terminal kısmında düzleşerek şekillenir ve proksimale doğru gelişen dairesel daralmalarla segmentlere ayrılır (Guidera ve ark. 1994, Sadler 1990). Bu segmentasyon sayesinde ekstremitelerin temel yapıları belirginleşmeye başlar. 8. haftaya gelindiğinde, embriyoda hem üst hem alt ekstremitte morfolojik olarak tanımlanabilir hale gelir; üst ekstremitte genellikle pronasyon pozisyonundayken, alt ekstremitte klasik "dua eden ayaklar" pozisyonundadır (Guidera ve ark. 1994).

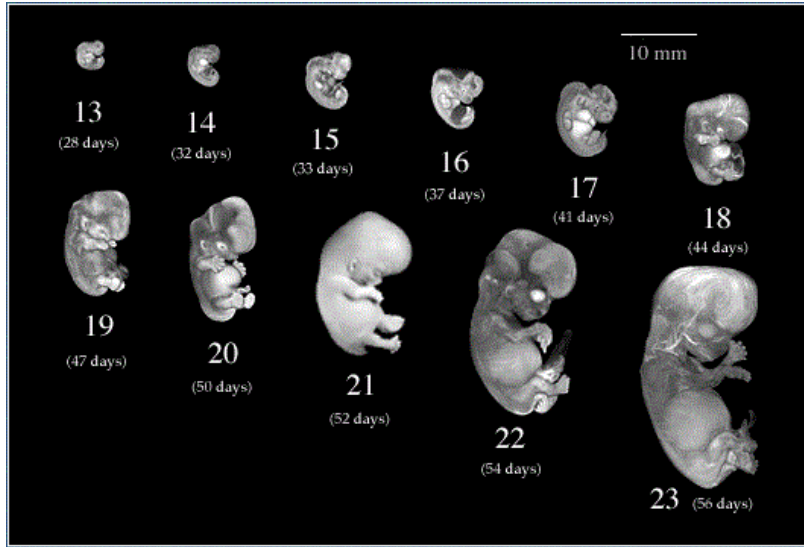
Kemikleşme süreci embriyonik dönemin sonunda başlar. 12. gebelik haftasında, uzun kemiklerde primer ossifikasyon merkezleri oluşur (Sadler 1990). Fetal döneme geçişle birlikte, femurun ossifikasyonu femur shaftında belirginleşir ve bu süreç hem proksimal hem de distal yönde ilerleyerek 16. haftada küçük trokanter seviyesine ulaşır (Lee ve Eberson 2006).

Kalçada ilk aktif hareketler yaklaşık 18. gebelik haftasında gözlenir. Son trimesterde, kas yapıları tamamlanırken; kalça eklemine etki eden ana faktörler mekanik ve hormonal unsurlar haline gelir. 9 aylık bir fetüste, asetabulum femur başının yaklaşık üçte birini örtmekteyken, doğuma kadar bu oranın artarak üçte ikiye ulaşması beklenir. 20. haftadan itibaren ise kalça eklemi işlevsel hale gelmeye başlar (Gruskay ve ark. 2019)

Fetüsün intrauterin pozisyonu, eklem ve kaslarda geçici kontraktürlerin gelişimine neden olabilir (Kliegman ve ark. 2015). Gebelik ilerledikçe kalça ve diz fleksiyonda pozisyonlanır; bu durum zamanla kalçada hiperfleksiyona dönüşür. Bu pozisyon, femur shaftının yerleşimi ve proksimal femurun asetabulumla olan ilişkisi doğrultusunda mekanik kompresyon yaratır. Söz konusu kompresyon, direnç kuvveti oluşturarak femoral anteversiyonun gelişimini etkileyebilir. Doğum sonrası dönemde ise yerçekimi, kalça pozisyonlanması ve torsiyonel adaptasyonlar üzerinde belirleyici rol oynar (Bonneau ve ark. 2011).

Postnatal süreçte FA açısı, doğumdan sonraki 3-12 ay arasında ortalama 39° civarındayken, 2 yaşına kadar bu değer yaklaşık 31°'ye düşer. Takip eden yıllarda ise her yıl 1-2° azalarak 14-16 yaşlarında 16-21° aralığına ulaşır (Guidera ve ark. 1994, Fabry ve ark. 1973). Bu azalmanın, genetik faktörlerin yanı sıra yürüme becerisinin gelişimi ve kas kuvvetindeki artışla ilişkili olduğu düşünülmektedir (Li ve Leong 1999).

Çocukluk çağında görülen transvers düzlem bozuklukları genellikle hafif şiddette olup klinik olarak müdahale gerektirmez (Kong ve ark. 2018). Ancak bazı durumlarda, bu bozuklukların kalıcı hale gelmesi yürüme paterninde bozulmalara ve fonksiyonel aktivite sınırlamalarına neden olabilir (Bruce ve ark. 2004).



Şekil 2. 1. İnsan embriyosunda ekstremitte gelişimi

2.2. Femoral Anteversiyon ve Femoral Anteversiyon Artışı

Kemiğin rotasyonu, distal ve proksimal eksenler arasındaki açıdır. Rotasyonun normal şiddette ve yönde olmasına ‘versiyon’ denir. Bu açı negatif ise ‘retrovert’, pozitif ise ‘antevert’ olarak tanımlanır (Li ve Leong 1999).

Femoral anteversiyon (FA), femurun başının, boyunun ve trokanterik bölgesinin dizin transkondiler eksenine göre öne doğru rotasyonudur. (Li ve Leong 1999, Cornell 1995, Ryder, Crane 1953). Bu açı, femur boynu eksenini ile distal femur kondillerinden geçen yatay düzlem arasındaki açıyı gösterir ve femur boynunun koronal düzleme göre olan döndürülme derecesini yansıtır (Fabry ve ark. 1973, Schoenecker ve Rich 2006).

FA'nın oluşumu; intrauterin dönemdeki pozisyonel baskılar, genetik altyapı, mekanik kuvvetler ve fetal gelişim sürecinin bir sonucudur (Guidera ve ark. 1994). Doğum öncesinde artış gösteren anteversiyon açısı, büyüme ile azalır. Örneğin; gebeliğin erken dönemlerinde yaklaşık 0° olan bu açı, doğumda ortalama 40° 'ye yükselir ve erişkin dönemde $10\text{--}15^\circ$ düzeyine düşer (Li ve Leong 1999, Schoenecker ve Rich 2006, Fabeck ve ark. 2006, Hefti ve ark. 2007). Bu gerilemenin büyük kısmı ilk 8 yaş içinde gerçekleşir (Mooney 2014). Büyüme süresince yılda ortalama $1,5^\circ$ azalma olduğu rapor edilmiştir (Fabry ve ark. 1973) ve yetişkin FA açısının genellikle $8^\circ\text{--}14^\circ$ aralığında olması beklenir (Kate 1976). Bu azalma, dik duruş ve yürüyüş sırasında oluşan mekanik yüklenmeler ile uygun kas dengesi ve motor kontrolün etkisiyle gerçekleşir (Djukic ve ark. 2014).

Femoral Anteversiyon artışı (FAA), FA açısının olgunlaşma sürecinde beklenen değerlerden yüksek olup beklenen değerler kadar azalmamasıdır. FAA erken çocukluk çağındaki kız çocuklarında ve hipermobil çocuklarda daha fazla olarak gözlemlenir. (Jones ve ark. 2013, Jacqueimer ve ark. 2008, Li ve Leong 1999). En sık 4-7 yaş arasındaki okul çocuklarında gözlemlenir (Jones ve ark. 2013). FAA nörolojik, ortopedik durumların yanında idiyopatik olarakta görülebilen gelişimsel bir sorundur. (Staheli 1986, Staheli ve ark. 1968). Bazı çalışmalarda, FAA'nın kalıtsal bir yönü olduğu ve ebeveynlerde de görülebileceği bildirilmiştir (Staheli, 1977).

FAA yalnızca transvers planda değil, aynı zamanda sagittal ve frontal düzlemlerde de çeşitli değişimlere neden olarak yürüme mekaniğini etkileyebilir (Stambough ve ark. 2018, Akalan ve ark. 2013). FAA, pediatrik yaş grubunda en yaygın içe basma nedenidir ve çocuk ortopedisine yönlendirilmenin başlıca sebeplerindendir (Staheli 1977). FA artışına sahip çocuklar, genellikle ayaklarını içe basarak yürür, yürürken veya koşarken ayakları birbirine takılır ve sık sık düşerler. Ayrıca W pozisyonunda rahat otururken, bağdaş kurarak oturmada zorlandıkları gözlemlenmiştir (Li ve Leong 1999). Çocukların yaklaşık %80'inde semptomların 8 yaşına kadar kendiliğinden azaldığı bildirilmiştir (Mooney 2014).

FAA, gluteus medius kasının abduktör kaldıraç kolunu kısaltarak yürüme mekaniğini etkileyebilir. Kalçada görülen iç rotasyonun, abduktör moment kolunu artırmak için dinamik bir kompensasyon stratejisi olduğu öne sürülmektedir (Arnold ve Delp 1997). FAA olan çocuklarda içe dönük yürümenin endişe yaratması, şikâyetlerin herhangi bir semptomu olmamasına rağmen yürürken ve/veya koşarken takılıp düşmelere zemin hazırlaması ve yaralanmalar için risk oluşturmaları konusunda önemsenmelidir. FAA olan çocuklarda düşme sıklığı yaşlarına göre daha fazla bulunmuştur (Leblebici ve ark 2019). Bazı vakalarda düşme sıklığının yüksek olmasına bağlı olarak sekonder gelişen anksiyete ve kinezyofobiye bağlı olarak, okula ve fiziksel aktivitelere katılımın limitlendiği rapor edilmiştir (Davids ve ark. 2002).

Gelişimsel FAA olgularının çoğu erken çocukluk döneminde müdahale gerektirmeden düzelebilir (Fabry ve ark. 1973, Staheli 1993, Svenningsen ve ark. 1989). Ancak FA açısındaki artış; trokanterin pozisyonunu, çevresindeki kasların moment kolunu

ve kalça eklem biyomekaniğini değiştirir (Kim ve ark. 2012). Normalin üzerindeki femoral anteversiyon derecesi, kalçanın ekstansiyon moment kolunda kısalmaya, abdüktör kasların kalça fleksiyon moment kolunda da artışa neden olur. Aynı zamanda tüm kalça internal rotasyon moment uzunluğunu önemli ölçüde arttırır. Bu da abdüktör ve ekstansör kasların aktivitesinin artmasına, kalça fleksörlerinin kas aktivitesinin azalmasına neden olur (Scheys ve ark. 2008, Li ve ark. 2014).

FAA ile ilişkili biyomekanik adaptasyonlar; patellofemoral ağrı, patellar instabilite, femoroasetabular sıkışma sendromu, osteoartrit ve labrum yırtıkları gibi çeşitli kas-iskelet sistemi patolojilerine zemin hazırlayabilir (Ito ve ark. 2001, Naqvi ve ark. 2017).

Ayrıca alt ekstremitedeki bu dizilim bozuklukları, pelvis ve omurga hizalanmasını etkileyerek postüral asimetri ve hatta skolyoz gibi omurga deformitelerine neden olabilir (Bacak ve ark. 2017). Bu uzun vadeli etkiler, bireyin günlük yaşam aktivitelerini ve fiziksel performansını sınırlandırarak fonksiyonel kapasiteyi düşürebilir (Leblebici ve ark. 2019).

2.3.Femoral Anteversiyonun Değerlendirilmesi

Alt ekstremitte rotasyonel dizilimi çeşitli yöntemlerle incelenebilir. Statik değerlendirmeler için fiziksel muayene, direkt grafi, bilgisayarlı tomografi (BT), floroskopi, ultrasonografi ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) teknikleri kullanılmaktadır. Dinamik analizlerde ise bilgisayarlı hareket analiz sistemleri tercih edilir (Li ve Leong, 1999; Davids ve ark., 2002; Tomczak ve ark., 1997). FA açısının ölçümünde bilgisayarlı tomografi altın standart olarak kabul edilir (Buddenbrock ve ark., 1997). Görüntüleme yöntemleri ve fiziksel değerlendirme, içe dönük yürümenin nedenlerinin belirlenmesinde önemli rol oynar (Lee ve ark., 2011).

FA değerlendirmesinde aile ve prenatal öykünün alınması, normal motor gelişim basamaklarının izlenmesi rotasyonel profilin anlaşılması için önemlidir. Alt ekstremitte muayenesi; açısal ölçümler, bacak boyu eşitsizlikleri, eklem esnekliği, hareket açıklıkları ve yürüme analizi gibi bileşenleri içerir (Staheli ve ark. 1985, Li ve Leong 1999, Rerucha ve ark. 2017). Ayrıca çocuğun oturma pozisyonları, günlük aktivitelerde takılma veya

düşme sıklığı da sorgulanmalıdır (Mooney 2014, Rerucha ve ark 2017). Değerlendirmeler birden fazla pozisyonda statik ve dinamik olarak yapılmalıdır (Mooney 2014).

Alt ekstremitte rotasyonel profilinin belirlenmesi için kalça iç ve dış rotasyon açıları, uyluk-ayak açısı ve ayak progresyon açısının ölçülmesi gerekmektedir (Staheli ve ark. 1985, Rerucha ve ark. 2017). Yapılan bu değerlendirmeler ile içe dönük yürümeye sebebiyet verebilen metatarsus adduktus, tibial torsiyon ve femoral anteversiyonun artışının ayırt edilmesinde özellikle kliniklerde kullanılmaktadır (Wren ve ark 2005).

Kalça iç rotasyonu sınırı kadın (60°) ve erkeklerde (65°) değişiklik göstermektedir. Dış rotasyon ise her iki cinsiyette (25°) benzerlik göstermektedir. Klinik ölçümlerde femoral anteversiyon belirtisi olarak kalça iç rotasyonunun $65-70^{\circ}$ arasında olması ve dış rotasyonun $10^{\circ}-20^{\circ}$ aralığına kadar azalması önemli bir göstergedir (Rerucha ve ark. 2017). Rotasyonel profil ile BT bulguları arasında anlamlı korelasyonlar rapor edilmiştir (Davids ve ark. 2002).

Ruwe ve arkadaşları tarafından geliştirilen Trokanter Prominens Açısı Testi (TPAT), femoral anteversiyonun klinik değerlendirilmesinde kullanılan bir yöntemdir ve radyolojik yöntemlere kıyasla üstünlük göstermiştir (Ruwe ve ark. 1992). TPAT için $15^{\circ}-20^{\circ}$ değerleri FA için normal kabul edilirken 30° ve üzeri değerler FAA olarak değerlendirilebilir (Ruwe ve ark. 1992).

Uyluk-ayak açısı, Tibianın torsiyonunu belirlemek için ölçülür. Normal değerleri $10^{\circ}-15^{\circ}$ iken çocukluk döneminde -5° ile 30° arasındaki değerler normal kabul edilebilir. Eksternal rotasyon yönüne pozitif, internal rotasyon yönüne negatif değerler verilmektedir (Staheli ve ark. 1985, Li ve Leong 1999, Jones ve ark. 2013). Ayak progresyon açısı, yürüme eksenini ile ayağın uzun eksen arasındaki açısal değerdir. Dışa dönük açılar pozitif değerler, içe dönük açılar ise negatif değerler ile tanımlanır. Normal değerleri $+10^{\circ}-15^{\circ}$ arasındadır. Tipik gelişen çocuklarda bu açı -3° ile $+20^{\circ}$ arasındadır. Ortalama değeri $+10^{\circ}$ dir. (Staheli ve ark. 1985).

Açısal değerlerin yanında fiziksel değerlendirmeler de önemlidir. Hastaya yapılan görüntülemeler ve açısal ölçümler dışında hastanın öyküsünün alınması, gelişimin değerlendirilmesi ve tüm bu değerlendirmelerin kayıt altına alınması, her kontrolde

değerlerin incelenmesi çocuğun rutin takibinin bir parçası olmalıdır ve yeterlidir (Mooney ve ark. 2014).

2.4. Femoral Anteversiyonun Tedavisi

Rotasyonel deformitelerin tedavisinde pek çok yöntem ve farklı uygulama varyasyonları bulunmaktadır (Staheli, 1977). Konservatif tedavi seçenekleri arasında gece atelleri, tabanlık kullanımı, fizyoterapi ve rehabilitasyon programları, twisterlar ve ayakkabı modifikasyonları yer almaktadır. Yapılan araştırmalar, gece atellerinin tibial ve femoral torsiyonda kısmi iyileşme sağlayabileceğini göstermesine rağmen, aşırı femoral anteversiyonun düzeltilmesinde etkili olmadığını ortaya koymuştur (Li ve Leong 1999).

Femoral anteversiyonun kalça biyomekaniği üzerindeki etkileri, moment kol uzunlukları ve eklem yapısı gibi faktörlerden dolayı kalça çevresindeki kaslarda kuvvet dengesizliklerine yol açar (Kim ve ark. 2012, Scheys ve ark. 2008, Li ve ark. 2014). Bu nedenle, FAA olan çocukların fizyoterapi ve rehabilitasyon programlarında mutlaka yürüyüş ve postür egzersizleriyle birlikte quadriseps ve vastus medialis kaslarını güçlendiren egzersizlere yer verilmesi önerilmektedir (Naqvi ve ark 2017). Ayrıca, gluteus maksimus kasının aktivitesi, artmış internal rotasyonun kontrolünde ve diz valgus momentinin azaltılmasında kritik rol oynadığı için bu kası hedef alan egzersizler de programa dahil edilmelidir (Ireland ve ark. 2003). FAA olan kişilerde kalça hareket açıklığındaki simetrinin sağlanmasına yönelik fizyoterapi uygulamaları kalça problemlerinin önlenmesinde önemli olacağı nedeniyle programa eklenmelidir (Cibulka ve ark. 2004).

Aşırı femoral anteversiyonun 8 yaşına kadar kendi kendine iyileşme potansiyeli olduğu için, tedavi planlamasında bu yaşa kadar öncelikle konservatif yöntemler tercih edilmelidir (Mooney 2014, Gruskay ve ark. 2019). Ancak, yoğun fizyoterapiye rağmen düzelmeyen, açıklanamayan kalça ve diz ağrısı, sık düşmeler veya fiziksel aktivitelere katılımın kısıtlanması gibi kalıcı semptomları olan hastalarda cerrahi müdahale gündeme gelebilir. Bu vakalarda femoral osteotomi ile farklı seviyelerde cerrahi düzeltme yapılabilir (Li ve Leong 1999, Naqvi ve ark. 2017). Femoral anteversiyonun doğal seyri üzerinde etkili tek cerrahi müdahale femoral derotasyon osteotomisi olup, endikasyonları oldukça sınırlıdır (Mooney, 2014). Genel kural olarak tibial derotasyon osteotomisi 5 yaşından

önce, femoral derotasyon osteotomisi ise 8 yaşından önce uygulanmamalıdır. Bununla birlikte serebral palsili hastalarda femoral anteversiyonun kendiliğinden düzelme oranı düşüktür ve bu hastalar için cerrahi müdahale daha erken dönemde düşünülebilir (Li ve Leong 1999).

Cerrahi tedavi genellikle 45° – 50° 'nin üzerinde femoral anteversiyon açısına ve 80° 'yi aşan kalça iç rotasyonuna sahip, 8 yaşından büyük, femoral anteversiyonun yol açtığı sekonder deformiteleri bulunan ve ciddi fonksiyonel veya kozmetik kısıtlılıkları olan hastalar için önerilmektedir (Li ve Leong 1999, Naqvi ve ark. 2017, Mooney 2014). Femoral derotasyon osteotomisi, femurun intertrokanterik, subtrokanterik, diafizyal veya suprakondiler bölgelerinden uygulanabilir (Stambough ve ark., 2018). 10 yaşından küçük çocuklarda distal osteotomi tercih edilirken, daha büyük çocuklarda intertrokanterik veya subtrokanterik osteotomi daha uygun bulunmaktadır. Ayrıca erken mobilizasyona imkân veren, alçı gerektirmeyen femoral intramedüller çivileme ve kapalı femoral derotasyon osteotomisi gibi teknikler de yaygın olarak kullanılmaktadır (Li ve Leong 1999).

2.5. Yürüme

Yürüme, yaşam için önemli olan temel bir işlemdir. Yürüme nöromüskületal sistemin eylemiyle birlikte vücut segmentlerinin koordineli hareketi, iç ve dış faktörler arasındaki etkileşim sonucunda istenilen hız ve doğrultuda gerçekleşir (Perry ve Brunfield 2010, Mirelman ve ark. 2018, Seker ve ark. 2014). Hem sabit hem esnek hareketler zinciridir.

Normal bir yürüyüşün sağlıklı sayılabilmesi için beş temel koşulun sağlanması gereklidir.

1. Basma fazı süresince stabilitenin korunması,
2. Salınım fazında ayağın öne doğru düzgün bir şekilde ilerletilmesi,
3. Salınım fazının sonunda ayağın uygun pozisyonda bulunması,
4. Uygun ve yeterli adım uzunluğunun sağlanması,
5. Enerji tüketiminin etkin ve dengeli olması.

Bu koşullardan herhangi birinde ortaya çıkan aksaklıklar, patolojik yürüyüş olarak tanımlanır (Sutherland, 1997). Çocuklarda patolojik yürüyüşü doğru bir şekilde değerlendirebilmek için, öncelikle normal yürüyüş biyomekaniğinin detaylı olarak anlaşılması gerekir (Erbahçeci & Bayramlar, 2018).

2.5.1. Yürüme Gelişimi

Yürüyüşün başlamasına kadar geçen olgunlaşma süreci karmaşık ve zorlu bir gelişim evresidir (Klenerman ve Wood 2006). Bebeklerde baş kontrolünün 3. ayda sağlanması, 6. ayda oturma becerisinin kazanılması, 9. ayda emeklemenin başlaması ve 12-15. aylarda destekli yürüyüşün ardından, 15. aydan sonra desteksiz yürüyüşün gerçekleşmesi beklenir (Sutherland ve ark., 1980). Koronal ve transversal düzlemlerde olgunlaşmış yürüyüş paterni, üç yaşına kadar belirgin değişiklikler göstermektedir (Warnock ve ark., 2013).

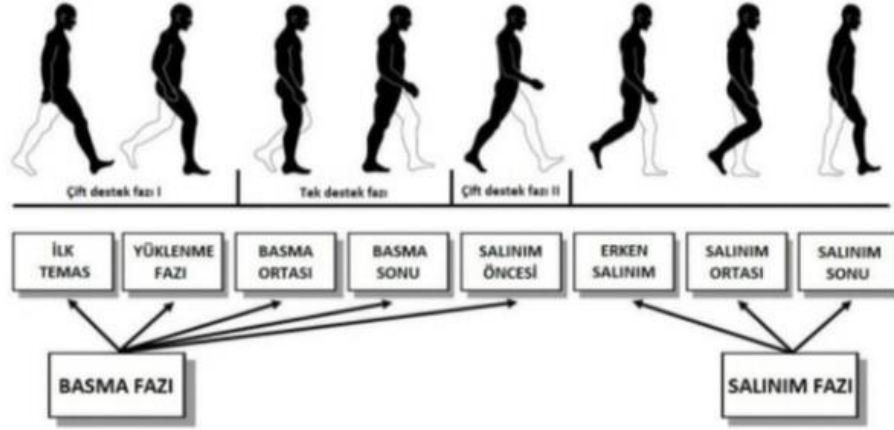
Yürümeye yeni başlayan çocuklarda omuzlar genellikle abduksiyonda, dirsekler fleksiyondadır; destek yüzeyi geniştir, adım uzunluğu kısadır ve kadans yüksektir. Bu parametreler zamanla normale yaklaşarak yetişkin yürüme paternine evrilir (Sutherland ve ark., 1980; Klenerman & Wood, 2006; Perry & Brunfield, 2010). Yetişkin yürüyüş paterni gelişim sürecinde, 2 yaşına kadar kalça eklemi eksternal rotasyonda iken dizlerde fleksiyon hakimdir. Topuk vuruşunda ayak bileğinde plantar fleksiyon, salınım fazında ise dorsifleksiyon kısıtlıdır. 18. aydan itibaren destek yüzeyi daralmaya başlar ve kol salınımları ortaya çıkar (Keen, 2006). İki yaş civarında kol salınımları daha düzenli hale gelirken, pelvik tilt ile kalça eksternal rotasyonu ve abduksiyonunda azalma gözlemlenir (Sutherland ve ark., 1988). Üç yaş itibarıyla, yetişkin yürüyüşünün önemli bir parametresi olan tek destek fazı, yürüyüşün yaklaşık %35'ini oluşturur. Bu oran yedi yaşına kadar artarak yetişkinlerde ortalama %38'e ulaşır. Ancak bu dönemde, yetişkin yürüyüşünden farklı olarak destek fazı sırasında diz fleksiyonu, pelvis ve kalça rotasyonunda artışlar devam eder (Todd ve ark., 1988). Diğer eklemlerdeki hareket aralığı ise yetişkin değerlerine yaklaşmıştır. Destek yüzeyi daralırken, adım uzunluğu genişler ve kadans azalır; aynı zamanda yürüyüş hızı da artar. Kas-iskelet sistemindeki büyüme, yürüyüşün zaman-mesafe parametrelerini önemli ölçüde etkiler (Sutherland, 1997). Yedi yaş ve sonrasında yürüme, yetişkinlere benzer bir patern kazanır (Keen, 2006).

Olgunlaşmış ve sağlıklı bir yürüyüşün oluşabilmesi için merkezi sinir sistemi gelişimi ve motor öğrenme süreçlerinin tamamlanması gereklidir (Sutherland ve ark., 1980). Normal yetişkin yürüyüşü, yakın destek yüzeyi, karşılıklı kol salınımları ve basınç merkezinde minimal osilasyonlarla karakterize edilen akıcı hareketler bütünüdür (Kligman ve ark., 2015). Ancak doğuştan gelen deformiteler, gelişimsel sorunlar veya sonradan

edinilen problemler, bu faktörler arasındaki dengeyi bozarak yürüyüş fonksiyonunun azalmasına yol açabilir (Perry ve Brunfield 2010).

2.5.2. Yürümenin Fazları

Yürüme periyodu, tanımlayıcı ve analitik olması adına destek (stance) fazı ve salınım (swing) fazı olmak üzere iki faza ayrılmıştır (Gage ve ark. 2009). Alt ekstremitenin yer ile temasta olduğu süre basma fazı, temasın kesildiği alt ekstremitenin havada olduğu süre salınım fazı olarak tanımlanır. (Perry ve Brunfield 2010, Mirelman ve ark. 2018, Tucker 2013, Whittle 2007, Pirker ve Katzenschlager 2017) Bu periyot boyunca yükün karşılanması, tek ekstremitede desteğin sağlanması ve ekstremitenin ilerletilmesi olmak üzere 3 ana görev gerçekleşir (Şekil 4-1).



Şekil 2.1. Yürüyüş periyodu fazları, alt fazları.

2.5.2.1 Destek (Stance) Fazı

Topuk vuruşu ile başlayıp parmak kalkışı ile sonlanır. Yürüme döngüsünün %60'lık kısmını oluşturur. Destek fazı; ilk temas, yüklenme fazı, orta duruş, duruş fazı sonu ve salınım öncesi olmak üzere 5'e ayrılır (Perry ve Brunfield 2010, Erbahçeci ve Bayramlar 2018, Gage ve ark. 2009).

İlk temas: Topuk vuruşuyla başlayan bu faz aynı zamanda çift destek periyodunun da başlangıcıdır. Bu fazda kalça 30° fleksiyonda, diz ekstansiyonda ve ayak bileği nötral pozisyonudadır. YRK, diz ve kalça eklemi önünden, ayak bileğinin arkasından geçer. Yürüme döngüsünün %0-2'lik kısmıdır. (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Yüklenme fazı: İlk teması takiben hızla bacağa yük aktarıldığı ve şokun absorbe edilerek kas aktivasyonu ile 3 düzlemde stabilitenin sağlandığı fazdır. Bu fazda kalça eklemi 20° fleksiyonda, diz eklemi 15-20° fleksiyonda ve ayak bileği 10° plantarfleksiyondadır. YRK, kalça eklemi önünden, diz ve ayak bileği eklemlerinin arkasından, kalça ekleminin önünden geçer. Yürüme döngüsünün %2-10'luk kısmıdır. (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Destek ortası fazı: Tek destek fazının başlangıcıdır. Karşı ekstremitenin salınım fazına geçince başlar. Kalça eklemi nötral veya 10° ekstansiyondayken diz eklemi ekstansiyonda ve ayak bileği 5° dorsifleksiyondadır. YRK, Kalça eklemi merkezinden veya hafif arkasından geçerken diz ekleminin arkasından ayak bileği merkezinin önüne doğru hareket eder. Bu fazda gövde ve ekstremitenin stabilitesi önemlidir. Yürüme döngüsünün %10-31'lik kısmıdır. (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Destek sonu fazı: Tek destek fazının son kısmıdır. Topuk kalkışı ile başlar, diğer ekstremitenin topuk vuruşu ile tamamlanır. Kalça eklemi 20° hiperfleksiyonda, diz eklemi ekstansiyonda ve ayak bileği eklemi 10° dorsifleksiyondadır. YRK, kalça eklem merkezinin arkasından, diz ve ayak bileği eklem merkezlerinin önünden geçer. Destek fazındaki ayak üzerinden stabil bir şekilde gövde ve ekstremitenin ilerletilmesi gerçekleşir. Yürüme döngüsünün %31-50'lik kısmıdır. (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Salınım öncesi fazı: Çift destek fazı olup ekstremitenin salınım fazına hazırlar. Karşı ekstremitenin topuk vuruşu ile başlar, aynı ekstremitenin parmak kalkışı ile tamamlanır. Kalça eklemi 20° hiperekstansiyonda, diz eklemi 40° fleksiyonda ve ayak bileği eklemi 20° plantar fleksiyondadır. YRK, kalça ve diz eklem merkezinin arkasından, ayak bileği eklem merkezinin önünden geçer. Yürüme döngüsünün %50-62'lik kısmıdır. (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

2.5.2.2. Salınım (Swing) Fazı

Parmak kalkışı ile başlayıp topuk teması ile sonlanır. Yürüme döngüsünün %40'lık kısmını oluşturur. Salınım fazı; erken salınım, salınım ortası ve salınım sonu olmak üzere 3'e ayrılır.

Erken salınım fazı: Salınım fazının 1/3' lük başlangıç kısmıdır. Salınım fazındaki ekstremitenin karşı ekstremitenin ile aynı hizaya gelmesine kadar sürer ve salınım fazının hızlanma fazını oluşturur. Parmak kalkışından itibaren ekstremitenin rölatif bir kısalık

kazanarak bacak öne ilerletilir. Kalça eklemi 20° fleksiyonda, diz eklemi 60-70° fleksiyonda ve ayak bileği eklemi 5° plantar fleksiyondadır. Yürüme döngüsünün %62-75'lik kısmıdır. (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Salınım ortası fazı: Salınım fazındaki ekstremitenin karşı ekstremita ile aynı hizaya gelmesiyle başlar ve öne ilerletilmesi sırasında tibianın vertikal olarak konumlandığı pozisyonda sonlanır. Kalça eklemi 20-30° fleksiyonda, diz eklemi 30° fleksiyonda ve ayak bileği eklemi nötraldedir. Yürüme döngüsünün %75-87'lik kısmını oluşturur. (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Salınım sonu fazı: Salınım fazının yavaşlama fazını oluşturur. Salınım ortasının sonundan başlayarak aynı ekstremitenin topuk vuruşuyla sonlanır. Kalça eklemi 30° fleksiyonda, diz eklemi ekstansiyonda ve ayak bileği eklemi nötral pozisyonundadır. Yürüme döngüsünün %87-100'lük kısmını oluşturur. (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

2.6. Yürümenin Zaman-Mesafe Parametreleri ve Genel Terminolojisi

Sıklıkla kullanılan yürümenin genel terminolojisi ve zaman-mesafe parametreleri aşağıdaki gibidir (Perry ve Brunfield 2010, Tucker 2013, Whittle 2007, Pirker ve Katzenschlager 2017, Özaras ve Yalçın 2001).

Yürüyüş periyodu: Bir ayağın topuk vuruşu ile başlayıp aynı ayağın tekrar topuk vuruşu yapması arasında gerçekleşen olayları kapsamaktadır.

Destek süresi: Bir ayağın topuk vuruşu ile aynı ayağın parmak kalkışı arasında geçen süredir.

Salınım süresi: Bir ayağın parmak kalkışı ile aynı ayağın topuk vuruşu arasında geçen süredir.

Adım süresi: Bir ayağın topuk vuruşu ile karşı ayağın topuk vuruşu arasında geçen süredir (sn).

Adım uzunluğu: Tek bir adımın uzunluğu olup bir ayağın topuk vuruşu ile diğer ayağın topuk vuruşu arasındaki mesafedir.

Adım genişliği: Her iki ayağın topuk vuruşu veya yere ilk temas ettikleri noktalar arasındaki medio-lateral uzaklıktır.

Çift adım uzunluğu: Bir ayağın topuk vuruşu ile aynı ayağın topuk vuruşu arasındaki mesafedir.

Çift destek süresi: Her iki ayağın aynı anda yerde olduğu süredir.

Yürüyüş hızı: Yürüme döngüsünde birim zamanda katedilen mesafedir. Birimi m/s, cm/s ya da m/dk'dır.

Kadans: Bir dakika içinde atılan adım sayısıdır.

Kinematik analiz: Hareketin her üç düzlemde eklem açılarının, hızının ile ivmelerin kuvvetten bağımsız olarak ölçülmesidir.

Kinetik analiz: Harekete neden olan yerçekimi, yer reaksiyon kuvveti, eklem gücü ve momenti gibi kuvvetlerin incelenmesidir.

Yer reaksiyon kuvveti (YRK): Yürüyüş sırasında ayağın yerle temas halinde olduğu durumda yerin ayağın tepkisine karşı oluşturduğu kuvvettir.

2.7. Yürümenin Değerlendirilmesi

Yürümenin değerlendirilmesi, fonksiyon kaybı veya tanının doğru tanımlanması, tedavi önerilerinin geliştirilmesi, tedavi planlanması, tedavi süresinin belirlenmesi, tedavi etkinliğinin değerlendirilmesi ve tedavi etkinliğine göre tedavinin modifiye edilmesi için yapılmaktadır. (Gage ve ark. 2009, Yavuzer 2009)

Yürüme, gözleme dayalı veya kantitatif yürüyüş analizleri ile değerlendirilebilir. Klinisyenler tarafından sıkça kullanılan yöntem gözleme dayalı yürüyüş analizleridir (Erbahçeci ve Bayramlar 2018). Yaygın kullanıma rağmen gözlemsel yürüme analizinde karmaşık yürüme parametrelerini tanımlamakta yetersiz kalmaktadır. Daha kapsamlı ve detaylı bir analiz için kantitatif yürüyüş analizleri kullanılması önerilmektedir. Kantitatif yürüme analizi, yürümenin zaman-mesafe parametrelerinin ölçümünü ve dinamik elektromiyografi ölçümünü içermektedir. (Perry ve Brunfield 2010, Munkasy 2014, Whittle 2007, Akalan ve Temelli 2016).

2.7.1. Kinematik Analiz

Kinematik analiz için pelvis, kalça, diz ve ayak bileğinin belirli anatomik noktalarına yerleştirilen yansıtıcı belirteçler yardımıyla üç düzlemde ekstremiteler pozisyonları, doğrusal-açısal hız ve ivmelerini, eklem açıları ölçülebilmektedir. Hareketin üç boyutlu değerlendirilebilmesi ve kaydedilebilmesi için en az beş kamera kullanımı önerilmektedir (Perry ve Brunfield 2010, Munkasy 2014, Whittle 2007, Akalan ve Temelli 2016).

2.7.2. Kinetik Analiz

Kinetik analizler, hareketin ortaya çıkmasında rol oynayan yer tepki kuvvetleri, eklem momentleri ve güç gibi kuvvet bileşenlerini incelemek amacıyla yapılır. Bu tür veriler, ayağın zeminle temas ettiği anda oluşan toplam kuvveti algılayabilen, basınca duyarlı plakalarla donatılmış kuvvet platformları sayesinde elde edilir. Kuvvet platformları doğrudan yalnızca yer reaksiyon kuvvetini ölçebilirken; eklem momentleri ve benzeri diğer dinamik parametreler, analiz öncesinde sağlanan antropometrik bilgiler, kinematik kayıtlar ve ölçülen yer tepki kuvvetleri kullanılarak hesaplanır. Yürüme analizi için yürünen yola yerleştirilecek kuvvet platformları yürüme sırasında herhangi bir yükseklik veya alçaklık hissi oluşturmayacak şekilde yürüme yoluyla aynı seviyede yerleştirilmelidir. Hastanın kuvvet platformlarına adımını ayarlayarak basmaması doğal yürüyüşünü bozmadan devam ettirmesi değerlendirmenin doğruluğu için oldukça önemlidir (Perry ve Brunfield 2010, Munkasy 2014, Whittle 2007, Akalan ve Temelli 2016).

2.7.3. Dinamik Elektromiyografi (EMG)

Dinamik EMG, yürüme sırasında elektrotlar yardımıyla oluşan kas aktivasyonunun kaydedilmesidir. Yürüme sırasındaki kas aksiyon potansiyelleri bu sistemle ölçülmektedir. Kastaki mekanik aktiviteden ziyade elektriksel aktiviteyi ölçtüğü için kas kasılma tipini ve kontraksiyon gücünü ilişkilendirmede kullanılmaz. Yürüme analizinde EMG'nin önemi kasın kontraksiyonunun yürüme döngüsünün hangi fazında olduğunu gösterebilmesidir (Perry ve Brunfield 2010, Munkasy 2014, Whittle 2007, Akalan ve Temelli 2016).

2.8. Femoral Anteversiyon Artışı ve Yürüme

İskelet sisteminde meydana gelen deformasyonlar, ekstremitenin mekanik ekseninde değişikliklere yol açabilir. Bu tür değişiklikler, yürüyüş esnasında eklem kinematiği ve kinetiğinde farklılıklar oluşmasına sebep olabilir (Bruderer-Hofstetter ve ark. 2015). Yürüme esnasında ortaya çıkan kinematik ve kinetik farklılıklar, genellikle primer ve sekonder sapmalar şeklinde sınıflandırılır. Primer sapmalar, mevcut deformitenin doğrudan etkileriyle ortaya çıkan hareket bozukluklarını ifade ederken; sekonder sapmalar, bireyin bu bozuklukları dengelemek amacıyla geliştirdiği telafi edici mekanizmaların bir sonucu olarak meydana gelir (Schmid ve ark., 2013).

FAA özellikle transversal düzlemde olmak üzere sagittal ve koronal düzlemlerde yürüyüş biyomekaniğinde patolojik değişikliklere neden olmaktadır (Desmyttere ve ark., 2018). Yürümenin zaman ve mesafe parametreleri incelendiğinde, FAA'ya sahip çocuklarda basma ve salınım fazlarının sürelerinde azalma ile adım uzunluklarında kısalma gözlenirken, kadans artışı tespit edilmiştir (Akalan ve ark., 2013). Ayrıca, FAA'lı bireylerde yürüyüş sırasında anterior pelvik tilt ve pelvik rotasyon artışı, kalçada fleksiyonun yükselmesi ve basma fazı sonunda kalça ekstansiyonunun azalması gibi değişiklikler saptanmıştır. Ortalama diz fleksiyonu, tepe dorsifleksiyon ve ayak içe rotasyon açısında da artışlar bildirilmiştir (Bruderer-Hofstetter ve ark. 2015, Schmid ve ark. 2013, Akalan ve ark. 2013, Alexander ve ark. 2018).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın etik yönden uygunluğu, İstanbul Kültür Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu'ndan çalışmanın etik yöntemi uygunluğunu belirten 21.04.2025 tarihli ve 2025/03 sayılı kurul onayı alındı.

3.1. Katılımcılar

İstanbul Kültür Üniversitesi Hareket Analiz Merkezi'nden alınan izinler doğrultusunda bu çalışma, İstanbul Kültür Üniversitesi Hareket Analiz Merkezi'nde Ekim 2023- Nisan 2025 tarihleri arasında yürütülen kişilerle retrospektif olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya dahil edilmek üzere 51 kişi retrospektif olarak incelenmiştir. 25 kişi hipermobilite parametresini karşılamadığı için çalışmaya dahil edilmedi.

Çalışmamızda, asimetrik femoral anteversiyonun yürümenin kinematiğine etkisini incelemek amacıyla Asimetrik femoral anteversiyon grubu (AFAG) AFAG; femoral anteversiyon artışı olmayan ekstremit (TPAT'e göre $<30^\circ$) NOİFA ve femoral anteversiyon artışı olan ekstremit (TPAT'e göre $\geq 30^\circ$) UNİFA olmak üzere 2'ye ayrılmıştır. Her iki ekstremit arasında TPAT'e göre 10° fark bulunmaktadır. Bilateral femoral anteversiyon artışı (TPAT'e göre $\geq 30^\circ$) olan kişilerin dominant ekstremiteleri Femoral Anteversiyon Grubu (FAG) olarak; AFAG' dan ve FAG' dan elde edilen verilerin yorumlaması ve karşılaştırılması konusunda referans sağlaması adına femoral anteversiyon artışı olmayan (TPAT'e göre $<30^\circ$) Referans Grubu (RG) olmak üzere 4 grup oluşturulmuştur.

Çalışmamıza en yakın çalışma Akalan ve arkadaşlarının çalışması kriter alınarak; hata miktarı 0.05, gücü 0.80 iken gerekli olan minimum femoral anteversiyon artışı olan çocuk sayısı 21 olarak belirlenmiştir (Akan ve ark. 2013). Araştırmamıza katılan katılımcı sayısı çalışmanın anlamlılığı için gereken minimum katılımcı sayısından fazladır.

Çalışma öncesinde çocuklara ve velilere yapılan bilgilendirmeyi takiben velilere bilgilendirilmiş gönüllü onay formu imzalatılmıştır.

3.2.Dahil Edilme ve Dışlanma Kriterleri

Grupların dahil edilme ve dışlanma kriterleri aşağıdaki gibidir.

AFAG'a dahil edilme kriterleri:

- 7-15 yaş arasında olmak
- Femoral anteversiyon açısının tek taraflı olarak Trokanterik Prominens Açısı Testi (TPAT)' ne göre 30°'nin üzerinde olması
- İki ekstremitte arasında TPAT'e göre minimum 10° fark olması
- Beighton skoru 4 ve üzeri olması
- Alt ekstremitte hipermobilité skoru 12 ve üzeri olması

FAG 'a dahil edilme kriterleri:

- 7-15 yaş arasında olmak
- Femoral anteversiyon açılarının iki taraflı olarak TPAT'e göre 30°'nin üzerinde olması
- Kalça internal rotasyon açısı 70°' nin üzerinde olması İR >70°
- Kalça eksternal rotasyon açısı 20°'den küçük olması ER <20°
- Beighton skoru 4 ve üzeri olması
- Alt ekstremitte hipermobilité skoru 12 ve üzeri olması

RG'ye dahil edilme kriterleri:

- 7-15 yaş arasında olmak
- Femoral anteversiyon açılarının iki taraflı olarak TPAT'e göre 30°'nin altında olması
- Beighton skoru 4 ve üzeri olması
- Alt ekstremitte hipermobilité skoru 12 ve üzeri olması

Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri:

- Nörolojik ve/veya kas iskelet sistemi problemleri
- Yürümeye engel olacak ortopedik problemler
- Koopere olunamaması

3.3 Değerlendirme Ölçütleri

Katılımcıların dahil edilme kriterlerine uyma durumları, alt ekstremitte fiziksel değerlendirmeleri yapılarak değerlendirildi.

- Fiziksel değerlendirme
 - Eklem hareket açıklığı
 - Kas kısalıkları
 - Rotasyonel profil

- Ayak postürü
 - Ayak Postür İndeksi (API-6)
- Hipermobilité
 - Beighton test
 - Alt Ekstremité Hipermobilité Skoru
- Üç boyutlu yürüme analizi

3.3.1. Fiziksel Değerlendirme

Katılımcıların dahil edilme kriterlerini karşılayıp karşılamama durumlarını görmek için uygun fiziksel değerlendirmeler tüm katılımcılar için aynı fizyoterapist tarafından yapıldı.

3.3.1.1. Antropometrik Ölçümler

Katılımcıların vücut ağırlıkları (kg), boyları (cm) ölçülüp kaydedildi. Üç boyutlu yürüme analizi için gerekli olan omuz yüksekliği, dirsek çapı, el bileği çapı, el kalınlığı, bacak boyu, pelvis genişliği, diz ve ayak bileği eklem çapı ölçülerek milimetre (mm) cinsinden kaydedildi. Bacak boyu uzunluğu bir mezura yardımı ile; diğer ölçümler supin pozisyonda kaliper yardımıyla bilateral olarak ölçüldü.

3.3.1.2. Normal Eklem Hareket Açıklığı Ölçümü

Tüm katılımcıların bilateral olarak supin pozisyonda diz 0°'de ayak bileği dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon eklem hareket açıklığı (EHA) (Boone ve ark. 1978, Otman ve ark. 1998) prone pozisyonda ise bilateral kalça internal ve eksternal rotasyon EHA, femoral anteversiyon açısı (TPAT) ve uyluk- ayak açısı (Thigh Foot) gonyometre ile pasif olarak değerlendirildi. TPAT açısı, supin pozisyonda değerlendirilen taraftaki diz 90° fleksiyon pozisyonundayken trokanter majörün femurun en lateralinde palpe edilip bu noktanın yere paralel olduğu durumdaki tibianın koronal planda kat ettiği açının ölçümü ile bulundu (Ruwe ve ark. 1992, Cilbulka 24 2004, Davids ve ark. 2002). Uyluk-ayak açısı prone pozisyonda değerlendirilen taraftaki diz 90° fleksiyon pozisyonundayken ayak eksenini ile uyluk eksenini arasındaki açının ölçülmesiyle bulundu. Eksternal rotasyon yönüne pozitif, internal rotasyon yönüne negatif değer verildi (Staheli ve ark. 1985, Li ve Leong 1999, Jones ve ark. 2013).

3.3.1.3. Kas Kısalığı Ölçümü

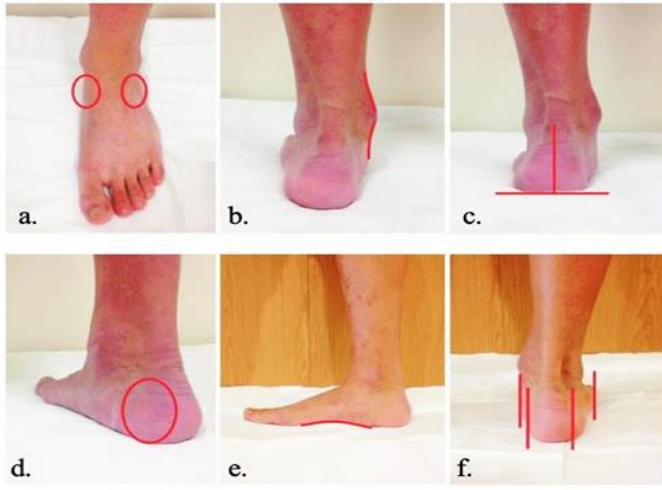
Kalça fleksiyon kaslarının kısalık değerlendirmesi için katılımcılara Thomas testi yapıldı. Thomas testi, katılımcı supin pozisyonda bir taraf kalça ve dizin fleksiyona getirilmesi ile karşı taraf kalçada oluşan fleksiyon derecesinin ölçülmesi ile değerlendirildi (Peeler ve Anderson 2007, Magee 2002). Diz fleksör kas kısalığının değerlendirilmesi için popliteal açı ölçümü yapıldı. Popliteal açı, supin pozisyonda alt ekstremitelerden biri 90° fleksiyon pozisyonuna getirilerek dizin pasif olarak ekstansiyona zorlanmasıyla tibia ön hattının yer ile vertikal açısının ölçülmesi ile gerçekleştirildi (Kendall ve ark. 1993, Ten Berge ve ark. 2007). Plantar fleksiyon kaslarının kısalık değerlendirmesi ayak bileği dorsifleksiyon eklem hareket açıklığının ölçülmesi ile yapıldı (Boone ve ark. 1978, Low 1976).

3.3.2. Ayak Postürünün Değerlendirilmesi

6 maddeden oluşan ‘Ayak Postür İndeksi 6 (API-6) ile katılımcıların ayak postürünün statik değerlendirilmesi yapıldı (Morrison ve Ferrari 2009). Her katılımcıdan ayakta durması, birkaç adım ileri gitmesi, yerinde altı- sekiz adım yürümesi ve ardından kolları yanında herhangi bir yerden destek almadan ileriye bakarak ayakları arasındaki mesafenin pelvis genişliği kadar olacak şekilde her iki ayağına eşit yük vererek durması istenmiştir. Bu pozisyonda API-6 değerlendirme parametreleri +2 ve -2 arasında sayısal olarak puanlandı. Ayağın nötr pozisyonu 0 olarak sınıflandırılırken valgusa gitme yönü +2, varusa gitme yönü -2 olacak şekilde parametreler değerlendirildi (Şekil 3.1.).

- a. talus başının medial – lateral palpasyonu
- b. lateral malleolün altındaki ve üstündeki eğimin azalması/artması
- c. kalkaneusun inversiyonu/eversiyonu
- d. talonavikular eklem bölgesinde gözlenen balonlaşma/çukurlaşma
- e. medial longitudinal ark yapısı (pes planus/pes kavus)
- f. ön ayağın arka ayağa göre abduksiyonu/adduksiyonu

Toplam API-6 sonucu, 0’dan +5’e normal ayağı, +6’dan +9’a hafif, +10’dan +12’ye ileri pes planovalgusu, -1’den -4’e hafif, -5’ten -12’ye ileri pes planovarusu göstermektedir.



Şekil 3. 1. Ayak Postür İndeksi-6 (Morrison ve Ferrari 2009'dan uyarlanmıştır.)

3.3.3. Hipermobilité Değerlendirilmesi

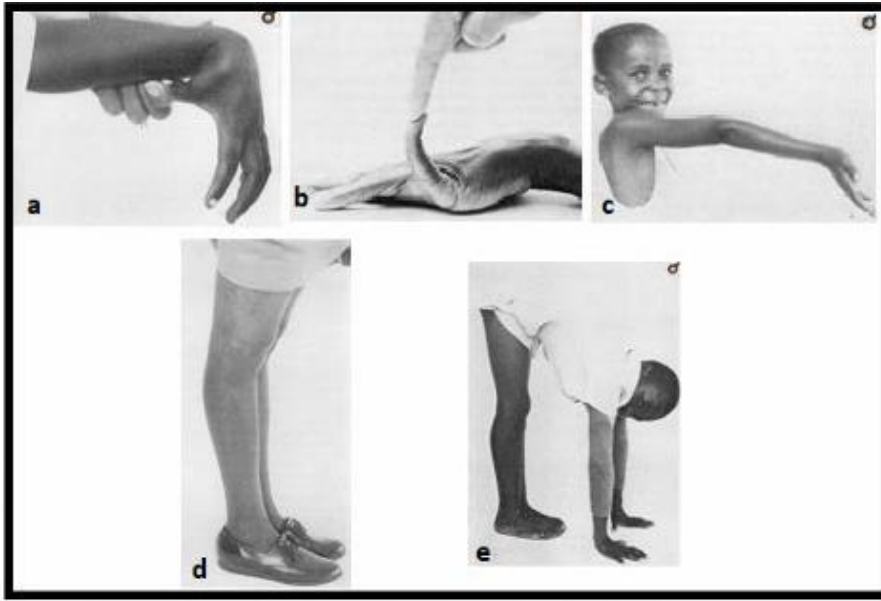
Hipermobilitenin değerlendirilmesi için 'Beighton Testi' ve 'Alt Ekstremité Hipermobilité Skoru' kullanıldı.

Beighton testi çocuklarda ligamen laksitesinin ölçümü için kullanılan geçerli bir testtir. Tablo 2. 1.'deki değerlendirme parametrelerini ile değerlendirildi ve her yapılabilen parametreler için 1, yapılamayan parametreler için 0 değeri verilerek test sonucu hesaplandı. Toplam skoru 9 puan üzerinden 5 ve üzeri puan olan katılımcıların hipermobilitesi olduğu belirlendi (Beighton ve ark. 1973, Smits-Engelsman ve ark. 2011).

Çocuklarda alt ekstremité hipermobilitelerini tanımlamak için kalça, diz, ayak bileği ve ayağın üç hareket düzleminde 12 bilateral değerlendirme parametrelerini (Tablo 2.2.) içeren alt ekstremité değerlendirme skoru uygulandı. Her iki ekstremité puanının toplamı 12 puanının üzerinde olması katılımcının alt ekstremitesi hipermobil olarak belirlendi (Ferrari ve ark. 2005).

Beighton Testi
Pasif 5. MKP $\geq 90^\circ$ ekstansiyonu
Pasif olarak baş parmağın ön kola değdirilmesi
Pasif olarak dirseğin $\geq 10^\circ$ ekstansiyona getirilmesi
Pasif olarak dizin $\geq 10^\circ$ ekstansiyona getirilmesi
Aktif olarak ayaktaiken avuç içlerinin yere değdirilmesi

Tablo 2. 1. Beighton Testi



Şekil 3.2. Beighton Testi

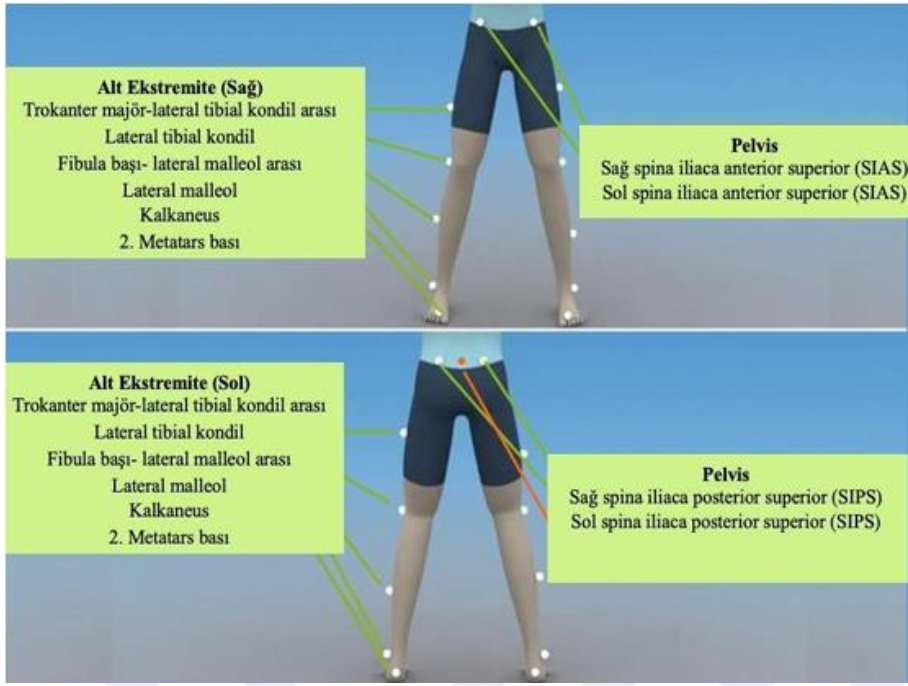
Tablo 2. 2. Alt Ekstremitte Hipermobilité Skoru

Alt Ekstremitte Hipermobilité Skoru
1. Kalça Fleksiyon: Hasta supin pozisyonda yatarken kalça-diz fleksiyona alınır (Karşı taraf sedyeden kalkmamalı). Minimal kuvvetle üst bacak karın ya da göğse değdirilebiliyor mu?
2. Kalça Abdüksiyonu: Hasta supin pozisyonda yatarken kalça-diz fleksiyona alınır ve ayaklar birleştirilir. Testleyen kişinin elleri lateral femoral kondillerdedir. Kalça abdüksiyona alındığında testleyen kişinin eli sedyeye değecek kadar yaklaşıyor mu?
3. Diz Hiperekstansiyonu: Hasta supin pozisyonda yatarken minimal kuvvetle diz hiperekstansiyona gelip topuğun sedyeden 3 cm kalkmasına (2 parmak) olanak sağlıyor mu?
4. Ön Çekmece Testi: Hasta supin pozisyonda yatarken diz 90° fleksiyonda olacak şekilde ayaklar sedyeye yerleştirilir. Testleyen kişi stabilize etmek için ayakların üzerine bir miktar oturur. Tibia'yı orta basınçla çeker. Tibia'nın hissedilebilir/belirgin bir hareketi var mı?
5. Diz Rotasyonu: Hasta supin pozisyonda yatarken kalça ve diz 90° fleksiyona alınır. Tibial tüberküller palpe edilir diğer el ile de malleoller tutulur. Medial ve lateral yönde rotasyonlardan biri 1 cm'den fazla mı? Ya da toplam hareket 2 cm'in üzerinde mi?
6. Ayak bileği Dorsifleksiyonu: Hasta supin pozisyonda yatarken diz 45° fleksiyona alınır. Ayak bileği dorsifleksiyonu 15°'nin üzerinde mi?
7. Ayak bileği Ön Çekmece Testi: Hasta supin pozisyonda yatarken diz 45° fleksiyona alınır. Testleyen kişi ayağın alt ve arka tarafından olacak şekilde topuğu kavrar, diğer eliyle de önden tibia'yı stabilize eder. Topuktan güçlüce öne çekildiğinde kalkaneus ve talus öne doğru hareket ediyor mu? Herhangi bir hareket hissi testin pozitif olduğunu gösterir.
8. Subtalar Eklemler İnversiyonu:

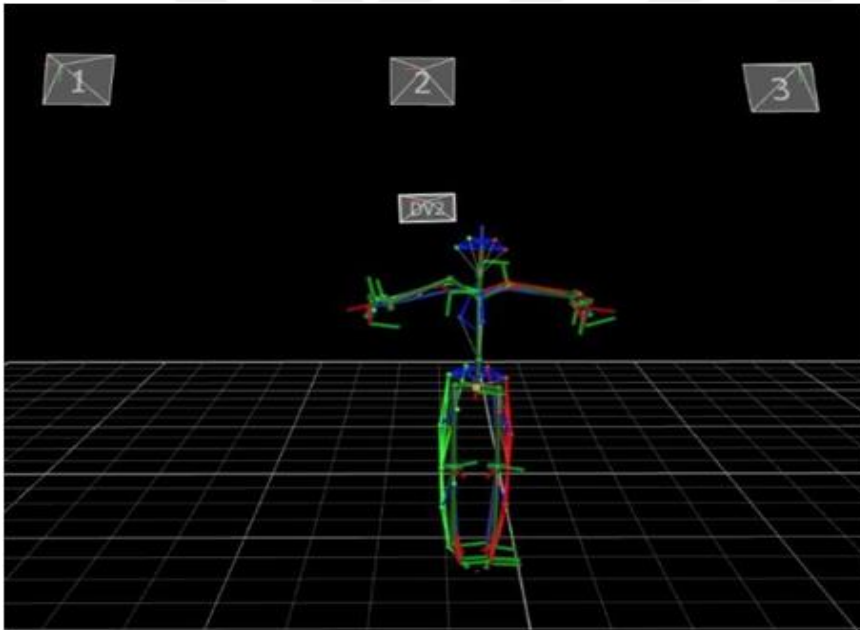
Hasta supin pozisyonda ayakları sedyenin sonuna gelecek şekilde uzanır. Testleyen kişi topuğun arkasından kavrar ve diğer eliyle alt bacağı stabilize ederken topuğu inversiyona getirir. Uygulanan minimal kuvvetle STE’de artmış inversiyon ortaya çıkıyor mu? Ayak tabanı ya da talus boynu 45° iç rotasyonu belli edecektir; ayağın lateralinde talus başı çok belirgin olarak hissedilir.
9. Midtarsal Eklem İnversiyonu: Hasta supin pozisyonda ayakları sedyenin sonuna gelecek şekilde uzanır. Testleyen kişi yalnızca midtarsal eklem inversiyonu yapmak için arka ayağı stabilize eder ve metatarsları lateralinden mediale doğru kavrar. Minimal ya da orta derecedeki kuvvetle inversiyona getirir. Midtarsal eklem 45°’den daha fazla inversiyona geliyor mu?
10. Midtarsal Eklem Abd/Addüksiyonu ve Dorsi/Plantar Fleksiyonu: Hasta supin pozisyonda ayakları sedyenin sonuna gelecek şekilde uzanır. Testleyen kişi yalnızca midtarsal eklem hareketi oluşturabilmek için arka ayağı stabilize eder ve ön ayağı abd/addüksiyon, dorsi/plantar fleksiyon yönünde hareket ettirir. Normal hareket her yöne 1 cm olmalıdır. Minimal kuvvetle fazla hareket ortaya çıkıyor mu? Hareketlerden herhangi birinin artmış olması testin pozitif olduğunu gösterir.
11. Metatarsofalangeal Eklem Hareketi: Hasta supin pozisyonda ayakları sedyenin sonuna gelecek şekilde uzanır. Testleyen kişi başparmağı minimal-orta dereceli kuvvet ile dorsifleksiyona getirir. 1. Metatars’a göre başparmak 90° ve üzerinde dorsifleksiyon açısına kolaylıkla ulaşabiliyor mu?
12. Artmış Subtalar Hareket: Hastadan olduğu yerde adımlaması ve ardından durması istenir. Ayak bileklerini istemli olarak nötrale getirmesi sonrasında da gevşek bırakması talimatı verilir ve bu sırada testleyen kişi tarafından gözlenir. Ark tamamen kayboluyor mu, Talus medialde aşırı ve kolayca bulging oluşturuyor mu? Gözlemlenen pronasyon daha fazla pronasyon hareketi mümkün olmayacak şekilde hareket açıklığının sonunda olmalıdır.

3.4. Yürüme Analizi

Asimetrik femoral anteversiyon artışının yürüme kinematiğine olan etkisin nicel olarak değerlendirilebilmesi ve karşılaştırılabilmesi için katılımcılara 3 boyutlu yürüme analizi yapıldı. Yürüme analizi sisteminde kullanılan kamera sistemi ile uyumlu 39 adet özel ışık yansıtıcı belirteç Vicon tüm vücut plug in gait model’e (Plug-in Gait, 2021) göre katılımcıların vücudunun belirli anatomik noktalarına yerleştirildi (Şekil 3.3. ve Şekil 3.4.).

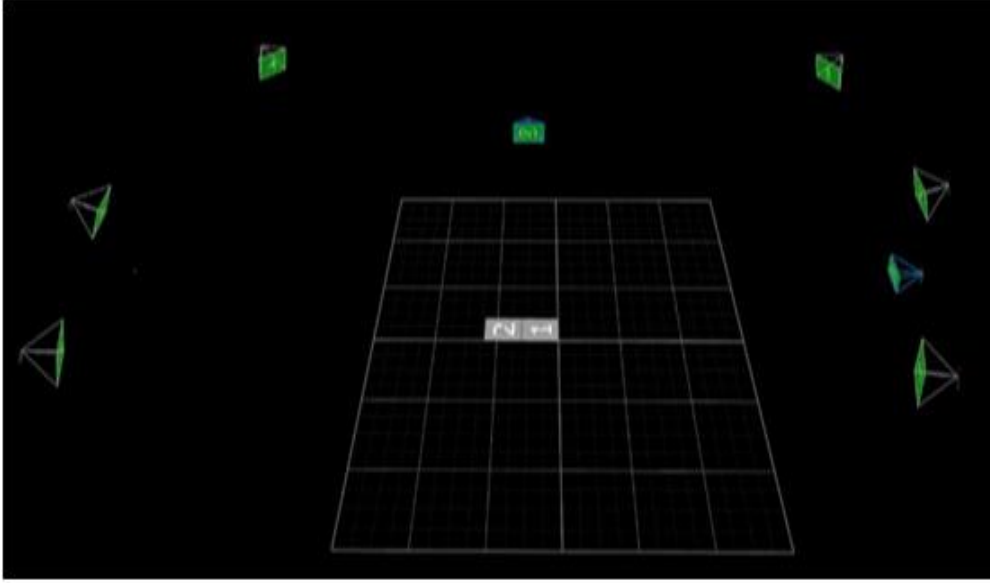


Şekil 3. 3. Alt Ekstremité Plug-in Gait Model'e göre marker yerleşimi



Şekil 3. 4. Plug-in Gait Model'in sistemdeki görüntüsü

Yürüme analizi, İKÜ-HAM'da 7 kamera (VICON Vantage 5) ve 2 kuvvet platformu (AMTI, Boston, ABD) içeren 3 boyutlu bilgisayarlı analiz sistemi ile gerçekleştirildi (Şekil 3.5. ve 3.6.).



Şekil 3. 5. Kameralar ve kuvvet platformunun sistemdeki görüntüsü



Şekil 3. 6. Kameralar ve kuvvet platformu

Yansıtıcı belirteçlerin yerleştirilmesinden sonra statik kayıt alınarak katılımcıların ekstremit segment koordinatlarının ve eklem merkezlerinin belirlenmesi amacıyla ayakta duruş sırasında kayıt altına alınarak kalibrasyon yapıldı. Yapılan kalibrasyona göre yansıtıcı belirteçlerin konumu değerlendirildi ve. Çekim ortamına alışması için zaman verilen katılımcıların her zamanki gibi yürüyüp yürümedikleri konusunda ailelerinden geribildirim alındı. Daha sonra katılımcıların 8 metrelik yürüme parkurunda kendi belirledikleri hızda standardize edilmiş ayakkabı ile yürümeleri istendi. Her iki ayak için 8'er siklus kaydedildi. En iyi üç yürüme siklusu değerlendirildi. Her katılımcı için aynı protokoller uygulandı (Şekil 3.7.).

Yürüme analizi sonucunda ilgili parametreler; üç planda pelvis, kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin kinematik değerleri ve yürüyüşün temporospatial parametreleri olarak belirlendi.



Şekil 3. 7. Katılımcının yürüyüşü ve sistemdeki görüntüsü

3.5. Açı-Açı Diyagramları (Siklogram)

Çalışmamızda eklemler arası zincir hareket alanının değerlendirilmesi amacıyla açı-açı diyagramları kullanılmıştır. Açı-açı diyagramları, yürüyüş siklüsü boyunca iki eklemin açısal değerlerinin birbirleriyle nasıl ilişki içinde olduğunu zamandan bağımsız olarak görselleştirme imkânı sunar (Chang ve ark., 2008; Lamb ve Stöckl, 2014). Bu yöntemle eklemler arası zincir hareket alanı hem görsel hem nicel olarak değerlendirilmesi mümkün olur.

Açı-açı diyagramlarında grafikleri farklı gruplar için birleştirildiğinde hareketin gerçekleşme paterni hakkında, grafik alan hesaplamaları ise bize zincir hareket alanı hakkında bilgi verir (Longworth ve ark. 2018).

Açı-açı diyagramlarında yürüyüş döngüsü için eş zamanlı olarak pelvis-kalça, kalça-diz, diz-ayak bileği eklemlerinin sagital, frontal ve transvers düzlemdeki açısal veriler kullanılmıştır. İlgili açılar yürüyüş döngüsü boyunca elde edilmiş ve bu verilerden iki boyutlu açı-açı diyagramları oluşturulmuştur.

Eklemler arası hareket paternlerini incelemek amacıyla çalışmamızda bulunan 4 grubun grafiklerini tek bir grafikte toplanarak grafiklerin X ekseninde proksimal eklem, Y eksenin de distal eklem hareketi olacak şekilde yerleştirildi.

Zincir hareket alanı analizi kapsamında, yalnızca hesaplanabilir alanlara sahip olan grafikler (tek bir loptan oluşan ya da lop ayrımı yapılabilen) değerlendirmeye alınmıştır.

Belirlenen sagittal plandaki pelvis-kalça, kalça-diz, diz-ayak bileği ile frontal plandaki pelvis-kalça grafiklerine yönelik gruplar arası istatistiksel analizler gerçekleştirilmiştir.

Literatürde alanın artması instabilite ve asimetri ile ilişkiliyken; alanın azalması sertlik ve asimetri anlamına gelmektedir (Pau ve ark., 2024; Chang ve ark., 2008).

3.6. İstatistiksel Analiz

Çalışmanın istatistiksel analizinde “IBM SPSS Statistics Version 30” istatistik programı kullanıldı. En iyi yürüme kayıtlarından alınan yürüme analizi verileri ve fiziksel değerlendirme parametreleri Kolmogorov-Smirnov normallik testleri ile normal dağılıma uygunluğu incelendi. Gruplar arasındaki farklar parametrik durumda ise independent t-testi ile non-parametrik durumda ise Mann Whitney U testi ile istatistiksel anlamda karşılaştırıldı. Yapılan analizlerin tümünde istatistiksel anlamlılık $p \leq 0,05$ düzeyinde değerlendirildi. Anlamlılığa yakın değerler ise $0,08 > p > 0,05$ arasındaki değerler kabul edilerek incelenmiştir. Fiziksel değerlendirme parametreleri olan kalça iç rotasyon açısı, TPAT, API-6 ve Beighton skorları arasındaki ilişki uygunlukları incelendikten sonra parametrik olduğu tespit edilen veriler arasında Pearson korelasyon testi kullanılarak incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar Cohen’ in sınıflamasına göre yorumlanmıştır: Rho değeri 0.10-0.29 arasındaki değerler düşük, 0.30-0.49 arasındaki değerler orta, 0.50 ve üzerindeki değerler ise yüksek korelasyon kabul edilmiştir (Muller ve Cohen, 1989).

4. BULGULAR

4.1. Demografik ve Fiziksel Değerlendirme Bulguları

Çalışmaya dahil edilme kriterlerini karşılayan toplam 26 çocuk katıldı. AFAG 1'i erkek 6'sı kız toplam 7 çocuk, FAG 3'ü erkek 6'sı kız toplam 9 çocuktan ve RG ise 10 kız çocuğundan oluşmaktadır. Tüm katılımcılar tek bir seansta değerlendirilmiş olup değerlendirme sırasında komutlara uyum sağlamıştır. Grupla arası fiziksel ve demografik değerlendirme bulguları ve aralarındaki farklar Tablo 4.1. ve Tablo 4.2.'de verilmiştir.

AFAG'daki katılımcıların yaş ortalamaları $10,6 \pm 1,67$ yıl, kilo ortalamaları $39,17 \pm 7,12$ kg, boy ortalamaları $144,6 \pm 12,17$ cm; FAG'daki katılımcıların yaş ortalamaları $10,33 \pm 2$ yıl, kilo ortalamaları $36,34 \pm 14$ kg, boy ortalamaları $143,05 \pm 14,45$ cm; RG'deki katılımcıların yaş ortalamaları $11,62 \pm 2,50$ yıl, kilo ortalamaları $38,55 \pm 14,52$ kg, boy ortalamaları $146,87 \pm 17,34$ cm idi. AFAG'ın alt grubu olan NOİFA grubunun femoral anteversiyon testi ortalamaları $20,87 \pm 3,94$ derece, UNİFA grubundaki katılımcıların ise $33,62 \pm 4,20$ derece; FAG'daki katılımcıların $43,54 \pm 9,56$ derece ve RG'deki katılımcıların $18,37 \pm 3,29$ derece idi.

Tablo 4.1. Katılımcıların demografik ve fiziksel değerlendirme bulguları

PARAMETRELER	FAG	RG	AFAG	
	Ort $\pm$ Ss	Ort $\pm$ Ss	Ort $\pm$ Ss	
			NOİFA	UNİFA
Demografik veriler				
Yaş (yıl)	10,33 $\pm$ 2	11,62 $\pm$ 2,50	10,6 $\pm$ 1,67	10,6 $\pm$ 1,67
Kilo (kg)	36,34 $\pm$ 14	38,55$\pm$14,52+	39,17$\pm$7,12+	39,17 $\pm$ 7,12
Boy (cm)	143,05 $\pm$ 14,45	146,87 $\pm$ 17,34	144,6 $\pm$ 12,17	144,6 $\pm$ 12,17
Vücut Kitle İndeksi (kg/cm ²)	17,12 $\pm$ 4	17,19 $\pm$ 3,10	18,58 $\pm$ 1,58	18,58 $\pm$ 1,58
EHA (°)				
Thomas Testi	10,44$\pm$2,40 $\alpha^*\beta$	2,50$\pm$2,20 $+\alpha\epsilon$	6,33$\pm$1,52 $+\beta$	5,66$\pm$1,15 $^*\epsilon$
Popliteal Açığı	52,224 $\pm$ 18,47	52,65 $\pm$ 8,33	38,50 $\pm$ 21,57	46,75 $\pm$ 22,41
TPAT	43,54$\pm$9,56 α β	18,37$\pm$3,29 $\epsilon\alpha$	20,87$\pm$3,94 $\delta\beta$	33,62$\pm$3,93 ϵ δ
Kalça İnternal Rotasyonu	73,11$\pm$7,52	54,62$\pm$14,57	55,57$\pm$6,52	63$\pm$12,81
Kalça Eksternal Rotasyonu	16,55$\pm$4,95 $\alpha\beta$	25,25$\pm$5,36 α	30,71$\pm$5,12 β	22,42$\pm$6,18
Uyluk-Ayak açısı	5,44 $\pm$ 7,17	4,87 $\pm$ 2,29	5,16 $\pm$ 5,70	2 $\pm$ 6,89

Dorsifleksiyon	25,55±4,61 $\alpha\beta$	17,0±3,66 α	17,25±8,22	14,75±7,09 β
Plantar fleksiyon	49,55±6,87	48,75±7,44	56,0±5,94	58,25±7,67
API-6 Skoru	5,87±1,12 α	3,50±2,66 α	5,25±2,62	5,50±2,08
Hipermobilite				
Beighton testi	6,86±1,87	6,6±1,07	5,40±1,14	5,40±1,14
Alt Ekstremitte hipermobilite skoru	17±2,08 α	13,90±1,16 α	14,80±1,78	14,80±1,78

Ort: Ortalama, Ss. Standart Sapma, TPAT: Trokanterik Prominens Açık Testi, API-6: Ayak Postür İndeksi-6 (°): Derece, EHA: Eklem Hareket Açıklıkları *: FAG-UNİFA, +: RG-NOİFA, δ: NOİFA-UNİFA, α: FAG-RG, β: FAG-NOİFA, ε: RG-UNİFA sembolleri ile gruplar arası anlamlı farklar gösterilmiştir. FAG: Femoral anteversiyon grubu, AFAG: Asimetrik femoral anteversiyon grubu, UNİFA: AFAG femoral anteversiyon tarafı, NOİFA: AFAG femoral anteversiyon olmayan taraf, RG: Referans grubu

Tablo 4. 2. Katılımcıların demografik ve fiziksel değerlendirme bulguları ile arasındaki farklar

PARAMETRELER	FAG- UNİFA p	RG- NOİFA p	NOİFA- UNİFA p	FAG- RG p	FAG- NOİFA p	RG- UNİFA p
Demografik veriler						
Yaş (yıl)	0,78	0,39	1	0,26	0,78	0,39
Kilo (kg)	0,62	0,01	1	0,75	0,62	0,92
Boy (cm)	0,83	0,78	1	0,63	0,83	0,78
Vücut Kitle İndeksi (kg/cm ²)	0,33	0,29	1	0,96	0,41	0,29
EHA (°)						
Thomas Testi	0,001	0,02	0,57	0,001	0,01	0,01
Popliteal Açık	0,68	0,28	0,61	0,95	0,31	0,64
TPAT	0,06	0,21	0,001	0,001	0,00	0,000
Kalça İnternal Rotasyonu	0,09	0,56	0,24	0,004	0,000	0,86
Kalça Eksternal Rotasyonu	0,06	0,14	0,01	0,000	0,001	0,14
Uyluk-Ayak açısı	0,45	0,36	0,40	0,82	0,37	0,90
Dorsi fleksiyon	0,04	0,95	0,66	0,000	0,13	0,58
Plantar fleksiyon	0,10	0,10	0,65	0,82	0,13	0,08
API-6	0,75	0,29	0,88	0,01	0,67	0,08
Hipermobilite						
Beighton testi	0,14	0,08	1	0,92	0,14	0,08
Alt Ekstremitte hipermobilite skoru	0,07	0,28	1	0,005	0,07	0,28

TPAT: Trokanterik Prominens Açık Testi, (°): Derece, EHA: Eklem Hareket Açıklıkları

API-6: Ayak Postür İndeksi-6 FAG: Femoral anteversiyon grubu, AFAG: Asimetrik femoral anteversiyon grubu, UNİFA: AFAG femoral anteversiyon tarafı, NOİFA: AFAG femoral anteversiyon olmayan taraf, RG: Referans grubu

Fiziksel değerlendirme parametreleri arasındaki ilişkiler incelendiğinde, kalça iç rotasyon açısı ile TPAT, arasında pozitif yönde anlamlı pozitif korelasyon bulunmuştur ($p<0.05$). Diğer parametreler arasında anlamlı korelasyon bulunamamıştır ($p>0.05$). (Tablo 4.3.).

Tablo 4. 3. İlgili fiziksel değerlendirme bulguları arasındaki ilişkiler (Korelasyon)

		IR	TPAT	API-6	Beighton Skoru	Alt Ekstremité Hiper mobilite Skoru
IR	Pearson Correlation	1	,666*	-,241	,160	-,440
	Sig. (2-tailed)		<.001	,236	,390	,052
TPAT	Pearson Correlation	,666*	1	-,182	,017	-,378
	Sig. (2-tailed)	<.001		,374	,929	,100
API-6	Pearson Correlation	-,241	,236	1	-,287	,247
	Sig. (2-tailed)	,236	-,182		,155	,295
Beighton Skoru	Pearson Correlation	,160	,017	-,287	1	-,147
	Sig. (2-tailed)	,390	,929	,155		,536
Alt Ekstremité Hiper mobilite Skoru	Pearson Correlation	-,440	-,378	,247	-,147	1
	Sig. (2-tailed)	,052	,100	,295	,536	

IR: İnternal rotasyon, TPAT: Trokanterik Prominens Açık Testi, API-6: Ayak Postür İndeksi

4.2. Temporospatal Parametrelerin Bulguları

Üç boyutlu yürüme analizinden elde edilen temporospatal parametrelerin (TS) ortalama ve standart sapma değerleri ve gruplar arasındaki farklar Tablo 4.4. ve Tablo 4.5. 'te gösterilmiştir. FAG'dan elde edilen tek destek fazı süresi RG'ye göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu. Tüm gruplar arasında kadans, adım genişliği, yürüme hızı, adım zamanı, parametrelerinde anlamlı bir fark bulunamadı.

Tablo 4.4. İlgili temporospatial parametrelerin bulguları

Parametreler	FAG	RG	AFAG	
	Ort±Ss	Ort±Ss	Ort±Ss	
			NOİFA	UNİFA
Kadans (adım sayısı/dk)	121,95±12,31	124,63±12,22	122,62±8,40	122,58±7,64
Çift destek fazı süresi (s)	0,19±0,05	0,20±0,02	0,21±0,03	0,19±0,03
Tek destek fazı süresi (s)	0,40±0,02 α	0,37±0,032 α	0,38±0,02	0,39±0,01
Adım Uzunluğu (m)	0,62±0,9	0,66±0,06	0,63±0,05	0,62±0,07
Adım zamanı (s)	0,49±0,05	0,48±0,4	0,49±0,03	0,49±0,03
Adım genişliği (m)	0,09±0,03	0,09±0,02	0,12±0,05	0,12±0,05
Çift adım uzunluğu (m)	1,25±0,15	1,32±0,14	1,26±0,13	1,25±0,14
Yürüme hızı (s)	1,26±0,14	1,36±0,10	1,29±0,17	1,28±0,17

Ort.: Ortalama Ss.: Standart sapma *: FAG-UNİFA, +: RG-NOİFA, δ: NOİFA-UNİFA, α: FAG-RG, β: FAG-NOİFA, ε: RG-UNİFA

sembolleri ile gruplar arası anlamlı farklar gösterilmiştir. FAG: Femoral anteversiyon grubu, AFAG: Asimetrik femoral anteversiyon grubu, UNİFA: AFAG femoral anteversiyon tarafı, NOİFA: AFAG femoral anteversiyon olmayan taraf, RG: Referans grubu

Tablo 4.5. İlgili Temporospatial parametreler arasındaki farklar

Parametreler	FAG-UNİFA	RG-NOİFA	UNİFA-NOİFA	FAG-RG	FAG-NOİFA	RG-UNİFA
	P	P	P	P	P	
Kadans (adım sayısı/dk)	0,90	0,68	0,71	0,64	0,89	0,68
Çift destek fazı süresi (s)	0,71	0,92	0,41	0,38	0,39	0,33
Tek destek fazı süresi (s)	0,28	0,22	0,72	0,01	0,14	0,15
Adım Uzunluğu (m)	0,92	0,43	0,69	0,30	0,79	0,38
Adım zamanı (s)	0,79	0,78	0,95	0,64	0,82	0,82
Adım genişliği (m)	0,23	0,25	0,95	0,83	0,22	0,26
Çift adım uzunluğu (m)	0,93	0,43	0,69	0,30	0,79	0,79
Yürüme hızı (s)	0,80	0,39	0,95	0,14	0,75	0,35

FAG: Femoral anteversiyon grubu, AFAG: Asimetrik femoral anteversiyon grubu, UNİFA: AFAG femoral anteversiyon tarafı, NOİFA: AFAG femoral anteversiyon olmayan taraf, RG: Referans grubu

4.3.Kinematik Parametrelerin Bulguları

AFAG, FAG ve RG'den yürüme analizi sistemi ile elde edilen kinematik parametreleri pelvis bulguları Tablo 4.6. ve alt ekstremité bulguları Tablo 4.7.'de kinematik parametreler arası

farklar ise pelvis için Tablo 4.8. ve alt ekstremité için Tablo 4.9.'da gösterilmiştir. Pelvis, kalça, diz ve ayak bileğine ait grafikler sırasıyla Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4' de gösterilmiştir.

4.3.1. Frontal Plan Kinematik Parametreleri

Pelvik oblik hareket açıklığı FAG'da UNİFA'ya göre anlamlılığa yakın düzeyde yüksek bulunmuştur. ($0.08 > p > 0.05$)

Ortalama kalça abdüksiyon-addüksiyon açısı ve kalça maksimum addüksiyon açısı UNİFA'da RG'ye göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. ($p < 0.05$).

Dizin maksimum varus açısı hem tüm yürüyüş siklusunda hem de stance fazda NOİFA ve UNİFA'da RG'ye göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. ($p < 0.05$).

4.3.2. Sagittal Plan Kinematik Parametreleri

Ortalama pelvik tilt değerleri UNİFA'da RG'ye göre anlamlılığa yakın derecede yüksek bulunmuştur. ($0.08 > p > 0.05$).

Ortalama maksimum ekstansiyon değeri NOİFA ve UNİFA'da RG'ye göre anlamlılığa yakın derecede küçük bulunmuştur ($0.08 > p > 0.05$).

Dizin sagittal düzlem hareketleri yürüme döngüsü boyunca gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim göstermedi ($p > 0.05$).

Maksimum ayak bileği plantar fleksiyonu ve maksimum dorsifleksiyonu FAG'da RG'ye göre anlamlı olarak daha büyüktür. ($p < 0.05$).

4.3.3. Transvers Plan Kinematik Parametreleri

Transvers planda pelvik ortalama rotasyon değeri FAG'da RG'ye göre anlamlı olarak yüksek, maksimum pelvik internal rotasyon açısı FAG'da NOİFA'ya göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. ($p<0,05$)

Pelvik rotasyon hareket açıklığında FAG'da UNİFA ve NOİFA'ya göre, UNİFA ve NOİFA'da RG'ye göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur($p>0,05$).

Maksimum kalça internal rotasyon açısı FAG'da RG'ye ve UNİFA'ya göre anlamlılığa yakın düzeyde yüksek, maksimum kalça eksternal rotasyon açısı FAG'da RG'ye göre anlamlılığa yakın düzeyde düşük bulunmuştur($0,08>p>0,05$).

Kalçanın maksimum eksternal rotasyon açısı UNİFA'da RG'ye göre anlamlılığa yakın düzeyde yüksek; maksimum internal rotasyon açısı FAG'da RG'ye göre anlamlılığa yakın düzeyde yüksek bulunmuştur ($0,08>p>0,05$).

Dizin rotasyon hareket açıklığı FAG'da diğer üç gruba göre daha düşük bulunmasına rağmen anlamlı değildi ($p<0,05$).

Ortalama ayak progresyon açısı değerlendirildiğinde FAG'da NOİFA ve RG'ye göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu. ($p<0,05$)

Tablo 4.6. Pelvise ait Kinematik Parametrelerin Bulguları

PARAMETRELER (°)		FAG	RG	AFAG	
				NOİFA	UNİFA
		Ort±Ss	Ort±Ss	Ort±Ss	Ort±Ss
Pelvik Tilt	Ortalama	9,73±3,51	7,77±4,19	11,02±3,26	11,14±3,20
	Maks. anterior tilt	11,84±3,76	9,86±4,14	13,06±3,67	13,38±3,59
	Maks. posterior tilt	7,42±3,52	5,67±4,39	8,75±2,85	8,84±2,84
	Hareket açıklığı	4,41±0,94	4,18±1,02	4,31±1,16	4,54±1,23
Pelvik Obliklik	Ortalama	0,02±1,59	0,57±1,40	0,10±1,38	0,26±1,47
	Maks. pelvik elevasyon	6,25±2,09	6,46±1,89	4,95±1,62	4,70±2,26
	Maks. pelvik depresyon	-6,10±2,16	-4,95±2,60	-4,53±2,53	-3,96±1,73
	Hareket açıklığı	12,36±2,69	11,42±3,28	9,76±2,87	9,07±2,41
Pelvik Rotasyon	Ortalama	1,79±2,24 α	-0,77±1,56 α	-0,13±3,54	0,08±3,45
	Maks. internal rotasyon	10,18±2,85 β	8,64±2,45	7,01±4,27 β	7,28±4,53
	Maks. eksternal rotasyon	-6,16±2,93	-9,44±2,34 ϵ	-6,95±4,15	-6,06±4,19 ϵ
	Hareket açıklığı	18,14±4,25 $\ast\beta$	18,09±3,49 $\ast\epsilon$	13,97±3,40 $\ast\beta$	13,34±4,33 $\ast\epsilon$

Ort: Ortalama Ss: Standart sapma Maks: Maksimum *: FAG-UNİFA, +: RG-NOİFA, δ : NOİFA-UNİFA, α : FAG-RG, β : FAG-NOİFA, ϵ : RG-UNİFA sembolleri ile gruplar arası anlamlı farklar gösterilmiştir.

FAG: Femoral anteversiyon grubu, AFAG: Asimetrik femoral anteversiyon grubu, UNİFA: AFAG femoral anteversiyon tarafı,

NOİFA: AFAG femoral anteversiyon olmayan taraf, RG: Referans grubu

Tablo 4.7. Alt Ekstremiteye Ait Kinematik Parametrelerin Bulguları

PARAMETRELER (°)		FAG	RG	AFAG	
				NOİFA	UNİFA
		Ort±Ss	Ort±Ss	Ort±Ss	
Kalça Fleks-ekst	Ortalama	17,44±4,43	14,16±5,59	16,71±5,27	16,00±4,14
	Maks. Fleks.	37,94±4,84	35,76±5,97	36,13±6,46	36,57±5,82
	Maks. fleks.@st	34,85±4,87	33,58±6,42	33,00±5,47	33,74±7,03
	Maks.ekst.	-8,25±4,65	-12,87±5,78	-7,37±5,51	-8,59±2,90
	Maks. ekst.@st	-8,36±4,63	-8,25±4,65	-8,69±2,97	-7,40±5,49
	Hareket açıklığı	43,50±4,13	48,45±5,47	43,50±8,40	45,17±6,00
Kalça add-abd	Ortalama	0,08±2,94	1,27±1,64 +	-1,12±2,97 +	0,39±2,48
	Maks. add.	8,88±3,33	8,91±2,11 +	5,96±3,19 +	6,92±3,66
	Maks. add.@st	8,97±3,30	9,00±2,14	6,95±3,66	6,02±3,20
	Maks. abd.	-7,54±3,39	-6,19±2,67	-8,36±3,65	-6,16±1,92
	Maks. abd.@st	-5,75±3,66	-4,88±2,39	-5,47±1,51	-7,81±3,36
	Hareket açıklığı	16,42±3,21	15,11±3,59	14,33±4,25	13,09±3,61
Kalça Rotasyonu	Ortalama	-1,49±17,39 α	-11,18±9,05 α	-5,64±17,08	-4,58±15,08
	Maks. İR	10,31±19,13	-3,58±9,78	4,82±17,72	5,56±16,99
	Maks. İR. @st	6,94±18,95	-4,84±8,44	6,95±3,66	6,00±3,20
	Maks. ER	-15,55±17,34	-25,01±9,64	-18,87±13,36	-20,31±14,07
	Maks. ER.@st	-11,01±15,62	-20,03±9,55	-14,87±12,82	-14,25±15,14
	Hareket açıklığı	25,87±5,35	21,42±6,50	23,70±7,34	25,88±10,25
Diz Fleks- Ekst	Ortalama	24,40±3,39	22,59±2,88	22,38±4,42	21,70±3,62
	Maks. Fleks.	66,74±3,67	65,27±5,50	62,29±7,16	63,64±5,96
	Maks. fleks. @st	40,46±6,32	39,72±5,98	39,85±6,71	41,47±8,20
	Maks. Ekst.	0,67±3,78	0,37±2,38	-0,26±2,66	0,11±3,56
	Maks. Ekst. @st	2,11±4,45	1,63±2,65	1,23±4,11	1,95±3,16
	Hareket açıklığı	66,06±4,88	64,90±4,99	62,55±6,27	63,53±6,51
Diz Varus-Valgusu	Ortalama	-1,79±8,35	-3,33±4,43	0,53±5,09	1,00±4,97
	Maks. varus	8,58±13,09	2,50±3,63 ±	10,58±8,39 +	9,86±7,63 ±
	Maks varus @st	3,30±8,38	0,98±2,80 ±	7,37±6,40 +	8,06±7,93 ±
	Maks. valgus	-12,77±9,52	-12,97±10,67	-8,69±10,34	-5,74±9,65
	Maks valgus @st	-7,05±7,10	-7,45±4,92	-3,90±5,82	-4,95±7,16
	Hareket açıklığı	21,35±8,29	15,47±8,46	19,28±8,62	15,60±8,64
Diz Rotasyonu	Ortalama	5,50±6,30	7,40±8,70	5,43±11,59	6,27±11,59
	Maks. İR	19,48±5,96	22,86±12,02	20,63±13,43	21,39±13,43
	Maks. İR @st	12,97±7,52	14,67±9,98	11,91±9,77	13,45±12,47
	Maks. ER	-8,72±10,31	-3,27±8,41	-6,50±9,57	-6,17±9,57
	Maks ER @st	-6,74±9,72	-2,55±7,98	-6,04±8,59	-4,84±10,471
	Hareket açıklığı	28,20±8,99	26,13±8,92	27,14±4,37	27,57±4,37
Ayak bileği DF/PF	Ortalama	6,42±3,13	4,16±2,89	4,34±2,32	5,04±4,02
	Maks. DF	19,06±4,10 α	14,84±3,72 α	16,72±3,97	16,99±3,81
	Maks. PF	-7,12±5,08 α	-13,08±5,92 α	-12,23±6,85	-10,06±6,90
	Hareket açıklığı	26,18±3,31	27,93±4,46	28,95±7,67	27,06±4,67
Ayak progresyonu @st	Ortalama	6,97±5,07 αβ	1,53±3,14 α	3,32±6,36 β	6,97±5,07

Ort:Ortalama, Ss. Standart Sapma, Maks: Maksimum, Add: Addüksiyon, Abd: Abdüksiyon, Fleks:

Fleksiyon, Ekst: Ekstansiyon DF: Dorsi fleksiyon, PF: Plantar fleksiyon İR: İnternal rotasyon ER: Eksternal rotasyon @St: Basma fazı *: FAG-UNİFA, +: RG-NOİFA, δ: NOİFA-UNİFA, α: FAG-RG, β: FAG-NOİFA, £: RG-UNİFA sembolleri ile gruplar arası anlamlı farklar gösterilmiştir. FAG: Femoral anteversiyon grubu, AFAG: Asimetrik femoral anteversiyon grubu, UNİFA: AFAG femoral anteversiyon tarafı, NOİFA: AFAG femoral anteversiyon olmayan taraf, RG: Referans grubu

Tablo 4.8. Pelvise Ait Kinematik Parametreler Arası Farklar

PARAMETRELER (°)		FAG- UNIFA	RG- NOIFA	NOIFA- UNIFA	FAG- RG	FAG- NOIFA	RG- UNIFA
		p	p	p	p	p	p
Pelvik Tilt	Ortalama	0,41	0,09	0,94	0,28	0,46	0,07
	Maks. anterior tilt	0,41	0,11	0,87	0,29	0,52	0,08
	Maks. posterior tilt	0,38	0,10	0,95	0,35	0,42	0,09
Pelvik Obliklik	Hareket açıklığı	0,82	0,80	0,72	0,60	0,85	0,53
	Ortalama	0,80	0,24	0,54	0,44	0,70	0,62
	Maks. pelvik elevasyon	0,35	0,08	0,78	0,82	0,16	0,24
	Maks. pelvik depresyon	0,15	0,75	0,54	0,30	0,54	0,75
Pelvik Rotasyon	Hareket açıklığı	0,06	0,45	0,76	0,50	0,15	0,26
	Ortalama	0,27	0,66	0,90	0,009	0,23	0,53
	Maks. internal rotasyon	0,06	0,38	0,91	0,06	0,05	0,48
	Maks. eksternal rotasyon	0,54	0,18	0,69	0,07	0,93	0,08
	Hareket açıklığı	0,04	0,03	0,76	0,97	0,04	0,03

Maks: Maksimum FAG: Femoral anteversiyon grubu, AFAG: Asimetrik femoral anteversiyon grubu, UNIFA: AFAG femoral anteversiyon tarafı, NOIFA: AFAG femoral anteversiyon olmayan taraf, RG: Referans grubu

Tablo 4.9. Alt Ekstremiteye Ait Kinematik Parametreler Arası Farklar

PARAMETRELER		FAG- UNIFA	RG- NOIFA	NOIFA- UNIFA	FAG-RG	FAG- NOIFA	RG- UNIFA
		p	p	p	p	p	p
Kalça Fleks-ekst	Ortalama	0,51	0,35	0,78	0,17	0,77	0,44
	Maks. fleks	0,62	0,90	0,89	0,39	0,54	0,78
	Maks. fleks.@st	0,72	0,84	0,83	0,63	0,49	0,96
	Maks. ekst	0,85	0,07	0,61	0,08	0,74	0,07
	Maks. ekst.@st	0,71	0,07	0,59	0,07	0,86	0,07
	Hareket açıklığı	0,70	0,20	0,67	0,32	0,45	0,27
Kalça add-abd	Ortalama	0,82	0,04	0,32	0,30	0,43	0,43
	Maks. add	0,29	0,03	0,61	0,97	0,09	0,22
	Maks. add.@st	0,09	0,21	0,61	0,97	0,27	0,05
	Maks. abd	0,32	0,20	0,18	0,35	0,63	0,97
	Maks. abd.@st	0,26	0,54	0,11	0,55	0,83	0,07
	Hareket açıklığı	0,07	0,69	0,56	0,41	0,30	0,27
Kalça Rotasyonu	Ortalama	0,70	0,45	0,90	0,05	0,63	0,32
	Maks. İR	0,60	0,28	0,93	0,07	0,56	0,23
	Maks. İR.@st	0,82	0,18	0,84	0,11	0,18	0,38
	Maks. ER	0,52	0,32	0,84	0,17	0,65	0,46
	Maks. ER.@st	0,68	0,38	0,93	0,15	0,38	0,39
	Hareket açıklığı	0,99	0,52	0,65	0,12	0,52	0,33
Diz Fleks- Ekst	Ortalama	0,15	0,91	0,75	0,23	0,33	0,59
	Maks. fleks	0,25	0,37	0,70	0,50	0,17	0,57
	Maks. fleks. @st	0,79	0,96	0,69	0,79	0,85	0,64
	Maks. ekst.	0,76	0,62	0,82	0,89	0,57	0,87
	Maks. ekst. @st	0,93	0,82	0,72	0,78	0,69	0,82
	Hareket açıklığı	0,40	0,42	0,78	0,61	0,24	0,64
Diz Varus-Valgusu	Ortalama	0,41	0,12	0,86	0,63	0,50	0,08
	Maks. varus	0,81	0,04	0,86	0,21	0,71	0,04
	Maks. Varus @st	0,64	0,03	0,86	0,44	0,28	0,05

	Maks. valgus	0,17	0,42	0,59	0,96	0,43	0,16
	Maks. Valgus @st	0,56	0,21	0,76	0,89	0,34	0,44
Diz Rotasyonu	Hareket açıklığı	0,20	0,38	0,44	0,14	0,63	0,97
	Ortalama	0,87	0,65	0,88	0,59	0,98	0,81
	Maks. İR	0,73	0,67	0,90	0,44	0,78	0,82
	Maks. İR @st	0,93	0,58	0,80	0,67	0,81	0,83
	Maks. ER	0,59	0,44	0,94	0,22	0,62	0,52
	Maks. ER @st	0,71	0,41	0,81	0,32	0,87	0,63
Ayak bileği DF/PF	Hareket açıklığı	0,85	0,74	0,84	0,62	0,70	0,66
	Ortalama	0,68	0,75	0,58	0,34	0,39	0,70
Ayak progresyonu	Maks. DF	0,31	0,34	0,89	0,03	0,27	0,26
	Maks. PF	0,36	0,79	0,56	0,03	0,12	0,36
	Hareket açıklığı	0,68	0,75	0,58	0,34	0,39	0,70
	Ortalama	0,23	0,83	0,51	0,03	0,02	0,62

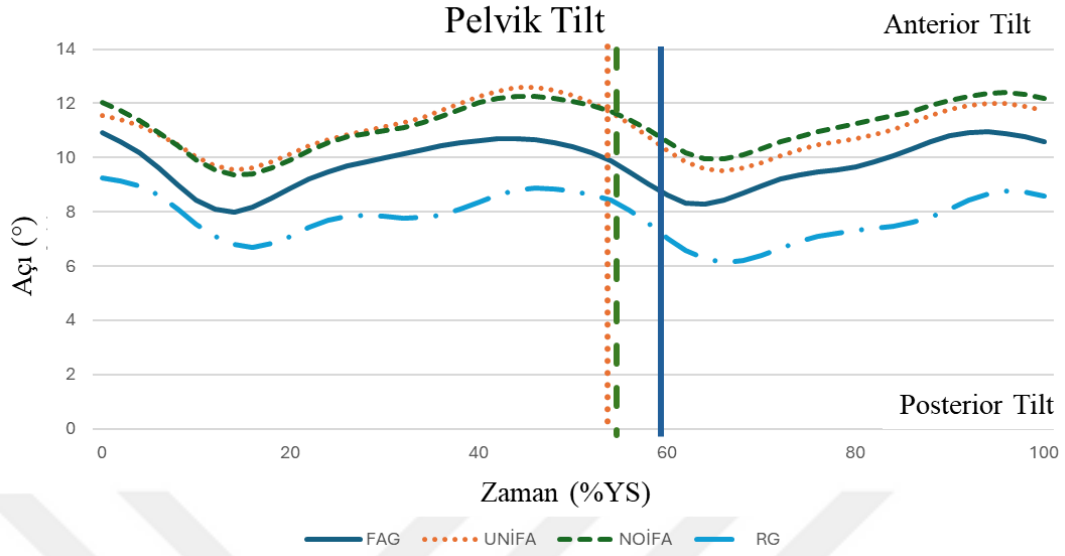
Ort: Ortalama, Ss. Standart Sapma, Maks: Maksimum, Add: Addüksiyon, Abd: Abdüksiyon, Fleks: Fleksiyon, Ekst: Ekstansiyon DF:

Dorsi fleksiyon, PF: Plantar fleksiyon İR: İnternal rotasyon ER: Eksternal rotasyon @: Stance fazı (p<0,05)

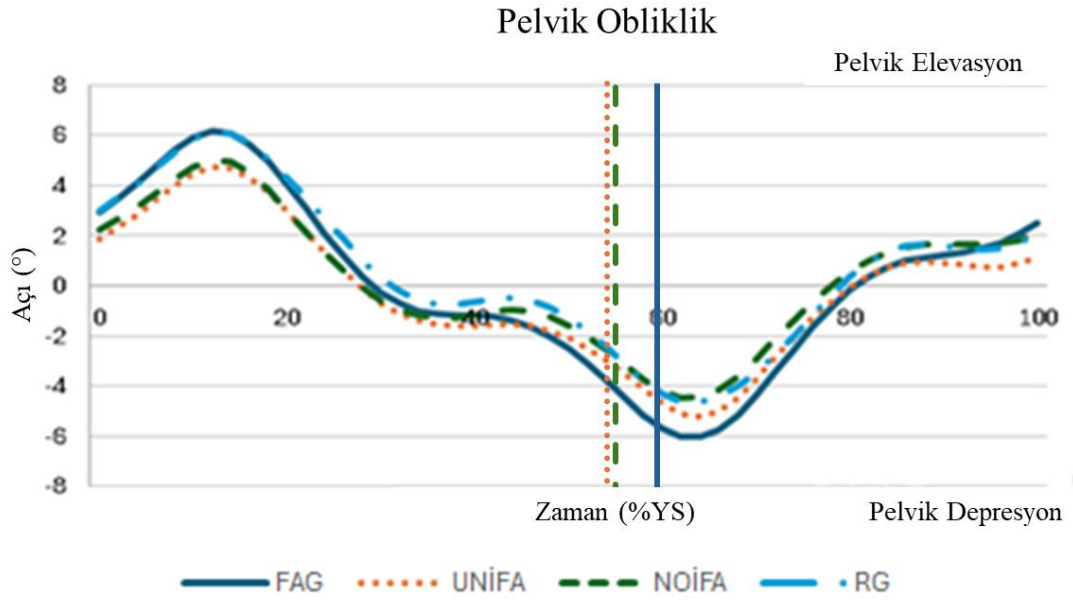
FAG: Femoral anteversiyon grubu, AFAG: Asimetrik femoral anteversiyon grubu, UNİFA: AFAG femoral anteversiyon tarafı,

NOİFA: AFAG femoral anteversiyon olmayan taraf, RG: Referans grubu

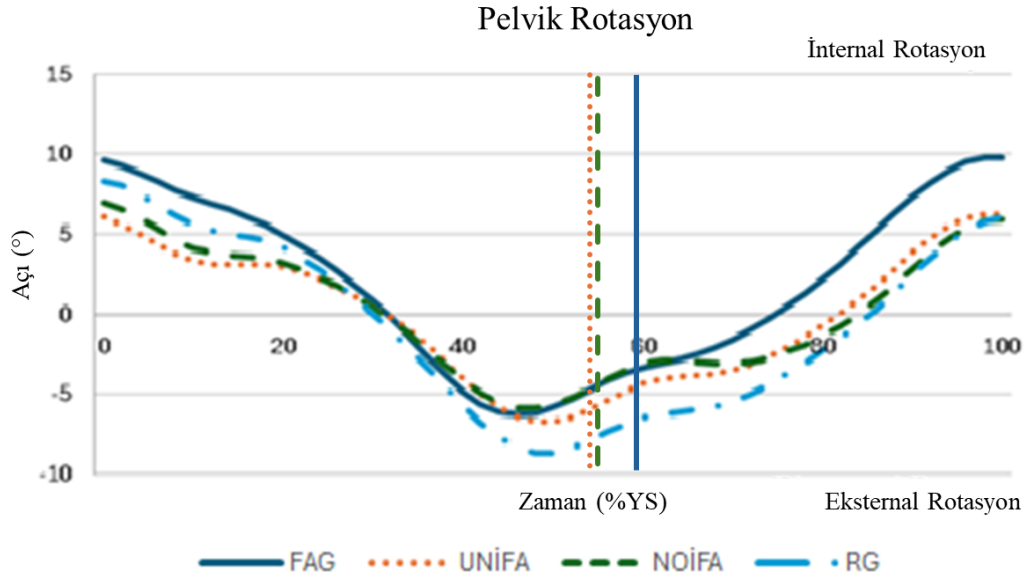
Şekil 4. 1. Pelvise ait kinematik grafikler. (A): Pelvik Tilt, (B): Pelvik Obliklik, (C): Pelvik Rotasyon, YS: Yürüme Siklusu



(A) Ortalama pelvik tilt değeri UNİFA'da RG'ye göre anlamlılığa yakın düzeyde yüksek bulundu.



(B) Pelvik Oblik hareket açıklığı FAG'da UNİFA'ya göre anlamlılığa yakın derecede yüksek bulunmuştur.



(C) Ortalama pelvik rotasyon değeri

FAG'da RG'ye göre internal rotasyonda gözlemlenmiştir.

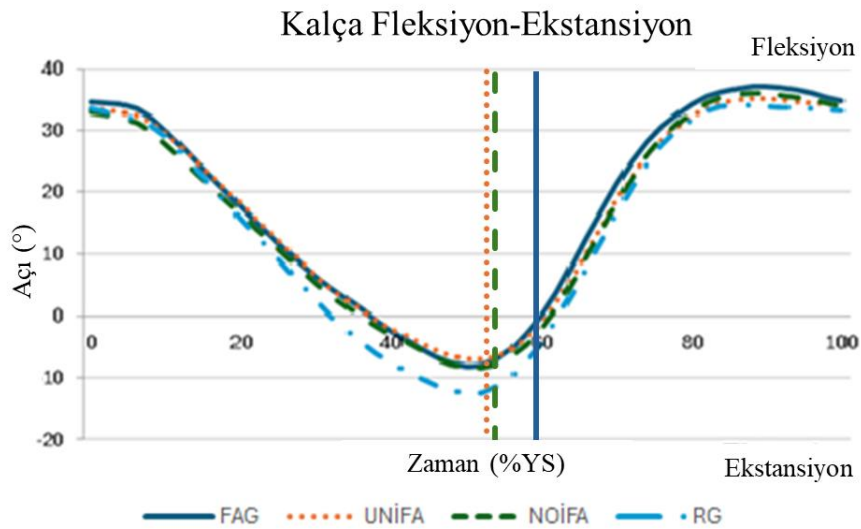
Maksimum internal rotasyon açısı FAG'da

NOİFA'ya göre ve pelvik rotasyon hareket açıklığı FAG'da

UNİFA ve NOİFA'ya göre yüksek; NOİFA ve UNİFA'da RG'ye göre

anlamli olarak düşük bulunmuştur.

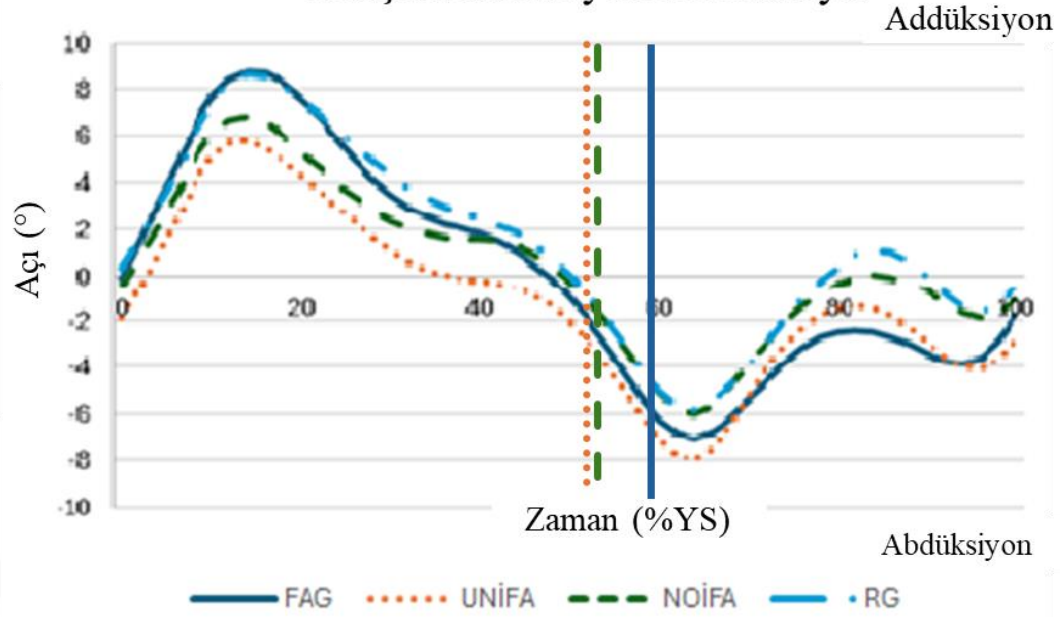
Şekil 4. 2. Kalça eklemine ait kinematik grafikler. (A): Kalça Fleksiyon-Ekstansiyon, (B): Kalça Addüksiyon-Abdüksiyon, (C): Kalça Rotasyonu, YS: Yürüme



(A) Kalça maksimum ekstansiyon açısı

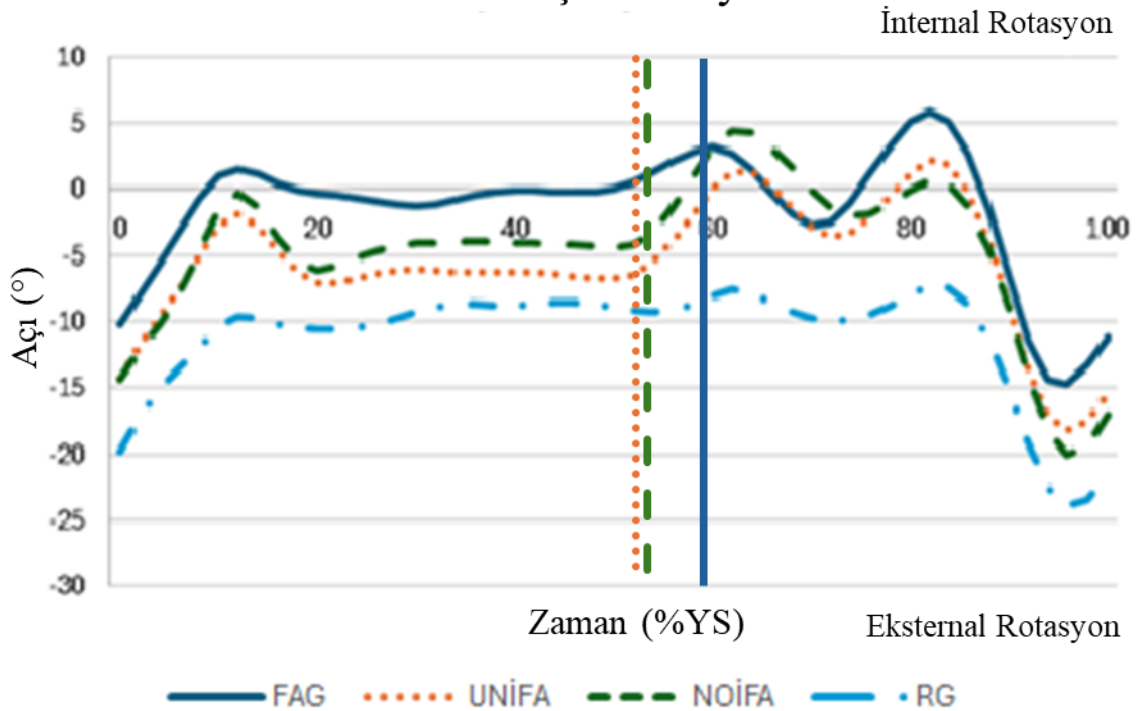
UNİFA ve NOİFA'da RG'ye göre anlamlılığa yakın düzeyde düşük bulunmuştur.

Kalça Addüksiyon-Abdüksiyon



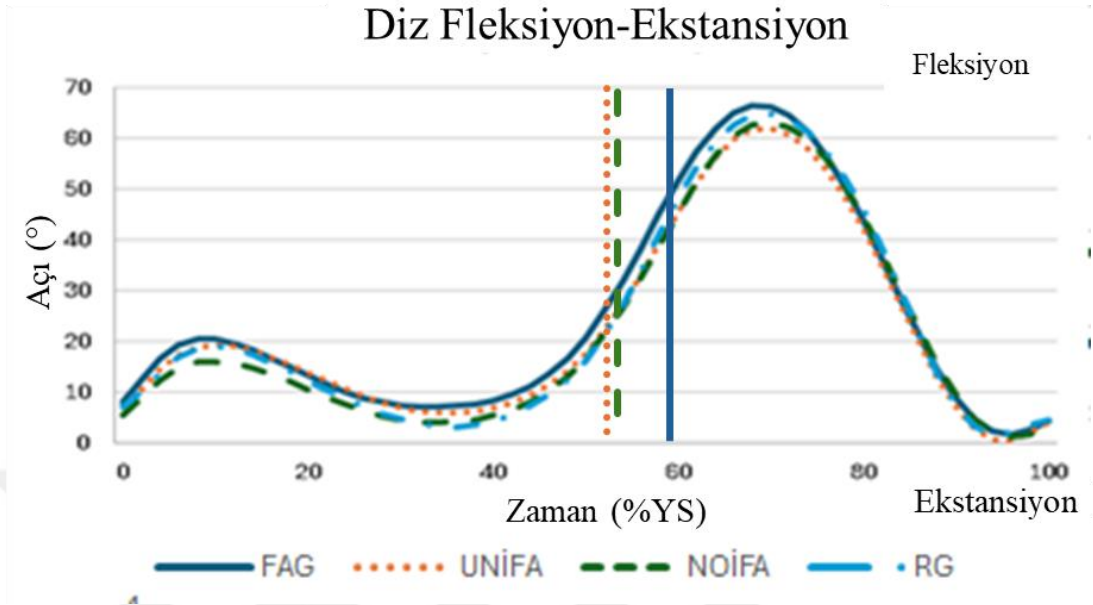
(B) Kalça ortalama addüksiyon değeri ve maksimum addüksiyon değeri NOİFA'da RG'ye göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur.

Kalça Rotasyonu

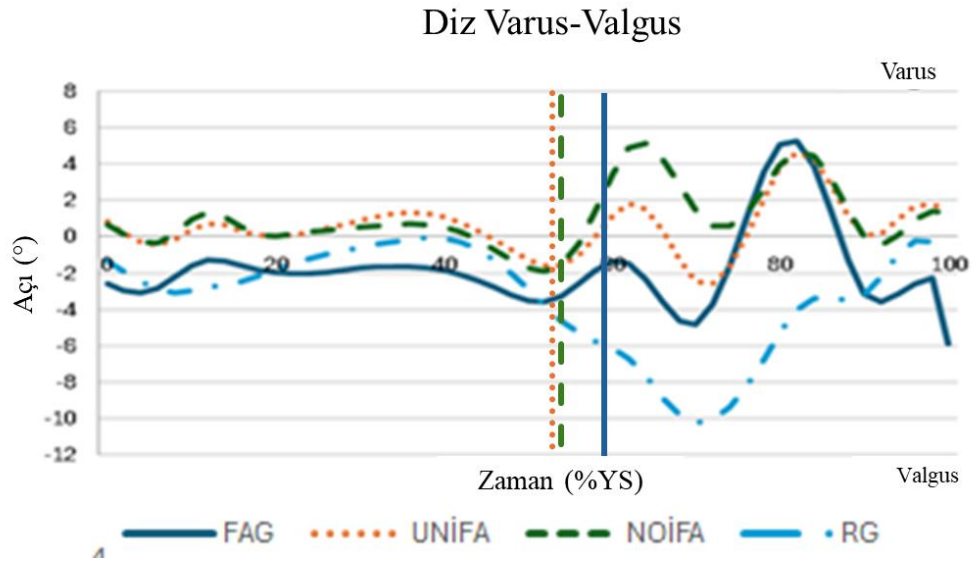


(C) Kalça ortalama rotasyon değeri FAG'da RG'ye göre anlamlı derecede internal rotasyonda ve maksimum kalça iç rotasyon değeri FAG'da RG'ye göre anlamlılığa yakın düzeyde yüksek bulunmuştur.

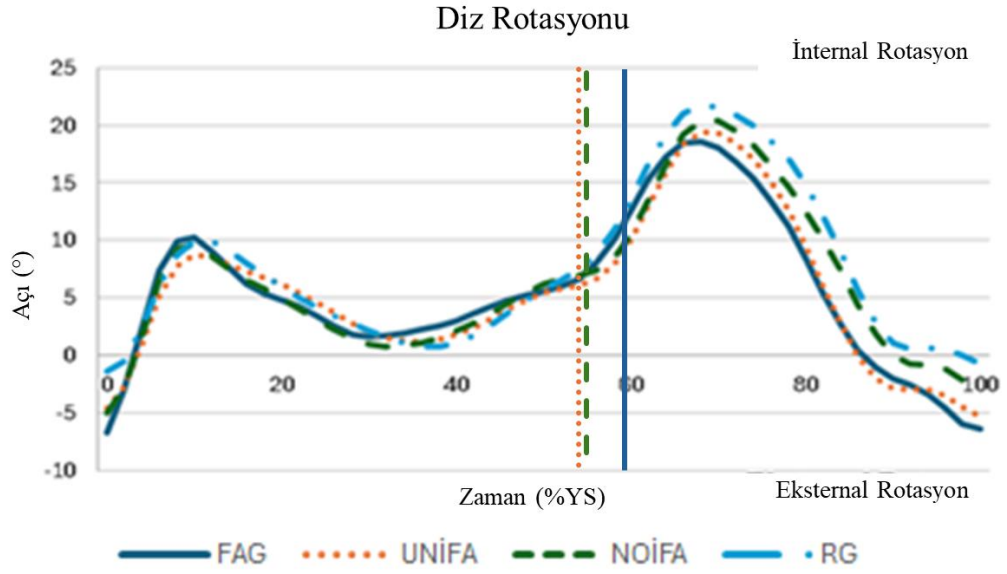
Şekil 4. 3. Diz Eklemine ait kinematik grafikler. (A): Diz Fleksiyon- Ekstansiyon, (B): Diz Varus- Valgus, (C): Diz Rotasyonu, YS: Yürüme Siklusu



(A) Diz fleksiyon-ekstansiyonda gruplar arasında anlamlı fark bulunamadı.

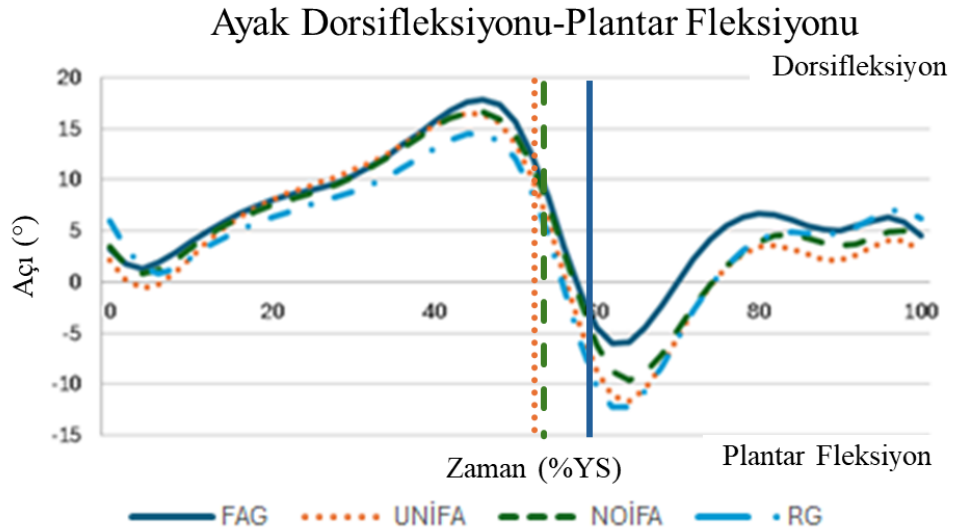


(B) Diz maksimum varus değeri yürüme siklusu ve stance fazda UNİFA ve NOİFA'da RG'ye göre yüksek bulunmuştur.

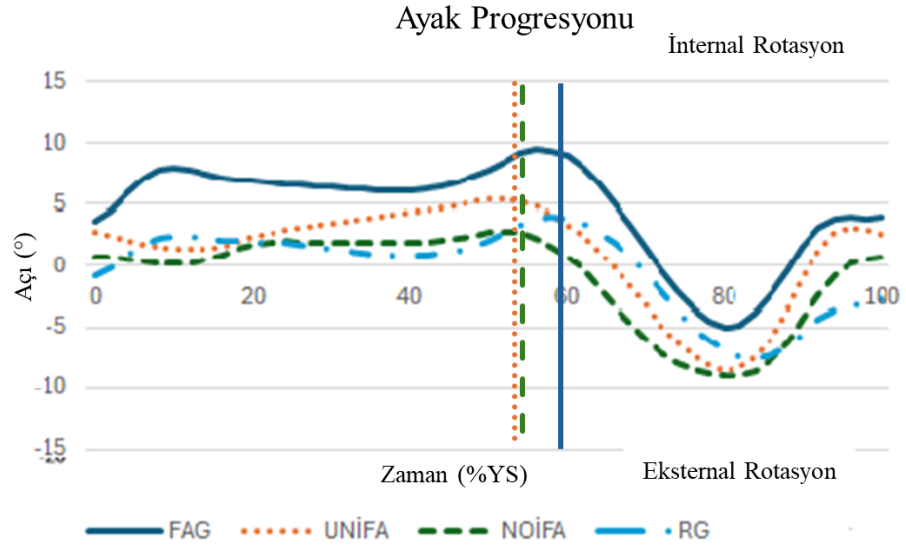


(C) Diz Rotasyonunda gruplar arası anlamlı fark bulunamamıştır.

Şekil 4. 4. Ayak ve ayak bileğine ait kinematik grafikler (A): Ayak Dorsifleksiyon- Plantar Fleksiyon, (B): Ayak Progresyonu, YS: Yürüme Siklusü



(A) Ayak Bileği maksimum plantar fleksiyon değeri FAG'da RG'ye göre anlamlı olarak düşük ve maksimum dorsifleksiyon değeri FAG'da RG'ye göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur.



(B) Ortalama Ayak Progresyonu FAG’da RG ve NOİFA’ya göre anlamlı olarak internal rotasyon yönünde bulunmuştur.

4.4.Açı-açı Diyagram Bulguları

AFAG, FAG ve RG’den alınan yürüme analizi kinematik parametreleri ile Pelvis-Kalça, Kalça-Diz, Diz-Ayak bileği açı-açı diyagramları oluşturularak yürüme sırasında ekstremiteler bazlı hareket paterni ve zincir hareket alanı analizi yapılmıştır. Ekstremiteler bazlı hareket gerçekleştirmeleri grafikleri Şekil 4.5- Şekil 4.12’de gösterilmiştir. Zincir Hareket Alanı bulguları Tablo 4.10.’ da ve bulgular arası farklar Tablo 4.11.gösterilmiştir.

4.4.1. Zincir Hareket Alanı Bulguları

Zincir hareket alanı analizini alanlarını hesaplayabildiğimiz grafiklerin alanlarını hesaplayarak incelendi. Alan hesaplamasını yapabilmemiz için tek bir loptan oluşan veya lop ayırımının yapılabildiği grafikler seçilerek gerçekleştirildi. Bu grafikler sagittal plan pelvis-kalça, kalça-diz, diz-ayak bileği ile frontal plan pelvis-kalça grafiğidir.

Sagittal plan pelvis- kalça grafiğinde en küçük alan RG’ye aittir. En büyük alan ise UNİFA’dadır. Ama buna rağmen aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p>0.05$). Kalça-diz grafiğinde UNİFA’da alan FAG ve RG’ ye göre istatistiksel olarak anlamlı ve küçük bulundu. ($p<0.05$)

Frontal plan pelvis-kalça grafiğinde FAG'da RG, NOİFA ve UNİFA'ya göre anılan anlamlı olarak büyük bulundu. Kalça-diz grafiğinde ise alanlar arası anlamlı bir değişim saptanmadı.

Tablo 4.10. Zincir Hareket Alanı Parametreleri

PARAMETRELER (açı ²)		FAG	RG	AFAG	
Sagittal Plan		Ort±Ss	Ort±Ss	NOİFA Ort±Ss	UNİFA Ort±Ss
	Pelvis-Kalça	62,93±28,85	57,14±30,66	71,24±54,88	75,71±48,77
	Kalça-Diz	1894,24±239,40 *	1976,22±412,62 £	1906,06±388,23	1566,73±314,45 *£
	Diz- Ayak bileği	557,31±92,75	624,25±206,98	541,98±69,10	101,95±69,10
Koronal plan	Pelvis- Kalça	57,06±32,40 * α β	31,75±19,16 α	26,96±16,90 β	25,16 ±24,26 * α
	Kalça- Diz	30,79±26,69	46,65±46,83	30,93±23,70	52,25±23,70

Ort: Ortalama, Ss: Standart sapma*; FAG-UNİFA, +: RG-NOİFA, δ: NOİFA-UNİFA, α: FAG-RG, β: FAG-NOİFA, £: RG-UNİFA sembolleri ile gruplar arası anlamlı farklar gösterilmiştir. FAG: Femoral anteversiyon grubu, AFAG: Asimetrik femoral anteversiyon grubu, UNİFA: AFAG femoral anteversiyon tarafı, NOİFA: AFAG femoral anteversiyon olmayan taraf, RG: Referans grubu

Tablo 4.11. Zincir Hareket Alanı Ait Parametreler Arası Farklar

PARAMETRELER (açı ²)		FAG-UNİFA	RG-NOİFA	NOİFA-UNİFA	FAG-RG	FAG-NOİFA	RG-UNİFA
		p	p	P	p	p	p
Sagittal Plan	Pelvis-Kalça	0,53	0,61	0,87	0,79	0,72	0,61
	Kalça-Diz	0,03	0,73	0,10	0,60	0,94	0,03
	Diz- Ayak bileği	0,75	0,27	0,99	0,37	0,75	0,27
Koronal plan							
	Pelvis- Kalça	0,03	0,56	0,86	0,05	0,02	0,54
	Kalça- Diz	0,33	0,34	0,33	0,33	0,99	0,86

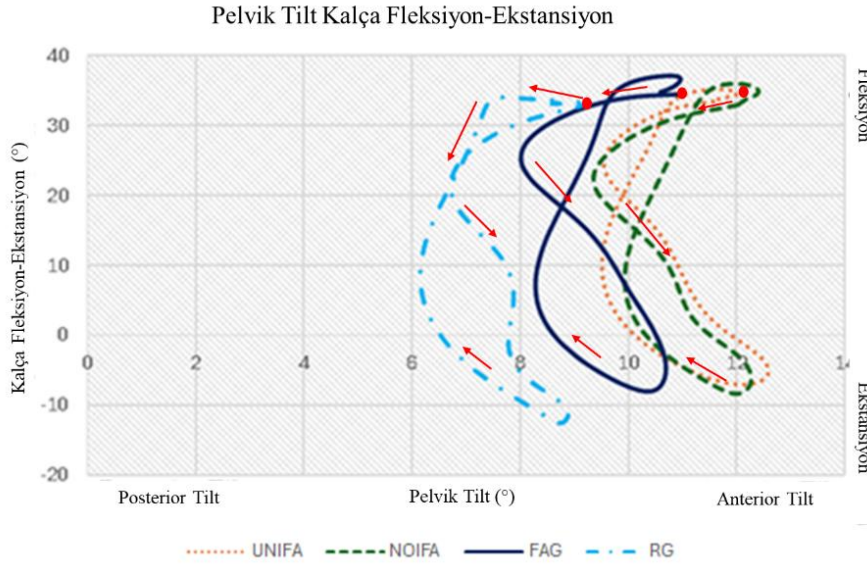
FAG: Femoral anteversiyon grubu, AFAG: Asimetrik femoral anteversiyon grubu, UNİFA: AFAG femoral anteversiyon tarafı, NOİFA: AFAG femoral anteversiyon olmayan taraf, RG: Referans grubu

4.4.2. Ekstremitte Bazlı Hareket Patern Bulguları

Bu analiz pelvis-kalça, kalça-diz, diz-ayak bileği açı-açı diyagramları incelenip haklarında yapılan yorumların bulgularından oluşmaktadır. Sagittal plana ait 3 grafik, frontal plana ait 2 grafik ve transvers plana ait 3 grafik bulunmaktadır.

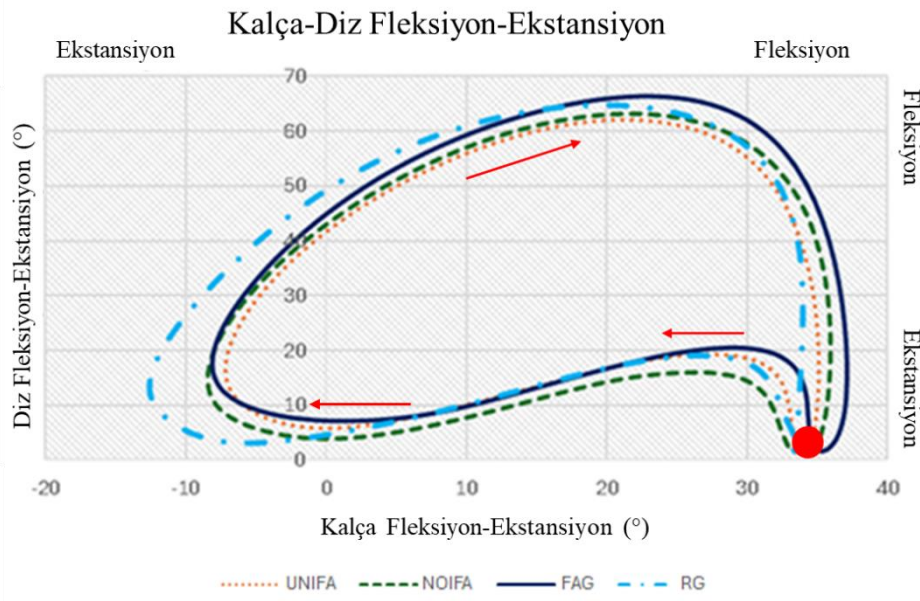
4.4.2.1.Sagital Plan

Sagital plan grafiklerine (Şekil 4.5.) bakacak olursak pelvis-kalça grafiğini “Kurdeleli 8” olarak adlandırabiliriz. FAG, UNİFA ve NOİFA’da şeklin sağa (anterior pelvik tilt) kaydığı görülmektedir. FAG, UNİFA ve NOİFA’da kalça ekstansiyonunun RG’ye göre daha yukarıda (fleksiyon) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



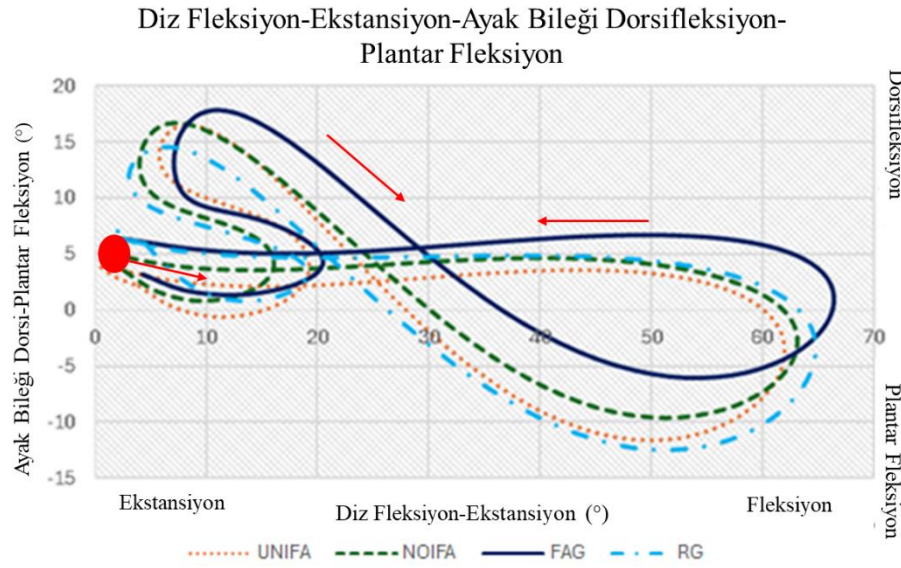
Şekil 4.5. Sagital Plan Pelvis-Kalça Grafiği

Kalça-diz grafiğini (Şekil 4.6.) “Konuşma Balonu” şeklinde adlandırabiliriz. Grafiğe baktığımızda diz fleksiyon-ekstansiyon değerleri benzer açılarda meydana gelmektedir. Kalça fleksiyon-ekstansiyon değerlerine baktığımızda AFAG ve FAG’da kalça ekstansiyon açısının sağda (fleksiyon yönünde) olduğu gözlenmektedir.



Şekil 4.6. Sagital Plan Kalça- Diz Grafiği

Diz-ayak bileği grafiğini (Şekil 4.7.) “Formula 1 pist” olarak nitelendirilebilir. Salımmı fızında FAG’da ayak bileğinin dorsifleksiyonun yönünde yukarı hareket ettiğı söylenebilir.

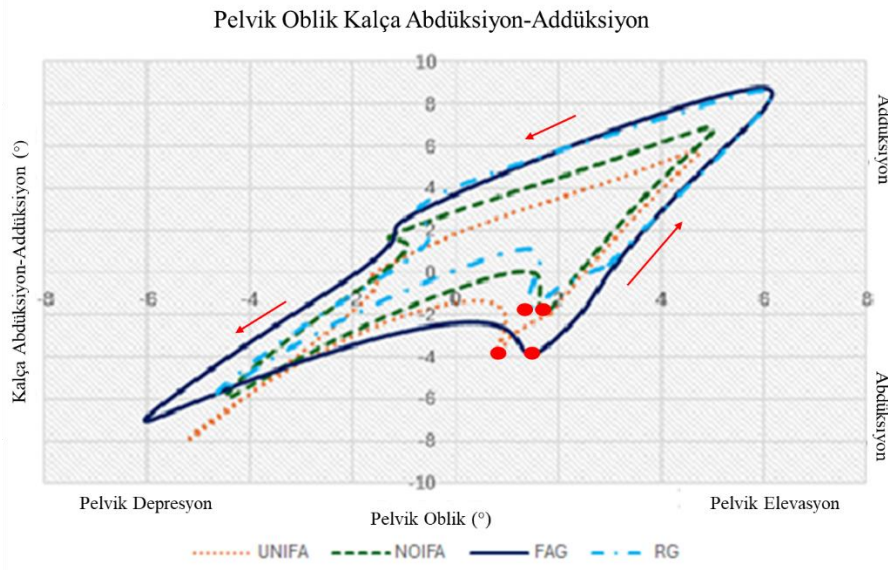


Şekil 4.7. Sagital Plan Diz- Ayak Bileği Grafiği

4.4.2.2. Frontal Plan

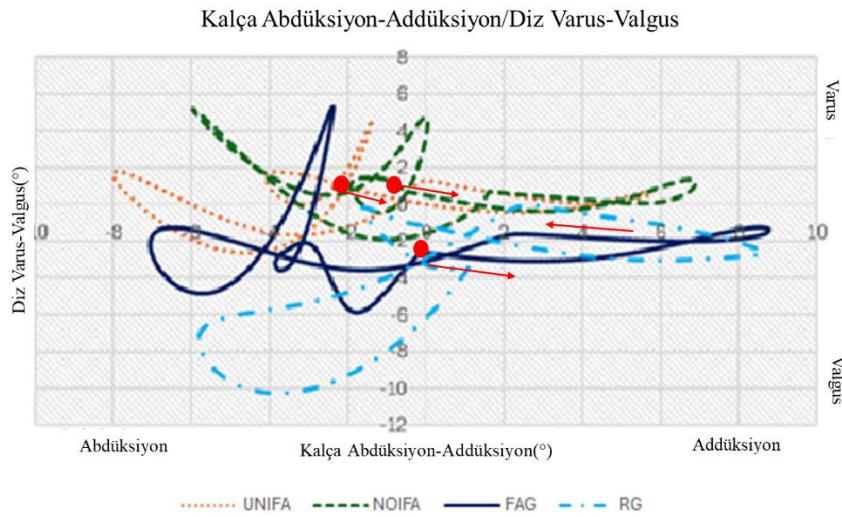
Frontal plan pelvis-kalça grafiğine (Şekil 4.8.) bakacak olursak “Vatoz Balığı” şeklinde isimlendirebiliriz. Burada Pelvik obliklik hareketine baktığımızda FAG’da Pelvik depresyon en solda ve daha büyük açıda gerçekleştiğı görölmektedir. Pelvik elevasyona bakacak olursak

UNİFA ve NOİFA’da FAG ve RG’ye göre daha solda ve düşük derecelerde hareket gerçekleştiği görülmektedir.



Şekil 4.8. Frontal Plan Pelvis- Kalça Grafiği

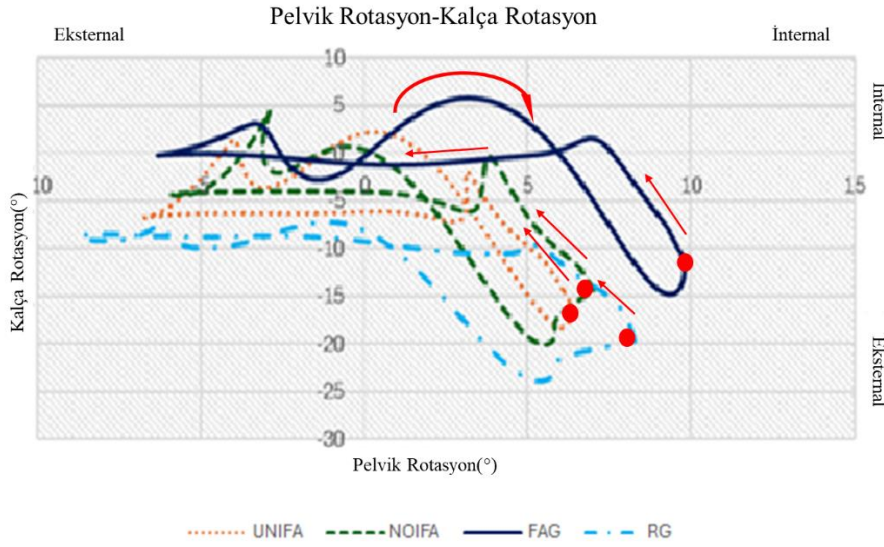
Kalça-diz grafiğine (Şekil 4.9.) baktığımızda grafiğinde RG ve FAG’da göre daha fazla kalça addüksiyon hareketi (sağda) ve en fazla kalça abduksiyonu (solda) UNİFA’ da gözlemlenmektedir. RG’ da salınım fazında valgusa gittiği (aşağıya) gözlemlenmektedir. Özellikle salınım fazında diz varus açısı (yukarıda) NOİFA’ da en yüksek olduğu gözlemlenmektedir.



Şekil 4.9. Frontal Plan Kalça- Diz Grafiği

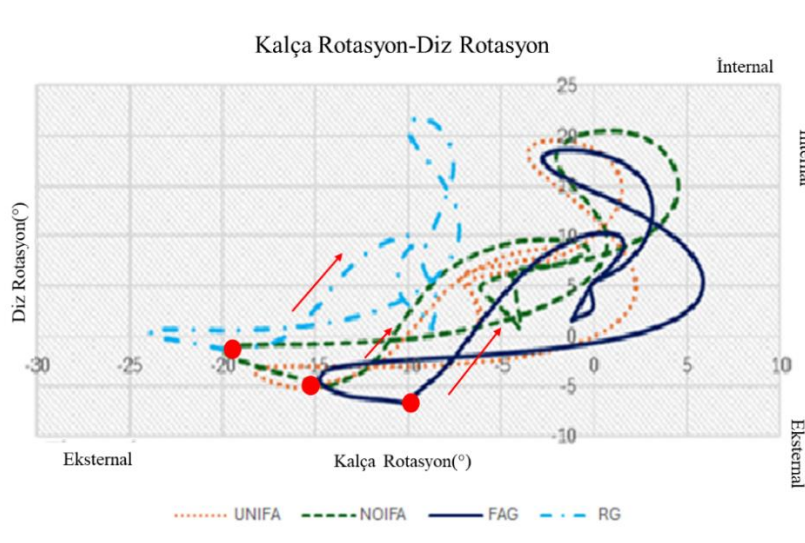
4.4.2.3. Transvers Plan

Pelvis-kalça grafiğine (Şekil 4.10.) baktığımızda FAG’da kalça internal rotasyonun daha yüksek derecelerde meydana gelmektedir. RG’de ise kalça rotasyon hareketi daha çok eksternal rotasyon yönünde (yukarıda) gerçekleşmektedir. Bunun yanı sıra pelvik rotasyon hareketi de RG’da daha yüksek eksternal rotasyon değerlerinde (solda) gerçekleşmektedir.



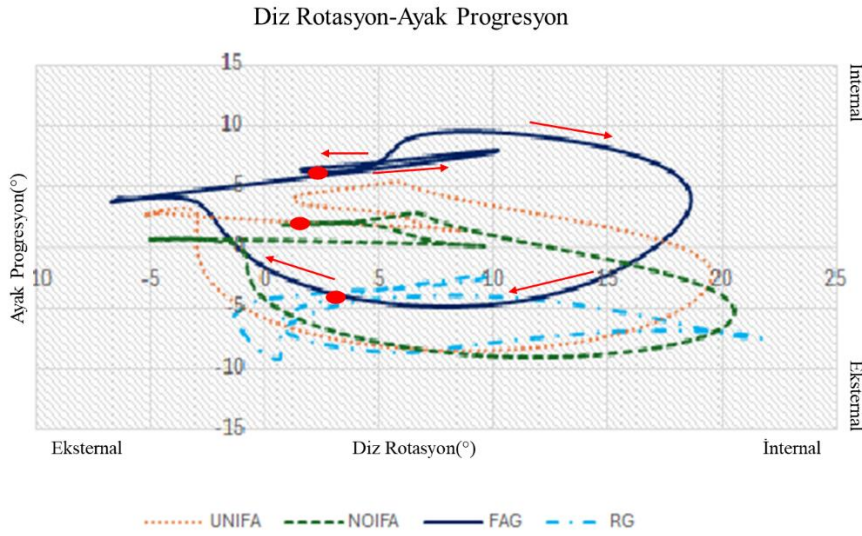
Şekil 4.10. Transvers Plan Pelvis- Kalça Grafiği

Kalça-diz grafiğini (Şekil 4.11.) “Serçe Kuşu” olarak adlandırabiliriz. Bu grafiğe baktığımızda diz rotasyon değerleri tüm gruplarda benzer açılarda meydana gelirken FAG, NOİFA, UNİFA’da şekillerin sağa kayması kalçanın internal rotasyona kaydığının göstergesi olabilir.



Şekil 4.11. Transvers Plan Kalça- Diz Grafiği

Diz-ayak progresyon grafiğini (Şekil 4.12.) “Resim Paleti” olarak nitelendirebiliriz. FAG, UNİFA, NOİFA’da ayak progresyon hareketi daha internal rotasyon yönüne (yukarı) doğru kaydığı gözlemlenmektedir.



Şekil 4.12. Transvers Plan Diz- Ayak Progresyon Grafiği

5. TARTIŞMA

Hipermobil çocuklarda bileteral ve asimetric femoral anteverسیون artışının yürümede kinematik parametreler üzerine etkisini tanımlamayı amaçladığımız bu tezde; asimetric femoral anteverسیون artışı olan grupta, RG'ye göre koronal planda diz tepe varusunda artış, hem RG hemde FAG'a göre transvers plan pelvik rotasyon hareket açıklığında azalma ve FAG'a göre sagittal plan kalça diz ve koronal plan pelvis-kalça eklemler arasında zincir hareket alanında azalma (sertlik) olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar çocukların eklemler arası sertlik ve eklemlere yüklenme davranışlarındaki değişiklik sebebiyle yaşitlarına göre yaralanma risk altında olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamızda elde edilen yürüme analizi verilerinde NOİFA ve UNİFA'da FAG'a göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalmış pelvik rotasyon hareket açıklığı gözlemlenmektedir. NOİFA ve UNİFA'ya göre FAG'da daha yüksek gözlemlenen pelvik rotasyonun, FAG'da yürüyüş sırasında femur başının öne yönlenmiş olan konumunu kompanse etmek için daha fazla pelvik rotasyon hareketi meydana getirdiğini düşündürmektedir. AFA'da ise femur başının tek taraflı olarak öne doğru konumlanmış olması pelvisin stabilizasyon sağlamak için yapacağı pelvik rotasyon eklem hareket açıklığını azaltmış olabilir. Literatüre göre, pelvik rotasyon hareketliliğinde artış, alt ekstremite segmentleri arasındaki hareket alterasyonlarına yanıt olarak gerçekleşen kompensatuar bir adaptasyon olabilir (Khamis ve Carmeli. 2017). FAG'daki bu tür kompensasyonların uzun vadede sakroiliak eklem, lomber omurga ve kalça çevresi kaslarında aşırı yüklenmelere yol açabileceği de vurgulanmaktadır (Lee ve ark. 2013).

Bir yürüyüş döngüsü boyunca kalça rotasyon değerlerinin ortalamasının FAG'da RG'ye göre daha yüksek internal rotasyonda bulunmasının sebebinin artmış TPAT ve femoral anteverسیون açısından kaynaklandığı söylenebilir. Çalışmamızda kalça internal rotasyon artışı ile fiziksel değerlendirmedeki TPAT değerleri arasındaki yüksek korelasyon ($r:0,666$, $p:0,001$) bu bulguyu desteklemektedir. Literatürde de benzer şekilde, artmış femoral anteverسیونun yürüyüş sırasında kalça iç rotasyonunu belirgin şekilde artırdığı ve bunun yürüme paterni ile doğrudan ilişkili olduğu belirtilmiştir (Schache ve ark. 2000; Ito ve Donatelli, 2001; Fabry ve ark. 1973).

NOİFA'da yürüme siklusu boyunca ortalama kalça addüksiyon ve maksimum addüksiyon değeri RG'ye göre anlamlı olarak azalmış olması asimetric grupta normale yakın

anteversiyonu olan tarafın koronal planda hareket alterasyonu olduğunu gösteriyor olabilir. Bu durum NOİFA'nın kinematik olarak normal olmadığını ve kalça abdüksiyon artışı ile transvers plan problemine uyum sağlamaya çalıştığının bir göstergesi olabilir. NOİFA'da koronal planda pelvis kalça zincir hareket alanında azalma, koronal plandaki sertliğin anlamlı düzeyde artırmış olabileceğini göstermektedir. NOİFA'da kalça seviyesindeki maksimum abdüksiyon artışı kapalı kinetik zincirde femurun laterale yönelmesine ve buna bağlı olarak diz eklemünde maksimum varus değerinde artışa sebebiyet verebilir. Özellikle basma fazında artan kalça abdüksiyonu, mekanik eksen boyunca medial diz kompartmanına binen yükü artırarak maksimum varus açısında yükselmeye neden olabilir (Zeni ve Higginson, 2009). Bu durum uzun vadede genu varum eğilimi, menisküs zorlanması veya medial diz ağrısı gibi sekonder patomekanik sonuçlara yol açabilir.

UNİFA ve NOİFA'da diz maksimum varus açısı RG'ye göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Bu bulgu FA'nın yalnızca ilgili tarafta değil genel olarak alt ekstremité biyomekaniğini etkilediğini ve bu etkinin dizin frontal plan hareketine yansıdığını göstermektedir. UNİFA ve NOİFA'da diz maksimum varus açısı artışı dizde hem varus momenti artmasına hem de mediale komponente yüklenmeyi artıran neden olabilir (Eckhoff ve ark. 1997, Fabry ve ark. 1973). UNİFA ve NOİFA'daki anlamlı varus artışı klinikte yürüme ve daha yüksek seviyeli asimetrik aktivitelerde yaralanmayı arttırıcı bir faktör olabilir.

Açı-açı diyagramları (siklogram), iki farklı ekleme ait açısal verilerin eşzamanlı olarak analiz edilmesine ve yürüyüşün görselleşmesine olanak tanır (Chang ve ark. 2008; Lamb ve Stöckl, 2014). Bu grafikler, pelvis ve kalça gibi zincir segmentler arasındaki hareket uyumunu ve yönünü görsel olarak değerlendirme imkânı sağlar.; 8 şekline benzeyen sagittal plan pelvis-kalça açı-açı diyagramı RG'ye göre diğer gruplarda sağa (anterior tilt) kaydığı gözlemlenmiştir. Ancak pelvis segmenti tek başına incelendiğinde sagittal planda gruplar arasında anlamlı bir pelvik tilt farkı gözlemlenmemiştir. Pelvis-kalça siklogramdaki sağa yöneliş femoral anteversiyon artışının anterior pelvik tilte neden olma eğilimini oluşturduğu bunun da sadece pelvis sagittal plan UNİFA verilerinde anlamlılığa yakın ortalama anterior pelvik tilt artışı görülebildiği gözlemlendi. FAA'nın kalça-pelvis koordinasyonunu etkileyerek alt ekstremitéde oluşturduğu kompensasyonların asimetrik grupta katılımcı sayısının yükseltilerek detaylı incelenmesi yararlı olabilir (Perry ve Burnfield, 2010, Khamis ve Carmeli 2017). Asimetrik gruptaki ortalama pelvik tilt artışı lumbal hiperektansiyon ve bel ağrısı gibi klinik semptomlarla ilişkilidir (Sahrmann ve ark 2017). Literatürdeki bu bilgi ışığında AFA'nın özellikle

değerlendirilmesi gelişebilecek sekonder postüral problemlerin önlenmesi açısından önemli görülmektedir.

Sagittal planda kalça ve dizi aynı anda değerlendirmemize olanak sağlayan kalça-diz siklogram diyagramı incelendiğinde AFAG' da kalça maksimum ekstansiyonun RG' ya göre anlamlılığa yakın olarak küçük olduğu bilgisini destekleyici şekilde AFAG' da kalça ekstansiyonunun sağda (fleksiyon) gerçekleştiği gözlemlenmektedir. Bu bulgu AFAG' da kalça ekstansiyonunun etkin bir şekilde yapılamadığını göstermektedir. Bu kalça ekstansiyonundaki azalma femoral anteversiyon oluşma sebebi ile ilintili olabilir. Literatürde FAA'nın alt ekstremitte kinematiğine etkisinin inceleyen çalışmalarda, yürüme döngüsü boyunca FAA'nın maksimum kalça ekstansiyonunu azalttığı belirtilmiştir (Bruderer-Hofstetter ve ark. 2015, Schmid ve ark. 2013, Akalan ve ark. 2013, Alexander ve ark. 2018, Li ve ark. 2001). Bu azalmanın yüksek kalça ekstansiyonu gerektiren koşu ve zıplama gibi aktivitelerde yaralanma riskini arttırabileceğini düşündürmektedir.

Sagittal plan diz-ayak bileği açısı siklogram diyagramı incelendiğinde, FAG'da grafiğin yukarıya doğru kayması (dorsifleksiyon yönü) maksimum dorsifleksiyonun daha yüksek ve plantar fleksiyonun RG'ye göre daha az olduğu rahatlıkla görülmektedir. Bu gözlem kinematik parametrelerdeki FAG'de RG'ye göre artmış dorsifleksiyon ve azalmış plantar fleksiyon arasındaki anlamlı ilişkiyle örtüşmektedir. Bu durum, yürüyüş paterninde kapalı kinetik zincirde (basma fazı) enerji verimliliğini azaltabilir (Perry ve Burnfield 2010). FAG'da salınım fazında daha yüksek gözlenen ayak bileğinin dorsifleksiyonun artışı ayağın yere ya da karşı ekstremiteye takılmasını önlemeye yönelik bir kompensasyon stratejisi olabilir. Literatürde belirtildiği üzere, artmış salınım fazı dorsifleksiyonu, özellikle motor kontrol bozukluğu veya alt ekstremitte anomalisi olan bireylerde takılma riskini azaltmak amacıyla gelişen yaygın bir kompensatuar mekanizmadır (Perry ve Burnfield, 2010)

Frontal plan Kalça-diz siklogram diyagramında kinematik parametrelerde elde ettiğimiz diz maksimum varusunun AFAG'da RG'ye göre artmış olduğu bulgusunu destekleyerek AFAG'da grafik RG'ye göre yukarıda (varus) gözlemlenmektedir. Diyagramda kalça hareketine bakıldığında RG'de NOİFA'ya göre kalça ortalama ve maksimum addüksiyonun anlamlı olarak arttığı kinematik verilerle benzerlik göstererek açıkça gözlemlenmektedir.

Transvers plan pelvis-kalça açısı-siklogram diyagramına baktığımızda FAG ve AFAG'da özellikle kalça hareketinin RG'ye göre yukarıda (internal rotasyon) konumlandığı görülmektedir. Bu diyagram kalça rotasyonunun FAG'da pelvis rotasyonundan ziyade femur internal rotasyonundan kaynaklandığını kolayca göstermektedir. Geleneksel üç boyutlu yürüme analizi kalça kinematik grafiklerde FAG'da internal rotasyon artışını anlamlılığa yakın düzeyde yüksek olması ile siklogramdaki bu değişiklikler pozitif uyum göstermektedir. Ayrıca bu bulgular literatürdeki diğer çalışmalar ile paralellik göstermektedir (Fabry ve ark. 1973; Braten ve ark. 1999).

Transvers plan kalça-diz siklogram diyagramına bakacak olursak RG' na göre diğer üç grupta en fazla FAG' da kalça rotasyon hareketinin daha belirgin şekilde sağa (internal rotasyon) kaydığı gözlemlenmiştir. Bununla birlikte diz rotasyonu gruplar arası benzer rotasyonel açılar göstermiştir. Bu da vakalarımız arasında tibial torsiyonun hem fiziksel hem de kinematik değerlendirmeleri arasında anlamlı bir fark olmadığı bulgumuzu desteklemektedir. Literatürde, FAA' nın kalçada iç rotasyon momentini arttırdığı ancak tibial torsiyonun bu değişiklikten daima eş zamanlı ve orantılı şekilde etkilenmeyebileceği bildirilmiştir (Staheli. 1985, Schmid ve ark. 2013).

Zincir hareket alanındaki, sagittal planda kalça-diz eklemlerine ait siklogram diyagramında, FAG grubunun alanı, UNİFA'ya kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur. FAG'daki bu anlamlı alan artışı, literatürle uyumlu olarak, sagittal planda kalça-diz koordinasyonun azalmasıyla ve dolayısıyla instabilitesinin artışıyla ilişkili olabilir (Lamb ve Stöckl, 2014). Sonuç olarak İnstabiledaki bu artış postüral kontrol bozuklukları, enerji tüketiminin artması ve fonksiyonel performansta azalmaya neden olabileceğini düşündürmektedir. Yürümeden daha yüksek aktivitelerde bu instabilite sakatlık riskini arttırabilir.

UNİFA'da sagittal plan kalça-diz siklogram diyagramındaki alan RG'ye göre anlamlı olarak azalmış olarak bulunmuştur. Bu anlamlı farklılık UNİFA'da sagittal plan kalça-diz eklemleri arasında daha sert (stiff) bir hareket paterni olduğunu gösteriyor olabilir. Bu durum, asimetri varlığında koordinasyon sağlamak adına alt ekstremiteler hareket açıklığının sınırlandırıldığı bir kompensasyon mekanizmasını işaret edebilir (Latash, 2008, Sadeghi ve ark. 2000). Bu tür kompensasyonların zamanla eklem hareket açıklığında azalma, hareket ekonomisinde düşüş ve adaptif yorgunluk gibi sekonder sorunlara zemin hazırlayabileceğini düşündürmektedir.

Frontal planda incelenen pelvis-kalça açısı siklogram diyagramında ise FAG'a ait zincir hareket alanının, RG'ye kıyasla anlamlı derecede artmış olduğu bulunmuştur. Bu bulgu, literatürde de belirtildiği üzere, grafik alanının büyümesinin instabilitenin artışıyla ilişkili olduğunu gösteriyor olabilir (Pau ve ark. 2024; Chang ve ark. 2008). FAG'daki alanın NOİFA ve UNİFA'ya göre anlamlı olarak yüksek olması, FAA bialteral olduğunda frontal plan pelvis instabilitesinin arttığını gösteriyor olabilir. Literatür stabilite kaybının, özellikle pelvis, kalça, diz ve ayak bileği arasındaki kinetik zincirde dengesiz kuvvet transferine neden olarak kompensatuar hareket stratejilerinin gelişmesine zemin hazırladığını vurgulamaktadır (Lephart ve ark, 1997). Stabilite eksikliği nedeniyle proprioseptif geribildirim mekanizmalarının zayıflaması, reaktif ve proaktif postüral ayarlamaların etkinliğini azaltır (Riemann ve Lephart, 2002).

Çalışmamızda elde edilen veriler sonucunda NOİFA ve UNİFA arasında ölçülen tüm kinematik parametrelerde anlamlı veya anlamlılığa yakın bir fark bulunamamıştır. Bunun sebebini iki ekstremitenin arasında çok iyi bir kompensasyon mekanizması olduğu düşünülmektedir. Yürüme dışında yüksek aktivitelerde bu sonuç değişebilir. Artan biyomekanik yüklenme mevcut kompensasyon mekanizmasının yetersiz kalmasına neden olarak ekstremiteler arasındaki farklılıkların daha belirgin hale gelmesine yol açabilir.

Literatürde, hipermobilitenin sahip bireylerde ayak postürünün pronasyon yönünde olduğu, API-6 skorlarının yüksek olduğu ve bu durumun ayak bileği eklem hareketliliğini etkilediği bildirilmiştir. (Evans ve ark. 2017). Çalışmamızda FAG'da RG'ye göre anlamlı olarak yüksek API-6 ve alt ekstremitenin hipermobilitenin skoru gözlemlenmiştir. Bu durum, FAG'da pes planus eğilimi ve bağ doku gevşekliğine bağlı olarak ayakta valgus yöneliminde artışa, ayak bileğinde ise plantar fleksiyonun anlamlı olarak azalması ve dorsifleksiyonun anlamlı olarak artmasına neden olmuş olabilir.

FAG'da ayak progresyon açısının RG ve NOİFA'ya göre yüksek bulunması, proksimal eklem patolojisinin distal eklem yansıması olarak değerlendirilebilir. Gruplar arasında ölçülen TPAT değeri FAG'da diğer gruplara göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Proksimal eklemde oluşan bir patolojinin distal bir eklemde kompensatuar adaptasyonlara yol açması, literatürde de yürüme döngüsü esnasında oluşan rotasyonel dizilim ile ilişkilendirilmiştir (Staheli ve ark. 1985; Fabry ve ark. 1973). Çalışmamızda elde edilen bu bulgular, söz konusu

mekanizmanın kinematik yansımalarını doğrulamakta ve literatürdeki benzer bulgularla örtüşmektedir (Bruderer-Hofstetter ve ark. 2015).

Çalışmamızda Thomas testi FAG, UNİFA ve NOİFA’da RG’ye göre anlamlı şekilde yüksek değerler gösterdiği bulunmuştur. Thomas testindeki pozitiflik, femoral anteversiyon varlığında ortaya çıkan pelvik hizalama bozukluğu ve kas dengesizliği ile ilişkili olabilir (Kendall ve ark. 2005). Özellikle kalça fleksörlerindeki kısalık, yalnızca sekonder bir bulgu değil; aynı zamanda femoral anteversiyonun gelişim sürecine katkıda bulunan önemli bir mekanik faktör olarak değerlendirilmelidir. Literatüre göre, büyüme sürecinde ortaya çıkan kas-iskelet sistemi dengesizlikleri ve postüral adaptasyonlar, femurun posterior translasyonunu sınırlandırarak anterior yönde torsiyonunun artmasına, dolayısıyla anteversiyon deformitesinin yerleşmesine zemin hazırlayabilir (Fabry ve ark. 1973, Staheli, 1980) Bu süreçte pelvisin anterior tilt pozisyonuna geçmesi, femur başının asetabulum içinde öne kaymasına neden olurken; kalça ekstansiyonundaki kısıtlılık da iliopsoas kasının adaptif olarak kısalmasına yol açar (Kapandji, 2007). Böylece, anterior yerleşimli bir femur ve eşlik eden fleksör kısalık döngüsü oluşur; bu da anteversiyonun hem oluşumunu hem de devamlılığını destekler. Sonuç olarak, çalışmamızdaki bulgular ve mevcut literatür birlikte değerlendirildiğinde, kalça fleksörlerinin kısalığı femoral anteversiyonun yalnızca bir sonucu değil, aynı zamanda nedenlerinden biri olarak da ele alınmalıdır. Bu durum, sadece kinematik değerlendirmelerde değil, aynı zamanda klinik rehabilitasyon stratejilerinde de dikkate alınmalıdır. Özellikle büyüme çağındaki çocuklarda kalça fleksör kaslarının uzunluk ve esneklik düzeylerinin izlenmesi, femoral anteversiyon gelişiminin önlenmesi ve kontrol altına alınması açısından klinik önem taşımaktadır.

Zaman mesafe parametrelerinden tek destek fazı süresi FAG ’da RG’ye göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Literatürde tek destek süresindeki azalma ve çift destek süresinin uzaması basma fazında instabilite göstergesi olarak kabul edilmektedir. Tek destek fazı süresi birçok çalışmada yürüme kalitesi, çeşitli patolojiler ve yaşlanma ile ilişkilendirilmiştir (Creaby ve Cole 2018, Osoba ve ark. 2019). Literatürde tek destek fazı süresinin artması dinamik stabilizasyonun artması şeklinde yorumlanmıştır (Perry ve Burnfield 2010, Riva ve ark. 2013). Tek destek fazının uzaması, yürümenin uzun süreli ve tekrarlı bir hareket olması nedeniyle vücut tarafından bir denge sağlama yöntemi olarak kullanılıyor olabilir. Ancak bu durumun sadece yürüyüşe özgü olup olmadığını anlamak için farklı fiziksel aktivitelerde de değerlendirilmelidir.

Çalışmamızda katılımcıların kendi tercih ettikleri doğal yürüyüş hızlarında yürümeleri sağlanmıştır. Yapılan analizlerde yürüme hızı ve kadans parametreleri açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu durum, gruplar arasındaki kinematik farklılıkların yürüme hızına bağlı olmaksızın, doğrudan biyomekanik ve postüral faktörlere bağlı olduğunu düşündürmektedir. Yürüme hızının benzer olması, hız kaynaklı sapmaların önlenmesi açısından metodolojik olarak önemli bir avantaj sağlamaktadır.

Çalışmamızda katılımcılara hipermobilitesi Beighton skoru ve Alt Ekstremitte Hipermobilite Skoru ölçümü gerçekleştirilmiştir. Beighton skorunda katılımcılar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Ancak alt ekstremitte hipermobilite skorunda grupların hepsi hipermobil olmasına rağmen FAG ve RG arasında anlamlı fark gözlemlenmiştir. Mevcut literatürde belirtildiği gibi alt ekstremitte hipermobilite skoru alt ekstremitte ve ayaktaki hipermobilitiyi spesifik olarak değerlendirmek için daha avantajlıdır (Evans ve ark. 2012). Beighton klinikte kısa ve kolay olabilir ancak alt ekstremitte kadar alt ekstremitte hipermobilitesini tanımlayan bir test olmayabilir

Çalışmamızda kalça iç rotasyon açısının artmasıyla en ilintili parametre TPAT açısı çıkmıştır($p<0.001$). Sonucumuz Radler ve ark. (2010) korelasyon çalışmalarıyla uyumludur. Kalça iç rotasyon oluşturan diğer parametreler arasında daha ilintili parametre bulunamamıştır. Hipermobilite ile TPAT arasında korelasyon saptanmamıştır. Bu durum alt ekstremitte torsiyonel deformitelerin her zaman bağ dokusu gevşekliğiyle açıklanamayacağını düşündürmektedir.

Üç boyutlu yürüme analizlerinde genellikle katılımcıların ayakkabısız yürümeleri tercih edilmekte ve bu koşullarda elde edilen yürüyüş parametreleri değerlendirilmektedir. Ancak Eggleston ve arkadaşlarının (2003) yaptığı bir çalışmada, ayakkabılı ve ayakkabısız yürüyüş arasında pelvis, kalça eklemi ve temel yürüyüş parametreleri üzerinde anlamlı bir farklılık oluşturmadığı bildirilmiştir. Literatürde, bazı araştırmacılar katılımcıların kendi ayakkabıları ile yürümelerinin daha doğal sonuçlar verebileceğini savunurken, ayakkabı türlerinin yürüme kalıplarını etkileyebileceğine dair bulgular da mevcuttur (Lewinson ve ark. 2016; Kluge ve ark. 2017). Ayakkabısız yürüyüş, özellikle alışık olunmayan yüzeylerde yürüme, zemin soğukluğu veya duyu farklılıkları gibi unsurlardan dolayı katılımcıların yürüyüş paternini olumsuz etkileyebilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda, ölçümlerin dış etkenlerden en az şekilde etkilenmesi adına tüm katılımcıların analizleri, aynı ve standart bir ayakkabı modeli kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Mevcut çalışmada da ortaya konduğu gibi FAA artışı sadece transvers planda değil, frontal ve sagittal planlarda da kinematiği değiştirdiği göstermiştir (Akalan ve ark. 2013). Çalışmamızda elde edilen bulgular da literatürle uyumlu bir şekilde FAA'nın sadece transvers planda değil sagittal ve frontal planda da kinematik değişimler meydana getirdiği gözlemlenmiştir.

Bu çalışma, FAA olan çocuklarda eklemler arası hareket paterni ve zincir hareket alanı parametrelerini üç boyutlu yürüme analizi ile değerlendiren, literatürde bilinen ilk çalışmalardan biridir. Mevcut literatürde FAA'nın alt ekstremitte biyomekaniği ile yürümenin kinematik ve kinetik parametreleri üzerindeki etkilerini araştıran çeşitli araştırmalar bulunsun da AFA'nın yürüme kinematiği üzerindeki etkilerini doğrudan inceleyen çalışmalar oldukça sınırlıdır. Bu bağlamda çalışmamız bilateral femoral anteversiyon artışı olan ve asimetrik femoral anteversiyon artışı olan hipermobil çocukları karşılaştırmalı olarak analiz ederek, AFA'nın alt ekstremitte kinematiği üzerindeki etkileri ortaya koymakta ve anlamlı düzeyde farklılık gösteren yürüme parametrelerini ayrıntılı bir biçimde raporlayarak literatüre özgün bir katkı sunmaktadır.

Bu çalışmanın bulguları, AFA'ya sahip hipermobil çocukların yürüme sırasında alt ekstremitte kinematiğindeki değişimler ve etkileri hakkında klinisyenlere daha derin bir bakış açısı sağlayabilir. Çalışmamızda sadece yürüme kinematik verileri incelenmiştir gelecek çalışmalarda AFA için koşma, zıplama gibi daha aktif hareketlerde ve tek bacak zıplama gibi taraf farkı gözetilen hareketlerde AFA'nın etkisinin incelenmesi yararlı olabilir.

Çalışmamızın limitasyonlarından biri tüm katılımcıların hipermobil olmasıdır. Hipermobilitenin de elde edilen kinematik veriler üzerine etkisi bulunmaktadır. Hipermobilitte AFA'nın izole etkisinin değerlendirilmesini sınırlamış olabilir. AFA'nın saf etkisinin daha iyi anlaşılması için katılımcı sayısını arttırmak, hipermobil olmayan yaşlıların eklenmesi gelecekteki çalışmalara yarar sağlayabilir.

Diğer bir limitasyonumuz ise çalışmamızda sadece yürümenin kinematik parametrelerinin incelenmiş olmasıdır. Yürümenin kinetik parametrelerini, kas aktivasyonlarını ve EMG analizlerini incelemek gelecek çalışmalarda daha bütüncül bir analiz için yararlı olabilir. Gelecek çalışmalarda yürümenin kinetik boyutunun ve kas aktivitelerinin değerlendirilmesi, AFA'nın yürüyüş dinamiklerine etkisinin daha derinlemesine anlaşılmasına olanak sağlayabilir.

Çalışmamızın bir diğer limitasyonu, istatistiksel olarak anlamlılığa ulaşmamakla birlikte anlamlılığa yakın p-değerlerine yer verilmiş olmasıdır. Bu tür değerleri tamamen anlamsız kabul ederek dışlamak, olası klinik etkilerin göz ardı edilmesine yol açabilir. Bu nedenle, özellikle çalışmamızın klinik çıktılarının daha geniş bir perspektiften değerlendirilmesini sağlamak amacıyla bu bulgular da analizde dikkate alınmıştır.

Bunun yanı sıra, transvers plan düzlemine ait aç-ı-aç-ı siklogram diyagramlarında alan hesaplamalarının yapılamamış olması çalışmanın bir diğer limitasyonudur. Aç-ı-aç-ı diyagram alanının hesaplanabilmesi için grafiklerin loplara ayrılması ve her lop için ayrı ayrı alan hesaplamasının gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Ancak transvers plan diyagramlarında bu lop ayrımı sağlıklı bir şekilde yapılamadığı için alan hesaplaması mümkün olmamıştır. Gelecek çalışmalarda transvers plan aç-ı-aç-ı diyagramlarının daha detaylı şekilde incelenmesinin, bu alandaki literatür boşluğunu doldurabilecek nitelikte önemli katkılar sağlayabileceği düşünülmektedir.

6. SONUÇ

Çalışmamızın sonucunda yürüme sırasında asimetrik femoral anteversiyona sahip hiper mobil çocukların femoral anteversiyon artışı olan tarafları ve femoral anteversiyon artışı olmayan tarafları arasında anlamlı kinematik farklılıklar tespit edilmemiştir. Ancak referans gruba göre birçok planda kinematik farklılıklar görülmüştür. Bu bulgular bize asimetrik femoral anteversiyonda normal tarafın da biyomekanik açıdan etkilendiğini göstermektedir. FAA'nın sagittal plan kalça-diz instabilitesi ve frontal plan pelvis-kalça sertliği oluşturarak yürümede eklem hareket davranışını değiştirdiği gözlemlenmiştir. Asimetrik grubunda bilateral gruba göre frontal plan pelvis-kalça sertliği oluşturduğu görülmüştür. Bu sonuçlar femoral anteversiyonun bilateral ve asimetrik olması alt ekstremitte kinematik parametrelerinde farklı değişikliklere neden olduğunu ortaya koymaktadır. Bilateral femoral anteversiyon grubunda bu değişiklikler daha çok instabilite şeklinde meydana gelirken asimetrik femoral anteversiyon grubunda bu değişiklikler eklem hareket sertliği olarak kendini göstermektedir. Asimetrik femoral anteversiyona sahip çocuklarda meydana gelen bu sertlik sakatlanma riskini özellikle yürümeden daha yüksek seviyeli sportif asimetrik aktiviteler için arttırıcı etkiler meydana getirebilir. Sonuç olarak, AFA'ya sahip çocuklarda tedavi planlaması yapılırken hem anteversiyonun bulunduğu hem de bulunmadığı tarafın dikkatle değerlendirilmesi; tedavi planının çift taraflı planlanması hem önleyici hem de olası sekonder komplikasyonlar açısından koruyucu egzersizler içermesi kritik önem taşımaktadır.

7. KAYNAKÇA

Akalan, E., & Temelli, Y. (2016). Klinik Yürüme. İn A. A. Karaduman & Ö. Tunca Yılmaz (Eds.), *Fizyoterapi ve Rehabilitasyon: Cilt 1* (s. 45-63). Nobel Tıp Kitabevleri.

Akalan, N. E., Temelli, Y., & Kuchimov, S. (2009). Effects of increased femoral anteversion on gait in children with cerebral palsy. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 55(4), 135-140.

Akalan, N. E., Temelli, Y., & Kuchimov, S. (2013). Discrimination of abnormal gait parameters due to increased femoral anteversion from other effects in cerebral palsy. *Hip International*, 23(5), 492–499.

Alexander, N., Legnick, H., Studer, K., Payne, E., Klima, H., & Wegener, R. (2018). P 001 – Sagittal plane gait deviations in adolescent patients with increased femoral antetorsion. *Gait & Posture*.

Arnold, A. S., Komallu, A. V., & Delp, S. L. (1997). Internal rotation gait: A compensatory mechanism to restore abduction capacity decreased by bone deformity? *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39(1), 40–44.

Bacak, I., Akalan, N. E., Apti, A., Leblebici, G., Kuchimov, S., Ozdinciler, A. R., et al. (2017). Increased femoral anteversion related biomechanical abnormalities: Posture and trunk symmetry. *Gait and Posture*, 57(1), 341–342.

Beighton, P., Solomon, L., & Soskolne, C. L. (1973). Articular mobility in an African population. *Annals of the Rheumatic Diseases*.

Bonneau, N., Simonis, C., Seringe, R., & Tardieu, C. (2011). Study of femoral torsion during prenatal growth: interpretations associated with the effects of intrauterine pressure. *American Journal of Physical Anthropology*, 145(3), 438–445.

- Boone, D.C., Azen, S.P., Chun-Mei, L., Spence, C., Baron, C., Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Phys Ther.* 58, 1355–1360.
- Bruderer-Hofstetter, M., Fenner, V., Payne, E., Zdenek, K., Klima, H., & Wegener, R. (2015). Gait deviations and compensations in pediatric patients with increased femoral torsion. *Journal of Orthopaedic Research*, 33(2), 155–162.
- Buddenbrock, B., Wissing, H., Müller, R. D., & John, V. (1997). Radiological determination of femoral rotation, deformity-computerized tomography, optimized measurement accuracy and exposure dosage. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 135, 9-16.
- Chang, R., Van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2008). Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. *Journal of Biomechanics*, 41(14), 3101–3105.
- Cibulka, M.T. (2004). Determination and significance of femoral neck anteversion. *Phys Ther.* 6, 550-8
- Creaby, M. W., & Cole, M. H. (2018). Gait characteristics and falls in Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. *Parkinsonism & related disorders*, 57, 1–8.
- Dauids, 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. *J Pediatr Orthop.* 22, 173–178
- Djukic, K., Milenkovic, P., Milovanovic, P., Dakic, M., & Djuric, M. (2014). The Increased Femoral Neck Anteversion in Medieval Cemetery of Pecenjeve. Aetiology and Differential Diagnosis in Archaeological Context. *Chungara, Revista de Antropología Chilena*, 46(2), 295-303.
- Eggleston, J. D., Conroy, K. E., Moreno, A. G., Travis, W. J., Huskey, B. R., & Vanderhoof, H. R. (2023). The use of preferred footwear versus barefoot conditions in gait analysis: A methodological investigation. *Journal of biomechanics*, 160, 111817.

Evans, A. M., Rome, K., & Peet, L. (2012). The foot posture index, ankle lunge test, Beighton scale and the lower limb assessment score in healthy children: a reliability study. *Journal of foot and ankle research*, 5(1), 1. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-5-1>

Evrendilek, H. (2019). Femoral anteversiyon artışı ve pes planovalgusu olan çocuklarda tabanlık kullanımının yürümeye etkisi. (Yayınlanmamış yüksek lisans tezi). İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Fabeck, L., Tolley, M., Rooze, M., & Burny, F. (2002). Theoretical study of the decrease in the femoral neck anteversion during growth. *Cells Tissues Organs*, 171, 269-275.

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. American Volume*, 55, 1726-1738.

Ferrari, J., Parslow, C., Lim, E., & Hayward, A. (2005). Joint hypermobility: the use of a new assessment tool to measure lower limb hypermobility. *Clinical and experimental rheumatology*, 23(3), 413–420.

Gruskay, J. A., Fragomen, A. T., & Rozbruch, S. R. (2019). Idiopathic Rotational Abnormalities of the Lower Extremities in Children and Adults. *JBJS Reviews*, 7(1), e3.

Guenther, K. P., Tomczak, R., Kessler, S., Pfeiffer, T., & Puhl, W. (1995). Measurement of femoral anteversion by magnetic resonance imaging: evaluation of a new technique in children and adolescents. *European Journal of Radiology*, 21, 47-52.

Guidera, K. J., Ganey, T. M., Keneally, C. R., & Ogden, J. A. (1994). The embryology of lower-extremity torsion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (302), 17–21.

Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning.

Hefti, F., Brunner, R., Hasler, C. C., & Jundt, G. (2007). *Pediatric Orthopedics in Practice*. Berlin, Germany: Springer.

Ito, K., Minka, M. A. II, Leunig, M., Werlen, S., & Ganz, R. (2001). Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 83(2), 171–176

Jones, S., Khandekar, S., & Tolessa, E. (2013). Normal variants of the lower limbs in pediatric orthopedics. *International Journal of Clinical Medicine*, 4, 12-17.

Kainz, H., Mindler, G. T., & Kranzl, A. (2023). Influence of femoral anteversion angle and neck-shaft angle on muscle forces and joint loading during walking. *PloS one*, 18(10), e0291458.

Khamis, S., & Carmeli, E. (2017). Relationship and significance of gait deviations associated with limb length discrepancy: A systematic review. *Gait & posture*, 57, 115–123.

Kapandji, I. A. (2007). *Fizyolojik Anatomi: Ekstremitelerin Fonksiyonel Anatomisi* (Cilt 1). Nobel Tıp Kitabevi.

Keen, M. (1993). Early Development and Attainment of Normal Mature Gait. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, 5(2), 23-26.

Kendall, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (1993). *Muscles testing and function* (4th ed.). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.

Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, M. M., & Romani, W. A. (2005). *Muscles: Testing and function with posture and pain* (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.

Kim, H. Y., Lee, S. K., Lee, N. K., & Choy, W. S. (2012). An anatomical measurement of medial femoral torsion. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 21, 552–557.

Klenerman, L., & Wood, B. (2006). The Development of Gait. In: *The Human Foot*. Springer, London.

Kluge, F., Krinner, S., Lochmann, M., & Eskofier, B. M. (2017). Speed dependent effects of laterally wedged insoles on gait biomechanics in healthy subjects. *Gait and Posture*.

Lewinson, R. T., Worobets, J. T., & Stefanyshyn, D. J. (2016). Control conditions for footwear insole and orthotic research. *Gait and Posture*, 148, 99–105.

Lamb, P. F., & Stöckl, M. (2014). On the use of continuous relative phase: Review of current approaches and outline for a new standard. *Clinical Biomechanics*, 29(5), 484–493.

Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement (2nd ed.)*. Human Kinetics.

Leblebici, G., Akalan, E., Aпти, A., Kuchimov, S., Kurt, A., Onerge, K., Temelli, Y., & Miller, F. (2019). Increased femoral anteversion-related biomechanical abnormalities: lower extremity function, falling frequencies, and fatigue. *Gait & Posture*, 70, 336–340.

Lee, M. C., & Eberson, C. P. (2006). Growth and development of the child's hip. *The Orthopedic Clinics of North America*, 37(2), 119–v.

Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraldo, J. L., & Fu, F. H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American journal of sports medicine*, 25(1), 130–137. <https://doi.org/10.1177/036354659702500126>

Li, H. Y., & Leong, J. C. Y. (1999). Intoeing gait in children. *Hong Kong Medical Journal*, 5(4), 360-366.

Li, H., Wang, Y., Oni, J., Qu, X., Li, T., & Zeng, Y. et al. (2014). The role of femoral neck anteversion in the development of osteoarthritis in dysplastic hips. *The Bone & Joint Journal*, 96, 1586–1593.

Lin, C. J., Lai, K. A., Kuan, T. S., & Chou, Y. L. (2001). Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(3), 378–382.

Longworth, J. A., Chlosta, S., & Foucher, K. C. (2018). Inter-joint coordination of kinematics and kinetics before and after total hip arthroplasty compared to asymptomatic subjects. *Journal of Biomechanics*, 72, 180–186.

Lyon, I. N., & Day, B. L. (1997). Control of frontal plane body motion in human stepping. *Experimental Brain Research*, 115, 345–356.

Magee, D. J. (2002). *Orthopedic physical assessment*, (4th ed., pp. 1–66, 607–660), vol. 11. W.B. Saunders Company: Philadelphia, Pennsylvania.

McDermott, P., Wolfe, E., Lowry, C., Robinson, K., & French, H. P. (2018). Evaluating the immediate effects of wearing foot orthotics in children with Joint Hypermobility Syndrome (JHS) by analysis of spatiotemporal parameters of gait and dynamic balance: A preliminary study. *Gait & Posture*, 60, 61-64.

Michael, S., Erik, S., & Udo, S. (2010). Prometheus. In A. Editor (Ed.), *Lernatlas der Anatomie* (pp. 130-141). Tokyo: Igakusyoin.

Mirelman, A., Shema, S., Maidan, I., & Hausdorff, J. M. (2018). Gait. *Handbook of Clinical Neurology*, 159, 119–134.

Mooney, J. F., 3rd (2014). Lower extremity rotational and angular issues in children. *Pediatric Clinics of North America*, 61(6), 1175–1183.

Morrison, S. C., & Ferrari, J. (2009). Inter-rater reliability of the Foot Posture Index (FPI-6) in the assessment of the paediatric foot. *Journal of foot and ankle research*, 2, 26.

Muller K, Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Technometrics. 1989.

Munkasy, B. (2014). Introduction to Gait Biometrics. In L. Li & M. Holmes (Eds.), *Gait Biometrics: Basic Patterns, Role of Neurological Disorders & Effects of Physical Activity* (s. 15-30). Nova Science Publishers, Inc.

Murray, M. P., Drought, A. B., & Kory, R. C. (1964). Walking patterns of normal men. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 46(2), 335–360.

Naqvi, G., Stohr, K., & Rehm, A. (2017). Proximal femoral derotation osteotomy for idiopathic excessive femoral anteversion and intoeing gait. *SICOT-J*, 3, 49.

Nyland, J., Kuzemchek, S., Parks, M., & Caborn, D. (2004). Femoral anteversion influences vastus medialis and gluteus medius EMG amplitude: Composite hip abductor EMG amplitude ratios during isometric combined hip abduction-external rotation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(2), 255–261.

Osoba, M. Y., Rao, A. K., Agrawal, S. K., & Lalwani, A. K. (2019). Balance and gait in the elderly: A contemporary review. *Laryngoscope investigative otolaryngology*, 4(1), 143–153.

Otman AS, Demirel H, Sade A. *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. Ankara: Sinem Ofset; 1998.

Özaras, N., & Yalçın, S. (2001). *Yürüme Analizi*.

Pau, M., Cerfoglio, S., Capodaglio, P., Marrone, F., Grugni, G., Porta, M., Leban, B., Galli, M., & Cimolin, V. (2024). Cyclogram-based evaluation of inter-limb gait symmetry in Prader–Willi Syndrome. *Gait & Posture*, 112, 167–172.

Peeler, J. ve Anderson J.E. (2007). Reliability of the Thomas test for assessing range of motion about the hip. *Phys Ther Sport*. 8, 14-21.

Perry, J., & Brunfield, J. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd Ed. Slack Inc. New Jersey.

Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3-4), 81–95.

Plug-in Gait Reference Guide. Available online: <https://docs.vicon.com/display/Nexus210/Plugin+Gait+Reference+Guide> (accessed on 20 October 2021).

Powers C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 40(2), 42–51. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>

Radler, C., Kranzl, A., Manner, H. M., Höglinger, M., Ganger, R., & Grill, F. (2010). Torsional profile versus gait analysis: consistency between the anatomic torsion and the resulting gait pattern in patients with rotational malalignment of the lower extremity. *Gait & posture*, 32(3), 405–410.

Reichlin, C. J., Thomas, S., Brunner, R., & Rutz, E. (2019). Increased femoral anteversion is not associated with internal hip rotation gait in cerebral palsy. *Biology of Sport*, 22(4), 381-389.

Rerucha, C. M., Dickison, C., & Baird, D. C. (2017). Lower Extremity Abnormalities in Children. *American Family Physician*, 96(4), 226–233.

Ruwe, P. A., Gage, J. R., Ozonoff, M. B., & DeLuca, P. A. (1992). Clinical determination of femoral anteversion. A comparison with established techniques. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 74(6), 820–830.

Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of athletic training*, 37(1), 80–84.

Riva, D., Mamo, C., Fani, M., Saccavino, P., Rocca, F., Momenté, M., & Fratta, M. (2013). Single stance stability and proprioceptive control in older adults living at home: Gender and age differences. *Journal of Aging Research*, Article ID 561695.

Sadler, T. W. (1990). *Langman's Medical Embryology* (6th ed.). Baltimore, MD, USA: Williams & Wilkins.

Sahrmann, S., Azevedo, D. C., & Dillen, L. V. (2017). Diagnosis and treatment of movement system impairment syndromes. *Brazilian journal of physical therapy*, 21(6), 391–399. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2017.08.001>

Schache, A. G., Blanch, P., Rath, D., Wrigley, T., & Bennell, K. (2002). Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Human movement science*, 21(2), 273–293. [https://doi.org/10.1016/s0167-9457\(02\)00080-5](https://doi.org/10.1016/s0167-9457(02)00080-5)

Scheys, L., Van Campenhout, A., Spaepen, A., Suetens, P., & Jonkers, I. (2008). Personalized MR-based musculoskeletal models compared to rescaled generic models in the presence of increased femoral anteversion: effect on hip moment arm lengths. *Gait & Posture*, 28, 358–365.

Schmid, S., Schweizer, K., Romkes, J., et al. (2013). Secondary gait deviations in patients with and without neurological involvement: A systematic review. *Gait & Posture*, 37, 480–493.

Schoenecker, P. L., & Rich, M. M. (2006). The lower extremity. In R. T. Morrissey & S. L. Weinstein (Eds.), *Lovell and Winter's Pediatric Orthopaedics* (6th ed., pp. 1157-1211). Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins.

Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Trost, J. P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of Biomechanics*, 41(8), 1639-1650.

Seker, A., Talmac, M. A., & Sarıkaya, İ. (2014). Yürüme biyomekaniği. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 13, 324–314.

Smits-Engelsman, B., Klerks, M., & Kirby, A. (2011). Beighton score: a valid measure for generalized hypermobility in children. *The Journal of pediatrics*, 158(1), 119–123.e1234.

Souza, A. D., Ankolekar, V. H., Padmashali, S., Das, A., Souza, A., & Hosapatna, M. (2015). Femoral Neck Anteversion and Neck Shaft Angles: Determination and their Clinical Implications in Fetuses of Different Gestational Ages. *Malaysian Orthopaedic Journal*, 9(2), 33–36.

Staheli, L. T. (1977). Torsional deformity. *Pediatric Clinics of North America*, 24(4), 799–811.

Staheli, L. T. (1993). Rotational problems in children. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume*, 75, 939–949.

Staheli, L. T., Corbett, M., Wyss, C., & King, H. (1985). Lower-extremity rotational problems in children. Normal values to guide management. *The Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume*, 67(1), 39–47.

Stambough, J. B., Davis, L., Szymanski, D. A., Smith, J. C., Schoenecker, P. L., & Gordon, J. E. (2018). Knee Pain and Activity Outcomes After Femoral Derotation Osteotomy for Excessive Femoral Anteversion. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 38(10), 503–509.

Sutherland, D. H. (1997). The Development of Mature Gait. *Gait & Posture*, 6, 163-170.

Sutherland, D. H., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S. L. (1980). The development of mature gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 62(3), 336–353.

Svenningsen, S., Apalset, K., Terjesen, T., & Anda, S. (1989). Regression of femoral anteversion. A prospective study of intoeing children. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60, 170–173.

Ten Berge, S. R., Halbertsma, J. P. K., Maathuis, P. G. M., Verheij, N. P., Dijkstra, P. U., & Maathuis, K. G. B. (2007). Reliability of Popliteal Angle Measurement. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 27(6), 648–652.

Tucker, C. A. (2013). *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*.

Wang, Y., & Srinivasan, M. (2014). Stepping in the direction of the fall: The next foot placement can be predicted from current upper body state in steady-state walking. *Biology Letters*, 10, 20140405.

Watanabe, R. S. (1974). Embryology of the human hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (98), 8-26.

Whittle, M. (2007). *Gait Analysis: an Introduction* (4. bs.). Edinburgh: Butterworth-Heinemann.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.

Yavuzer G. (2009). Üçboyutlu niceliksel yürüme analizi [Three-dimensional quantitative gait analysis]. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 43(2), 94–101.

Zeni, J. A., Jr, & Higginson, J. S. (2009). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of

altered walking speed?. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), 24(4), 372–378.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.02.001>



EKLER

Ek.1 Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 28.04.2025-160218

T.C.
İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ
ETİK KURUL KARAR ÖRNEĞİ

TOPLANTI TARİHİ
21.04.2025

TOPLANTI NO
2025-03

KARAR SAYISI
10

Madde 10- Lisansüstü Eğitim Enstitüsü/Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölüm Prof. Dr. Nazif Ekin Akalan'ın yürütücülüğünü yaptığı "Asimetrik Femoral Anteversiyonun Yürüme Kinematiğine Etkisinin İncelenmesi" Yüksek Lisans Tez Projesi'nin görüşülmesi

Karar: Lisansüstü Eğitim Enstitüsü/Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölüm Prof. Dr. Nazif Ekin Akalan'ın yürütücülüğünü yaptığı "Asimetrik Femoral Anteversiyonun Yürüme Kinematiğine Etkisinin İncelenmesi" Yüksek Lisans Tez Projesi ile ilgili olarak İstanbul Kültür Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu tarafından yapılan inceleme sonucunda çalışmanın gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel açıdan sakınca bulunmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.

Aslı Gibidir

e-imzalıdır

Prof. Dr. Arzu ÖZEN
Etik Kurul Başkanı

Ek. 2 Hasta Değerlendirme Formu

HASTA TAKİP FORMU

1. Demografik Bilgiler Değerlendirme Formu

Katılımcının Adı Soyadı:

Değ. Tarihi:

Cinsiyet: K/E

Dominant Taraf: Sağ /Sol

Yaş/ Doğum Tarihi:

Boy:

Kilo:

Tel. No: 0 ()

Eğitim Durumu/ Sınıf:

Aktivite Seviyesi:

W oturma Alışkanlığı: Evet /Hayır

Düşme Sıklığı:

Yürümeye başladığı yaş:

Herhangi bir sistemik hastalığı var mı ? :

Düzenli ilaç Kullanımı:

Ailedeki diğer bireylerde femoral anteversiyon artışı olan var mı? Evet/Hayır

Antropometrik ölçümler	Sağ	Sol
Omuz Yüksekliği		
Dirsek Çapı		
El bileği Çapı		
El Kalınlığı		
Bacak Boyu		
Pelvis Genişliği		
Diz Eklem Çapı		
Ayak Bileği Çapı		

Beighton Testi	Sağ	Sol
Pasif 5. MKP $\geq 90^\circ$ ekstansiyonu		
Pasif olarak baş parmağın ön kola değiştirilmesi		
Pasif olarak dirseğin $\geq 10^\circ$ ekstansiyona getirilmesi		
Pasif olarak dizin $\geq 10^\circ$ ekstansiyona getirilmesi		
Aktif olarak ayaktaiken avuç içlerinin yere değiştirilmesi		
TOPLAM		

Sol	Alt Ekstremité Hiper mobilité Değerlendirme Formu	Sağ
	Kalça fleksiyonu: Hasta sırtüstü yatar; muayene eden kişi bir kalçasını tamamen uzatır; diğer bacak kanepede tamamen uzatılmış halde kalmalıdır. Uyluğun orta-ön bölgesi, minimum ile orta düzeyde kuvvet uygulayarak, hareketi gevşek bir şekilde hissederek kolayca mide/göğüs üzerine düşüyor mu?	
	Kalça Abduksiyonu: Hasta sırtüstü yatar, kalça ve dizler fleksiyondadır; dizler dışarı ve kanepeye indirilir, ayak tabanları bitişiktir. Muayene eden kişinin eli lateral femoral kondil üzerindeyken, dizler muayene edenin elinin arkasının kanepeye temas etmesine izin verecek kadar kanepeye kadar inebilir mi? Minimum güç uygulaması gerekli.	
	Diz hiperekstansiyonu: Hasta sırtüstü yatar; dizler rahat ve düz; Minimum kuvvetle, femoral kondilleri koltukta tutarak, topuk koltuktan en az 3 cm (2 parmak genişliğinden daha fazla) kaldırılabiliyor mu?	
	Diz ön çekme testi : Hasta yatar; kalçalar ve dizler (90°) fleksiyonda; muayene eden kişi, ayağı stabilize etmek için nazikçe ayağa oturur; tibia öne çekilirken femoral kondillere orta derecede basınç uygulanır. Tibianın femura karşı belirgin bir ileri hareketi var mı? Birbirine karşı hareket eden eklem yüzeylerinin elle tutulur "yırılması", pozitif bir beraberlik işaretinin göstergesidir.	
	Diz Rotasyonu: Hasta sırtüstü yatar; muayene eden kişi kalça ve dizini 90° fleksiyona getirir ve tibial tüberkülü palpe eder; malleol ve ayak bileği sıkıca tutularak, tibia femur üzerinde medial ve lateral olarak döndürülür. Normal hareket medial ve lateral olarak 1 cm'dir. Tüberkül herhangi bir yönde 1 cm'den daha fazla veya toplamda 2 cm'den daha fazla kolayca hareket ediyor mu? Artan iç hareketle birlikte tibianın fibula/lateral kondil başının da hareket ettiği görülebilir.	
	Ayak bileği dorsifleksiyonu: Hasta sırtüstü yatar; diz 45° fleksiyona getirilir; orta ila güçlü kuvvetle ayak bileği dorsifleksiyona getirilir. Ayak bileği 15 dereceden fazla esniyor mu? Artan hareketle birlikte ayak bileğinin önünde cilt ve deri altı yağında şişkinlik olabilir.	
	Ayak ön çekme testi: Hasta sırtüstü yatar; diz 45° fleksiyona getirilir; muayene eden kişi bir eliyle plantar ve posterior yüzeyler boyunca topuğu kavrar ve diğer eliyle tibianın anterioruna karşı stabilize edici bir kuvvet uygular. Güçlü bir anterior kuvvet kullanarak kalkaneum ve talus tibia üzerinde öne doğru getirilebilir mi? Hissedilen herhangi bir ileri hareket olumlu bir sonuçtur.	
	Subtalar inversiyon: Hasta, ayakları kanepenin ucunda olacak şekilde sırtüstü yatar; muayene eden kişi topuğun arka yüzeyini tutar ve bacağın hareket ettirmeden topuğu ters çevirmeye hareket ettirir. Minimal kuvvet kullanılarak subtalar eklemin aşırı inversiyonu görülüyor mu? Ayak tabanı veya talusun boynunun görselleştirilmesi, içe doğru 45° hareket göstermelidir, talusun lateral başı çok belirgin olacaktır.	
	Midtarsal inversiyon: Hasta, ayakları kanepenin ucunda olacak şekilde sırtüstü yatar; midtarsal eklem, subtalar eklemden izole edilir; ön ayak, metatarslar boyunca lateralden mediale doğru kavranır; midtarsal eklemi ters çevirmek için sadece minimal- orta düzeyde kuvvet uygulanır. Midtarsal eklem, metatars başlarının plantar yüzeyinin 45 derece içeriye getirilebilmesi için 45°'den fazla ters mi dönüyor?	
	Midtarsal abduksiyon/ adduksiyon: Hasta, ayakları kanepenin ucunda olacak şekilde sırtüstü yatar; muayene eden kişi arka ayağı kavrar ve sabitler; ön ayak ab/adduksiyon ve dorsi/plantarfleksiyon yönünde hareket ettirilir. Normal hareket her yönde 1 cm olmalıdır. Minimum kuvvetle, ön ayak kolayca hareket ediyor mu, artan miktarda neredeyse "sallanıyor mu? İki düzlemde herhangi birinde aşırı hareket olumlu bir sonuçtur.	
	1. Metatarsofalangeal dorsifleksiyon: Hasta, ayakları kanepenin ucunda olacak şekilde sırtüstü yatar; halluks, minimum – orta düzeyde kuvvet kullanılarak dorsifleksiyona getirilir. Halluks dorsiflex, metatarsa göre kolayca 90°'nin ötesine geçiyor mu?	
	Subtalar Pronasyon (Basma): Hasta olay yerinde yürümeli ve komutla durmalıdır; hastadan ayağını ters çevirmesi ve subtalar ekleme yakın pozisyonu nötr tutması istenir; daha sonra hastadan ayağını gevşetmesi istenir, hareket gözlemlenir. Talus mediale doğru çıkıntı yaparken ark tamamen, aşırı ve kolay bir şekilde alçalıyor ve düzleşiyor mu? Not edilen pronasyon, subtalar eklem hareket aralığının sonunda olmalıdır, böylece daha fazla pronasyon mümkün olmaz.	
TOPLAM		

FPI-6 (Ayak postür indeksi)		-2	-1	0	+1	+2
Talus başı palpasyonu	Sağ					
	Sol					
Lateral malleolun üstündeki ve altındaki eğrilerin artması/azalması	Sağ					
	Sol					
Calcaneusun inversiyonu/eversiyonu	Sağ					
	Sol					
TNJ bölgesinde şişlik veya çukurlaşma	Sağ					
	Sol					
Medial longitudinal arkın yapısı	Sağ					
	Sol					
Ayak önünün ayak arkasına göre abd/add	Sağ					
	Sol					
TOPLAM SKOR						



EK. 3 Hasta Onam Formu

FORM-FORM 4.2-Bilgilendirilmiş Onam Formu.docx



T.C. İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU

LÜTFEN BU DOKÜMANI DİKKATLİCE OKUMAK İÇİN ZAMAN AYIRINIZ

Sizi Prof. Dr. N. Ekin Akalan tarafından yürütülen "Asimetrik femoral anteverسیونun yürütme kinematiğine etkisinin incelenmesi" başlıklı araştırmaya davet ediyoruz.

Bu araştırmaya katılıp katılmama kararını vermeden önce, araştırmanın neden ve nasıl yapılacağını bilmeniz gerekmektedir. Bu nedenle bu formun okunup anlaşılması büyük önem taşımaktadır. Eğer anlayamadığınız ve sizin için açık olmayan şeyler varsa, ya da daha fazla bilgi isterseniz bize sorunuz.

Bu çalışmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmadan çıkma hakkına da sahipsiniz. Çalışmayı yarıtlamanız, araştırmaya katılım için onam verdiğiniz biçiminde yorumlanacaktır. Size verilen formlardaki soruları yanıtlarken kimseyle baskısı veya telkini altında olmayın. Bu formlardan elde edilecek kişisel bilgiler tamamen gizli tutulacak ve yalnızca araştırma amacı ile kullanılacaktır.

ÇALIŞMANIN AMACI:

Araştırmanın Amacı: Femoral anteverسیون artış kalçanın içe dönme açısının artış şeklinde tanımlanabilir (çarpık bacaklılık). Çocuklarda femoral anteverسیون artış genel olarak tüm vücutta etkilese de bazen asimetrik (taraf farkı) olarak gerçekleşmekte ve bu nedenle asimetrik olarak bir çok eklemde yüklenme davranışını değiştiren bir neden olabilmektedir. Biz de bu çalışmamızda femoral anteverسیونu asimetrik olduğunda yürütme sırasında bu yüklenmelerin nasıl etkilendiğini incelemeyi amaçlıyoruz.

Araştırmanın Ne İçin Yapıldığı: ☐ Özgün araştırma ☒ Tez çalışması

Araştırmanın Öngörülen Süresi (Araştırma takviminde öngörülen süre): 6 ay

Araştırmaya Katılması Beklenen Katılımcı/Gönüllü Sayısı:30

Araştırmanın Yapılacağı Yer(ler): İstanbul Kültür Üniversitesi Hareket Analiz Merkezi

İŞLEM:

Araştırmada sizden tahminen 30 dk (süre, saat veya dakika olarak belirtilebilirsiniz) ayırmanız istenmektedir. Çalışmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Çalışmanın amacına ulaşması için sizden beklenen, Çalışmaya katılmayı kabul ettiğinize dair onam formunu imzalamaktır.

GİZLİLİK:

Bu çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz gizli tutulacaktır; ancak verileriniz yayın amacı ile kullanılabilir.

KATILIM AYRILMA:

Not: Bu form, iki nüsha halinde düzenlenir. Bu nüshalardan biri imza karşılığında gönüllü kişiye verilir, diğeri araştırmacı tarafından saklanır.

Rev02/17.03.2025



T.C. İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

Bu formu okuyup onaylamanız, araştırmaya katılmayı kabul ettiğiniz anlamına gelecektir. Ancak, çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmayı bırakma hakkına da sahipsiniz.

SORUMLU ARAşTIRMACI, ARAşTIRMACILAR ve DANIşMANLAR

	Ad Soyad	Tel/GSM	E-Posta	Kurumsal Adres
Sorumlu Araştırmacı	Yeşim Karakurt			
Danışman	N. Ekin Akalan			



T.C. İSTANBUL KùLTÜR ÜNİVERSİTESİ

ÇALIşMAYA KATILIM ONAYI

Yukarıda yer alan ve araştırmadan önce katılımcıya verilmesi gereken bilgileri okudum ve katılmam istenen çalışmanın kapsamını ve amacını, gönüllü olarak üzerime düşen sorumlulukları tamamen anladım.

Çalışma hakkında yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen araştırmacı/araştırmacılar tarafından yapıldı.

Çalışma ile ilgili soru sorma ve tartışma imkânı buldum ve tatmin edici yanıtlar aldım.

Bana, çalışmanın muhtemel riskleri ve faydaları sözlü olarak da anlatıldı.

Bu çalışmayı istediğim zaman ve herhangi bir neden belirtmek zorunda kalmadan bırakabileceğimi ve bıraktığım takdirde herhangi bir olumsuzluk ile karşılaşmayacağımı anladım.

Kişisel bilgilerimin özenle korunacağı konusunda yeterli güven verildi.

Bu koşullarda söz konusu araştırmaya kendi isteğimle, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

	Adı-Soyadı (Kendi el yazısı ile)	İmza	Tarih
Katılımcı			
Veli veya Vasinin (Varsa) (Velayet veya Vesayet Altında Bulunanlar İçin)			
Araştırmacı (Katılımcı ile bire bir çalışacak olan)			

Not: Bu form, iki nüsha halinde düzenlenir. Bu nüshalardan biri imza karşılığında gönüllü kişiye verilir, diğeri araştırma-
cılar tarafından saklanır.

Rev02/17.03.2025