

T.C. İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**FEMORAL ANTEVERSIYON ARTIŞININ YÜRÜME SIRASINDA GÖVDE
KİNEMATİĞİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KEVSER BURMA

2100007683

Anabilim Dalı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Program: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN

OCAK 2025

T.C. İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**FEMORAL ANTEVERSİYON ARTIŞININ YÜRÜME SIRASINDA GÖVDE
KİNEMATİĞİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KEVSER BURMA
2100007683

Anabilim Dalı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Program: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN
Jüri Üyeleri: Prof. Dr. Turgut AKGÜL
Doç. Dr. Adnan APTİ

OCAK 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. Kevser BURMA



TEŞEKKÜR

Tezimi bitirmemde bana rehberlik eden, değerli birikim ve tecrübeleriyle beni yönlendiren, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ve akademik hayatımda büyük emeği olan danışmanım Prof. Dr. N. Ekin AKALAN'a,

Bu çalışmayı gerçekleştirebilmemizi mümkün kılan, yürüyüş analizi sistemini öğrenmeme rehberlik eden ve sistemin her sorununa çözüm üreten 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 çok kıymetli hocam Fzt. Özge KAYALAR DÜLGER ve değerli dönem arkadaşlarım Fzt. Mine GÜRER, Fzt. Buse AYAN, Fzt. İrem OPAN ve Fzt. Eyyub GECE'ye,

Her anımda yanımda olan, aldığım her kararda beni cesaretlendiren ve destekleyen en büyük şansım olan sevgili aileme ve değerli arkadaşlarıma,

Çalışmaya katılan tüm çocuklara ve değerli ailelerine,

Yüksek lisans eğitimimde desteklerini esirgemeyen Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu Bilim İnsanı Destek Programı Başkanlığı'na sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

TABLO LİSTESİ	v
ŞEKİL LİSTESİ	vi
KISALTMALAR.....	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT	x
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	5
2.4. Femoral Anteversiyonun Tedavisi	7
2.5. Yürümenin Gelişimi	8
2.6. Normal Yürüme.....	9
2.6.1. Yürümenin Fazları	10
2.6.1.1. Basma Fazı	11
2.6.1.2. Salınım Fazı.....	11
2.7. Yürümenin Zaman-Mesafe Parametreleri ve Genel Terminolojisi	12
2.8. Yürümenin Birimleri	13
2.8.1. Yolcu Birim (Passenger)	13
2.8.2. Lokomotor Birim (Driver).....	13
2.9. Yürümede Kalça Dinamiği	14
2.10. Yürümede Baş, Gövde ve Pelvis Dinamikleri	16
2.10.1. Yürümede Baş, Gövde ve Pelvis Kas Aktivasyonu.....	18
2.11. Yürümenin Değerlendirilmesi	20
2.11.1. Kinematik Analiz	20
2.11.2. Kinetik Analiz	21
2.11.3. Dinamik Elektromiyografi (EMG).....	21
2.12. Femoral Anteversiyon Artışı ve Yürüme	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1. Katılımcılar	23
3.2. Dahil Edilme ve Dışlanma Kriterleri	23
3.3. Fiziksel Değerlendirme.....	24
3.3.1. Antropometrik Ölçümler	24
3.3.2. Normal Eklem Hareket Açıklığı Ölçümü.....	24

3.3.3.	Kas Kısalığı Ölçümü	25
3.3.4.	Omurga Asimetrisinin Ölçümü	25
3.3.5.	Ayak Postürünün Değerlendirilmesi	26
3.3.6.	Hipermobilitenin Değerlendirilmesi	27
3.3.7.	Gövde Kas Kuvveti ve Enduransının Değerlendirilmesi	29
3.4.	Yürüme Analizi.....	30
3.5.	İstatistiksel Analiz	33
4.	BULGULAR	35
4.1.	Demografik ve Fiziksel Değerlendirme Bulguları	35
4.2.	Temporospatial Parametrelerin Bulguları.....	37
4.3.	Kinematik Parametrelerin Bulguları.....	37
4.3.1.	Frontal Plan Kinematik Parametreleri	37
4.3.2.	Sagittal Plan Kinematik Parametreleri.....	38
4.3.3.	Transvers Plan Kinematik Parametreleri	39
5.	TARTIŞMA	51
6.	SONUÇ	59
7.	KAYNAKÇALAR	60
8.	EKLER.....	74
8.1.	Etik Kurul Onayı.....	74
8.2.	Hasta Değerlendirme Formu	75
8.3.	Hasta Onam Formu.....	78

TABLO LİSTESİ

Tablo 2. 1. Beighton Testi	28
Tablo 2. 2. Alt Ekstremitte Hiper mobilite Skoru	29
Tablo 4. 1. Katılımcıların demografik ve fiziksel değerlendirme bulguları ile arasındaki farklar	35
Tablo 4. 2. İlgili fiziksel değerlendirme bulguları arasındaki ilişkiler	36
Tablo 4. 3. İlgili temporospatial parametrelerin bulguları.....	37
Tablo 4. 4. Gövdeye ve pelvise ait kinematik parametrelerin bulguları.....	40
Tablo 4. 5. Alt ekstremitteye ait kinematik parametrelerin bulguları.....	41

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2. 1. İnsan embriyosunda ekstremite gelişimi (Sadler 1990).	2
Şekil 2. 2. Rotasyonel Profil (Staheli 1985).....	7
Şekil 2. 3. Yürüme Döngüsü	10
Şekil 2. 4. Adım Genişliği, Adım Uzunluğu, Çift Adım Uzunluğu.....	13
Şekil 2. 5. Pelvik hareketlilik. Pelvisin salınım fazındaki ekstremite ile döndürülmesi adım uzunluğunu artırır. Basma sonu fazında pelvisin posterior rotasyonu, ilk salınımın sonunda nötr hale gelir ve salınım sonu ile ileri rotasyona ilerler (Perry ve Brunfield 2010).....	14
Şekil 2. 6. Yükleme fazı sırasında kalçanın frontal düzlem kas kontrolü. Kalça abdüktör kaslarının kontralateral uzuv altındaki desteğin azalmasına verdiği güçlü yanıt, ipsilateral abdüktör moment ile ilişkilidir (Perry ve Brunfield 2010).....	16
Şekil 2. 7. Baş yüksekliği ile gösterilen yürüme döngüsü sırasında gövdenin dikey yer değiştirmesi. Çift destek fazında (yükleme fazı ve salınım öncesi) en düşük, tek destek fazı (basma ortası ve salınım ortası) en yüksektir (Perry ve Brunfield 2010)	17
Şekil 2. 8. Başın konumu ile gösterilen adım sırasında gövdenin yanal yer değiştirmesi. Çift destek fazı sırasında orta çizgidir (1, 3 ve 5), sağ tek duruş fazında sağa yer değiştirme (2) ve sol tek duruş fazında sola yer değiştirme (4) (Perry ve Brunfield 2010).....	17
Şekil 2. 9. Yürüme sırasında pelvisin hareketleri: Anterior Tilt (4°), kontralateral pelvik düşme (4°), rotasyon (10°) (Perry ve Brunfield 2010).....	18
Şekil 3. 1. Ayak Postür İndeksi-6 (Morrison ve Ferrari 2009).....	27
Şekil 3. 2. Üst Ekstremité Plug-in Gait Model'e göre marker yerleşimi.....	30
Şekil 3. 3. Alt Ekstremité Plug-in Gait Model'e göre marker yerleşimi	31
Şekil 3. 4. Plug-in Gait Model'in sistemdeki görüntüsü.....	31
Şekil 3. 5. Kameralar ve kuvvet platformunun sistemdeki görüntüsü	32

Şekil 3. 6. Kameralar ve kuvvet platformu.....	32
Şekil 3. 7. Katılımcının yürüyüşü ve sistemdeki görüntüsü	33
Şekil 4. 1. Toraksa ait kinematik grafikler. (a): Torasik Tilt, (b): Torasik Obliklik, (c): Torasik Rotasyon, YS: Yürüme Siklusu	43
Şekil 4. 2. Gövdeye ait kinematik grafikler. (a): Gövde Fleksiyon-Ekstansiyon, (b): Gövde Lateral Fleksiyon, (c): Gövde Rotasyonu, YS: Yürüme Siklusu.....	44
Şekil 4. 3. Pelvise ait kinematik grafikler. (a): Pelvik Tilt, (b): Pelvik Obliklik, (c): Pelvik Rotasyon, YS: Yürüme Siklusu	46
Şekil 4. 4. Kalça eklemine ait kinematik grafikler. (a): Kalça Fleksiyon- Ekstansiyon, (b): Kalça Addüksiyon - Abdüksiyon, (c): Kalça Rotasyonu, YS: Yürüme Siklusu	47
Şekil 4. 5. Diz eklemine ait kinematik grafikler. (a): Diz Fleksiyon- Ekstansiyon, (b): Diz Varus - Valgus, (c): Diz Rotasyonu, YS: Yürüme Siklusu	49
Şekil 4. 6. Ayak ve ayak bileğine ait kinematik grafikler. (a): Ayak Dorsifleksiyon- Plantar Fleksiyon, (b): Ayak Progresyonu, YS:Yürüme Siklusu	50

KISALTMALAR

FA	: Femoral Anteversiyon
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
EMG	: Dinamik Elektromiyografi
TPAT	: Trokanter Prominens Açı Testi
MTP	: Metatarsofalangeal
HAT	: Baş, Kollar ve Gövde, Aksiyal Segment
FAA	: Femoral Anteversiyon Artışı Olan Grup
TGG	: Tipik Gelişim Gösteren Grup
EHA	: Eklem Hareket Açıklığı
API-6	: Ayak Postür İndeksi 6
TS	: Temporospatal Parametreler
VKM	: Vücut Kütle Merkezi

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 – Ocak 2025**

ÖZET

FEMORAL ANTEVERSIYON ARTIŞININ YÜRÜME SIRASINDA GÖVDE KİNEMATİĞİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Kevser Burma

Femoral anteversiyon artışı, femurun transvers düzleminde görülen torsiyonel bir deformitedir. Bu deformite alt ekstremité dinamiklerinin yanı sıra yürüme sırasında gövde ve pelvis biyomekaniği de etkileyebilir. Bunun sonucunda olarak femoral anteversiyon artışına sahip çocuklar alt ekstremité yaralanma riskinin yanı sıra omurga patolojileri geliştirme riskinde de artışla karşı karşıya kalabilir. Bu nedenle çalışmanın konusu femoral anteversiyon artışının yürüme sırasında gövde kinematikğine etkisinin incelenmesidir.

Çalışmaya, 7-15 yaş (ortalama: 10,7±2,05) arasındaki, omurga asimetrisi skolyometre ile değerlendirilerek 5°'nin üzerinde asimetri göstermeyen toplam 30 çocuk dahil edilmiştir. Femoral anteversiyon artışı, Trokanter Prominens Açık Testi (TPAT) ile değerlendirilmiş olup, TPAT >30° olan katılımcılar 'Femoral Anteversiyon Artışı' grubu (10 kız, 5 erkek), TPAT <30° olan katılımcılar ise 'Tipik Gelişim Gösteren' grup (6 kız, 9 erkek) olarak iki gruba ayrılmıştır. Femoral anteversiyon artışının yürüme sırasında gövde kinematikğine olan etkilerini nicel olarak değerlendirip karşılaştırmak amacıyla katılımcılara üç boyutlu yürüme analizi uygulanmıştır. Gruplar arasındaki farklar, normal dağılım uygunluklarına göre independent t- testi ve Mann Whitney U testi ile istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

Çalışmanın sonucunda, femoral anteversiyon artışının sagittal planda gövde fleksiyonunda anlamlı bir artışa ($p<0,001$) ve frontal planda dominant tarafa lateral fleksiyon artışına ($p<0,05$) yol açtığı belirlenmiştir. Transvers düzlemde yürüme sırasında kaydedilen torasik rotasyon ve gövde rotasyon açısal değerlerinde gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir ($p>0,05$). Femoral anteversiyonu yüksek olan çocukların gelişim döneminde gövde biyomekaniklerinin değiştiği ve core kas kuvvetlerinin azaldığı düşünülerek, fizyoterapi programlarının önleyici ve kas-iskelet sistemi problemlerine karşı koruyucu egzersizler içermesi büyük önem arz edebilir.

Anahtar Sözcükler: Femoral anteversiyon, gövde, 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- January 2025

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF FEMORAL ANTEVERSION INCREASE ON TRUNK KINEMATICS DURING WALKING

Kevser Burma

Femoral anteversion increase is a torsional deformity observed in the transverse plane of the femur. This deformity can affect not only the dynamics of the lower extremity but also the biomechanics of the trunk and pelvis during walking. As a result, children with increased femoral anteversion are at a higher risk of both lower extremity injuries and the development of spinal pathologies. Therefore, the aim of this study is to investigate the impact of increased femoral anteversion on trunk kinematics during walking.

The study included 30 children aged 7-15 years (mean age: 10.7 ± 2.05), all of whom did not show any spinal asymmetry greater than 5° , as assessed by a scolometer. Femoral anteversion increase was evaluated using the Trochanteric Prominence Angle Test (TPAT). Participants with a TPAT $>30^\circ$ were assigned to the "Increased Femoral Anteversion" group (10 girls, 5 boys), while those with a TPAT $<30^\circ$ were classified as the "Typically Developing" group (6 girls, 9 boys). To quantitatively evaluate and compare the effects of increased femoral anteversion on trunk kinematics during walking, three-dimensional gait analysis was performed on the participants. The differences between the groups were statistically analyzed using independent t-tests and Mann-Whitney U tests, based on the normality of distribution.

The results indicated that increased femoral anteversion led to a significant increase in trunk flexion in the sagittal plane ($p < 0.001$) and a lateral flexion increase to the dominant side in the frontal plane ($p < 0.05$). However, no significant difference was observed between the groups regarding thoracic rotation and trunk rotational angle measurements recorded in the transverse plane during walking ($p > 0.05$). Considering that children with high femoral anteversion may experience changes in trunk biomechanics and a reduction in core muscle strength during their developmental period, it is of great importance that physiotherapy programs include preventive and protective exercises against musculoskeletal system problems.

Keywords: Femoral anteversion, trunk, gait analysis, kinematics

1. GİRİŞ

Femoral anteversiyon (FA), femur boynu eksenini ile femur kondillerinin yatay düzlemdeki ekseninin oluşturduğu açıyı temsil eder (Fabry ve ark. 1973). Bu kavram, femur boyununun koronal düzleme göre ne kadar döndüğünü gösterir (Schoenecker ve Rich 2006). Fetal dönem boyunca önemli ölçüde artan FA açısı, olgunlaşma ile beraber giderek azalır. Büyüme sürecinde meydana gelen bu azalmanın, dik yürüme sırasında üretilen dinamik kuvvetler tarafından femoral anteversiyonu şekillendirdiği düşünülmektedir (Fabry ve ark. 1973). Olgunlaşma sürecinin sonunda beklenen değerin üzerinde olan FA açısı, FA artışı olarak tanımlanmaktadır. Bu artış nörolojik ve ortopedik durumlara bağlı olabileceği gibi idiyopatik bir gelişimsel patoloji olarak da ortaya çıkabilir. FA artışı üç planda da anormal değişikliklere sebep olarak yürüme biyomekanizmasını değiştirmektedir (Akalın ve ark. 2009). FA açısındaki artışla ilişkili değişen hareketin, kas-iskelet sağlığı açısından önemli sonuçları olduğu ve FA artışı yaşayan bazı çocuklarda telafi edici hareket stratejilerinin geliştirilmesi sonucunda ön diz ağrısı, patellar instabilite, femoral-asetabular sıkışma sendromu, osteoartrit ve labrum yırtığı gibi semptomların ortaya çıkabileceği görülmektedir (Ito ve ark. 2001, Naqvi ve ark. 2017). Mevcut çalışmalarda FA artışı alt ekstremitedeki bir dizilim problemi olarak tanımlanmaktadır. Alt ekstremitedeki bu dizilim problemi, gövde ve omurgayı etkileyerek spinal patolojilere yol açabilir ve bu durum, FA artışına sahip çocukların alt ekstremitte yaralanma riskinin yanı sıra omurga patolojileri geliştirme riskini de artırabilir. Bununla birlikte FA artışı, fonksiyonel yürüyüşün gerçekleşmesi için gereken gövde kontrolünü de etkileyerek yürüyüşün kalitesinin bozulmasına neden olabilir. Literatürde FA artışı olan çocuklarda yürüme sırasında gövde kinematiklerini inceleyen çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı FA artışı olan çocukların FA artışının yürüme sırasında gövde kinematiğine olan etkilerini tanımlanmak ve alt ekstremitede internal rotasyon yönündeki moment artışının gövdedeki kompensasyon mekanizmalarını sağlıklı yaşlılarıninki ile kıyaslayarak açıklamaktır.

Hipotezler

H0: Femoral anteversiyon artışının yürüme sırasında gövde kinematiği üzerine etkisi yoktur.

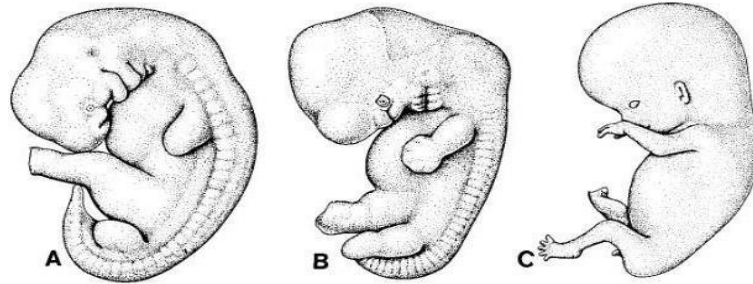
H1: Femoral anteversiyon artışının yürüme sırasında gövde kinematiği üzerine etkisi vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Alt Ekstremitenin Rotasyonel Gelişimi

Tipik gelişen çocukların alt ekstremitelerinde torsiyonel deformitelerin varlığı çeşitli gelişimsel süreçlere dayanmaktadır. Kas-iskelet sisteminin embriyolojik ve fetal gelişimi, torsiyonel deformitelerin ilk olarak ortaya çıktığı dönem olması açısından önemlidir (Guidera ve ark. 1994). Gelişmekte olan fetüs, maternal dokular tarafından dış çevresel etkilerden korunur. Bununla birlikte maternal dokuların sahip olduğu sınırlı esneklik kapasitesi, fetüsün sınırlı bir alanda büyümesine ve normal gebeliğin sonuna doğru boyunun kısıtlanmasına neden olur (Bonneau ve ark. 2011). İntrauterin olgunlaşmasıyla birlikte ekstremitelerin hem rotasyonu hem de dıştan sıkıştırılması gerçekleşir. Fetüs üzerindeki bu kuvvetler uzuvların normal şekillenmesine ve nihai pozisyonuna neden olur (Guidera ve ark. 1994). Dolayısıyla bu rotasyonel gelişim embriyolojik sürecin normal bir basamağıdır.

Alt ekstremiteler ilk olarak gebeliğin 5. ile 6. haftalarında kürek şeklinde tomurcuklar olarak ortaya çıkar. 6 haftalık bir embriyoda, uzuv tomurcuklarının terminal kısmı, el plakalarından ve ayak plaklarından düzleşerek proksimal segmentten dairesel bir daralma ile ayrılır (Guidera ve ark. 1994, Sadler 1990). Ardından oluşan ikinci bir daralma ile proksimal kısım iki segmente ayrılır ve ekstremitelerin ana kısımları tanınabilir (Şekil 2.1.). Sekiz haftalık bir embriyo tamamen şekillenmiş ve belirgin el-ayak parmaklarına sahip olacaktır. Üst ekstremiteler pronasyon pozisyonunda iken alt ekstremiteler klasik 'dua eden ayaklar' pozisyonundadır (Guidera ve ark. 1994). Ekstremitelerin kemikleşmesi, embriyonik dönemin sonunda başlar. Gelişimin 12. haftasında ekstremitelerin tüm uzun kemiklerinde primer kemikleşme merkezi bulunur (Sadler 1990).



Şekil 2. 1. İnsan embriyosunda ekstremiteler gelişimi (Sadler 1990).

Fetal dönemin başlamasıyla birlikte, embriyo aşamasından cenin aşamasına geçişte, femurun birincil ossifikasyon merkezi artık femur shaftında belirginleşir. Kemikleşme bu merkezden proksimal ve distale doğru ilerler. 16. haftada femurun ossifikasyonu küçük trokanter seviyesine kadar tamamlanır (Lee ve Eberson 2006).

Ekstremité pozisyonu incelendiğinde 4.haftada embriyo dizde hafif fleksiyon göstermeye başlamıştır (Watanabe 1974). Gelişimin 8.haftasında ise, alt ekstremité fleksiyondaki dizi öne doğru yönlendirmek için içe doğru dönmeye başlar ve embriyonik aşamanın sonuna doğru rotasyonu tamamlar. 11.haftada kalça ve diz fleksiyona getirilir ve bacak addüksiyona alınır. 16.Haftada da kalça ve dizde daha fazla fleksiyon meydana gelir. Devam eden büyüme ve gelişmeyle birlikte fetal dönem sonlanana kadar ekstremité daha fazla fleksiyona gelir (Watanabe 1974).

Femoral anteversiyon, fetal gelişim süreci, kalıtım, mekanik kuvvetler ve intrauterin pozisyonun bir sonucudur. Femoral anteversiyon ilk olarak 11.haftada 5°-10° olarak fark edilebilir. Fetal gelişim ilerledikçe bu açı artarak 36.haftada ortalama 45° olarak ölçülür (Lee ve Eberson 2006). Postnatal süreçle birlikte bu açı azalır. Doğumda femoral anteversiyon açısının değeri yaklaşık 40° derecedir ve 10 yaşına kadar kademeli olarak yaklaşık 20°'ye düşer ve yetişkinlikte ortalama 8°-15° bir değere ulaşır (Souza ve ark. 2015).

Torsiyon, normal gelişimin bir sürecidir. Hem kalıtsal hem mekanik faktörler gelişmekte olan kemiği şekillendirmeye alt ekstremitenin dışı doğru dönmelerini sağlar (Guidera ve ark. 1994, Souza ve ark. 2015).

Staheli ve ark., torsiyonel anormalliklerin çoğunun intrauterin pozisyonun bir sonucu olduğunu ve normal gelişimin belirtileri olduğunu bildirmiştir. Staheli, intrauterin fleksiyonun, kalçaların lateral rotasyonunun, ayakların ve tibianın medial rotasyonunun kompresif kuvvetler tarafından daha da şiddetlendiğini, ancak bu şekillendirici kuvvetlerin doğumdan sonra azaldığını bunun sonucunda deformitelerin kademeli olarak düzeldiğini fark etti. Genetik olarak önceden belirlenmiş farklılıklar, bireyin başlangıçta diğerlerinden daha fazla torsiyona sahip olmasına veya devam etmesine sebep olabilir (Staheli ve ark. 1985).

2.2. Femoral Anteversiyon ve Femoral Anteversiyon Artışı

Femoral anteversiyon (FA), femurun baş, boyun ve trokanterik bölgesinin dizin transkondiler eksenine göre öne doğru dönmesi olarak tanımlanır (Li ve Leong 1999). FA, femur boynu eksenini ile femur kondillerinden yatay olarak geçen eksen arasındaki açıyı temsil eder (Fabry ve ark. 1973). Femur boynunun koronal düzleme göre dönme derecesini gösterir (Schoenecker ve Rich 2006). Fetal dönem boyunca önemli ölçüde artan femoral anteversiyon açısı, olgunlaşma ile beraber giderek azalır. Femoral anteversiyon açısı erken gebelikte 0°'den doğumda 40°'ye yetişkinlikte 15°'ye düşerek büyüme sırasında önemli gelişme gösterir (Li ve Leong 1999, Schoenecker ve Rich 2006, Fabeck ve ark. 2006, Hefti ve ark. 2007). Çocukluk döneminden büyümenin tamamlanmasına kadar femoral anteversiyonda yılda 1.5° bir azalma kaydedilmiştir (Fabry ve ark. 1973). Büyüme sırasındaki bu azalma, femoral anteversiyonu şekillendirecek dik yürüme sırasında üretilen dinamik kuvvetlerden etkilendiğine inanılmaktadır. Bu nedenle açının büyüklüğü uygun motor kontrol, kas dengesi ve bağ bütünlüğüne bağlanmaktadır (Djukic ve ark. 2014).

Femoral anteversiyon açısının olması gereken değerlerden daha yüksek olması FA artışı olarak tanımlanır. FA artışı bazı nörolojik, ortopedik durumlardan kaynaklandığı gibi idiyopatik olarakta görülebilen gelişimsel bir patolojidir. FA artışı, erken çocukluk çağında görülen anormal içe basmanın en yaygın nedenidir ve pediatrik yaş grubunu ortopediste yönlendiren en yaygın durumdur (Staheli 1977). FA artışına sahip çocuklar, genellikle ayak parmakları içeri dönük yürürler, yürürken veya koşarken ayakların birbirine takılır, sendelerler ve sık sık düşebilirler. Bu çocukların rahat bir şekilde tipik 'W' pozisyonunda oturdukları, bağdaş kurarak oturmada zorlandıkları görülmektedir (Li ve Leong 1999). Genellikle bilateral tutumlu ve kızlarda erkeklerden daha fazla görülmektedir. Bazı olgularda ebeveynde de femoral anteversiyon artışı bulunabilir bundan dolayı kalıtsal olduğu düşünülmektedir (Staheli 1977). FA artışı en şiddetli 4-7 yaş arasında yaygındır. Erken çocukluk döneminde idiyopatik gelişen FA artışı genellikle müdahale olmadan kendini düzeltebilir (Fabry ve ark. 1973, Staheli 1993, Svenningsen ve ark. 1989).

Femoral anteversiyon açısındaki değişiklik, trokanterin konumunu ve dolayısıyla o bölgeyi çevreleyen kasların hareket hattını etkiler. FA artışı, moment kol uzunlukları ve eklem yükü gibi faktörlerdeki değişikliklere sebep olarak kalçanın

biyomekanikinin değişmesine neden olur (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). FA artışı transvers plan sorunu olarak karşımıza çıkmasına rağmen sagittal ve frontal planda da anormal değişikliklere sebep olarak yürüme biyomekanikini etkilemektedir (Akalan ve ark. 2009).

Femoral anteversiyon açısındaki artışla ilişkili değişen hareketin kas-iskelet sağlığı açısından önemli sonuçları olduğu görülmektedir. FA artışına sahip bazı çocuklarda telafi edici hareket stratejilerinin geliştirilmesiyle ön diz ağrısı, pateller instabilite, femoral-asetabular sıkışma sendromu, osteoartrit ve labrum yırtığı gibi semptomları olabilir (Ito ve ark. 2001, Naqvi ve ark. 2017). Alt ekstremitde oluşan bu dizilim problemi, omurga sağlığını da etkileyerek duruş bozuklarına ve asimetri varlığında skolyoz gibi biyomekanik problemlere sebep olabilir (Bacak ve ark. 2017). Uzun vadede görülen bu patolojiler günlük yaşam aktivitelerini ve rekreasyonel aktiviteleri kısıtlayarak fonksiyonel durumu etkilemektedir (Leblebici ve ark. 2019).

2.3. Femoral Anteversiyonun Değerlendirilmesi

Alt ekstremitde rotasyonel problemlerini değerlendirmek için çeşitli yöntemlerden yararlanılmaktadır. Femoral anteversiyon artışı fiziksel muayene, direkt grafi, floroskopi, bilgisayarlı tomografi (BT), ultrasonografi, magnetik rezonans ile değerlendirilebilir (Eckhoff ve Johnson 1994). Floroskopi ve ultrasonografi yöntemleri torsiyon miktarını ölçmek için kullanılabilir ancak bu yöntemlerin bilgisayarlı tomografi kadar doğru olmadığı bilinmektedir (Guenther ve ark. 1995). Görüntüleme tekniklerinden yararlanılarak femoral anteversiyon açısının belirlenmesinde bilgisayarlı tomografi (BT) altın standart olarak kabul edilmiştir (Buddenbrock ve ark. 1997).

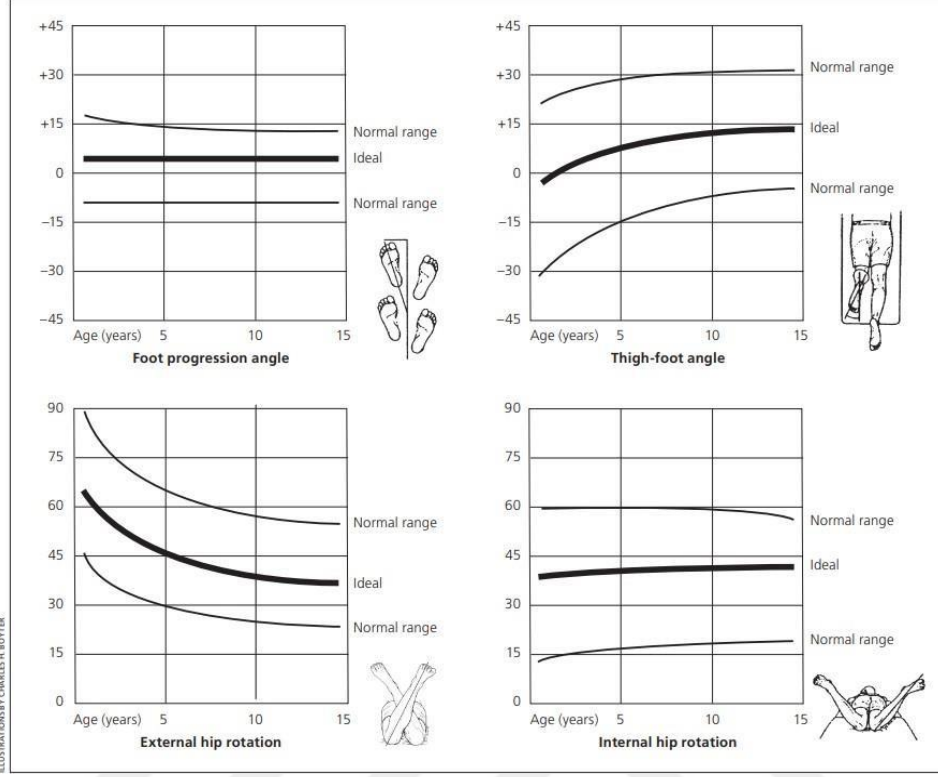
FA artışında değerlendirmede aile öyküsünün alınması, çocuğun doğum öncesi ve doğum öyküsünün alınması, gelişimsel kilometre taşlarının zamanında tamamlayıp tamamlamadığı oldukça önemlidir. Çocuğun 'W' oturma alışkanlığı, yürüme ve koşma gibi aktivitelerde tökezleme, takılma, düşme sıklığı sorgulanmalıdır. Kas-

iskelet sistemi muayenesi kalça displazisi, bacak boyu asimetrisi, eklem hareket açıklığındaki limitasyonlar, eklem laksitesi değerlendirmesini içermelidir (Staheli ve ark. 1985, Li ve Leong 1999, Rerucha ve ark. 2017). Literatürde alt ekstremitenin rotasyonel profilinin belirlenmesi için kalçanın iç rotasyonu ve dış rotasyonu, uyluk-ayak açısı ve ayak progresyon açısının ölçülmesinin gerekliliği vurgulanmıştır (Staheli ve ark. 1985, Rerucha ve ark. 2017) (Şekil 2.2.). Yapılan bu ölçümler içe dönük yürüme patolojisinin metatarsus addüktüs, internal tibial torsiyon artışı ya da femoral anteversiyon artışı nedeniyle mi oluştuğunu belirlemek açısından önemlidir. Kalça iç rotasyonunun üst sınırı erkeklerde 65° , kadınlarda ise 60° 'dir. Dış rotasyonun alt sınırı ise her iki cinsiyet için 25° 'dir. Normal sınırların üzerindeki açısal değerler için; kalça iç rotasyon derecesi 70° - 80° ve dış rotasyon derecesi 10° - 20° aralığında ise hafif, kalça iç rotasyon derecesi 80° - 90° ve dış rotasyon derecesi 0° - 10° aralığında ise orta, kalça iç rotasyon derecesi 90° ve üzerinde ve kalçanın dış rotasyonu mümkün değilse şiddetli olarak FA derecelendirilmiştir (Li ve Leong 1999).

Ruwe ve ark., tarafından geliştirilmiş olan Trokanter Prominens Açı Testi (TPAT) femoral anteversiyon açısının değerlendirmesi için klinikte kullanılmaktadır. TPAT'nin normal sınırları 15° - 20° olarak kabul edilirken 30° 'nin üzerindeki açı değeri artmış femoral anteversiyon olarak kabul edilir (Ruwe ve ark. 1992). Açısal değerlendirmelere ek olarak fiziksel değerlendirme verileri de önemlidir. Hastanın yürüyüşü gözlemlenerek yürüme sırasında patellaların içeriye doğru dönük olup olmadığı not edilir (Li ve Leong 1999). Yürüyüş sırasında ayağın uzun eksenini ile ilerleme çizgisi arasındaki açısal fark ayak progresyon açısıdır. İçe doğru ayak progresyon açısı negatif, dışa doğru ayak progresyon açısı pozitif değer alır. Tipik gelişen bir çocukta ayak progresyon açısı -3° ile $+20^{\circ}$ arasında ortalama $+10^{\circ}$ 'dir. Tibianın torsiyonunu belirlemek için uyluk-ayak açısı ölçülür. Uyluk- ayak açısı ayak eksenini ile uyluk eksenini arasındaki açıdır. Tibianın içe doğru dönüşü negatif değer alırken dışa doğru dönüşü pozitif değer alır. Ortalama uyluk açısı $+10^{\circ}$ ile $+15^{\circ}$ arasında değişirken çocukluk döneminde -5° ile $+30^{\circ}$ aralığı da normal kabul edilmektedir (Staheli ve ark. 1985, Li ve Leong 1999, Jones ve ark. 2013).

Alt ekstremitte anormalliği olan hastaların değerlendirmesinde torsiyonel profil testleri, açısal ölçümler, görüntüleme tekniklerinden elde edilen sonuçlar, ebeveyn

kaygıları, hastanın kapsamlı bir öyküsünün alınması ve detaylı fizik muayenesinin yapılması genellikle yeterlidir ve rutin olarak takip edilmelidir (Rerucha ve ark. 2017).



Şekil 2. 2. Rotasyonel Profil (Staheli 1985).

2.4. Femoral Anteversiyonun Tedavisi

Rotasyonel deformiteyi tedavi etme yönteminde birçok varyasyon mevcuttur (Staheli 1977). Konservatif tedavi yaklaşımları olarak fizyoterapi ve rehabilitasyon programı, gece atelleri, twister, tabanlılık kullanımı ve ayakkabı modifikasyonları kullanılmaktadır. Literatürdeki çalışmalar, gece atellerinin tibial ve femoral torsiyonun gerilemesine katkı sağlayabileceği ancak aşırı femoral anteversiyonun giderilmesinde etkili olmadığını bulmuştur (Li ve Leong 1999). FA artışı, moment kol uzunlukları ve eklem yükü gibi faktörlerdeki değişikliklere sebep olarak kalçanın biyomekaniğini değiştirdiği için o bölgeyi çevreleyen kaslarda kuvvet dengesizliği oluşmasına sebep olur (Kim ve ark. 2012, Scheys ve ark. 2008, Li ve ark. 2014). Bundan dolayı fizyoterapi ve rehabilitasyon programına özellikle quadriceps, vastus medialis, gluteus medius ve gluteus maksimusa yönelik kuvvetlendirme egzersizleri, omurga, kalça ve dizde sekonder deformitelere neden olabileceği için postür ve yürüyüş egzersizleri dahil edilmelidir (Naqvi ve ark. 2017). Femoral anteversiyon artışının 8 yaşa kadar

kendiliğinden düzelme potansiyeli olduğundan bu yaşa kadar konservatif tedavi öncelikli yaklaşım olmalıdır (Mooney 2014, Gruskay ve ark. 2019). Ancak yoğun fizyoterapi ve rehabilitasyona rağmen konservatif tedavilere dirençli açıklanamayan kalça ve diz ağrısı, sık sık takılıp düşme, fiziksel aktivitelere katılımın kısıtlı olması gibi kalıcı semptomları olan aşırı femoral anteversiyonlu hastalarda, farklı seviyelerde femoral osteotomi kullanılarak cerrahi düzeltme yaklaşımı uygulanabilir (Li ve Leong 1999, Naqvi ve ark. 2017).

Femoral anteversiyon artışının doğal seyrini değiştiren tek müdahale yaklaşımı femoral derotasyon osteotomidir (Mooney 2014). Ancak endikasyonları son derece sınırlıdır. Genel olarak tibial derotasyon osteotomisinin 5 yaşından önce, femoral derotasyon osteotomisinin 8 yaşından önce yapılması önerilmez. Serebral palsili hastaların normal çocuklara göre femoral anteversiyonları nadiren düzelir. Bundan dolayı bu hastalara daha erken cerrahi yaklaşım uygulanabilir (Li ve Leong 1999). Cerrahi yaklaşım, kapsamlı fiziksel değerlendirme sonrasında 45°- 50°'den büyük femoral anteversiyon açısına ve 80°'den fazla kalça iç rotasyon açısına sahip, 8 yaşından büyük, femoral anteversiyon artışına bağlı gelişen sekonder deformitesi olan, ciddi fonksiyonel ve kozmetik sınırlamaları olan hastalar için endikedir (Li ve Leong 1999, Naqvi ve ark. 2017, Mooney 2014). Femoral derotasyon osteotomisi intertrokanterik, subtrokanterik, diafizyal ve suprakondiler bölgeler dahil olmak üzere femurun çeşitli seviyelerinden yapılabilir (Stambough ve ark. 2018). 10 yaşından küçük çocuklarda en kolay şekilde uygulanan distal osteotomi tercih edilirken daha büyük çocuklarda intertrokanterik veya subtrokanterik osteotomi tercih edilir. Mobilizasyona erken dönüşü sağlayan alçı süreci gerektirmeyen femoral intramedüller çivileme yöntemi ve kapalı femoral derotasyon osteotomisi de tercih edilmektedir (Li ve Leong 1999).

2.5. Yürümenin Gelişimi

İnsan nöromüsküler olgunlaşmasındaki ve lokomotor becerisinin gelişimindeki olayların olağan sırası şöyledir; Bebek 3 ayda baş kontrolünü, 6 ayda oturma, 9 ayda emekleme, 12 ayda destekle ve 15 ayda bağımsız yürüme becerisini kazanır (Sutherland ve ark. 1980). Yürümeye yol açan olgunlaşma süreci karmaşıktır (Klenerman ve Wood 2006). Literatürde olgunlaşmış bir yürüyüşün olması için merkezi sinir sistemin ve motor öğrenmenin gelişmesinin gerekliliği vurgulanmaktadır

(Sutherland ve ark. 1980). Bağımsız yürüyüşün deneyimlendiği ilk zamanlarda çocuk, omuzları abduksiyonda, dirsekleri fleksiyonda, geniş bir destek yüzeyi, kısa adım uzunluğu ve yüksek bir kadans ile ambulasyonunu sağlar. Zamanla yürümedeki geniş destek yüzeyi kademeli olarak azalır, resiprokal kol salınımı ortaya çıkar, adım uzunluğu ve yürüme hızı artar, yetişkin bir yürüme modeli ortaya çıkar (Sutherland ve ark. 1980, Klenerman ve Wood 2006, Perry ve Brunfield 2010).

Yetişkin yürüme modelinin gelişmesi birkaç yıl alır (Keen 1997). 2 yaşından küçük çocuklar duruş fazında daha fazla diz fleksiyonuna ve daha fazla ayak bileği dorsifleksiyonuna sahiptir. Aynı zamanda daha belirgin kalça dış rotasyonu ile yürürler. 18 aylıktan itibaren çocuklarda resiprokal kol salınımı ve topuk teması görülür. 2 yaşından itibaren ise çocuklarda pelvik tilt, kalça abduksiyonu ve kalça dış rotasyonu azalır. 3-4 yaş aralığında gelişen koordinasyon ve denge becerisi sayesinde destek yüzey alanı daralır, yürüyüşün stabilizasyonunu sağlayan bir olgunlaşma süreci gerçekleşir. Olgun bir yürüyüşün önemli belirleyicilerinden olan tek destek fazı bir yaşından yedi yaşına kadar artarak yetişkinlerin ortalama değerine ulaşır. Bu değer yetişkinlerde bir yürüyüş döngüsünün %38'idir. Zaman- mesafe parametreleri kas-iskelet sisteminin gelişmesiyle değişir. Bu değişim yürüme hızı ve adım uzunluğunda artış, kadansta azalma olarak gözlenir. 7 yaşındaki çocuğu yürüyüşü yetişkininkine çok yakındır. Olgunlaşmayla beraber yetişkin yürüme modelinin dar bir destek yüzeyi, ağırlık merkezinin minimum salınımlarına karşı akıcı hareketler ve resiprokal kol salınımı gibi özellikleri kazanılır (Sutherland ve ark. 1980, Klenerman ve Wood 2006, Perry ve Brunfield 2010, Keen 1997, Sutherland 1997).

Yürüme, kemik dizilimi, eklem hareket açıklığı ve nöromüsküler gelişim arasındaki etkileşimlerden etkilenen karmaşık bir görevdir. Çocuklarda doğuştan gelen deformiteler, gelişimsel engeller, edinilmiş sorunlar ve dejeneratif değişiklikler etkileşim halindeki faktörler arasındaki dengeyi bozarak yürümenin etkinliğinin azalmasına neden olabilmektedir (Perry ve Brunfield 2010).

2.6. Normal Yürüme

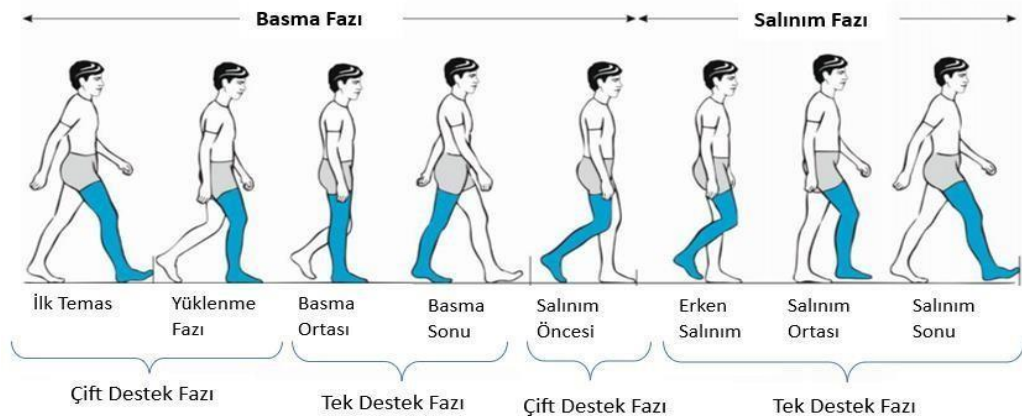
Yürüme, yaşam için önemli olan temel işlevdir. Bir yerden diğer yere gidebilmek için tekrarlanan ritmik hareketler zinciridir (Mirelman ve ark. 2018). Yürüme, nöromüsküler sistemin etkisiyle iç ve dış faktörlerin etkileşiminden

yararlanarak vücut bölümlerinin koordineli hareketiyle istenilen hızda ve doğrultuda gerçekleşir (Perry ve Brunfield 2010, Mirelman ve ark. 2018, Seker ve ark. 2014).

Normal bir yürüyüş ekstremitte hareketleri sırasında stabilite, vücut segmentlerinin uygun pozisyonu, uygun adım uzunluğu ve minimum enerji tüketimi ile gerçekleşir (Perry ve Brunfield 2010, Mirelman ve ark. 2018). Normal yürüme döngüsünün bozulmasıyla vücudun farklı segmentlerinde kompensatuvar hareketler ortaya çıkarak enerji tüketimini artırır. Normal bir yürüyüşün gerçekleşebilmesi için basma ve salınım fazında birtakım gereklilikler mevcuttur. Bu gereklilikler basma fazı öncesinde ayağın uygun pozisyona gelmesi, basma fazından salınım fazına kadar olan süreçte stabilitenin sürdürülmesi, salınım fazında ayağın öne doğru ilerletilmesi, tüm döngü boyunca uygun adım uzunluğu ve minimum enerji tüketimidir. Normal yürüyüşün gerekliliklerinden herhangi birinin gerçekleşmemesi patolojik yürüyüş olarak adlandırılır (Sutherland 1997).

2.6.1. Yürümenin Fazları

Yürüme sırasında bir alt ekstremitenin topuk vuruşu ile başlayıp aynı alt ekstremitenin tekrardan topuk vuruşu yapması arasında geçen zamana yürüme döngüsü denir (Perry ve Brunfield 2010,41,42). Yürüme sırasında meydana gelen süreçlerin daha iyi tanımlanması için yürüme döngüsü 2 temel faza ayrılır. 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) (Şekil 2.3.).



Şekil 2. 3. Yürüme Döngüsü

2.6.1.1. Basma Fazı

Yürüme döngüsünün %60'lık bölümüdür. Topuk vuruşu ile başlayıp parmak kalkışı ile sonlanır. Beş alt fazdan oluşur (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007).

İlk Temas: Yürüme döngüsünün %0-2'lik kısmıdır. Kalça 30° fleksiyona, diz ekstansiyona ve ayak bileği nötral pozisyona gelerek topuğun yerle temas etmesini sağlar ve topuk teması ile yürüme döngüsü başlar. Gövde alt ekstremitenin gerisinde kalır, vücut ağırlık merkezi yürüme döngüsü sürecindeki en alçak seviyesine iner (Perry ve Brunfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001).

Yüklenme Fazı: Yürüme döngüsünün %2-10'lık kısmıdır. Vücut ağırlığı yer ile temastaki ayağa aktarılırken açığa çıkan şokun absorbe edilmesi, üç düzlemde stabilitenin sağlanması amaçlanır. Gövdenin kontrollü bir şekilde öne doğru ilerlemesiyle 30° olan kalça fleksiyonu kalça ekstansiyonuna doğru yer değiştirmeye başlar. Ayağın yere tam temasıyla yüklenme fazı sona erer (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Basma Ortası: Yürüme döngüsünün %10-31'lik kısmıdır. Basma ortası fazındaki amaç yer ile temastaki ayak üzerinde gövdenin ilerletilmesi sırasında gövde ve diğer vücut segmentlerinin stabilitesinin sağlanmasıdır (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Basma Sonu: Yürüme döngüsünün %31-50'lik kısmıdır. Bu fazın sona ermesiyle tek destek fazı da sona erer. Vücudun öne doğru yer değiştirmesi devam eder. Bu fazın amacı gövdenin ve ekstremitenin öne doğru yer değiştirmesi sırasında stabilitenin sağlanmasıdır (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Salınım Öncesi: Yürüme döngüsünün %50-62'lik kısmıdır. Kontralateral ekstremitenin topuk teması ile başlar, parmak kalkışı ile sonlanır. Gövde ağırlığı ekstremiteden kalkarak ekstremitenin üzerine hazırlanır (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

2.6.1.2. Salınım Fazı

Yürüme döngüsünün %40'lık bölümüdür. Parmak kalkışı ile başlayıp topuk teması ile sonlanır. Üç alt fazdan oluşur (Perry ve Brunfield 2010).

Erken salınım: Yürüme döngüsünün %62-75'lik kısmıdır. Ayağın yerden kalkmasıyla başlayan erken salınım fazı diğer ekstremitenin hizasına geldiğinde sonlanır. Pelvis eksternal rotasyondadır. Bu faz, salınım fazındaki ekstremitenin kontrollü bir şekilde

öne doğru ilerlemesini amaçlar (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Salınım Ortası: Yürüme döngüsünün %75-87'lik kısmıdır. Sallanma fazındaki ekstremite duruş fazındaki ekstremitenin yanına gelir ve önüne geçer. (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

Salınım Sonu: Yürüme döngüsünün %87-100'luk kısmıdır. Faz, salınım fazındaki ekstremite basma fazındaki ekstremitenin önüne geçtiği zaman başlar, salınım fazındaki ayağın yerle teması ile sonlanır. Bu fazın sonlanmasıyla beraber yürüme döngüsü tamamlanır yeni bir yürüme döngüsü başlar (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).

2.7. Yürümenin Zaman-Mesafe Parametreleri ve Genel Terminolojisi

Yaygın olarak kullanılan yürümenin zaman-mesafe parametreleri ve genel terminolojisi aşağıda tanımlanmıştır (Perry ve Brunfield 2010, Tucker 2013, Whittle 2007, Pirker ve Katzenschlager 2017, Özaras ve Yalçın 2001).

Yürüme Döngüsü: Yürüme sırasında bir alt ekstremitenin topuk vuruşu ile başlayıp aynı alt ekstremitenin tekrardan topuk vuruşu yapması arasında geçen zamandır (Şekil 2.4.).

Adım Uzunluğu: Ayağı yere değdiği ilk nokta ile diğer ayağın yere değdiği ilk nokta arasındaki uzaklıktır (Şekil 2.4.).

Çift Adım Uzunluğu: Aynı ekstremitenin ard arda yapmış olduğu topuk vuruşu arasındaki mesafedir (Şekil 2.4.).

Adım Açıklığı (genişliği): Vertikal ekseninde iki ayak arasındaki mesafedir (Şekil 2.4.).

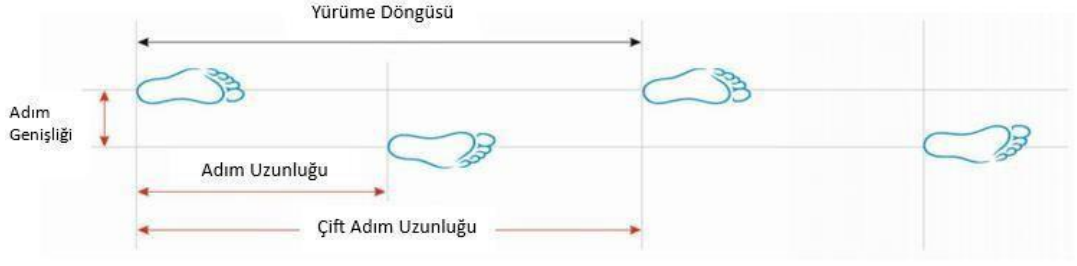
Adım Süresi: Ayağı yere değdiği ilk nokta ile diğer ayağın yere değdiği ilk nokta arasında geçen süredir.

Çift Destek Süresi: Her iki ayağın yer ile temasta olduğu süredir.

Tek Destek Süresi: Bir ayağın yer ile temasta olduğu süredir.

Kadans: Bir dakika içerisinde atılan adım sayısıdır.

Yürüme Hızı: Yürüme döngüsünde, birim zamanda alınan yoldur. Birimi m/s, cm/s ya da m/dk'dır.



Şekil 2. 4. Adım Genişliği, Adım Uzunluğu, Çift Adım Uzunluğu

2.8. Yürümenin Birimleri

Yürüme sırasında vücut işlevsel olarak yolcu ve lokomotor birim olmak üzere 2 birime ayrılır (Perry ve Brunfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001).

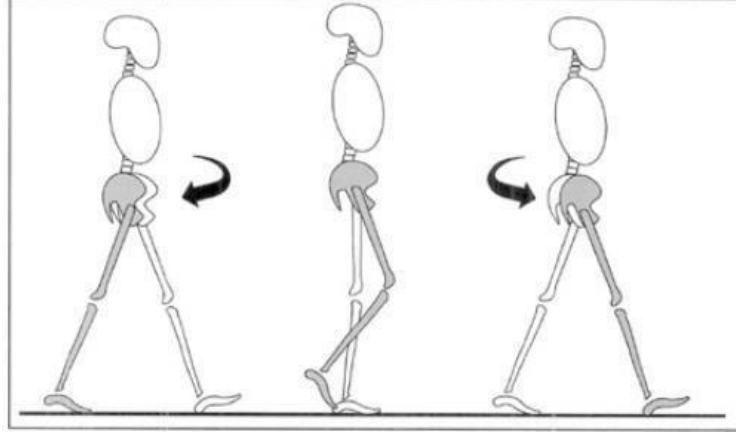
2.8.1. Yolcu Birim (Passenger)

Baş, gövde ve kollardan oluşur. Locomotor birim tarafından taşınır. Temel olarak yolcu birimi hareket boyunca postüral bütünlüğünü devam ettirmekten sorumludur. Fakat yürüyüş sırasında yolcu biriminin ekstremiteler üzerindeki hizalanması, lokomotor sistem içindeki kas hareketlerinin önemli bir belirleyicisidir. Yolcu birimini oluşturan yapılar, vücut ağırlığının %70'ini temsil eder. Yolcu biriminin ağırlık merkezi, kalça eklemleri merkezi ile omuz eklemleri merkezi arasındaki 10.toraksik vertebranın hemen önünde yer alır (Perry ve Brunfield 2010, Seker ve ark. 2014, Özaras ve Yalçın 2001). Bunun sonucunda yolcu biriminin dengesi alt ekstremitelerin anlık dizilimine oldukça bağlı kalır (LeVeau 1977).

2.8.2. Locomotor Birim (Driver)

Pelvis ve 2 alt ekstremiteler, lokomotor sistemi oluşturan anatomik bölümlerdir. Locomotor birimde 11 ana eklemler bulunur, bunlar: lumbosakral, bilateral kalça, diz, ayak bileği, subtalar ve metatarsophalangeal (MTP) eklemleridir. Her ekstremitedeki hareketin zamanlaması ve büyüklüğü 57 kasın kasılmasıyla kontrol edilir. Kemiksel birimler kaldıraç kolu olarak lokomotor birimde görev yapar. Alt ekstremiteler dönüşümlü olarak yolcu biriminin ileri taşınmasında ve desteklenmesinde görev alır. Pelvis bu süreçte iki önemli görevi üstlenir. Bunlar, iki alt ekstremiteler arasında bağlantıyı sağlamak ve kalça eklemleri üzerinde ilerleyen yolcu biriminin alt parçasını oluşturmaktadır. Pelvis, salınım fazı sırasında salınım fazındaki ekstremitelerle ilerler. Basma sonu fazında geriye doğru döndürülmüş konumdan salınım sonu fazında ileriye

doğru döndürülmüş konuma doğru hareket eder (Perry ve Brunfield 2010, Seker ve ark. 2014, Özaras ve Yalçın 2001) (Şekil 2.5.).



Şekil 2. 5. Pelvik hareketlilik. Pelvisin salınım fazındaki ekstremiteler ile döndürülmesi adım uzunluğunu artırır. Basma sonu fazında pelvisin posterior rotasyonu, ilk salınımın sonunda nötr hale gelir ve salınım sonu ile ileri rotasyona ilerler (Perry ve Brunfield 2010).

Lokomotor birim gövdeyi istenilen yere taşıırken yük taşıyan her ekstremiteler dört önemli işlevi yerine getirir (Perry ve Brunfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001):

1. Postüral değişiklikler karşısında vertikal pozisyonu koruyabilmek ve hareket sırasında dengeyi korumak,
2. Kas gücü ile sağlanan yeterli kuvvet ile ilerlemeyi sağlamak,
3. Topuk vuruşu ile vücut ağırlığının neden olduğu şoku azaltmak,
4. Minimum enerji tüketimini sağlamak.

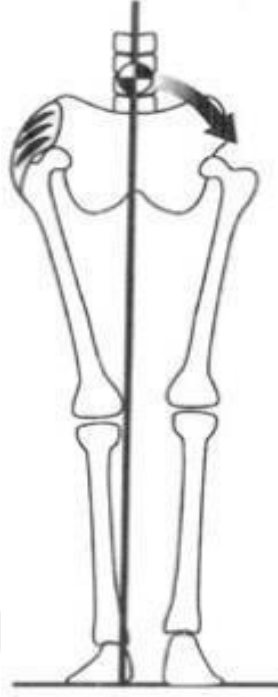
2.9. Yürümede Kalça Dinamiği

Kalça eklemi fonksiyonu diğer eklemlerden çeşitli açılarda farklılık gösterir. Kalça, yolcu ve lokomotor birimler arasındaki kavşağı temsil eder. Sonuç olarak kalça eklemi, her aktivite yönü için spesifik kas kontrolü ile üç boyutlu hareket sağlamak üzere fonksiyon gösterir. Sagittal düzlem hareketi en büyük hareketi oluştururken kas gereksinimi diğer düzlem hareketlerine kıyasla daha azdır. Frontal düzlemde kalça eklemi hareketi sınırlıdır ancak kas gereksinimleri önemlidir. Transvers düzlemde kalça eklemi, her adım sırasında ekstremitelere internal rotasyon ardından eksternal rotasyon yaptırır. Kalça eklemi maksimum internal rotasyonu yüklenme fazında, maksimum eksternal rotasyonu ise salınım fazının

başlangıcındadır. Transvers düzlemde kalça rotasyonu ortalama 15° 'dir (Perry ve Brunfield 2010).

Yürüme döngüsünün fazlarına göre kalça kaslarının aktivasyonu değişir. Basma fazında kalça kaslarının primer görevi gövdenin stabilizasyonu iken salınım fazında ekstremitenin ilerlemesinin sağlanmasıdır. Basma fazı sırasında kalça eklemini kontrol eden primer kaslar ekstansörler ve abdükörlerdir. Salınım fazında ise fleksör kaslar primer kas olarak görev alır. Gövde dik pozisyonda, ekstremitte üzerinde ilerlerken duruş sırasında üç düzlemde kalçaya yüklenen talepler kalça ekleminin yapısına bağlıdır. Yükün karşılanması sırasında sagittal, frontal ve transvers düzlemlerde kalça kasları aktif çalışır. Tek ekstremitte desteğine geçişte pasif kuvvetler doğrudan kas eforu ile yer değiştirir. Ekstremitte ilerletildiği sırada kalça kaslarına olan talep azalır, sadece ekstremitenin kütlesi kontrol edilir (Perry ve Brunfield 2010).

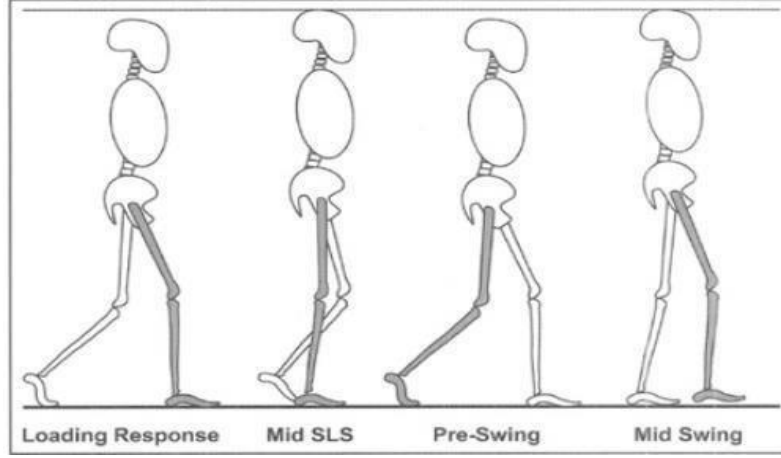
Yüklenme fazının sonunda frontal düzlemde vücut ağırlığının yüklenme fazındaki ekstremitteye hızla aktarılması pelvisin kalça üzerinde aktif lateral stabilizasyonunu gerektirir. Ağırlık transferi pelvisin kontralateral tarafa olan desteğini azaltır. Abdükör kaslar primer olarak kontralateral taraftaki pelvisin stabilizasyonunu sekonder olarak da gövdenin stabilizasyonunu sağlamak için aktive olur (Şekil 2.6.). Transvers düzlemde internal rotasyon yüklenme fazı sırasında gerçekleşir. Kalça rotasyonu, gluteus maksimusun eksternal rotasyon kuvveti ile yavaşlatılır. Kalça ekleminin gereksinimleri yürüme döngüsü boyunca hareket ve kas kontrolü arasındaki etkileşim değiştirilerek karşılanır (Perry ve Brunfield 2010).



Şekil 2. 6. Yükleme fazı sırasında kalçanın frontal düzlem kas kontrolü. Kalça abdükör kaslarının kontralateral uzuv altındaki desteğin azalmasına verdiği güçlü yanıt, ipsilateral abdükör moment ile ilişkilidir (Perry ve Brunfield 2010).

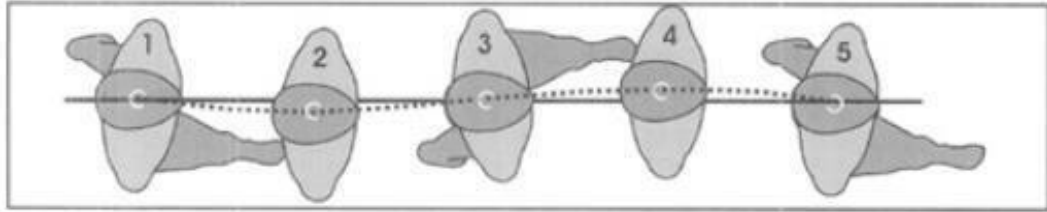
2.10. Yürümede Baş, Gövde ve Pelvis Dinamikleri

Normal yürüme sırasında baş ve gövde bir birim olarak hareket eder. Yürüme döngüsü boyunca aksiyal segmentlerdeki (HAT: baş, kollar ve gövde) yer değiştirme 3 düzlemde de ortalama ilerleme çizgisinden sapar. Vertikal yer değiştirme miktarı ortalama 4,2 cm'dir. Yürüme döngüsünde gövdenin dikey yer değiştirme miktarı yüklenme fazında ve salınım öncesi fazda en düşük, basma ortası ve orta salınım fazında en yüksektir. Yer değiştirme miktarı yürüme hızına bağlı olarak değişir. Yürüme hızı arttıkça gövdenin dikey yer değiştirme miktarı da artar (Perry ve Brunfield 2010) (Şekil 2.7.).



Şekil 2. 7. Baş yüksekliği ile gösterilen yürüme döngüsü sırasında gövdenin dikey yer değiştirmesi. Çift destek fazında (yükleme fazı ve salınım öncesi) en düşük, tek destek fazı (basma ortası ve salınım ortası) en yüksektir (Perry ve Brunfield 2010).

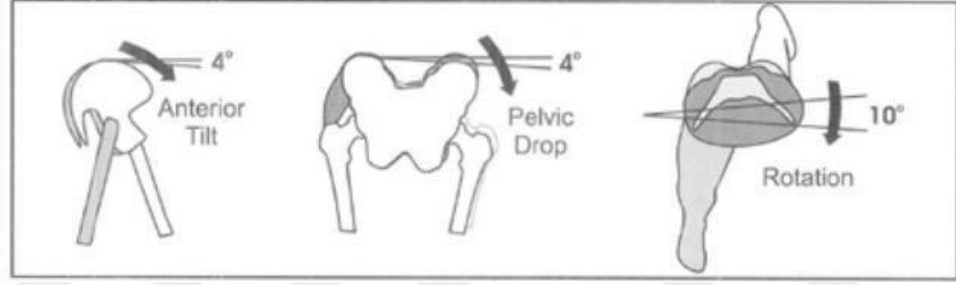
Lateral yer değiştirme miktarı tüm aksiyal segmentler için aynıdır ve maksimum sağ ve sol sapmalar arasındaki toplam yer değiştirme ortalama 4,5 cm'dir. Aksiyal segmentler basma sonu fazının başlangıcında maksimum yer değiştirmeye ulaşır. Yürüme döngüsünün yarısında bu değer kademeli olarak nötrale ulaşır. Maksimum kontralateral yer değiştirme ise orta salınım fazında meydana gelir (Perry ve Brunfield 2010) (Şekil 2.8.).



Şekil 2. 8. Başın konumu ile gösterilen adım sırasında gövdenin yanal yer değiştirmesi. Çift destek fazı sırasında orta çizgidir (1, 3 ve 5), sağ tek duruş fazında sağa yer değiştirme (2) ve sol tek duruş fazında sola yer değiştirme (4) (Perry ve Brunfield 2010).

Yürüme döngüsünde aksiyal segmentlerin anterior-posterior yer değiştirme miktarı en fazla sakrumda en az ise başta'dır. HAT, yürüme döngüsünün ilk üçte birlik kısmında ortalama yürüme hızından daha hızlı ilerlerken ekstremiteelerin tek destek fazının sonunda ortalama yürüme hızından daha yavaş ilerler (Perry ve Brunfield 2010).

Pelvis, her adımda üç düzlemde de hareket eder (Şekil 2.9.). Yürüme döngüsünün salınım fazındaki ekstremité tarafında pelvis aşağıya doğru düşer. Frontal planda oluşan bu pelvik tilt salınım ortası fazında en fazladır. Pelvik tilt açısı yaklaşık olarak 4°'dir. Transvers düzlemde pelvik rotasyon gerçekleşir. Yürüme döngüsü sırasında ağırlık taşımayan ekstremité internal rotasyon, ağırlık taşıyan ekstremité eksternal rotasyon yapar. İki yöne gerçekleşen bu hareketin toplamı 8-10°'dir. Vertikal düzlemde pelvisin rotasyonu kalçanın fleksiyonunu ve ekstansiyonunu azaltır. Sagittal düzlemde pelvis anatomik olarak 10° anterior pelvik tilte sahiptir. Tek destek fazının başlarında gövde salınım fazındaki ekstremité üzerinde vertikal pozisyona geçerken pelvis posterior pelvik tilt yapar. Salınım sonu fazında gövde destek yüzeyine doğru öne eğilirken pelvis anterior pelvik tilt yapar (Perry ve Brunfield 2010, Whittle 2007, Özaras ve Yalçın 2001).



Şekil 2.9. Yürüme sırasında pelvisin hareketleri: Anterior Tilt (4°), kontralateral pelvik düşme (4°), rotasyon (10°) (Perry ve Brunfield 2010).

2.10.1. Yürümede Baş, Gövde ve Pelvis Kas Aktivasyonu

Omurga içerisindeki bir vertebral segmentin diğerinin üzerinde stabilizasyonu gövde içerisinde bulunan kas sistemi ile sağlanır. Postürün kaba hizalanması ise pelvisten orijin alan uzun kaslar tarafından sağlanır. Baş, gövde ve pelvis ünitesinin temel stabilitesi kalçadaki pelvisin kas kontrolüne bağlıdır (Perry ve Brunfield 2010).

Kalçanın abdükörleri ve ekstansörleri, pelvik kontrolün primer kaynağıdır. Gövde stabilizasyonu normal hizalanmış pozisyonda ayakta durma sırasında minimum kas aktivasyonu ile gerçekleşir. Yürüme ise fazık kas aktivitesini gerektirir. Erektor spina'nın lomber ve torasik bileşenleri eş zamanlı olarak hareket eder. Ana aktiviteleri kontralateral ilk temas zamanında gerçekleşir. Kassal aktivitelerine basma sonu fazında başlar, yürüme döngüsünün ortasında maksimum kasılır ve salınım öncesi boyunca aktivasyona devam ederler. Multifidus intrinsik kas grubu, her topuk vuruşu

sırasında bilateral olarak aktif kasılır. Rotator kaslar ve quadratus lumborum hareketi multifidus kasına benzerdir. Eksternal oblik kaslarının aktivitesi duruş boyunca aralıklı ve düşük yoğunluktadır. Maksimum kasılması salınım ortası fazının sonunda ve salınım sonu fazının başlarındadır. Rektus abdominis düşük yoğunlukta devamlı aktivasyondadır (Perry ve Brunfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001). Rektus abdominis kası, internal ve eksternal oblik kasları ekstremitelerden önce aktive olarak postüral desteği ve omurga stabilizasyonunu sağlamaktadır (Kibler ve ark. 2006).

Yüklenme fazı sırasında pelvisin kontralateral tarafta lateral düşüşü, karşı kalça abdüktör kasları tarafından yavaşlatılır. Aynı fazda bilateral intrinsik ekstansör kaslar ve quadratus lumborum kas aktivasyonu ile gövdenin öne doğru yer değiştirmesi yavaşlatılır. Vücut ağırlığının basma fazındaki ekstremitelere aktarılmasıyla transvers düzlemde rotasyon meydana gelir (Perry ve Brunfield 2010).

Basma ortası fazında lateral yer değiştirme devam ederken gövdenin vertikal ve anterior yer değiştirmesi nötral konumuna döner. Bu fazın ortasında pelvisin transvers rotasyonu ve lateral eğimi nötrale döner. Bu fazın sonunda ise aksiyel segmentler destekleyici ekstremitelere doğru maksimum düzeyde yer değiştirilir. Basma sonu fazında gövde rektus abdominis fleksör etkisi ile stabilize edilir (Perry ve Brunfield 2010).

Yürüme döngüsü boyunca abdominal kaslar omurgada meydana gelen ekstansiyon, lateral rotasyon ve rotasyona neden olan dış kuvvetlerin kontrolünü sağlar (Drake ve ark. 2017). İnternal oblik kaslarının derininde yerleşim gösteren transversus abdominis kası, alt ekstremitelerden önce aktive olur ve gövde rotasyonunun oluşturulmasında görev alır (Hodges ve Richardson 1997).

Normal yürüme sırasında üst ve alt gövde vertikal eksen etrafında koordineli ancak zıt yönde hareket eder (Krebs ve ark. 1992). Salınım fazındaki ekstremitelerde pelvisin öne doğru salınımı ve gövdenin karşı rotasyonu (kontralateral kolun öne doğru salınımı) torasik rotasyona yol açar (Lamoth ve ark. 2002). Tipik gelişim gösteren bireylerde gövde büyük bir hareket genliğine sahip değildir ancak çift destek fazının başlangıcında (ilk temas) maksimum fleksiyon ve tek destek fazının başlangıcında (basma ortası) maksimum ekstansiyon yapar (Krebs ve ark. 1992).

Üst gövde (aksiyal segment=HAT), yürüyüş sırasında önemli bir rol oynar. Gövde kontrolü, fonksiyonel yürüyüşün temel bileşenidir (Carmo ve ark. 2012). Değişen bir yürüyüş şekli, denge ve dengenin korunmasına yardımcı olmak için kompensatuvar hareketler oluşturarak gövde hareketlerini etkiler. Ekstremitelerin aksine gövde bilateral olarak etkilenir (Gillet ve ark. 2003).

Baş, boyun, gövde ve pelvis hareketleri alt ekstremitenin fonksiyonlarına sekonder olarak bağlıdır (Perry ve Brunfield 2010).

2.11. Yürümenin Değerlendirilmesi

Yürümenin değerlendirilmesi, problemin doğru tanımlanması, tedavi hedefinin belirlenmesi, tedavi süresinin etkinliğinin artırılması, tedavi planının etkinliğinin değerlendirilmesi ve sonuçlara göre yeniden modifiye edilmesi için yapılmaktadır. Yürüme farklı şekillerde değerlendirilebilmektedir. Klinisyenler tarafından sıkça kullanılan değerlendirme yöntemi gözlemsel yürüme analizi yöntemidir. Yaygın olarak kullanılmasına karşın gözlemsel yürüme analizinde esas sorunun her zaman tanımlanamaması nedeniyle daha kapsamlı ve doğru tanı için objektif veri sağlayan kantitatif yürüme analizlerine başvurmak gerekebilir. Kantitatif yürüme analizi; kinematik ve kinetik analizi, yürümenin zaman-mesafe parametrelerinin ölçümünü ve dinamik elektromiyografi ölçümünü içermektedir. Kantitatif yürüme analizi sistemleri gelişmiş ve pahalı teknoloji, geniş bir alan, iyi bir eğitim ve tecrübe gerektirdiğinden yaygın olarak kullanılmamaktadır (Perry ve Brunfield 2010, Munkasy 2014, Whittle 2007, Akalan ve Temelli 2016).

2.11.1. Kinematik Analiz

Kinematik analiz ile hareketi oluşturan kuvvetler dikkate alınmadan vücudun uzaydaki hareketi incelenir. Gövde, pelvis, kalça, diz ve ayak bileğinin belirli anatomik noktalara yerleştirilen yansıtıcı belirteçler yardımıyla sagittal, frontal ve transvers plandaki eklem hareket açıklıkları, açısall- doğrusal hızları ve ivmeleri 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).

2.11.2. Kinetik Analiz

Kinetik analiz ile yer tepki kuvvetleri, eklem moment ve güçleri gibi hareketi oluşturan kuvvetler incelenir. Bu ölçümler kuvvet platformu adı verilen ayağın yere uyguladığı toplam kuvveti ölçen basınca duyarlı plakalar yardımıyla ölçülür. Kuvvet platformlarıyla direkt ölçülebilen tek veri yer reaksiyon kuvvetidir, diğer veriler analiz öncesinde toplanan antropometrik ölçümler, kinematik veriler ve yer reaksiyon kuvveti 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).

2.11.3. Dinamik Elektromiyografi (EMG)

Dinamik EMG, yürüme sırasında oluşan kas aktivasyonunun elektrotlar yardımıyla kaydedilmesidir. Bu sistem yürüme sırasındaki kas aksiyon potansiyellerini ölçmektedir. 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).

2.12. Femoral Anteversiyon Artışı ve Yürüme

İskelet sistemindeki deformiteler ekstremitenin mekanik eksenini etkileyebilir ve bu durum yürüme sırasında eklem kinematiğinin ve kinetiğinin değişmesine neden olabilir (Bruderer-Hofstetter ve ark. 2015). Yürüme kinematiği ve kinetiğindeki sapmalar primer ve sekonder sapmalar olarak sınıflandırılabilir. Primer sapmalar, deformitenin doğrudan sonuçları olarak tanımlanırken sekonder sapmalar telafi edici stratejilere bağlı olarak gelişir (Schmid ve ark. 2013). Transvers düzlem patolojisi olarak bilinen FA artışı, yürüme biyomekaniğini sagittal ve frontal planda da etkileyerek yürüme anormalliklerine sebep olur (Akalın ve ark. 2013). FA artışı olan hastalar yürüme sırasında daha fazla kalça fleksiyonu, basma fazı sonunda daha düşük kalça ekstansiyonuna sahiptir. Yürüme döngüsü boyunca daha fazla kalça internal

rotasyon açısı, daha fazla anterior pelvik tilt, pelvik rotasyon ve daha az kalça eksternal rotasyon açısına sahiptir. Aynı zamanda FA artışında yürüme daha fazla diz addüksiyonu ve artmış internal ayak progresyon açısı sebep olur. FA artışında yürüme, yürümenin temporospatial parametrelerini etkileyerek kadansı arttır ve adım süresini kısaltır (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 12.10.2023 tarihli ve 2023/104 sayılı kurul onayı alındı.

3.1. Katılımcılar

Çalışmamız İstanbul Kültür Üniversitesi Hareket Analizi Uygulama ve Değerlendirme, Uygulama ve Araştırma Merkezi (İKÜ-HAM)'nde Ekim 2023- Ekim 2024 tarihleri arasında 30 gönüllü katılımcı (15 femoral anteversiyon artışı olan çocuk, 15 tipik gelişim gösteren çocuk) ile yürütülmüştür. Çalışmaya dahil edilecek katılımcı sayısı Akalan ve ark.'nın çalışması kriter alınarak; hata miktarı 0.05, gücü 0.95 iken gerekli olan minimum katılımcı sayısı 26 olarak belirlenmiştir (Akalın ve ark. 2013). Araştırmamıza katılan katılımcı sayısı çalışmanın anlamlılığı için gereken minimum katılımcı sayısından fazladır.

Çalışmaya başlamadan önce gerekli bilgilendirmeler katılımcılara ve velilerine yapılarak katılımcıların velilerine bilgilendirilmiş vasi onam formu imzalatılmıştır.

3.2. Dahil Edilme ve Dışlanma Kriterleri

Çalışmamızda, femoral anteversiyon artışının yürüme sırasında gövde kinematiğine olan etkilerinin tanımlanması için Femoral Anteversiyon Artışı Olan Grup (FAA), FA'lı gruptan elde edilen verilerin karşılaştırılması ve yorumlanabilmesi için referans sağlayacak kontrol grubu Tipik Gelişim Gösteren Grup (TGG) olmak üzere 2 grup oluşturulmuştur.

FAA'ya Dahil Edilme Kriterleri:

- 7- 15 yaş aralığında olmak
- Femoral anteversiyon açılarının Trokanterik Prominens Açısı Testi (TPAT)' ne göre 30° 'nin üzerinde olması $TPAT > 30^{\circ}$
- Kalça internal rotasyon açısı 70° 'nin üzerinde olması $IR > 70^{\circ}$
- Kalça eksternal rotasyon açısı 20° 'den küçük olması $ER < 20^{\circ}$

TGG'ye Dahil Edilme Kriterleri:

- 7- 15 yaş aralığında olmak
- Femoral anteversiyon açılarının Trokanterik Prominens Açısı Testi (TPAT)' ne göre 30° 'den küçük olması $TPAT < 30^{\circ}$

- Tipik gelişim basamaklarını sürdürmek
- Nörolojik ve ortopedik herhangi bir probleme sahip olmamak

Dahil Edilmeme Kriterleri:

- Skolyometre ile ölçümde 5°'nin üzerinde olması
- Tanısı konmuş yürüme fonksiyonlarını etkileyebilecek ortopedik veya nörolojik problemlerin varlığı
- Yürüme fonksiyonlarını etkileyebilecek herhangi bir cerrahi işlem geçirmek
- Mental problemlerin varlığı
- Spastisite varlığı
- Skolyoz Korsesi kullanımı

3.3. Fiziksel Değerlendirme

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

3.3.1. 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.

3.3.2. Normal Eklem Hareket Açıklığı Ölçümü

Katılımcıların supin pozisyonda bilateral olarak 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 yapmış olduğu açının ölçümü ile bulundu (Ruwe ve ark. 1992, Cilbulka

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. Tibia'nın içe doğru dönüşü (internal rotasyon) negatif değer alırken dışa doğru dönüşü (eksternal rotasyon) pozitif değer alır (Staheli ve ark. 1985, Li ve Leong 1999, Jones ve ark. 2013). Katılımcıların yere dik olacak şekilde ayakta durduğu pozisyonda gövde fleksiyon, ekstansiyon ve lateral fleksiyon ölçümleri yapıldı. Lateral fleksiyon ölçümü yapılırken gövde üzerinde Ekstansiyon, fleksiyon ve rotasyon olmaması göz önünde bulundurulmuştur. Katılımcıların gövde rotasyonu ölçümü, omurganın rotasyonunun serbestçe gerçekleşebilmesi için sırt desteği olmayan sandalyede, pelvisin stabilizasyonuna yardımcı olması amacıyla ayakları yerle temasta olacak şekilde pozisyonlanır, gonyometre yardımıyla ölçümü yapılır (Boone ve ark. 1978, Otman ve ark. 1998).

3.3.3. Kas Kısıklığı Ölçümü

Kalça fleksiyon kaslarının kısıklık değerlendirmesi için katılımcılara Thomas testi yapıldı. Thomas testi, katılımcı supin pozisyonda bir taraf kalça ve dizin fleksiyona getirilmesiyle karşı taraf kalçada oluşan fleksiyonun ölçülmesiyle değerlendirildi (Peeler ve Anderson 2007, Magee 2002). Diz fleksör kas kısıklığının 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 ölçülmesiyle gerçekleştirildi (Kendall ve ark. 1993, Ten Berge ve ark. 2007). Plantar fleksiyon kaslarının kısıklık değerlendirmesi ayak bileği dorsifleksiyon eklem hareket açıklığının ölçülmesiyle yapıldı (Boone ve ark. 1978, Low 1976).

3.3.4. Omurga Asimetrisinin Ölçümü

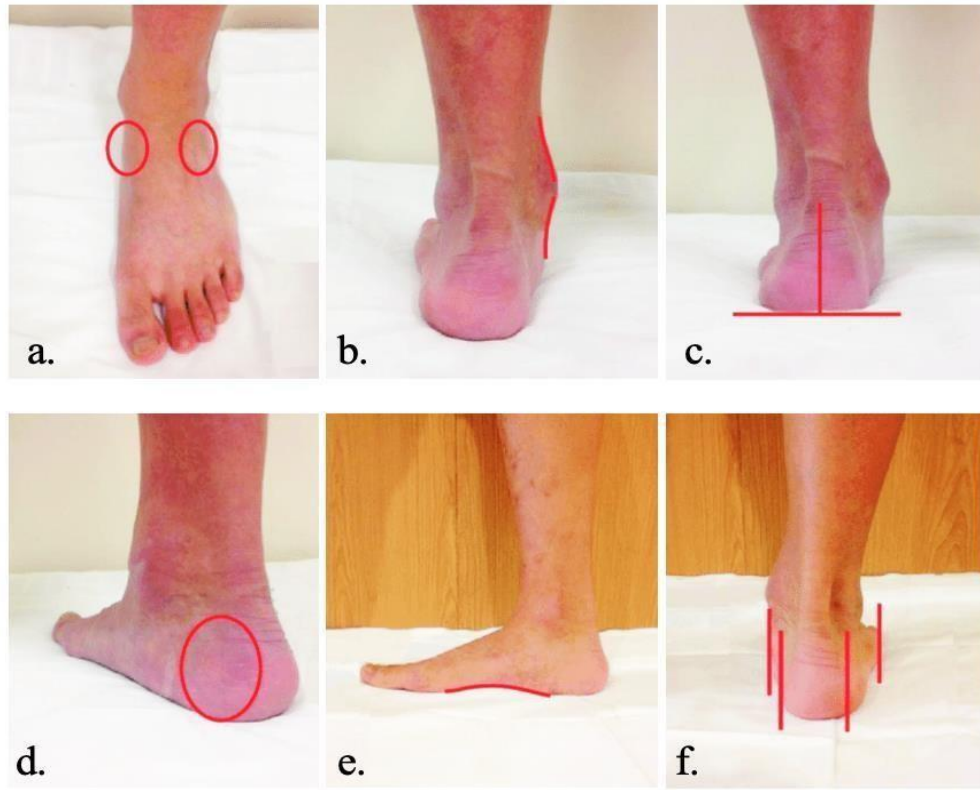
Omurga ve gövde asimetrisinin değerlendirilmesinde invazif olmayan yöntemlerden skolyometre tercih edildi. Katılımcıdan öne doğru yere paralel olacak şekilde eğilmesi istendi ardından skolyometre yardımıyla üst torakal, torakal, torakolumbal ve lumbal seviyede vertebral asimetrisi ölçülerek kaydedildi (Murrell ve ark. 1993, Bonagamba ve ark. 2010).

3.3.5. Ayak Postürünün Değerlendirilmesi

Katılımcıların ayak postürünün statik değerlendirilmesi 6 madde içeren ‘Ayak Postür İndeksi 6 (API-6)’ ile değerlendirildi (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 mesafe 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 ayağın valgusa gitme yönü +2, varusa gitme yönü -2 olacak şekilde aşağıdaki 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’den -12’ye ileri pes planovarusu göstermektedir.



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

3.3.6. Hipermobilitenin Değerlendirilmesi

Hipermobilitenin değerlendirilmesi için 'Beighton Testi' ve 'Alt Ekstremitte Hipermobilitate Skoru' kullanıldı. Beighton testi 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 ekstremitte hipermobilitelerini tanımlamak için kalça, diz, ayak bileği ve ayağın üç hareket düzleminde 12 bilateral değerlendirme parametrelerini (Tablo 2.2.) içeren alt ekstremitte değerlendirme skoru uygulandı. Her iki ekstremitte 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

Alt Ekstremitte Hiper mobilit e Skoru
1. Kalça Fleksiyon: Hasta supin pozisyon da yatarken kalça-diz fleksiyona alınır (Karşı taraf sedyeden kalkmamalı). Minimal kuvvetle üst bacak karın ya da göğse değdirilebiliyor mu?
2. Kalça Abduksiyonu: Hasta supin pozisyon da yatarken kalça-diz fleksiyona alınır ve ayaklar birleştirilir. Testleyen kişinin elleri lateral femoral kondillerdedir. Kalça abduksiyona alındığında testleyen kişinin eli sedyeye değecek kadar yaklaşıyor mu?
3. Diz Hiperekstansiyonu: Hasta supin pozisyon da yatarken minimal kuvvetle diz hiperekstansiyona gelip topuğun sedyeden 3 cm kalkmasına (2 parmak) olanak sağlıyor mu?
4. Ön Çekmece Testi: Hasta supin pozisyon da yatarken diz 90° fleksiyon da 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 pozisyon da 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? Yada toplam hareket 2 cm'in üzerinde mi?
6. Ayak bileği Dorsifleksiyonu: Hasta supin pozisyon da yatarken diz 45° fleksiyona alınır. Ayak bileği dorsifleksiyonu 15°'nin üzerinde mi?
7. Ayak bileği Ön Çekmece Testi: Hasta supin pozisyon da 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 Eklem İnversiyonu: Hasta supin pozisyon da 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 pozisyon da ayakları sedyenin sonuna gelecek şekilde uzanır. Testleyen kişi yalnızca midtarsal eklem inversiyonu yapmak için arka ayağı stabilize eder ve metatarsları lateralden 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.

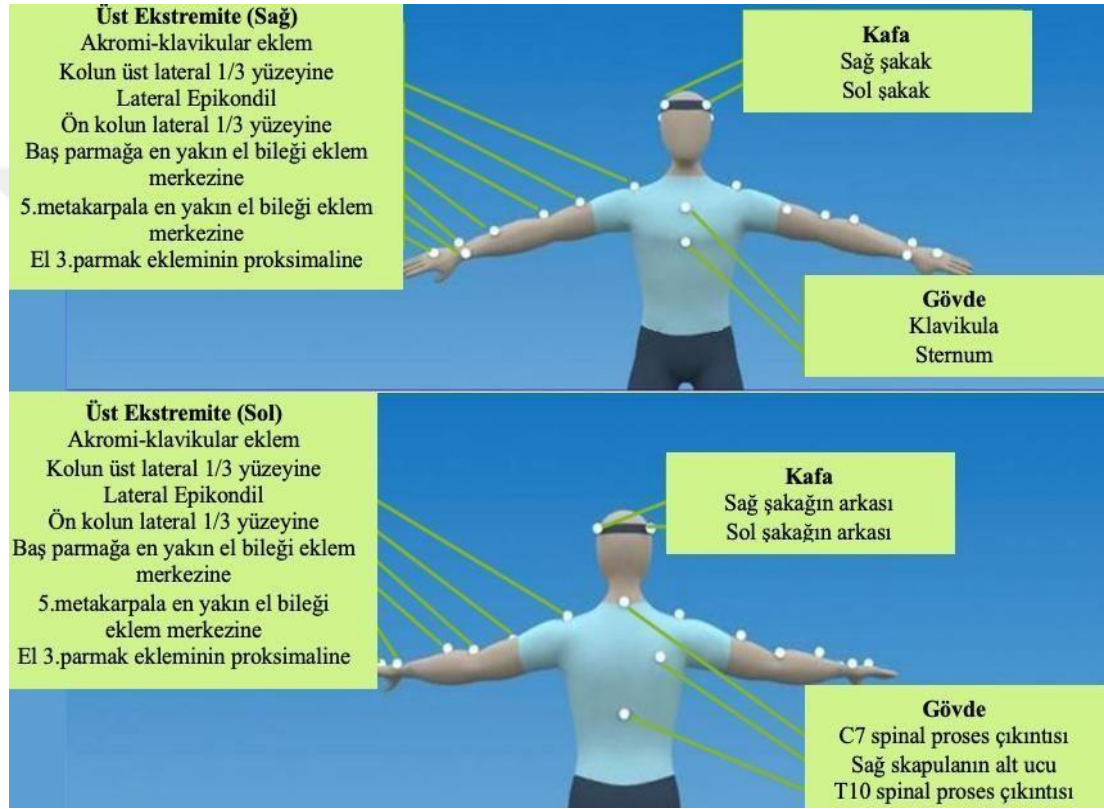
Tablo 2. 2. Alt Ekstremitte Hipermobilete Skoru

3.3.7. Gövde Kas Kuvveti ve Endüransının Değerlendirilmesi

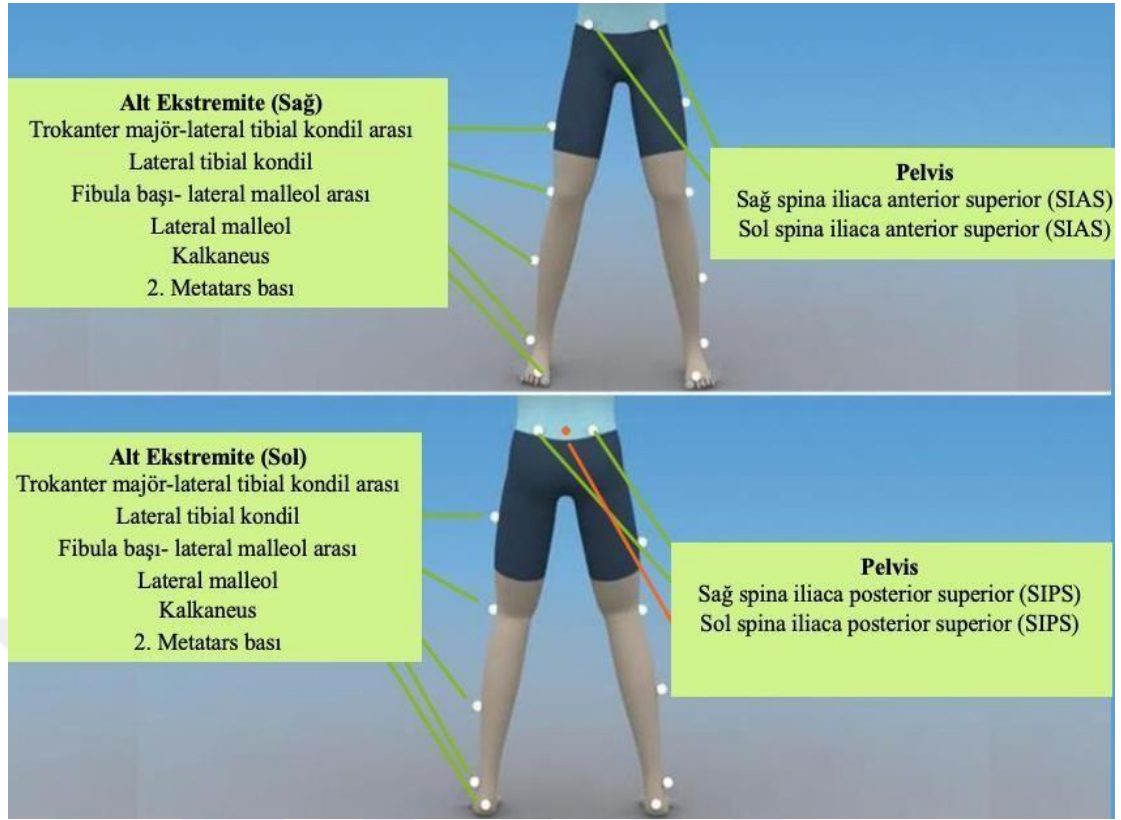
Gövde kas kuvveti ve dayanıklılığının değerlendirilmesi için klinik olarak uygulanabilirliği, geçerlilik ve güvenilirlik çalışmaları yapılmış mekik çekme testi (sits-up) ve plank testi uygulandı (Alaranta ve ark. 1994, Altınok ve ark. 2017, Boyer ve ark. 2013). Mekik çekme testi uygulaması sırasında katılımcılardan sırtüstü yattıkları pozisyonda ellerini enselerinde birleştirmeleri ve 1 dakika süresinde yapabilecekleri maksimum sayıda mekik hareketini yapmaları istendi. Geçerli mekik hareketi dirseklerin dizlere temas etmesi şeklinde katılımcılara söylendi. 1 dakikadaki geçerli mekik sayısı kaydedildi (Noguchi ve ark. 2013). Plank test protokolü, katılımcılardan sadece ön kolları ve ayak parmakları yere değecek şekilde vücudun baştan ayak bileklerine kadar düz bir çizgi halindeki statik prone pozisyonu korumaları istendi. Doğru pozisyon katılımcılara öğretildikten sonra 5 saniyelik bir alıştırma denemesi yapılmış, kısa bir dinlenme süresi verildikten sonra teste geçilmiştir. Katılımcının bir kere doğru pozisyondan sapmasına izin verilmiş ve hemen doğru başlangıç pozisyonuna dönmesi halinde teste devam edilmiştir. Test, ikinci sapmada ya da ilk uyarıdan sonra başlangıç pozisyonuna dönemediğinde sonlandırılmıştır (Altınok ve ark. 2017, Boyer ve ark. 2013).

3.4. Yürüme Analizi

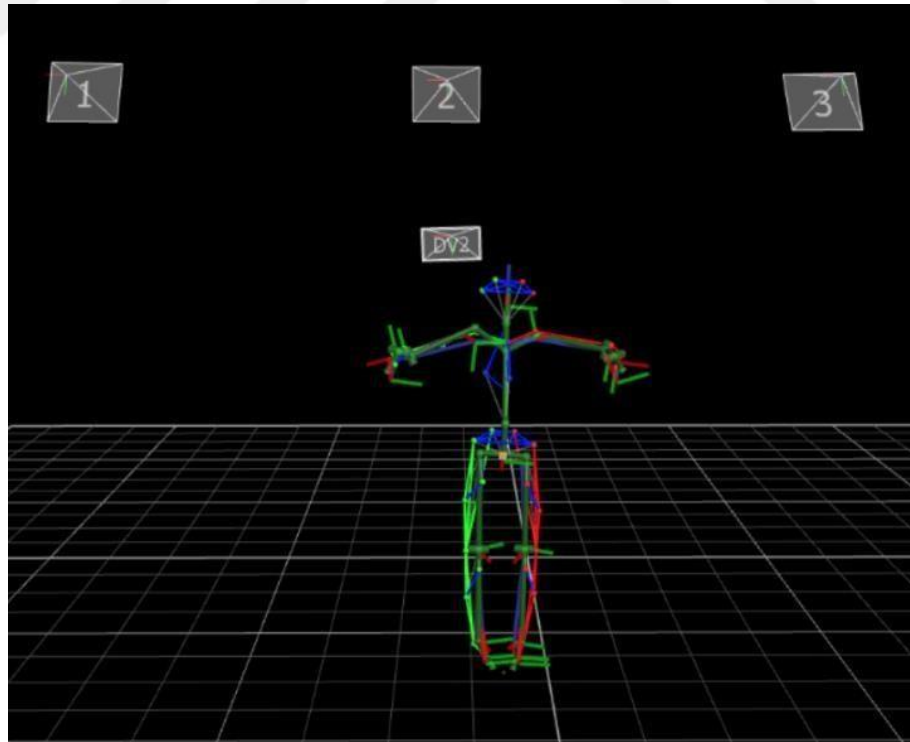
Femoral anteversiyon artışının yürüme sırasında gövde kinematiğine olan etkisinin nicel olarak değerlendirilebilmesi ve karşılaştırılabilmesi için katılımcılara 3 boyutlu yürüme analizi yapıldı. Yürüme analizi sisteminde kullanılan kamera sistemi ile uyumlu 39 adet özel ışık yansıtıcı belirteç Vicon tüm vücut plug in gait model'e (Plug-in Gait , 2021) göre katılımcıların vücudunun belirli anatomik noktalarına yerleştirildi (Şekil 3.2., Şekil 3.3. ve Şekil 3.4.).



Şekil 3. 2. Üst Ekstremité Plug-in Gait Model'e göre marker yerleşimi

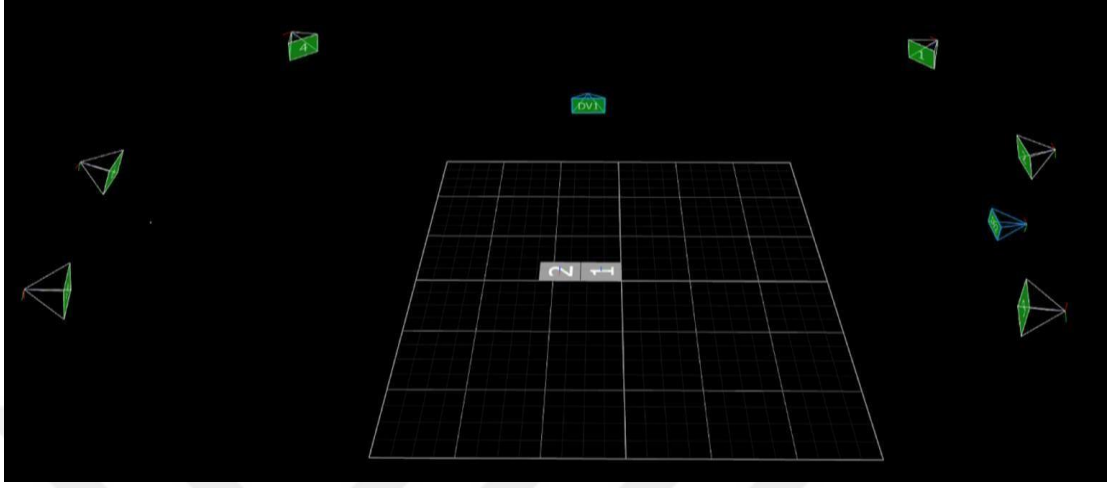


Şekil 3. 3. Alt Ekstremit Plug-in Gait Model'e göre marker yerleşimi



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

Yürüme analizi, İKÜ-HAM’da 6 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.).



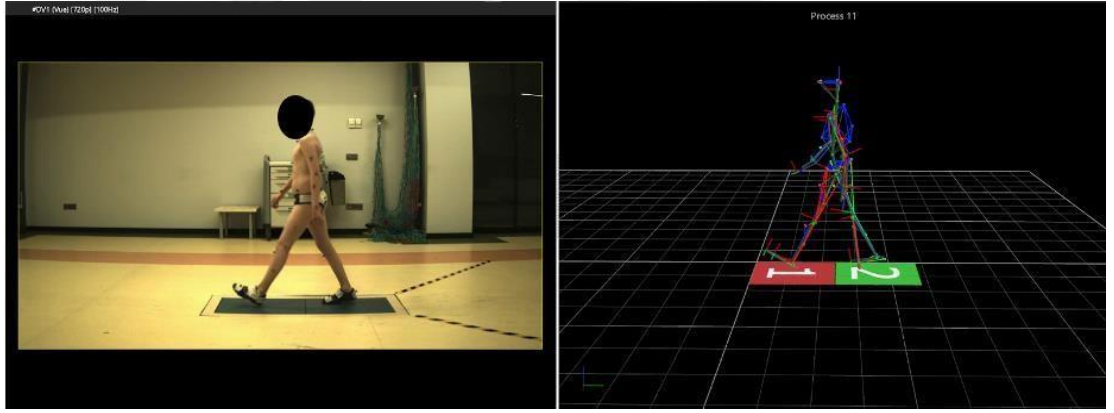
Şekil 3. 5. Kameralar ve kuvvet platformunun sistemdeki görüntüsü



Şekil 3. 6. Kameralar ve kuvvet platformu

Yansıtıcı belirteçlerin yerleştirilmesinden sonra katılımcıların eklem merkezlerinin ve ekstremitelerin segment koordinatlarının belirlenmesi için ilk önce ayakta duruş sırasında statik kayıt alınarak kalibrasyon yapıldı. Yansıtıcı belirteçlerin konumları yapılan kalibrasyona göre değerlendirilerek yerleri belirlendi ve sabitlendi. 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 siklusü değerlendirildi. Her katılımcı için aynı protokoller uygulandı (Şekil 3.7).

Yürüme analizi sonucunda ilgili parametreler; üç planda gövde, 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. İstatistiksel Analiz

Çalışmanın istatistiksel analizinde “IBM SPSS Statistics Version 26” 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 $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi. Yürüme analizinden elde edilen basma fazındaki maksimum kalça iç rotasyon açısı ile TPAT arasındaki ilişki normal

dağılıma uygunlukları incelendikten sonra parametrik olduğu tespit edilen veriler arasında Pearson korelasyon testi kullanılarak değerlendirilmiş; ayrıca, fiziksel değerlendirme parametreleri olan kalça iç rotasyon açısı, TPAT, API-6 ve Beighton skorları arasındaki ilişki de aynı yöntemle incelenmiştir. Değerlendirmeden 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 olarak kabul edilmiştir (Muller ve Cohen, 1989).



4. BULGULAR

4.1. Demografik ve Fiziksel Değerlendirme Bulguları

Çalışmaya, dahil edilme kriterlerini karşılayan toplam 30 çocuk katıldı. Femoral Anteversiyon Artışı (FAA) grubu 5'i erkek, 10'u kız toplam 15 katılımcıdan, Tipik Gelişim Gösteren (TGG) grubu ise 9'u erkek ve 6'si kız toplam 15 katılımcıdan oluşmaktadır. Tüm katılımcılar tek bir seansta değerlendirilmiş olup değerlendiricinin komutlarını uyum sağlamıştır. Gruplar arası demografik ve fiziksel değerlendirme bulguları ve arasındaki farklar Tablo 4.1.'de verilmiştir. TGG'deki katılımcıların yaş ortalamaları $10,53 \pm 2,32$ yıl, kilo ortalamaları $44,50 \pm 11,94$ kg, boy ortalamaları $147,5 \pm 12,67$ cm; FAA'daki katılımcıların yaş ortalamaları $10,80 \pm 1,74$ yıl, kilo ortalamaları $44 \pm 5,88$ kg, boy ortalamaları $145,9 \pm 14,08$ cm idi. FAA'daki katılımcıların femoral anteversiyon testi ortalaması $40,29 \pm 8,66$ derece, TGG'deki katılımcıların ise $16,53 \pm 5,39$ derece idi.

Tablo 4. 1. Katılımcıların demografik ve fiziksel değerlendirme bulguları ile arasındaki farklar

PARAMETRELER		TGG Ort±Ss	FAA Ort ± Ss	p
Demografik veriler	Yaş (yıl)	10,53 ± 2,32	10,80±1,74	0,725
	Kilo (kg)	44,50 ± 11,94	44±5,88	0,938
	Boy (cm)	147,5 ± 12,67	145,9±14,08	0,765
	Vücut Kitle İndeksi (kg/cm ²)	18,5 ± 2,53	17,51±2,85	0,322
EHA (°)	Thomas testi	10,67 ± 3,75	9,30±3,38	0,146
	Popliteal aç	39,53 ± 8,83	37,33±13,34	0,465
	TPAT	16,53 ± 5,39	40,29±8,66	p<0,001*
	Kalça internal rotasyonu	45,14 ± 8,81	69,56±11,69	p<0,001*
	Kalça eksternal rotasyonu	32,85 ± 6,84	18,83±6,82	p<0,001*
	Uyluk-ayak açısı	6,28 ± 6,81	6,46±6,90	0,920
	Dorsifleksiyon	17,19 ± 3,92	22,03±6,57	0,001*
	Plantar fleksiyon	60,5 ± 8,96	50,6±5,48	p<0,001*
	Gövde fleksiyonu	83,2 ± 5,86	81,21±8,25	0,522
	Gövde ekstansiyonu	29,9 ± 6,99	29,85±5,64	0,146
	Gövde lateral fleksiyonu	29,1±5,52	28,92±4,31	0,904
Skolyometre (°)	Üst torakal	0,91±1,78	0,78±0,8	0,806
	Torakal	0,58±0,79	1±0,87	0,219
	Torakolumbal	0,83±0,83	1,07±0,82	0,473
	Lumbal	0,4±0,66	1±0,87	0,072
	Sakral	0,16±0,38	0,5±0,85	0,226
Hipermobilite	Beighton testi	3,85±1,95	5,53±2,29	0,043*

	Alt ekstremité hipermobilite skoru	14,14±5,41	15,13±5,11	0,616
API-6 Skoru		5±4,36	11,21±3,30	p<0,001*
Plank Testi (sn)		43,69±16,68	44,61±29,35	0,928
Mekik Çekme Testi (1 dk'daki tekrar sayısı)		24,5±2,32	18,91±7,39	0,033*

Ort:Ortalama, Ss. Standart Sapma, TPAT: Trokanterik Prominens Açık Testi, (°): Derece,EHA: Eklem Hareket Açıklıkları *p<0,05

Fiziksel değerlendirme parametreleri arasındaki ilişkiler incelendiğinde, kalça iç rotasyon açısı ile TPAT, API-6 ve Beighton skorları arasında anlamlı pozitif korelasyonlar bulunurken, basma fazındaki maksimum kalça iç rotasyon değeri ile TPAT arasında düşük düzeyde bir korelasyon tespit edilmiştir (p<0.05) (Tablo 4.2.).

Tablo 4. 2. İlgili fiziksel değerlendirme bulguları arasındaki ilişkiler

		IR	IR @ basma fazı	TPA T	API-6	Beighton Skoru
IR	Pearson Correlation	1	0.329	.843*	.589*	.549*
	Sig. (2-tailed)		<.001	<.001	<.001	<.001
IR @ basma fazı	Pearson Correlation	0.329	1	0.291	0.160	0.089
	Sig. (2-tailed)	<.001		<.001	.044	.264
TPAT	Pearson Correlation	.843*	0.291	1	.603*	.491*
	Sig. (2-tailed)	<.001	<.001		<.001	<.001
API-6	Pearson Correlation	.589*	0.160	.603*	1	0.316
	Sig. (2-tailed)	<.001	.044	<.001		<.001
Beighton Skoru	Pearson Correlation	.549*	0.089	.491*	0.316	1
	Sig. (2-tailed)	<.001	.264	<.001	<.001	

IR: İnternal rotasyon, IR @ basma fazı: basma fazındaki maksimum internal rotasyon açısı, TPAT: Trokanterik Prominens Açık Testi, API-6: Ayak Postür İndeksi

Pearson korelasyon testi kullanılmıştır. *: p<0.05

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. 3.'te gösterilmiştir. FAA'dan elde edilen TS'lerden çift destek fazı süresi ve adım genişliği değerleri TGG'nin değerlerinden anlamlı olarak daha düşük bulunurken tek destek fazı süresi anlamı olarak daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Kadans, adım uzunluğu, adım zamanı, çift adım uzunluğu ve yürüme hızında TGG ve FAA arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

Tablo 4. 3. İlgili temporospatal parametrelerin bulguları

PARAMETRELER	TG G Ort. $\pm$ Ss.	FAA Ort. $\pm$ Ss.	p
Kadans (adım sayısı/dk)	121,25 $\pm$ 8,80	120,23 $\pm$ 10,06	0,050
Çift destek fazı süresi (s)	0,20 $\pm$ 0,03	0,19 $\pm$ 0,04	0,006*
Tek destek fazı süresi (s)	0,39 $\pm$ 0,03	0,40 $\pm$ 0,03	0,004*
Adım uzunluğu (m)	0,63 $\pm$ 0,06	0,65 $\pm$ 0,08	0,109
Adım zamanı (s)	0,49 $\pm$ 0,04	0,50 $\pm$ 0,04	0,471
Adım genişliği (m)	0,12 $\pm$ 0,04	0,10 $\pm$ 0,03	p<0,001*
Çift adım uzunluğu (m)	1,27 $\pm$ 0,12	1,31 $\pm$ 0,15	0,070
Yürüme hızı (m/s)	1,28 $\pm$ 0,11	1,31 $\pm$ 0,17	0,193

Ort:Ortalama, Ss. Standart Sapma * $p<0,05$

4.3. Kinematik Parametrelerin Bulguları

Yürüme analizi sistemlerinde gövde açıları hem laboratuvar koordinat sistemine göre hem de pelvis göre olmak üzere iki farklı şekilde hesaplanmaktadır. Gövdenin laboratuvar koordinat sistemi ile yapmış olduğu açılar toraks açıları olarak tanımlanırken gövdenin pelvis ile yapmış olduğu açılar gövde açıları olarak tanımlanır. TGG ve FAA'dan yürüme analizi sistemi ile elde edilen kinematik parametrelerdeki değişimler Tablo 4. 4. ve Tablo 4. 5.'de gösterilmiştir. Toraks, gövde, pelvis, kalça, diz ve ayak bileğine ait kinematik grafikler ise sırasıyla Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da gösterilmiştir.

4.3.1. Frontal Plan Kinematik Parametreleri

FAA'da gövdenin frontal düzlemde lateral fleksiyon bilateral olarak hareket açıklığı ve dominant tarafa maksimum gövde lateral fleksiyonu TGG'ye göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu. Ortalama gövde lateral fleksiyonunda ise anlamlı bir

farklılık gözlenmedi ($p=0,885$). Toraks ile laboratuvar koordinat sisteminin frontal düzlemdeki açısına karşılık gelen torasik obliklikte gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

Yürüme boyunca FAA'da ölçülen tepe pelvik elevasyon, tepe pelvik depresyon ve total pelvik obliklik hareket açıklığında TGG'ye kıyasla anlamlı bir artış gözlemlendi. Bununla birlikte ortalama pelvik obliklik derecesinde anlamlı bir değişim görülmedi ($p=0,720$).

Kalça maksimum addüksiyon açısı TGG ile karşılaştırıldığında FAA'da anlamlı olarak daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p=0,005$). Ortalama kalça abduksiyon-adduksiyon derecesinde ($p=0,065$), frontal planda kalça eklem hareket açıklığında ($p=0,091$) ve tepe kalça abduksiyonunda anlamlı bir farklılık görülmedi ($p=0,187$).

Diz varus ve valgus hareketleri yürüme döngüsü boyunca gruplar arasında herhangi bir anlamlı değişim göstermedi ($p>0,05$).

4.3.2. Sagittal Plan Kinematik Parametreleri

Torasik tilt eklem hareket açıklığı, maksimum torasik anterior tilt ve yürüme boyunca ölçülen ortalama sagittal plan torasik hareketlerinin TGG'ye göre arttığı ($p<0,05$), maksimum torasik posterior tilt değerinin TGG'ye göre anlamlı olarak azaldığı belirlendi ($p=0,001$).

Gövdenin hareketleri TGG ile kıyaslandığında maksimum gövde fleksiyonunun ($p<0,001$) ve eklem hareket açıklığının ($p=0,002$) arttığı, maksimum gövde ekstansiyonunun ($p=0,004$) ve ortalama gövde ekstansiyonunun ise azaldığı görüldü ($p<0,001$).

Tepe posterior pelvik tilt değerinin ($p=0,050$) ve pelvik tilt hareket açıklığının TGG'ye göre arttığı bulundu ($0,003$). Tepe anterior pelvik tilt ve pelvik tilt ortalama hareket açıklığında anlamlı bir değişim saptanmadı ($p>0,05$).

Kalçanın sagittal düzlem hareketleri yürüme döngüsü boyunca gruplar arasında herhangi bir anlamlı değişim göstermedi ($p>0,05$).

Ortalama diz fleksiyon açısının TGG'ye göre artış gösterdiği saptanırken ($p=0,005$) eklem hareket açıklığının, maksimum diz fleksiyon ve maksimum diz ekstansiyon açısının anlamlı bir değişim göstermediği saptandı ($p>0,05$).

Ayak bileği dorsifleksiyon-plantar fleksiyon hareketleri yürüme döngüsü boyunca gruplar arasında anlamlı değişim göstermediği bulundu ($p>0,05$).

4.3.3. Transvers Plan Kinematik Parametreleri

Yürüme boyunca kaydedilen torasik rotasyon ve gövde rotasyon açısal değerlerinde gruplar arasında anlamlı farklılıklar olmadığı bulundu ($p>0,05$).

Yürüyüşte hem pelvik maksimum internal rotasyon hem de pelvik maksimum eksternal rotasyonda TGG'ye göre anlamlı derecede artış olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Ayrıca pelvik rotasyon hareket açıklığının da anlamlı derecede arttığı görüldü ($p=0,003$). Pelvik rotasyon ortalamasında anlamlı bir değişim saptanmadı ($p=0,958$).

FAA, femoral anteversiyon artışı olmayan grupla kıyaslandığında kalça rotasyon ortalamasında ve maksimum kalça internal rotasyon değerinde anlamlı oranda artmış olarak bulundu ($p<0,05$). Bununla birlikte maksimum kalça eksternal rotasyon değerinde anlamlı oranda azalmış olarak bulundu ($p=0,002$). Kalça rotasyon eklem hareket açıklığında ise anlamlı oranda artmış olarak bulundu ($p=0,008$).

Dizin transvers plan hareketleri TGG'ye göre değerlendirildiğinde ortalama diz rotasyon değeri ve maksimum diz internal rotasyon değerinde anlamlı derecede artış gösterdi ($p<0,05$). Maksimum diz eksternal rotasyon ve diz rotasyon eklem hareket açıklığında anlamlı bir değişiklik göstermedi ($p>0,05$).

Yürüme döngüsü boyunca ayak progresyon açısı değerlendirildiğinde ortalama ayak internal progresyon açısının TGG'ye göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu bulundu ($p<0,001$).

Tablo 4. 4. Gövdeye ve pelvise ait kinematik parametrelerin bulguları

PARAMETRELER (°)		TGG Ort. ± Ss.	FAA Ort. ± Ss.	P
Torasik obliklik	Ortalama	-0,04 ± 1,79	0,13± 1,74	0,826
	Maks. torasik elevasyon	2,26 ± 2,02	2,51 ± 1,99	0,428
	Maks. torasik depresyon	-2,10 ± 2,00	-2,38 ± 2,12	0,409
	Hareket açıklığı	4,37 ± 2,19	4,89 ± 2,13	0,087
Torasik tilt	Ortalama	-0,76 ± 4,41	1,88 ± 3,39	p<0,001*
	Maks. anterior tilt	1,99 ± 4,11	5,09 ± 3,34	p<0,001*
	Maks. posterior tilt	-3,41 ± 4,73	-1,12 ± 3,84	0,001*
	Hareket açıklığı	5,43 ± 1,91	6,22 ± 1,85	0,004*
Torasik rotasyon	Ortalama	0,17 ± 3,27	-0,12 ± 2,86	0,555
	Maks. internal rotasyon	3,94 ± 3,67	4,02 ± 3,13	0,875
	Maks. eksternal rotasyon	-3,64 ± 3,64	-3,91± 3,35	0,626
	Hareket açıklığı	7,58 ± 3,30	7,94 ± 2,68	0,169
Gövde Fleks.-ekst.	Ortalama	-11,11 ± 6,97	-7,56 ± 5,59	p<0,001*
	Maks. fleksiyon	-8,37 ± 6,85	-4,26 ± 5,31	p<0,001*
	Maks. ekstansiyon	-14,06 ± 7,49	-10,80 ± 6,24	0,004*
	Hareket açıklığı	5,68 ± 2,47	6,54 ± 2,38	0,002*
Gövde lat. Fleks.	Ortalama	-0,09 ± 2,21	-0,04 ± 2,13	0,885
	Maks. Dominant lat. fleks.	6,59 ± 3,19	7,9 ± 3,20	0,026*
	Maks. N-Dominant lat. fleks.	-6,82 ± 3,17	-7,64 ± 2,96	0,098
	Hareket açıklığı	13,42 ± 4,38	15,38 ± 3,99	0,004*
Gövde Rotasyonu	Ortalama	-0,21 ± 1,96	0,06 ± 1,98	0,368
	Maksimum internal rotasyon	7,41 ± 3,62	7,89 ± 2,70	0,356
	Maksimum eksternal rotasyon	-7,01 ± 3,57	-7,19 ± 3,00	0,743
	Hareket açıklığı	14,43 ± 6,12	15,09 ± 3,95	0,438
Pelvik obliklik	Ortalama	-0,12 ± 1,28	-0,04 ± 1,45	0,720
	Maks. pelvik elevasyon	5,03 ± 2,04	6,06 ± 2,18	0,004*
	Maks. pelvik depresyon	-5,33 ± 2,00	-6,14 ± 2,21	0,026*
	Hareket açıklığı	10,36 ± 3,01	12,20 ± 3,03	p<0,001*
Pelvik tilt	Ortalama	10,32 ± 4,17	9,41 ± 3,67	0,152
	Maks. anterior tilt	12,59 ± 4,12	11,85 ± 4,03	0,257
	Maks. posterior tilt	8,13 ± 4,43	6,74 ± 3,61	0,050*
	Hareket açıklığı	4,45 ± 1,78	5,10 ± 1,63	0,003*
Pelvik rotasyon	Ortalama	-0,00 ± 2,68	-0,02 ± 3,03	0,958
	Maks. internal rotasyon	8,23 ± 3,90	9,53 ± 3,82	0,038*
	Maks. eksternal rotasyon	-7,29 ± 3,82	-8,68 ± 4,27	0,034*

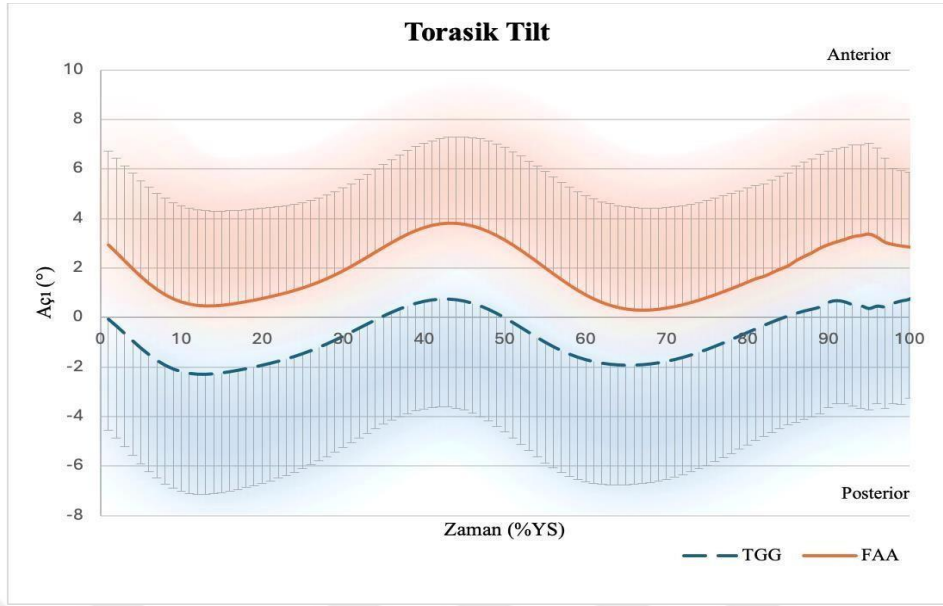
Hareket açıklığı	15,53 ± 5,52	18,21 ± 5,17	0,003*
------------------	--------------	--------------	---------------

Ort:Ortalama, Ss. Standart Sapma, Maks: Maksimum, Lat. fleks: Lateral Fleksiyon, Dominant: Baskın olan taraf, N-Dominant: Baskın olmayan taraf *p<0,05

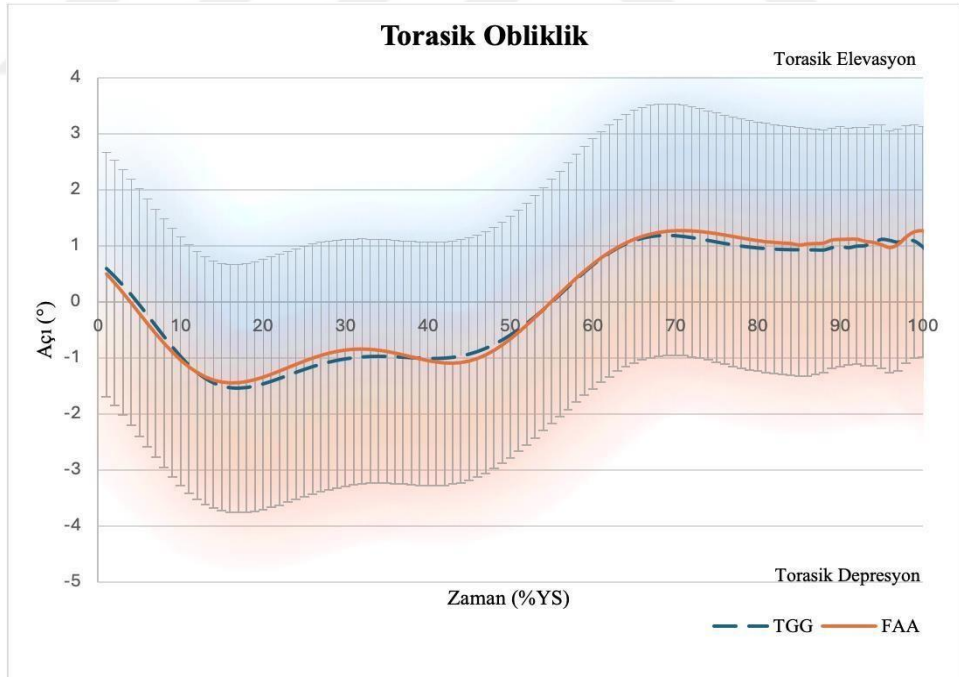
Tablo 4. 5. Alt ekstremiteye ait kinematik parametrelerin bulguları

PARAMETRELER (°)		TGG Ort. ± Ss.	FAA Ort. ± Ss.	P
Kalça add-abd	Ortalama	-1,09 ± 3,07	-0,33 ± 2,33	0,065
	Maks. add.	6,03 ± 3,77	7,64 ± 3,23	0,005*
	Maks. abd.	-8,80 ± 3,19	-8,16 ± 2,86	0,187
	Hareket açıklığı	14,83 ± 3,38	15,80 ± 3,79	0,091
Kalça fleks-ekst	Ortalama	15,48 ± 4,88	15,83 ± 5,06	0,664
	Maks. fleks.	36,88 ± 5,60	37,01 ± 5,18	0,881
	Maks. ekst.	-10,39 ± 4,61	-9,91 ± 6,48	0,586
	Hareket açıklığı	47,27 ± 4,37	46,92 ± 5,79	0,664
Kalça rotasyonu	Ortalama	-5,36 ± 15,06	3,73 ± 12,48	p<0,001*
	Maks. internal rotasyon	5,74 ± 15,00	16,34 ± 14,19	p<0,001*
	Maks. eksternal rotasyon	-20,45 ± 17,10	-12,58 ± 10,99	0,002*
	Hareket açıklığı	26,00 ± 12,94	28,93 ± 8,10	0,008*
Diz varus-valgusu	Ortalama	1,50 ± 7,30	1,98 ± 5,87	0,678
	Maks. varus	11,65 ± 10,59	13,64 ± 10,04	0,201
	Maks. valgus	-6,80 ± 10,68	-5,72 ± 8,59	0,847
	Hareket açıklığı	18,45 ± 7,60	19,36 ± 7,48	0,520
Diz fleks-ekst	Ortalama	21,31 ± 4,49	23,30 ± 4,34	0,005*
	Maks. fleks.	64,39 ± 7,64	64,93 ± 4,97	0,752
	Maks. ekst.	-1,35 ± 4,39	-0,22 ± 4,38	0,063
	Hareket açıklığı	65,75 ± 8,15	65,15 ± 5,20	0,089
Diz rotasyonu	Ortalama	0,76 ± 10,67	5,37 ± 5,78	0,001*
	Maks. internal rotasyon	15,31 ± 11,05	19,84 ± 8,08	0,005*
	Maks eksternal rotasyon	-11,21 ± 11,84	-8,83 ± 7,53	0,125
	Hareket açıklığı	26,53 ± 6,71	28,68 ± 7,99	0,067
Ayak bileği DF/PF	Ortalama	4,46 ± 3,02	5,18 ± 2,95	0,089
	Maks. DF	16,05 ± 3,95	17,21 ± 4,17	0,075
	Maks. PF	-12,31 ± 4,38	-11,20 ± 6,00	0,178
	Hareket açıklığı	28,37 ± 3,35	28,42 ± 5,43	0,945
Ayak Progresyonu	Ortalama	-4,45 ± 5,86	1,82 ± 5,35	p<0,001*

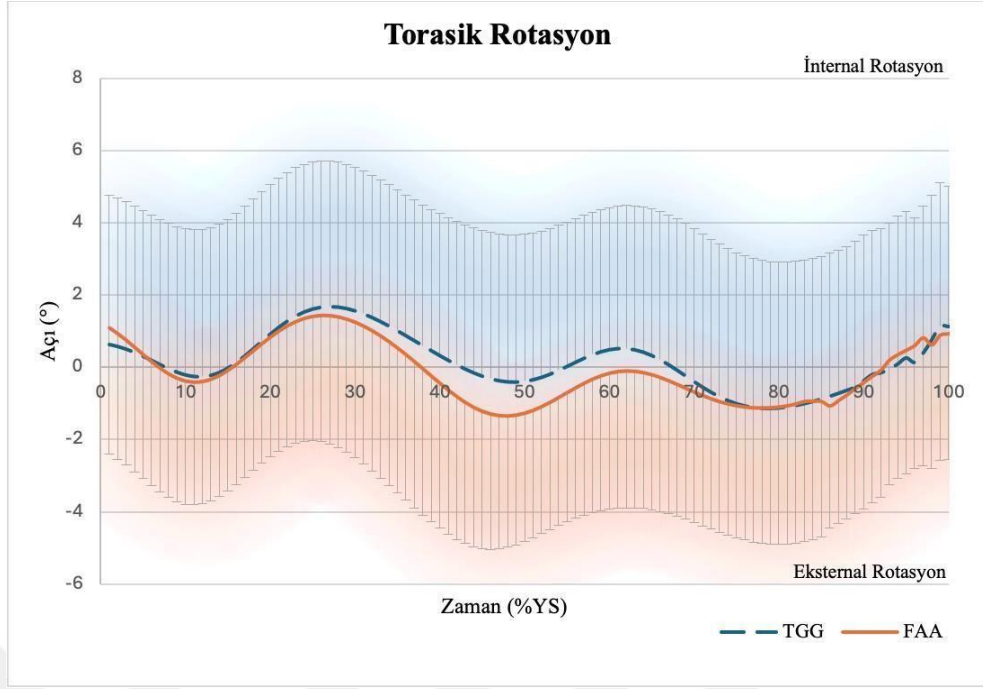
Ort:Ortalama, Ss. Standart Sapma, Maks: Maksimum, Lat. fleks: Lateral Fleksiyon Add: Addüksiyon, Abd: Abdüksiyon, Fleks: Fleksiyon, Ekst: Ekstansiyon DF: Dorsi fleksiyon, PF: Plantar fleksiyon *p<0,05



- (a) Torasik tilt toplam eklem hareket açıklığı, tepe torasik anterior tilt ve yürüme döngüsü boyunca ölçülen ortalama sagittal plan torasik hareketler FAA’da daha yüksek iken maksimum torasik posterior tilt değerinin TGG’de anlamlı olarak daha yüksektir.

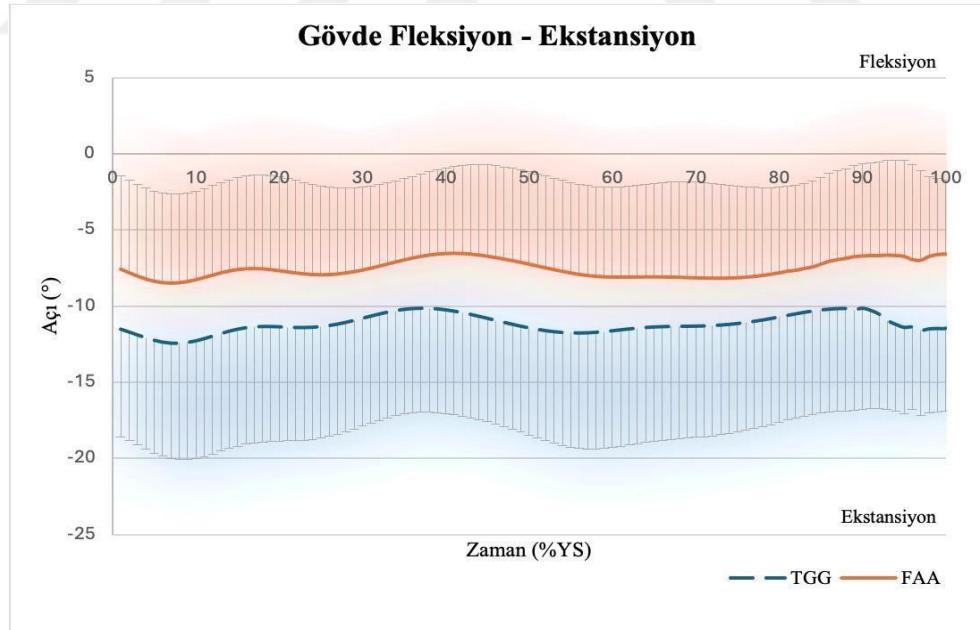


- (b) Torasik obliklikte gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı.

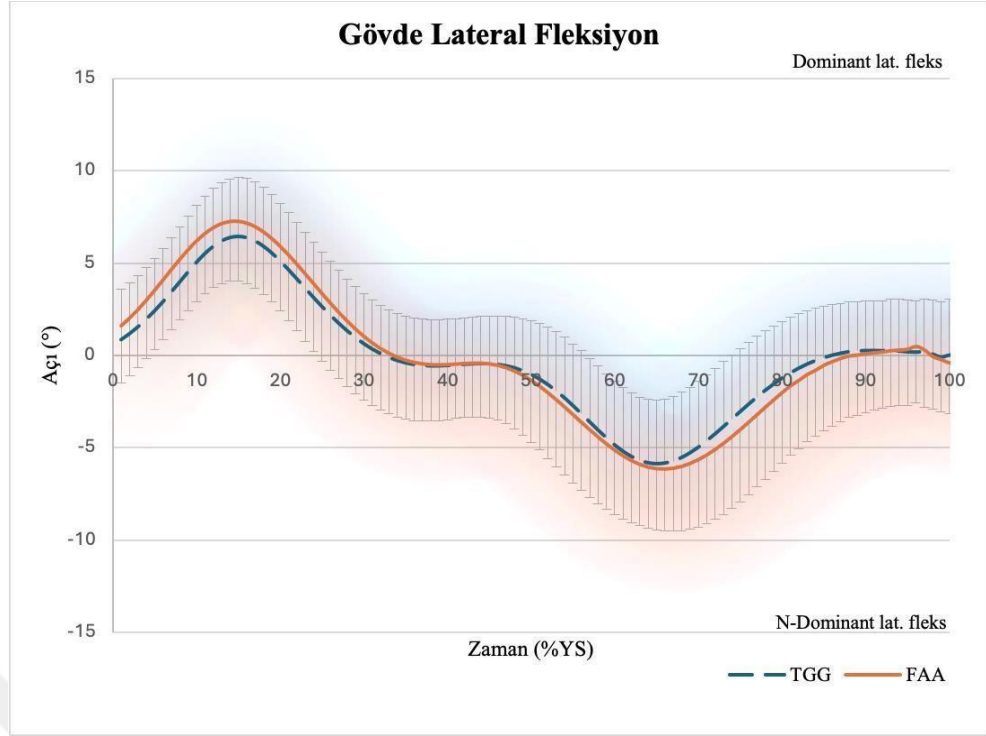


(c) Toraksik rotasyonda gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı.

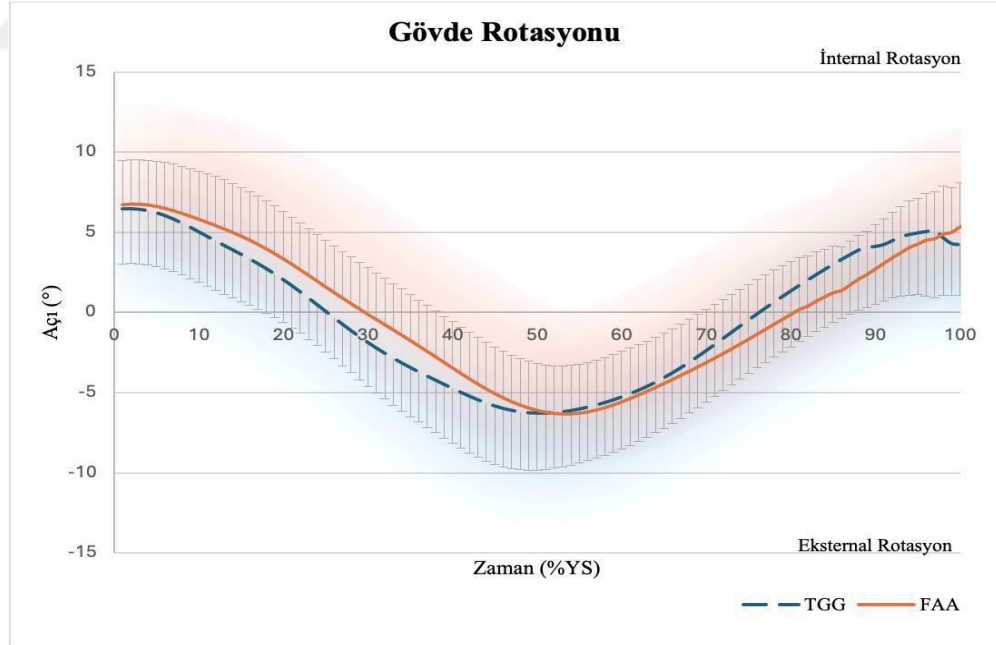
Şekil 4. 1. Toraksa ait kinematik grafikler. (a): Toraksik Tilt, (b): Toraksik Obliklik, (c): Toraksik Rotasyon, YS: Yürüme Siklusu.



(a) FAA'nın TGG'ye göre maksimum gövde fleksiyonunun ve eklem hareket açıklığının arttığı, maksimum gövde ekstansiyonunun ve ortalama gövde ekstansiyonunun ise azaldığı görüldü.

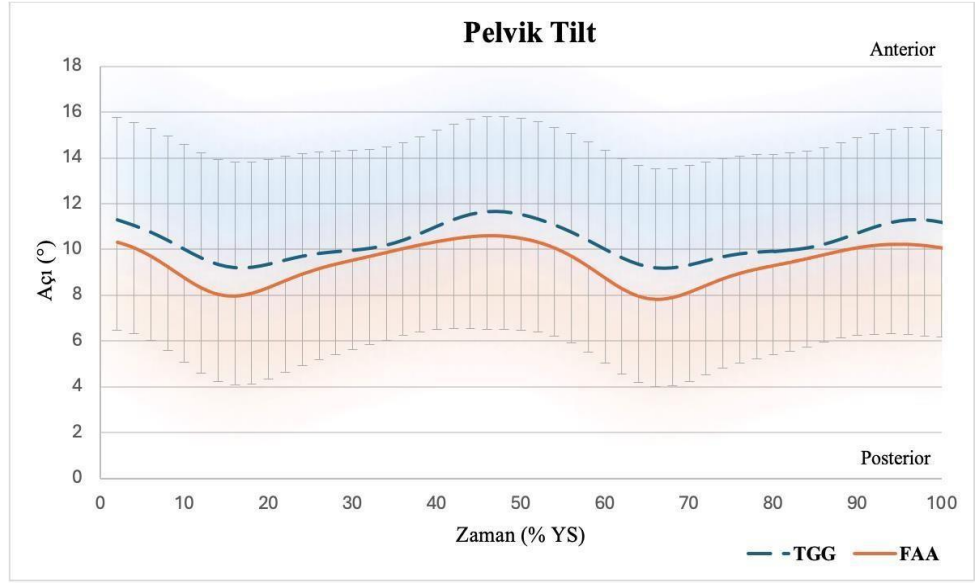


(b) FAA'da gövdenin lateral fleksiyonu bilateral olarak hareket açıklığı ve dominant tarafa tepe lateral fleksiyonu FAA'da daha yüksek iken ortalama lateral fleksiyon gruplar arasında anlamlı bir farklılık göstermemiştir.

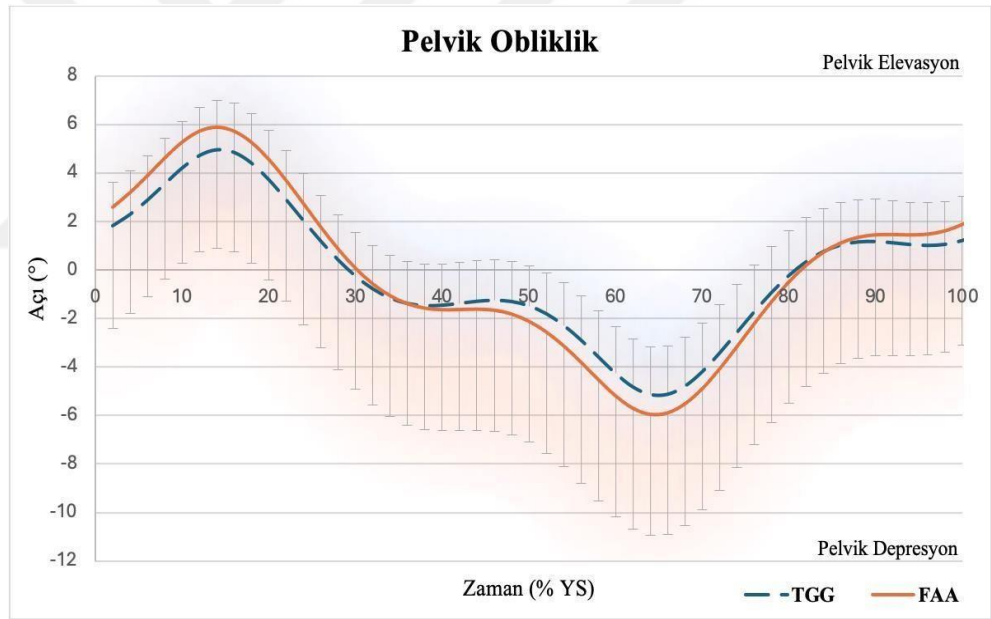


(c) Gövde rotasyon açısal değerlerinde gruplar arasında anlamlı farklılıklar yoktur.

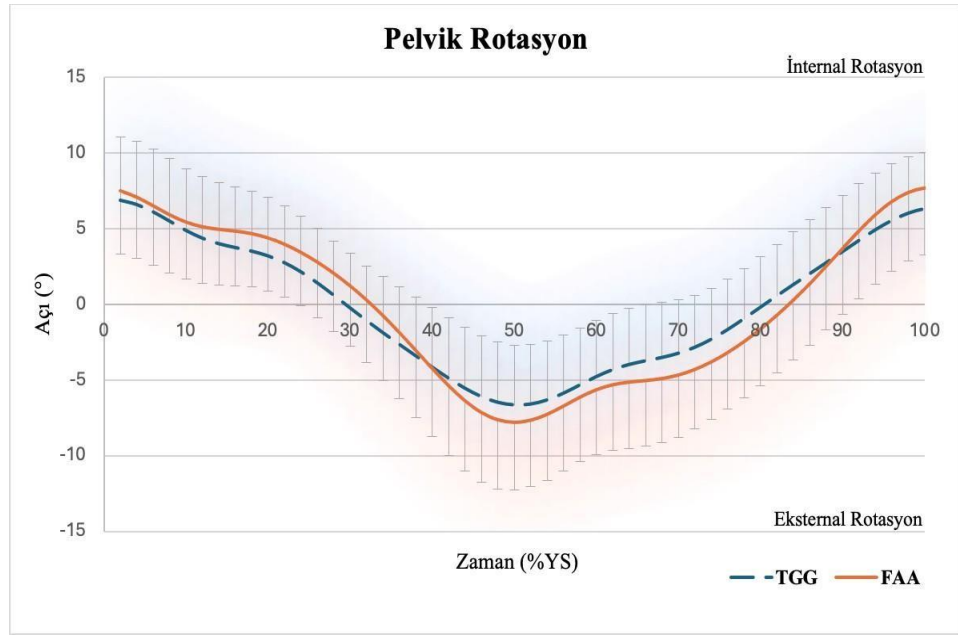
Şekil 4. 2. Gövdeye ait kinematik grafikler. (a): Gövde Fleksiyon-Ekstansiyon, (b): Gövde Lateral Fleksiyon, (c): Gövde Rotasyonu, YS: Yürüme Siklusu.



- (a) Tepe posterior pelvik tilt değeri TGG’de daha düşük iken toplam hareket açıklığı FAA’da anlamlı oranda daha yüksektir.

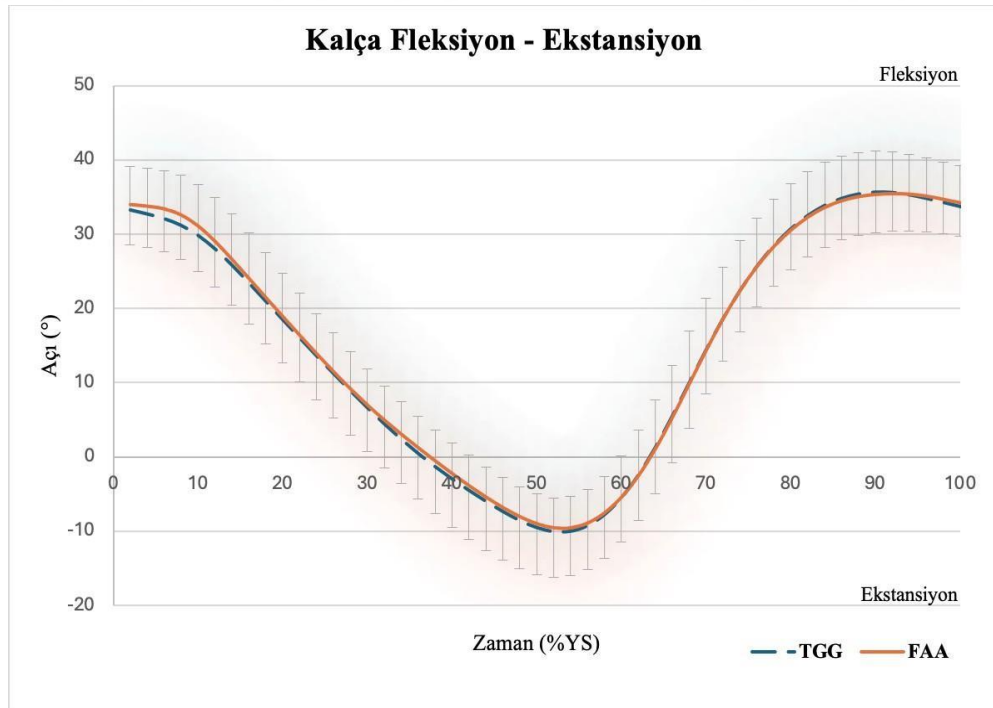


- (b) Tepe pelvik elevasyon, tepe pelvik depresyon ve total hareket açıklığında FAA daha yüksek iken gruplar arasında ortalama pelvik obliklik derecesinde anlamlı farklılık yoktur.

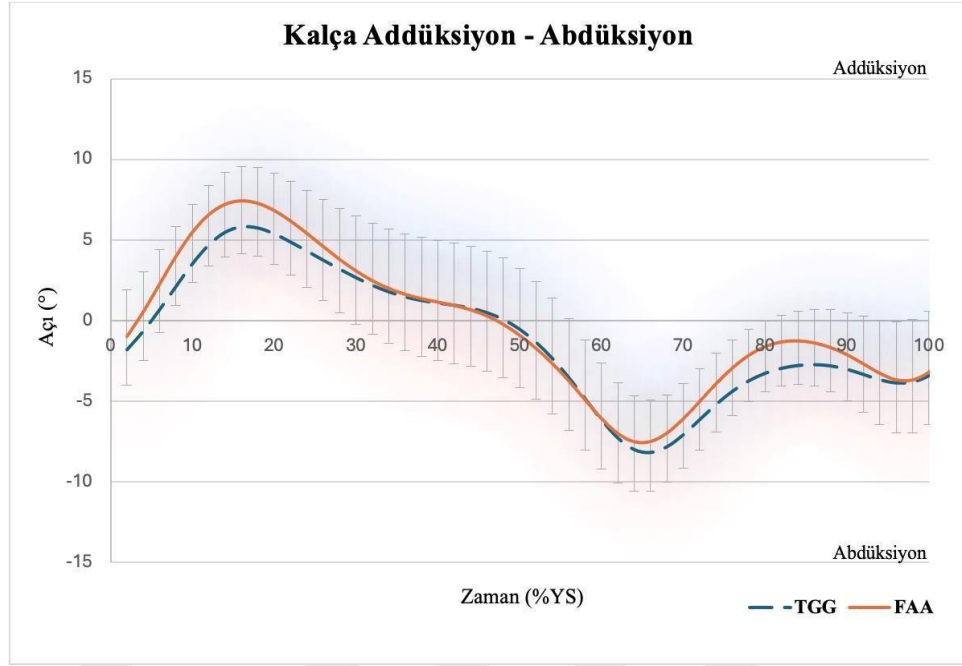


(c) Maksimum internal rotasyon, maksimum eksternal rotasyon ve total hareket açıklığı FAA'da daha yüksek iken gruplar arasında ortalama pelvik eksternal rotasyon derecesinde anlamlı farklılık yoktur.

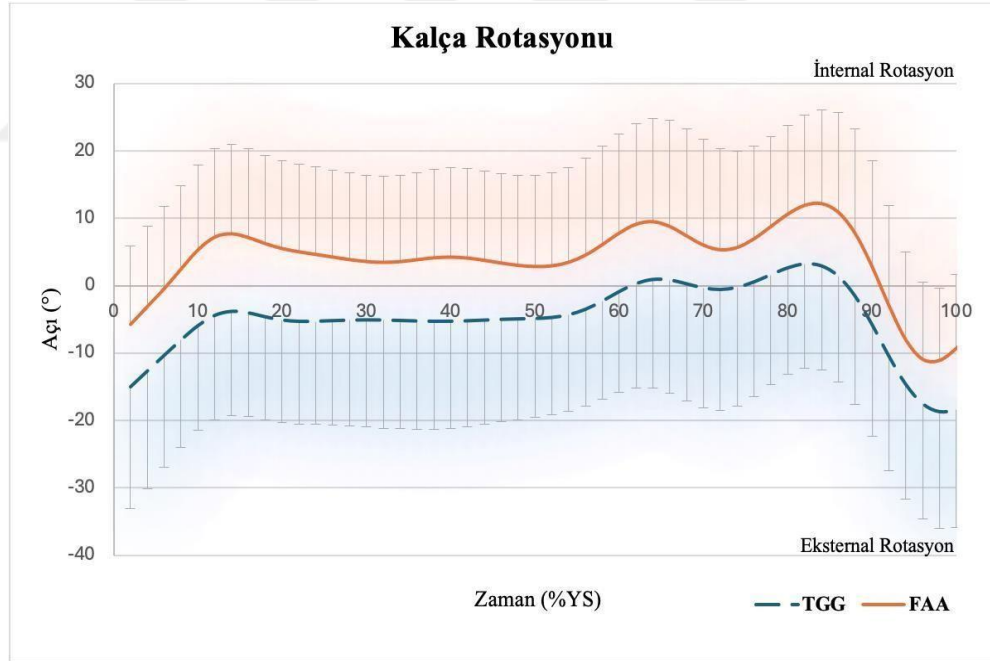
Şekil 4. 3. Pelvise ait kinematik grafikler. (a): Pelvik Tilt, (b): Pelvik Obliklik, (c): Pelvik Rotasyon, YS: Yürüme Siklusı.



(a) Gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktur.

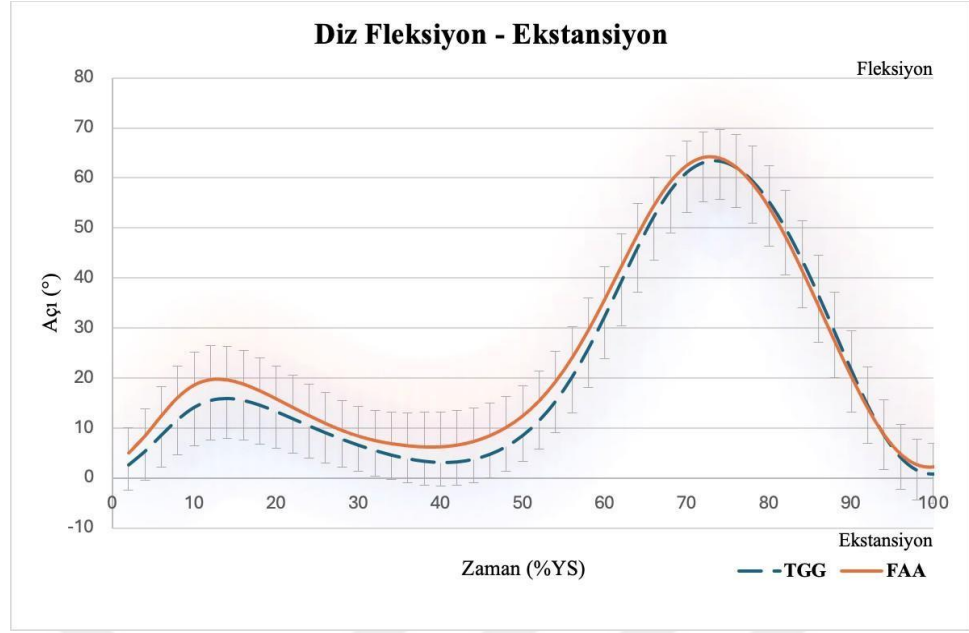


- (b) Tepe kalça addüksiyon değeri FAA daha yüksek iken tepe abdüksiyon, total hareket açıklığı ve ortalama abdüksiyon değeri gruplar arasında anlamlı farklılık göstermedi.

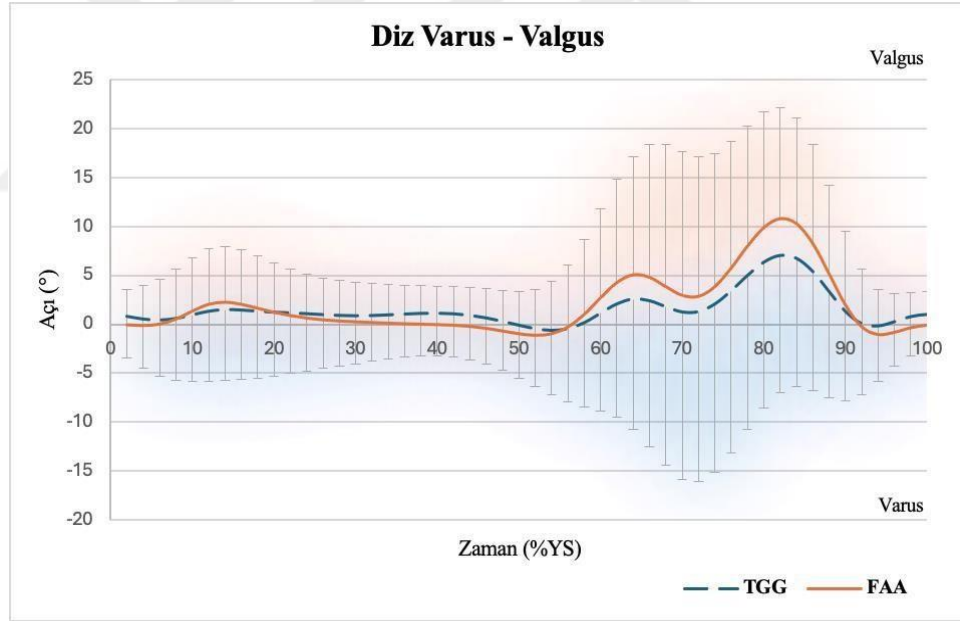


- (c) FAA'da maksimum internal rotasyon, hareket açıklığı ve ortalama kalça rotasyonu TGG'ye göre anlamlı orana daha yüksek bulunurken tepe eksternal rotasyonu azalmış olarak bulundu.

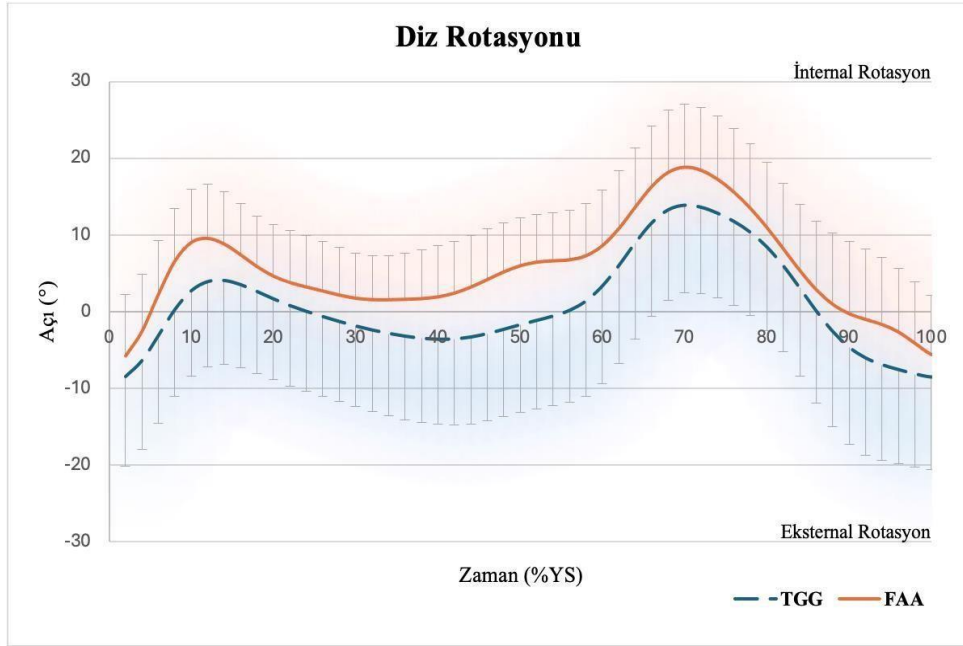
Şekil 4. 4. Kalça eklemine ait kinematik grafikler. (a): Kalça Fleksiyon-Ekstansiyon, (b): Kalça Addüksiyon - Abdüksiyon, (c): Kalça Rotasyonu, YS: Yürüme Siklus.



- (a) Ortalama diz fleksiyon açısının TGG'ye göre daha yüksek iken eklem hareket açıklığı, tepe diz fleksiyon ve maksimum diz ekstansiyon açısı anlamlı bir değişim göstermedi.

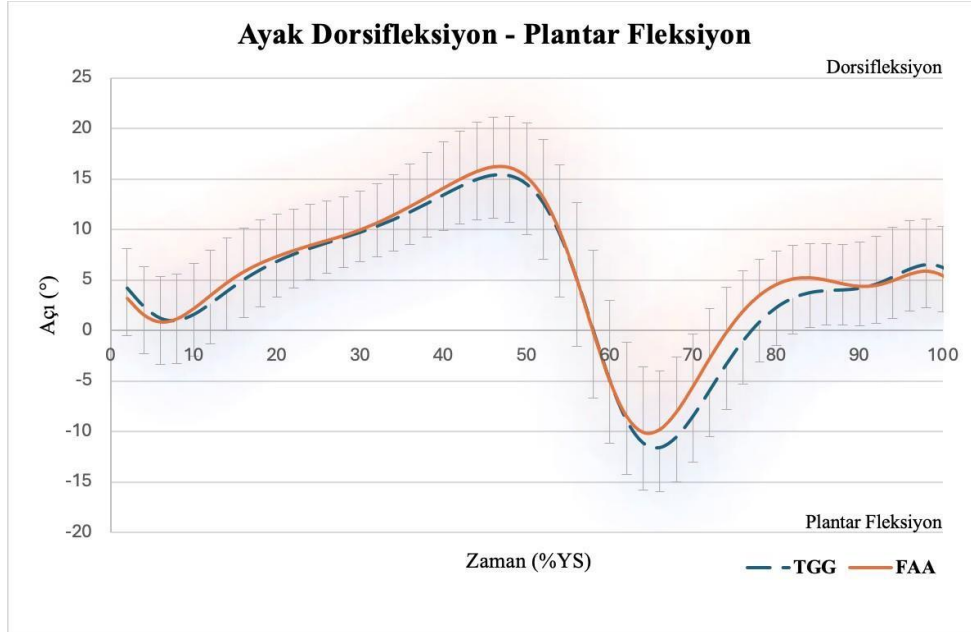


- (b) Gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktur.

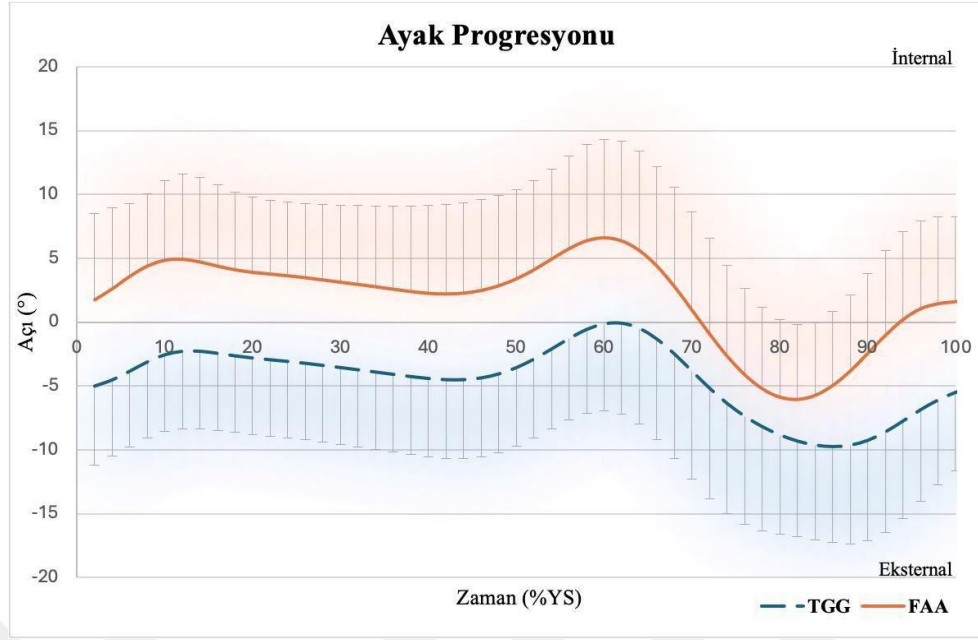


(c) FAA'da ortalama diz rotasyon değeri ve tepe diz internal rotasyon değeri TGG'ye göre anlamlı derecede artış gösterirken maksimum diz Eksternal rotasyon ve hareket açıklığında anlamlı farklılık göstermedi.

Şekil 4. 5. Diz eklemine ait kinematik grafikler. (a): Diz Fleksiyon - Ekstansiyon, (b): Diz Varus - Valgus, (c): Diz Rotasyonu, YS: Yürüme Siklusu.



(a) Gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktur.



(b) FAA'da ortalama ayak internal progresyon açısının TGG'ye göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu bulundu.

Şekil 4. 6. Ayak ve ayak bileğine ait kinematik grafikler. (a): Ayak Dorsifleksiyon- Plantar Fleksiyon, (b): Ayak Progresyonu, YS: Yürüme Siklusu.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı FA artışının yürüme sırasında gövde kinematiğine olan etkilerini tanımlanmak ve alt ekstremitede internal rotasyon yönündeki moment artışının gövdedeki kompensasyonlarını açıklamaktır. Bu tezde, FA artışı olan çocukların yürüme sırasında gövde ve alt ekstremita kinematiği, sağlıklı yaşlılarıyla karşılaştırılarak incelenmiş ve FA artışı olan çocukların yürüme sırasındaki gövde kinematiğinin, tipik gelişim gösteren sağlıklı akranlarına göre sagittal ve frontal planda anlamlı farklılıklar gösterdiği bulunmuştur. FA artışı literatürde alt ekstremitedeki transvers plan sorunu olarak değerlendirilse de çalışmamız bu artışın gövdenin sagittal ve frontal plandaki kinematik değişikliklerine de neden olabileceğini göstermektedir. Bu değişiklikler sagittal planda gövdenin pelvise göre fleksiyonunda artış ve frontal planda vücudun dominant tarafa doğru lateral fleksiyonunda artışı olarak görülmüştür. Klinikte yaygın olarak karşılaştığımız FA artışı yürüme sırasında gövdenin kinematik ve kinetik parametrelerini de değiştirebildiği görülmüştür.

FAA'daki çocukların yürüyüşlerinde maksimum gövde fleksiyon açıları $4,26^{\circ} \pm 5,31^{\circ}$ ve dominant tarafa gövdenin lateral fleksiyon açıları $7,9^{\circ} \pm 3,20^{\circ}$ iken, TGG'deki çocukların yürüyüşlerindeki maksimum gövde fleksiyon açıları $-8,37^{\circ} \pm 6,85^{\circ}$ ve dominant tarafa gövdenin lateral fleksiyon açıları $6,59^{\circ} \pm 3,19^{\circ}$ olarak bulunmuş, FAA'nın TGG'ye göre yürüyüş sırasında gövdenin fleksiyon ve lateral fleksiyon derecelerinde anlamlı bir artış olduğu görülmüştür. Bu durum FA artışının yürümeye etkisini gösterecek şekilde gövdenin kinematiğini değiştirdiğini göstermektedir. FA artışının bu etkisi eklem biyomekaniğini ve yer reaksiyon kuvvetlerinin moment kollarını potansiyel olarak değiştirmiş olabilir.

Gövde kontrolü, fonksiyonel yürüyüşün temel bileşenidir (Carmo ve ark. 2012). Yürüme sırasındaki biyomekanik değişikliklerin, denge ve dengenin korunmasına yardımcı olmak amacıyla kompensatuar hareketler oluşturarak gövde hareketlerini bilateral olarak etkilediği bilinmektedir (Gillet ve ark. 2003). Buna ek olarak gövdenin öne doğru hareketinin artması ve dominant tarafa doğru yönelimi spinal patolojilerin gelişmesine katkıda bulunabilecek üst vücutta dinamik alterasyonlara neden olarak asimetrik omurga yüklenmelerine ve ağrı oluşumuna katkıda bulunabilir (Leardini ve ark. 2013).

Abdominal kas grupları karın içi basıncın arttırılmasında, omurganın stabilize edilmesine ve postürün korunmasına katkıda bulunmaktadır (Michael ve ark. 2010). Buna ek olarak, gövdenin fleksiyon, rotasyon ve lateral fleksiyon hareketlerinde primer görev aldıkları için bu kas grubunun dayanıklılığı ve kuvveti oldukça önemlidir. Literatürde abdominal fleksiyon gücü daha yüksek olan bireylerin mekik çekme testi boyunca daha hızlı ve abdominal fleksiyon yapabildiği ve bunu sürdürebildiği bulunmuştur (Noguchi ve ark. 2013). Aynı zamanda mekik çekme testinin abdominal fleksiyonda etkin rol alan rektus abdominis ve gövdenin lateral fleksiyonunda ve rotasyonunda görev alan internal oblik kaslarının kalınlıkları arasında anlamlı korelasyon bulunmuştur. Sonuç olarak mekik çekme testi karın kaslarının dayanıklılığı ve statik gücünün değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (Noguchi ve ark. 2013). Çalışmamızda mekik çekme testinde TGG'ye göre FAA'da anlamlı bir azalma olduğu gözlenmiştir. Bu durumun FAA gövdenin sagittal ve frontal plandaki hareket alterasyonlarına ve gövdenin ön-arka stabilizasyonunda alterasyonlara neden olmasının yanında, core stabilizan kas dengesinin ve dayanıklılığını da etkiliyor olabilir.

Normal yürüme hızında tek ayak üzerinde destek dönemi yürüme döngüsünün %80'ini oluşturur (Winter 2009, Murray ve ark. 1964). Tezimizde, yürümenin temporospatial parametreleri değerlendirildiğinde FAA'da TGG'ye göre anlamlı olarak çift destek fazı süresinin ve adım genişliğinin azaldığı, tek destek fazı süresinin arttığı bulunmuştur. Tek destek süresindeki azalma ve çift destek zamanındaki uzama, basma fazında stabilitenin azaldığının göstergesi olarak kabul edilmektedir. Bunun yanında tek destek fazı süresi literatürdeki çeşitli çalışmalarda yürüme kalitesiyle, yaşlanmayla ve çeşitli patolojilerle ilişkilendirilmiştir (Creaby ve Cole 2018, Osoba ve ark. 2019). Benzer şekilde var olan literatürde yürüme siklusunda tek destek fazı süresinin artmış olması dinamik stabilitenin artmış olması şeklinde de yorumlanabilir (Perry ve Burnfield 2010, Riva ve ark. 2013). Ayrıca, literatürdeki çeşitli çalışmalarda yürüme hızındaki farklılıkların yürümedeki kinetik ve kinematik parametreleri etkileyebileceğini bununla birlikte yavaş yürümenin dinamik stabiliteyi bozduğu ve çift destek fazı süresini arttırdığı belirtilmiştir (Schwartz ve ark. 2008, McDermott ve ark. 2018). Çalışmamızda katılımcılar, herhangi bir müdahale olmaksızın kendi seçtikleri serbest yürüme hızlarında yürümüşlerdir ve gruplar arasında yürüme hızlarında ve tempolarında (kadans) anlamlı fark saptanmamıştır. Bu tez katılımcıların

hızlarının birbirinden farklı olmaması nedeniyle yürüme hızı kaynaklı olmayan FA artışı alterasyonları konusunda literatürde bir ilktir. Bu durum FA artışı ile basma fazında stabilitenin etkileşimi konusunda daha detaylı çalışmaya ihtiyaç duyulduğunun bir göstergesi olabilir. Çalışmamızda FA artışında tek destek fazı süresinin anlamlı olarak daha yüksek olmasının arkasında mediolateral yöndeki stabilite eksikliğine karşı geliştirilmiş kompensatuar bir mekanizma bulunabilir.

Yürüyüşün dinamik stabilitesi, mediolateral yönde aktif kontrol gerektirir ve bu, destek tabanının lateral sınırlarıyla ilişkili olarak vücut kütlelerinin (VKM) konumunun düzenlenmesini gerektirir (Bauby ve Kuo 2000). Tüm vücut kütlelerinin yarısı gövde segmentinde yer alır (Jensen ve Fletcher 1994), bu nedenle gövde segmentinin, mediolateral ayak yerleşimiyle belirlenen destek tabanının lateral sınırı ile ilişkili olarak kontrol edilmesi gerekir (Woollacott ve Tang 1997). Literatürde daha dar bir adım genişliği ile yürümenin VKM kinematikiindeki değişikliklerle ilişkilendirilmiştir, bu da adım genişliği kısıtlandığında gövde kinematikiinin ayarlandığını düşündürmektedir (Arvin ve ark. 2016). Bununla birlikte yürüyüşün salınım fazı sırasında frontal düzlem gövde kinematikii ile sonraki adım genişliğinin kontrolü arasında bir korelasyon olduğunu göstermiştir (Hurt ve ark. 2010, Wang ve Srinivasan 2014). Yapmış olduğumuz çalışmada TGG'ye göre FAA'da adım genişliğinin anlamlı olarak azaldığı bulunmuştur. Bu durum FAA'daki gövdenin frontal plan değişimlerine karşı geliştirilen bir kompensasyon stratejisi olabilir. Bu daralma yürümedeki kararlılığa ve stabiliteyi arttırmaya yönelik olabilir. Ancak 3B bilgisayarlı yürüme analizinde Plug-in gait modelinde adım genişliği her iki ayak segment ortasının birbirine olan mesafesi ölçülerek anlık hesaplandığından, adım genişliği FAA da internal yönde artmış ayak progresyon açısı ile değişmiş olabilir. Bu nedenle adım genişliğindeki azalma FAA da internal ayak progresyon açısı kaynaklı olabileceği düşünülmüştür.

Normal yürüme, dengeli ve istikrarlı olmayı tercih eden bir stratejiyi yansıtmaktadır. Yürüme siklusundaki çift destek fazı pertübasyonlara karşı daha sağlamdır (Cui ve ark. 2020). Çift destek fazı bir sonraki adımın yürütülmesi sırasındaki mediolateral dengeyi teşvik etmek ve stabil başlangıç koşullarını sağlamak

zorundadır (Caderby ve ark. 2014, Hansen ve ark. 2016, Lepers ve Brenière 1995, Lyon ve Day 1997, Yiou ve ark. 2016). Çift destek fazı süresinin azalması insan yürüyüşünde enerji tasarrufunu sağlar. Bu durum vücudun daha etkin bir şekilde hareket etmesine ve yürüme sürecinde daha az enerji harcamasına olanak tanır (Donelan ve ark. 2002). Mevcut çalışmalar, çift destek fazı süresindeki azalmanın, enerji verimliliğini arttıran bir faktör olmanın yanı sıra postüral kontrolün etkinleştiren ve dinamik stabiliteyi arttıran bir adaptasyon sağladığını göstermektedir (Maki ve McIlroy 1997, Hausdorff 2005, Lord ve Strunieks 2007, Shumway-Cook ve Woolacott 2007, Buechner ve ark.2005). Çalışmamızın sonuçlarına göre, FAA'ya özgü çift destek fazı süresi TGG'ye göre anlamlı olarak daha kısa bulunmuştur. Bu bulgu, FAA'da dinamik stabiliteyi artırmaya yönelik geliştirilen hareket stratejisinin bir sonucu olabilir.

Var olan literatür yürümenin kinematik çıktıları ile dinamik stabilite arasındaki ilişkiyi araştıran ve sonucunda dinamik stabilite ile kinematik veriler arasında negatif yönde korelasyon bulan çalışmalarla zengindir (Hurmuzlu ve ark. 1994, Dingwell ve ark. 2001). Başka bir şekilde ifade etmek gerekirse stabilitenin azalması genellikle yürüme sırasında kinematik değişikliklerde artışla ilişkilendirilmiştir. Çalışmamızda yürümenin kinematik parametreleri değerlendirildiğinde FAA'da gövde lateral fleksiyon, gövde fleksiyon-ekstansiyon, torasik anterior-posterior tilt, pelvik anterior-posterior, pelvik rotasyon, kalça rotasyon eklem hareket açıklıklarında artış olduğu gözlemlenmiştir. Hareket paternlerindeki bu artış, yürüyüşteki dinamik stabiliteyi arttırmaya yönelik telafi edici hareket stratejilerinin gelişmesine neden olmuş olabilir. Bu stratejilerin yürüme seviyesindeki dinamik stabiliteyi arttırdığı söylenebilirken yürümeden daha kompleks olan koşma, zıplama gibi atletik aktivitelerdeki etkisi incelenmelidir.

Alt ekstremite rotasyonel bozukluğu olan hastalarda anatomik torsiyon ile sonuçta ortaya çıkan yürüyüş paterni arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmada, kalça internal rotasyon ve ilk temasta pelvisin internal rotasyonu ile ilişkili olduğu bulunmuştur (Radler ve ark. 2010). Çalışmamızda Radler ve ark.'ın yapmış olduğu çalışmanın sonuçlarına paralel olarak FAA'daki çocukların basma fazındaki kalça ve pelvisin internal rotasyonu TGG'ye göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur.

Literatürde, FA artışının alt ekstremité biyomekaniğini nasıl etkilediğine yönelik birçok çalışma mevcuttur. Mevcut çalışmalar, FA artışının yürüme sırasında alt ekstremité kinematiğini sadece transvers planada değil, aynı zamanda frontal ve sagittal planlardaki kinematiğini deðiştirdiğini göstermiştir. FA artışına sahip çocuklarla sağlıklı akranlarının benzer yürüme hızlarındaki yürüyüşlerinin alt ekstremité kinematiklerinin kıyaslandığı çalışmalarda FA artışında yürümenin, yürüme döngüsü boyunca daha fazla anterior pelvik tilt, pelvik rotasyon hareket açıklığı, kalça internal rotasyon, maksimum kalça fleksiyonu, ortalama diz fleksiyonu ve daha az kalça eksternal rotasyon açısı ve kalça ekstansiyonuna neden olduğu tespit edilmiştir (Bruderer-Hofstetter ve ark. 2015, Schmid ve ark. 2013, Akalan ve ark. 2013, Alexander ve ark. 2018, Li ve ark. 2001). Yapmış olduğumuz çalışmanın sonucunda literatürle uyumlu olarak FAA'daki çocukların, daha yüksek sagittal ve transvers düzlem pelvis hareket açıklığı, kalça internal rotasyon ve ortalama diz fleksiyon açısına sahip olduğu gözlemlenmiştir. Bununla birlikte ayak progresyon açısının FA artışında internalde olduğu bilinmektedir (Bruderer-Hofstetter 2015). Çalışmamızın sonucunda ayak progresyon açısı literatürden farklı değildir. Literatürden farklı olarak çalışmamızda FAA'da kalça ve ayak bileği sagittal planda anlamlı farklılık görülmezken posterior pelvik tiltte anlamlı olarak artış görülmüştür.

Gövde fleksiyondaki artışla yürümenin vücut ağırlık merkezinin öne doğru yer deðiştirmesine neden olduğu buna karşılık yürüme sırasında dengeyi korumak için alt ekstremité kinematiğinde kompensatuar deðişiklikler geliştirilebileceği bilinmektedir. Literatürde posterior pelvik tilt artışı dinamik dengeyi destekleyerek bozulan stabiliteyi kompanse etmesinden kaynaklanıyor olabileceği bulunmuştur (Saha 2008). Bizim çalışmamızın sonucunda posterior pelvik tiltteki anlamlı artış ve kalça fleksiyon açısında anlamlı farklılığın olmaması FA artışı olan çocukların gövde fleksiyonundaki artışa karşı kompensatuar hareket paterni geliştirerek yürümede dinamik denge ve stabilite problemini telafi etmeye çalıştıklarını gösteriyor olabilir.

Arond ve ark. (1997) yapmış oldukları çalışmada FA artışının kalça abdöktör momentinde azalmaya sebep olduğunu ortaya çıkarmışlardır. Benzer şekilde Naylan ve ark. (2004) FA artışı olan kişilerde gluteus medius kası EMG amplitüdlerinin daha düşük olduğunu bulmuştur. Kalça abdöktör kas zayıflığı basma fazında kalça addüksiyon artışına neden olabilir. Azalmış kalça abdöktör momenti aynı zamanda gövdenin basma fazındaki ekstremitéye doğru lateral fleksiyonu ile tanımlanabilir.

Gövdenin basma fazındaki ekstremiteye doğru şiftiyle, gövdenin kütlesi vücut ağırlık merkezini kalça eklem merkeziyle frontal düzlemde daha iyi hizalamak üzere değiştirir. Bu durum yürüyüş sırasında ölçülen azalmış frontal düzlem kalça momentine yol açar (Sangeux 2019). Çalışmamızda benzer şekilde maksimum kalça addüksiyon ve gövde lateral fleksiyon değeri FAA'da anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda frontal düzlemde pelvis hareketlerinde FAA'da anlamlı bir artış gözlemlenmiştir. Bu durum kalça frontal düzlemdeki hareketlerinin artışından kaynaklanıyor olabilir.

Çalışmamızdaki katılımcıların fiziksel değerlendirmelerinden elde edilen kalça internal rotasyon açısı, TPAT, API-6 skorları arasında pozitif yönde yüksek korelasyon gözlemlenmiştir. Yapmış olduğumuz korelasyon sonuçları literatürle örtüşmektedir (Radler ve ark. 2010). Ancak çalışmamızda üç boyutlu yürüme analizinden elde edilen basma fazındaki kalça iç rotasyon değeri ile TPAT arasında düşük korelasyon bulunmuştur. Benzer şekilde Reichlin ve ark. (2019)'nın çalışmasında kalça internal rotasyon değeri TPAT ile korele olmayabileceğini gösterdi, bizim çalışmamız bu çalışmadan farklı olarak nörolojik problemi olmayan bir grupta yapıldı. Serebral palsiden farklı olarak nörolojik problemi olmayanlarda da yürümede kalça internal rotasyon açısı artışı, FA artışı ile korele olmadığı görülmüştür.

Yüksek korelasyon gösteren sonuçlar FA artışının, ayak valgus postürü ve hipermobilitate arasında neden sonuç ilişkisinin güçlü bir göstergesi olabilir (Evrendilek 2019). Bu nedenle FA artışı ile birlikte hipermobilitateye sahip çocukların ayak postürünün de değerlendirilmesi klinikte önem arz etmektedir.

Üç boyutlu yürüyüş analizlerinde genellikle katılımcıların ayakkabısız yürüyüşlerinin temel özellikleri incelenir. Eggleston ve ark. (2023) yapmış oldukları çalışmada, ayakkabılı yürüyüşün pelvis, kalça ve geleneksel yürüyüş metriklerinde belirgin bir değişiklik göstermediğini bulmuştur. Literatürde katılımcıların yürüme sırasında kendi ayakkabıları ile yürümeleri önerilse de bazı çalışmalar farklı ayakkabı ile yapılan yürümelerin sonuçları etkileyebileceğini göstermektedir (Lewinson ve ark. 2016, Kluge ve ark. 2017). Bu nedenle çalışmamızda farklı ayakkabı numaralarıyla birlikte standart bir ayakkabı modeli belirleyerek katılımcıların yürüyüşleri alınmıştır.

FA artışı tüm vücut biyomekaniği üzerinde değişikliklere neden olarak günlük yaşam aktivitelerinde çocukların en sık tekrarladığı yürüme, koşma, zıplama gibi aktiviteler sırasında yüklenme farklılıklarına yol açmaktadır.

Literatürde, FA artışının alt ekstremité biyomekaniğine etkisini yürümenin kinematik ve kinetik parametreleri üzerinden ayrı ayrı inceleyen ve tartışan yayınlar bulunmaktadır. Ancak FA artışının yürüme sırasında gövde kinematiğine olan etkisini tanımlayan çalışma eksikliği mevcuttur. Çalışmamız, FA artışının yürüme sırasında gövde kinematiğine olan etkisini normal gelişim gösteren çocuklardan farklı olarak anlamlı bir şekilde değişen yürüme parametrelerini üç boyutlu yürüme analizi ile açıklayarak literatüre katkı sağlamıştır. Bu çalışma aynı zamanda, bu etkiyi inceleyen ilk çalışmadır. Yapmış olduğumuz çalışmada FAA'daki çocukların normal yaşlıtlarına göre yürüme sırasında gövde kinematiğinin olumsuz şekilde değiştiği sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte bu değişimin asimetrik olarak geliştiği ve çocukların dominant ekstremité ye doğru aksadığı saptanmıştır.

Gövde fleksiyon hareketinin artması omurgadaki yük dağılımını, intervertebral disk içindeki basıncın artmasına ve vertebral kolonun diziliminin bozulmasına neden olabilmektedir (Adam ve Dolan 2005). Vertebral kolondaki asimetrik yüklenme, vertebral kolonun etrafındaki kaslarda gerilim kuvvetinin artmasına, kas yorgunluklarına ve mikro travmalara neden olabilmektedir (Brackley ve Stevenson 2009).

FA artışına sahip çocuklar, yaşamın ilerleyen yıllarında alt ekstremité dizilim kusurlarının yanında omurga patolojileri, vertebral kolon dizilim bozuklukları ve skolyoz gibi problemlerle karşılaşabilir. Değişen vücut biyomekaniğinin beraberinde getirmiş olduğu bu problemlerin önlenmesi için kliniklerde FA artışına sahip çocukların alt ekstremité ile birlikte gövdesinin de değerlendirilmesi ve takip edilmesi büyük önem arz etmektedir. Bu nedenle, özellikle lomber ve sakral bölge omurga dizilim kusurlarını önlemek için yapılan koruyucu uygulamalar, gelişim çağındaki bu çocuklar için omurgadaki simetrik yüklenmeyi sağlayacak biyomekanik düzeltmeler açısından son derece yararlı olabilir. Çocuğun yaşına uygun modifiye edilmiş tedavi programı ve bireysel tercihlere göre planlanmış egzersiz alışkanlığı, biyomekanik düzeltmelerin sürekliliğini destekleyebilir.

Bu çalışmanın bulguları, FA artışına sahip çocukların yürüme sırasında gövde kinematiğindeki değişimlerin doğası ve etkileri hakkında klinisyenlere daha derin bir anlayış sağlayabilir. Çalışmamızda sadece FA artışının yürüme sırasındaki alterasyonları incelenmiştir ancak koşma, zıplama gibi daha yüksek seviyede fonksiyonel aktivitelerde FA artışının etkileri farklılık gösterebilir. Dolayısıyla bu konunun daha detaylı incelenmesi yararlı olacaktır.

Çalışmamızda bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Katılımcıların hipermobilitesi değerlendirildiğinde FAA'daki Beighton skorunun TGG'ye göre olarak anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulunmuştur. Sonuçlar yorumlanması sırasında hipermobilite durumunun yürüme parametrelerini etkileyebileceği göz ardı edilmemelidir. Bu nedenle katılımcı sayısı artırılarak hipermobilitenin gövdenin kinematiğinde etkisi var ise eğer araştırılması gelecekteki çalışmalar için faydalı olabilir. Çalışmamızdaki bir diğer limitasyon, yürüme analizi sırasında baş ve kolların etkisinden bağımsız olarak gövde kinematiğinin değerlendirilmesidir. Benzer şekilde çalışmamızın kısıtlamalarından olan gövdenin kas aktivasyonu, kinetik ve EMG analizleri dahil edilerek değişen gövde kinematiğinin gövdenin kas aktivasyonu ile ilişkisi araştırılmalıdır.

6. SONUÇ

Çalışmamızın sonucunda FA artışına sahip çocuklarda, sağlıklı yaşlılarına göre, yürüme sırasında, sagittal planda gövdenin pelvise göre fleksiyon artışı, frontal planda ise dominant tarafa doğru lateral fleksiyonunda artış gözlemlenmiştir. Core stabilitesinin ise tipik gelişim gösteren sağlıklı akranlarına göre FA artışına sahip çocukların anlamlı olarak daha az olduğu gözlemlenmiştir. FA artışı, yürüme sırasında sadece alt ekstremit eklemlerinin biyomekaniğini değil, aynı zamanda gövde kinematiğini de değiştirebilmektedir. Bu değişiklikler yalnızca yürüme sırasında değil, aynı zamanda koşma ve zıplama gibi daha dinamik ve yüksek düzeydeki atletik aktivitelerde de eklem kinetiğini ve gövde stabilitesini etkileyebilir. FA artışı olan bireylerde core stabilizasyonundaki bozulmalar ve gövde stabilitesinin zayıflaması, sportif aktivitelerde eklem kinetiği ve genel performans üzerinde olumsuz etkiler doğurabilir. FA artışı olan çocukların gelişim sürecinde gövde biyomekaniğinde meydana gelen değişiklikler ve core kas kuvvetlerindeki azalma göz önünde bulundurularak, fizyoterapi programlarının hem önleyici hem de kas-iskelet sistemi problemleri açısından koruyucu egzersizler içermesi büyük bir önem taşıyabilir.

7. KAYNAKÇALAR

Adams, M. A., & Dolan, P. (2005). Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 38(10), 1972-1983.

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.

Alaranta, H., Hurri, H., Heliövaara, M., Soukka, A., & Harju, R. (1994). Non-dynamometric trunk performance tests: reliability and normative data. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 26(4), 211–215.

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*.

Altınok, N., Şahan, A., Erman, ve K.A., Uzun, A. (2017). Merkez bölgesi (kor) kas kuvvetinin değerlendirilmesi için izometrik test bataryasının geliştirilmesi ve geçerliliğinin sağlanması, *Ulusal Spor Bilimleri Dergisi*, 1(1), 54-59.

Aminiaghdam, S., Rode, C., Müller, R., & Blickhan, R. (2017). Increasing trunk flexion transforms human leg function into that of birds despite different leg morphology. *Journal of Experimental Biology*, 220(3), 478-486.

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.

Arvin, M., Mazaheri, M., Hoozemans, M. J., Pijnappels, M., Burger, B. J., Verschueren, S. M., & van Dieën, J. H. (2016). Effects of narrow base gait on mediolateral balance control in young and older adults. *Journal of Biomechanics*, 49, 1264–1267

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

Bauby, C. E., & Kuo, A. D. (2000). Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics*, 33, 1433–1440.

Bauby, C. E., & Kuo, A. D. (2000). Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1433–1440.

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

Bonagamba, G.H., Coelho, D.M., & Oliveira, A.S. (2010). Inter and intra-rater reliability of the scoliometer. *Revista brasileira de fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))*, 14 5, 432-8 .

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.

Boyer, C., Tremblay, M., Saunders, T. J., McFarlane, A., Borghese, M., Lloyd, M., & Longmuir, P. (2013). Feasibility, validity and reliability of the plank isometric hold as a field-based assessment of torso muscular endurance for children 8-12 years of age. *Pediatric exercise science*, 25(3), 407–422.

Brackley, H. M., Stevenson, J. M., & Selinger, J. C. (2009). Effect of backpack load placement on posture and spinal curvature in prepubescent children. *Work*, 32(3), 351-360.

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.

Bruijn, S. M., & van Dieën, J. H. (2018). Control of human gait stability through foot placement. *Journal of the Royal Society Interface*, 15, 20170816.

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.

Buechner, S., De Cristofaro, M. T. R., Ramat, S., & Borsini, W. (2005). Parkinsonism and Anderson Fabry's disease: A case report. *Movement Disorders*, 20(11), 1500-1502. <https://doi.org/10.1002/mds.20675>

Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Begon, M., Dalleau, G. (2014). Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *Journal of Biomechanics*, 47, 417–423.

Carmo, A. A., Kleiner, A. F., Costa, P. H., & Barros, R. M. (2012). Three-dimensional kinematic analysis of upper and lower limb motion during gait of post-stroke patients. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 45(6), 537–545.

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.

Cui, C., Kulkarni, A., Rietdyk, S., Barbieri, F. A., & Ambike, S. (2020). Synergies in the ground reaction forces and moments during double support in curb negotiation in young and older adults. *Gait & Posture*. Advance online publication.

Davids, J.R., Benfanti, P., Blackhurst, D.W., Allen, B.L. (2002). Assessment of femoral anteversion in children with cerebral palsy: accuracy of the trochanteric prominence angle test. *J Pediatr Orthop.* 22, 173–178

Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2000). Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos (Woodbury, N.Y.)*, 10(4), 848–863.

Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Cavanagh, P. R., & Sternad, D. (2001). Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *Journal of biomechanical engineering*, 123(1), 27–32.

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.

Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A. D. (2002). Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of biomechanics*, 35(1), 117–124.

Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. (Eds.). (2017). *Gray's Anatomy of the Human Body*, 20th Ed.

Eckhoff, D. G., & Johnson, K. K. (1994). Three-dimensional computed tomography reconstruction of tibial torsion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 302, 42-46.

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.

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.

Gillet, C., Duboy, J., Barbier, F., Armand, S., Jeddi, R., Lepoutre, F. X., et al. (2003). Contribution of accelerated body masses to able-bodied gait. *American Journal Physical Medicine & Rehabilitation*, 82, 101–109.

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.

Hansen, C., LaRue, J., Do, M.-C., & Latash, M. L. (2016). Postural preparation to stepping: coupled Center of Pressure shifts in the anterior-posterior and medio-lateral directions. *Journal of Human Kinetics*, 54, 5–14.

Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2, 19.

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

Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997). Contraction of the Abdominal Muscles Associated with Movement of the Lower Limb. *Physical Therapy*, 77, 132-187.

Hurmuzlu, Y., Basdogan, C., & Carollo, J. J. (1994). Presenting joint kinematics of human locomotion using phase plane portraits and Poincaré maps. *Journal of biomechanics*, 27(12).

Hurt, C. P., Rosenblatt, N., Crenshaw, J. R., & Grabiner, M. D. (2010). Variation in trunk kinematics influences variation in step width during treadmill walking by older and younger adults. *Gait & Posture*, 31, 461–464.

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

Jensen, R. K., & Fletcher, P. (1994). Distribution of mass to the segments of elderly males and females. *Journal of Biomechanics*, 27(1), 89–96.

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

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.

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198.

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*.

Krebs, D. E., Wong, D., Jevsevar, D., Riley, P. O., & Hodge, W. A. (1992). Trunk kinematics during locomotor activities. *Physical Therapy*, 72(7), 505–514.

Lamoth, C. J. C., Beek, P. J., & Meijer, O. G. (2002). Pelvis–thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait & Posture*, 16(2), 101–114.

Leardini, A., Berti, L., Begon, M., & Allard, P. (2013). Effect of trunk sagittal attitude on shoulder, thorax and pelvis three-dimensional kinematics in able-bodied subjects during gait. *PloS one*, 8(10), e77168.

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.

Lepers, R., & Brenière, Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Experimental Brain Research*, 107(1), 118-124.

LeVeau, B. F. (1977). *Williams and Lissner Biomechanics of Human Motion*, 2nd edition, Philadelphia, PA: WB Saunders Co.

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

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.

Lord, S. R., & Sturnieks, D. L. (2005). Balance and falls in older people: A review of the current approaches. *Age and Ageing*, 34(3), 319–325.

Low, J. L. (1976). The reliability of joint measurements. *Physiotherapy*, 62, 227–229.

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.

Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: Predictors of falls or indicators of fear. *Journal of the American Geriatrics Society*, 45, 313–320.

Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1997). Postural control in the older adult. *Current Opinion in Gerontology & Geriatrics*, 7(5), 124–129.

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.

Murrell, G. A., Coonrad, R. W., Moorman, C. T., 3rd, & Fitch, R. D. (1993). An assessment of the reliability of the Scoliometer. *Spine*, 18(6), 709–712.

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

Noguchi, T., Demura, S. & Takahashi, K. (2013). Relationships between Sit-Ups and Abdominal Flexion Strength Tests and the Thickness of Each Abdominal Muscle. *Advances in Physical Education*, 3, 84-88.

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.

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).

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.

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.

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.

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

Saha, D., Gard, S., & Fatone, S. (2008). The effect of trunk flexion on able-bodied gait. *Gait & Posture*, 27(4), 653-660.

Sangeux, M. (2019). Biomechanics of the Hip During Gait. In J. H. Roach, A. D. Georgiadis, & N. M. P. Clarke (Eds.), *The Pediatric and Adolescent Hip* (pp. 53-71). Springer.

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.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: Theory and practical applications* (2nd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.

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.

Woollacott, M. H., & Tang, P.-F. (1997). Balance control during walking in the older adult: Research and its implications. *Physical Therapy*, 77(6), 646–660.

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

Yiou, E., Artico, R., Teyssède, C. A., Labaune, O., & Fourcade, P. (2016). Anticipatory postural control of stability during gait initiation over obstacles of different height and distance made under reaction-time and self-initiated instructions. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10.

8. EKLER

8.1. Etik Kurul Onayı



T.C.
İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

ETİK KURUL KARARI

Toplantı Tarihi:	12.10.2023
Karar No:	2023/104
Sorumlu Araştırmacı:	N.Ekin Akalan
Araştırma Başlığı:	Femoral anteverسیون artışının yürüme sırasında gövde kinematiğine etkisinin incelenmesi
Başlangıç Tarihi:	Etik onayı alındıktan sonra
Etik Kurul İzninin Süresi:	1 yıl (Uzatma Hakkı mevcut olarak)

İstanbul Kültür Üniversitesi etik Kurulu'na değerlendirilmek üzere başvuruda bulunduğunuz yukarıda künyesi yazılı projenizin başvuru dosyası ile ilgili belgeleri, Üniversitemiz "Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu" tarafından araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiştir.

Yapılan inceleme sonucunda çalışmanın gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel açıdan sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.

Notlar:

- Araştırmanın başlangıç tarihinin gecikmesi durumunda Etik Kurulu'na başvurularak tarihlerin değiştirilmesi gereklidir.
- Araştırmanın gerçekleştirileceği birimlerin yöneticilerinden de ayrıca izin alınması gerekli olabilir.
- Araştırmaya katılan kurum dışı merkezlerden ayrıca idari izin alınması gerekmektedir.

Prof. Dr. Seyhan Altun

Etik Kurul Başkanı

8.2. Hasta Değerlendirme Formu

HASTA TAKİP FORMU

1. Demografik Bilgiler Değerlendirme Formu

Katılımcının Adı Soyadı:

Cinsiyet: K/E

Yaş/ Doğum Tarihi:

Boy:

Kilo:

Tel. No: 0 ()

Eğitim Durumu/ Sınıf:

Değ. Tarihi:

Dominant Taraf: Sağ /Sol

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		

Skolyometre
TRü:
TR:
TRL:
Lm:
Hump:

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 Ekstremitte Hipermobilité 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 "yırtılması", 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 bacağına 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 düzlemden 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 eklem 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						

Hareket

Gövde	Sağ	Sol
Lateral Rotasyon		
Fleksiyon		
Ekstansiyon		
Kalça		
Thomas Testi		
İnternal Rotasyon		
External Rotasyon		
Anteversiyon (TPAT)		
Diz		
Popliteal Açı		
Thigh Foot Açısı		
Ayak Bileği		
Diz (0°) Dorsifleksiyon		
Plantar Fleksiyon		

Kas Kuvveti

Sit-Ups Testi

1 Dakikada Tekrar Sayısı:

Core Bölge Dayanıklılığı

Plank Süresi:

8.3. Hasta Onam Formu



T.C.
İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU

Sizi Kevser BURMA tarafından yürütülen “**Femoral anteversiyon artışının yürüme sırasında gövde kinematiğine etkisinin incelenmesi**” başlıklı araştırmaya davet ediyoruz. Bu çalışmada katılımlarınız tamamen gönüllülük esasına dayanır. Lütfen aşağıdaki bilgileri okuyunuz ve katılmaya karar vermeden önce anlamadığınız herhangi bir şey varsa çekinmeden sorunuz.

ÇALIŞMANIN AMACI:

Bu araştırmanın amacı **sağlıklı bireylerde uyluk kemiğinin içe doğru dönüşünün artışı, yürüme sırasında gövde kinematiğine etkisini incelemektir.**

İŞLEM:

Araştırmada sizden tahminen **2-3 saat** (süreyi saat veya dakika olarak belirtebilirsiniz) ayırmanızı istenmektedir. Bu çalışmaya katılmak tamamen **gönüllülük** esasına dayanmaktadır. Çalışmanın amacına ulaşması için sizden beklenen, İstanbul Kültür Üniversitesi Hareket Analizi Uygulama ve Değerlendirme, Uygulama ve Araştırma Merkezi'ne yürüme analizi için gelmeniz istenecektir. Merkeze geldiğinizde ilk olarak araştırmacılar tarafından Demografik Bilgiler (boy, kilo, yaş vb.) ve Fiziksel Değerlendirme (Eklem hareket açıklığı, eklem çap ölçümleri) Formu uygulanacaktır. Daha sonra yürüme analizi için üzerinize kolsuz, altınıza ise kısa bir kıyafet ile hazır olduktan sonra vücudunuzun farklı noktalarına ışığa duyarlı plastik işaretleyiciler yapışkanlı bant aracılığıyla yerleştirilecek. Bu hazırlık sonunda kendinizi rahat hissettiğiniz hızda yürümenizi gerçekleştirmeniz istenecektir. Yürüyüşünüz kayıt altına alınacak ve gerektiğinde yalnızca araştırmacı tarafından analiz edilmek üzere işlenecektir.

GİZLİLİK:

Bu çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz **gizli tutulacaktır**; Elde edilen veriler sadece araştırmacıların ulaşabileceği şifreli bir server da depolanacaktır. Ancak verileriniz yayın amacı ile kullanılabilir.

KATILIM AYRILMA:

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 ARAŞTIRMACILAR

PROF.DR. NAZİF EKİN AKALAN

ARAŞTIRMACI: KEVSER BURMA

BİLGİLERİ:

Yukarıda yer alan ve araştırmadan önce katılımcıya verilmesi gereken bilgileri okudum ve katılmam istenen çalışmanın kapsamını ve amacını, gönüllü olarak üzerime düşen sorumlulukları anladım. Çalışma hakkında yazılı ve sözlü açıklama yukarıda adı belirtilen araştırmacı/araştırmacılar tarafından yapıldı. Bana, çalışmanın muhtemel riskleri ve faydaları sözlü olarak da anlatıldı. Kişisel bilgilerimin özenle korunacağı konusunda yeterli güven verildi.

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

Katılımcı Adı-Soyadı

Katılımcı İmzası

Tarih:

Katılımcının Velisinin İmzası

Tarih:

Araştırmacının İmzası

Tarih: