

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

**HİPERMOBİLİTESİ OLAN VE OLMAYAN ÇOCUKLARDAKİ
DÜZ TABANLIĞIN STATİK VE KİNETİK AÇIDAN YÜRÜME
ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Dr. Celal Alp VURAL

**Anatomi Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2023**

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

**HİPERMOBİLİTESİ OLAN VE OLMAYAN ÇOCUKLARDAKİ
DÜZ TABANLIĞIN STATİK VE KİNETİK AÇIDAN YÜRÜME
ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Dr. Celal Alp VURAL

**Anatomi Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Ceren GÜNENÇ BEŞER**

**ANKARA
2023**

ONAY SAYFASI**HİPERMOBİLİTESİ OLAN VE OLMAYAN ÇOCUKLARDAKİ DÜZ TABANLIĞIN STATİK
VE KİNETİK AÇIDAN YÜRÜME ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI****Celal Alp VURAL****Doç.Dr. Ceren GÜNENÇ BEŞER**

Bu tez çalışması 06.02.2023 tarihinde jürimiz tarafından "Anatomi Doktora Programı" nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: *Prof. Dr. Tulin ŞEN ESMER*

A.Ü. Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Öğretim üyesi

Üye: *Prof. Dr. Halil İbrahim AÇAR*

A.Ü. Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Öğretim üyesi

Üye: *Prof. Dr. M. Deniz DEMİRYÜREK*

H.Ü. Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Başkanı

Üye: *Prof. Dr. İlkan TATAR*

H.Ü. Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Öğretim üyesi

Üye: *Doç. Dr. Burcu ERÇAKMAK GÜNEŞ*

H.Ü. Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Başkanı

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

17 Şubat 2023

Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren .. ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir.

...../...../.....

Dr. Celal Alp VURAL

1 “*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

- (1) *Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.*
- (2) *Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.*
- (3) *Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir*

* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. Ceren GÜNENÇ BEŞER danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesi'ne göre yazıldığını beyan ederim.

Dr. Celal Alp VURAL

TEŞEKKÜR

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim dalındaki başta tez çalışmam olmak üzere çalışmamın yürütülmesinde beni her konuda destekleyen, fikirleriyle bana yol gösteren ve yardımlarını esirgemeyen tez danışmanım Doç. Dr. Ceren GÜNENÇ BEŞER'e saygılarımı ve teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimim süresince bana hep yol gösteren, bilgi ve tecrübeleriyle beni aydınlatan ve her konuda bana destek olan Anabilim Dalı başkanımız Prof. Dr. M. Deniz Demiryürek'e saygılarımı ve şükranlarımı sunarım.

Değerli hocalarım Prof. Dr. İlkan Tatar'a ve Doç. Dr. Burcu ERÇAKMAK GÜNEŞ'e yardımlarından ve desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Anabilim Dalımızda emeği geçen ve paylaşımda bulunduğumuz tüm hocalarım ve asistan arkadaşlarıma saygılarımı sunarım.

Tüm eğitim ve meslek hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, sonsuz sabır ve sevgi gösteren eşim Doç. Dr. Uzay KOÇ VURAL'a, oyun saatlerinde beraber çalıştığımız biricik kızım Ece Bella VURAL'a, bugünlere gelmemde büyük emekleri olan annem Yurdagül VURAL, babam Habip Mete VURAL ve hayatıma anlam katan ve her zaman desteğini hissettiren kız kardeşim Özge VURAL'a sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Vural Celal Alp. Hiper mobilitesi Olan ve Olmayan Çocuklardaki Düz Tabanlığın Statik ve Kinetik Açından Yürüme Analizi ile Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Anatomi Programı Doktora Tezi, Ankara, 2023. Hiper mobilitate, çocuklarda tek başına ya da diğer hastalıklarla birlikte ortaya çıkabilen bir klinik durumdur. Bu çalışmanın amacı, hiper mobilitesi olan ve olmayan çocuklardaki düz tabanlığın statik ve kinetik açıdan yürüme analizi ile karşılaştırılmasıdır. Araştırma Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı ve Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ankara Dr. Sami Ulus Kadın Doğum, Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde yürütülmüştür. Çalışmaya 5-11 yaş aralığında (Ort \pm SD = 8,14 \pm 1,91) 50 sağlıklı, 50 hiper mobilitesi olan, 100 katılımcı dahil edilmiştir. Vücudun uzaydaki hareketi Adım analiz ve Yer Kuvveti Ölçümü (kuvvet levhaları) yöntemleri ile incelenmiştir. Gövdenin, pelvisin, bacakların ve ayakların her üç plandaki eklem açıları, lineer ve açısal hız ve ivmeleri ölçülüp, sayısal veri olarak kaydedilmiştir. Bir yazılım programı ile (Milletrix Applicazione, Diagnostic Support S.R.L.) hasta üzerindeki işaret cihazlarından yansıyan sinyallerin uzaydaki yer değişimi ile eklem açısındaki değişiklik hesaplanmıştır. Yürüme sırasında, bir zaman biriminden diğer zaman birimine olan yer değişiminden hız, hız değişiminden ise ivme hesaplanmıştır. Kinematik veriler, optik kameralar, üzerinde alıcılar bulunan yürüme yolları ve elektrogonyometreler kullanılarak kayıt edilmiştir. Pedobarografik incelemede ayağın basınç noktaları belirlenmiştir. Veriler bağımsız iki grup t testi, Welch'in t testi, Mann-Whitney U testi kullanılarak analiz edilmiştir ($p < 0,05$). Hem normal hem de hiper mobil çocukların her iki ayağında da ön ve arka ayağa binen yük miktarları arasında fark bulunmuştur ($p < 0,001$). Tüm çocuklarda arka ayağa daha çok yük binmektedir. Hem sol hem de sağ ayakta, ayak ilerleme açısı bakımından normal ve hiper mobil çocuklar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,536$; $p = 0,540$). Çift adım uzunluğu ve adım genişliği bakımından normal ve hiper mobil çocuklar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,899$; $p = 0,562$). Hız ve kadans (ritim) bakımından da normal ve hiper mobil çocuklar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,072$; $p = 0,051$). Ancak, duruş ve salınım faz süresi bakımından normal ve hiper mobil çocuklar arasında anlamlı bir fark vardır ($p < 0,001$; $p < 0,001$). Duruş faz süresi hiper mobil çocuklarda daha fazla iken, salınım fazı süresi normal çocuklarda daha fazladır. Bu nedenle, hiper mobilitesi olan çocuklarda, sağlıklı çocuklara göre duruş fazı uzamışken, salınım fazı kısaldığından denge bozukluğu olan çocuklarda süreler dikkatle değerlendirilmelidir.

Anahtar Kelimeler: Hiper mobilitate, Yürüyüş, Yürüme Analizi, Düz tabanlık, Pedobarografi

ABSTRACT

Vural Celal Alp. Comparison of Flat Footed Children with and without Hypermobility by Static and Kinetic Gait Analysis. Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, Anatomy Program PhD Thesis, Ankara, 2023. Hypermobility is a clinical condition that can occur alone or in combination with other diseases in children. The aim of this study was to compare the static and kinetic gait analysis of flat feet in children with and without hypermobility. The research was carried out at Hacettepe University Faculty of Medicine, Department of Anatomy and Health Sciences University, Ankara, Turkey and Sami Ulus Gynecology, Child Health and Diseases Training and Research Hospital. A total of 100 children comprised of 50 healthy and 50 hypermobile participants ranged between 5-11 years ($X \pm SD = 8.14 \pm 1.91$) were included into the current study. The motion of the body in space has been studied by Step analysis and Ground Force Measurement (force plates) methods. Joint angles, linear and angular velocities and accelerations of the trunk, pelvis, legs and feet in all three planes were measured and recorded as a numerical data. A software program (Milletrix Applicazione, Diagnostic Support S.R.L.) calculated the change in joint angle with the displacement of the signals reflected from the pointing devices on the patient in space. During walking, velocity was calculated from the displacement from one time unit to the other time unit, and acceleration was calculated from the velocity change. Kinematic data were recorded using optical cameras, walkways with sensors, and electrogoniometers. In the pedobarographic examination, the pressure points of the foot were determined. Data were analyzed using two independent groups t-test, Welch's t-test, and Mann-Whitney U test ($p < 0.05$). A significant difference was found between the amount of load on the fore and hind legs of both normal and hypermobile children ($p < 0.001$). In all children, the back foot is more loaded. There was no significant difference between normal and hypermobile children in terms of foot progression angle in both left and right feet ($p = 0.536$; $p = 0.540$). There was no significant difference between normal and hypermobile children in terms of double stride length and stride width ($p = 0.899$; $p = 0.562$). There was no significant difference between normal and hypermobile children in terms of speed and cadence ($p = 0.072$; $p = 0.051$). However, there is a significant difference between normal and hypermobile children in terms of stance and swing phase duration ($p < 0.001$; $p < 0.001$). While the duration of the stance phase is longer in hypermobile children, the duration of the swing phase is longer in normal children. For this reason, the stance phase is longer in children with hypermobility, while the swing phase is shortened in children with balance disorders, so the durations should be carefully evaluated.

Keywords: Hypermobility, Gait, Gait Analysis, Flat Foot, Pedobarography

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Alt Ekstremitte Anatomisi	2
2.2. Yürüyüş Döngüsü	17
2.3. Pedobarografi	30
2.4. İşarete Dayalı Yürüyüş Analizi	35
2.5. İşaretsiz Hareket Yakalama	37
2.6. Örüntü Tanıma – Aktif Sistemler	38
2.7. Siluet Çıkarma – Pasif Sistemler	39
2.8. Giyilebilir Sistemler	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması	43
3.2. Araştırmanın Evreni, Örnekleme, Araştırma Grubu	43
3.3. Araştırmanın Tipi Klinik Çalışma	45
3.4. Araştırma İçin Gerekli İnsan Gücü	45
3.5. Araştırmanın Yöntemi ve Veri Toplama Araçları	45
3.6. Verilerin Toplanması	45
3.6.1. Fizik Muayene	45
3.6.2. Hipermobilete Derecesinin Ölçülmesi	47
3.6.3. Yürüme Analizi	48
3.7. Verilerin Analizi	52
4. BULGULAR	53

5. TARTIŞMA	56
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	64
7. KAYNAKLAR	65
8. EKLER	
EK 1. Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Onamı	
EK 2. Orjinallik Ekran Çıktısı	
EK 3. Dijital Makbuz	
9. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

a.	: Arteria
ark.	: Arkadaşları
art.	: Articulatio
cm	: Santimetre
dk	: Dakika
DMD	: Duchenne musküler distrofisi
GC	: Gait cycle (yürüme döngüsü)
IC	: İlk temas
IMU	: Atalet Ölçüm Birimi (ünite cinsinden)
kPa/cm²	: Kilopaskal/santimetrekare (Basınç birimi)
KYM	: Konvansiyonel yürüyüş modeli
lig.	: Ligamentum
M.	: Musculus
m	: Metre
m/dk	: Hız birimi
max	: Maksimum
MIMU	: Manyetik ve Atalet Ölçüm Birimi (ünite cinsinden)
min	: Minimum
mm	: Milimetre
N.	: Nervus
N/cm²	: Newton/santimetrekare (Basınç birimi)
PTIP	: Basınç-zaman integral resmi (Pressure-time integral picture)
r	: Korelasyon testi
ROP	: Roll-over prosess
s	: Saniye
SS	: Standart Sapma
V.	: Vena

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Tibia anatomisi.	3
2.2. Fibula anatomisi.	9
2.3. Ossa tarsi.	10
2.4. Ossa tarsi.	11
2.5. Talus anatomisi.	12
2.6. Talus anatomisi.	12
2.7. Articulationes pedis; tendon ve ligamentleri.	14
2.8. Yürüyüş döngüsünün bölümleri.	19
2.9. Duruşun alt bölümleri ve bunların ikili zemin temas modeliyle ilişkisi.	19
2.10. Yürüyüşün parametreleri.	21
2.11. İlk temas.	23
2.12. Yüklenme yanıtı.	24
2.13. Orta duruş.	25
2.14. Terminal duruş.	26
2.15. Ön salınma.	27
2.16. İlk salınma.	28
2.17. Orta salınma.	29
2.18. Terminal Salınma.	30
2.19. Diasu Health Technologies, 3D PODOSCANALYZER.	31
2.20. Diasu Health Technologies, 3D PODOSCANALYZER.	31
2.21. Kuvvet platformu.	33
2.22. LAC V Portable baropodometry platform 3D ULTRASENSOR.	33
3.1. Feiss çizgisinin belirlenmesi.	46
3.2. Feiss çizgisinin belirlenmesi.	46
3.3. Naviküler düşüş testi.	47
3.4. LAC V portable baropodometry platform 3D ULTRASENSOR.	49
3.5. Milletrix yazılımında verilerin işlenmesi.	50
3.6. Milletrix yazılımında verilerin işlenmesi.	51
3.7. Genel yürüyüş parametreleri.	52

TABLULAR

Tablo		Sayfa
3.1.	Kayıt formu.	44
4.1.	Çalışmaya katılan çocukların demografik özellikleri.	53
4.2.	Çalışmaya katılan çocukların yaş istatistikleri.	53
4.3.	Katılımcıların ön ve arka ayağa binen yük miktarlarının karşılaştırılması.	53
4.4.	Katılımcıların yürüme analizi parametreleri.	54

1. GİRİŞ

Bir eklemden normalden fazla hareket aralığı olarak tanımlanan eklem hiper-mobilitesi lokal (tek bir eklemden artış) ya da generalize (birden çok eklemden artış) olabilir. Çocuklarda asemptomatik generalize hiper-mobilite prevalansı değişkendir ve görülme oranının yaklaşık olarak %3 ile %30 arasında olduğu bildirilmiştir. Generalize eklem hiper-mobilitesinin kızlar arasında erkeklerden daha yaygın olduğu bildirilmektedir. Eklem hareketliliği de yaşla ters orantılıdır; küçük çocuklar daha büyük çocuklara göre daha yüksek eklem hareketliliği gösterir ve yaşlandıkça cinsiyet farklılıkları görülür. Semptomatik generalize hiper-mobilite daha az yaygındır ve çocuklukta çok az rastlanır. İlk hiper-mobilite sendromu, 1967'de Kirk ve ark. (2) tarafından, yetişkinlerde hiper-mobilite sendromu olarak adlandırılan genel hiper-mobilite ile ilişkili kas-iskelet şikayetleri olarak tanımlanmıştır. Eklem hiper-mobilite sendromu, hiper-mobiliteye ek olarak, bireylerde 12 haftadan daha uzun bir süre boyunca ağrı dahil olmak üzere 4'ten fazla eklemden kas-iskelet semptomları bildirdiğinde ve diğer kalıtsal bağ dokusu bozuklukları ve diğer nedenler olduğunda teşhis edilir.

Düztabanlık, arka ayak eversiyonu olsun ya da olmasın arcus longitudinalis medialis'in düşüklüğü ile karakterize (3, 4) ve pediatrik ortopedi pratiğinde sıklıkla karşılaşılabilen bir klinik durumdur (5). Eklem hiper-mobilitesi, yaygın olarak pediatrik esnek düztabanlığın predispozan faktörlerinden biri olarak kabul edilir (6, 7). Hiper-mobilitenin neden olduğu semptomlu veya semptomsuz düz tabanlığın tanısında radyografi ile statik (pedografi) ve kinetik yürüme analizi sıkça kullanılır (7). Radyografi ise tanıda nadiren kullanılır ve ilk sırada yürüme analizi tercih edilir. Radyasyonun olası zararları göz önüne alındığında yürüme analizi teşhiste öne çıkmaktadır (7). Dolayısıyla bu çalışmanın amacı, hiper-mobilitesi olan ve olmayan çocuklardaki düz tabanlığın statik ve kinetik açıdan yürüme analizi ile karşılaştırılmasıdır. Bu çalışma ile aynı zamanda, hiper-mobilite ile düz tabanlığın ayak anatomisi üzerinde yarattığı değişikliklerin de tartışılması hedeflenmiştir. Çalışmanın sıfır hipotezi hiper-mobilitesi olan ve olmayan çocuklarda düz tabanlık açısından fark olmadığıdır.

2. GENEL BİLGİLER

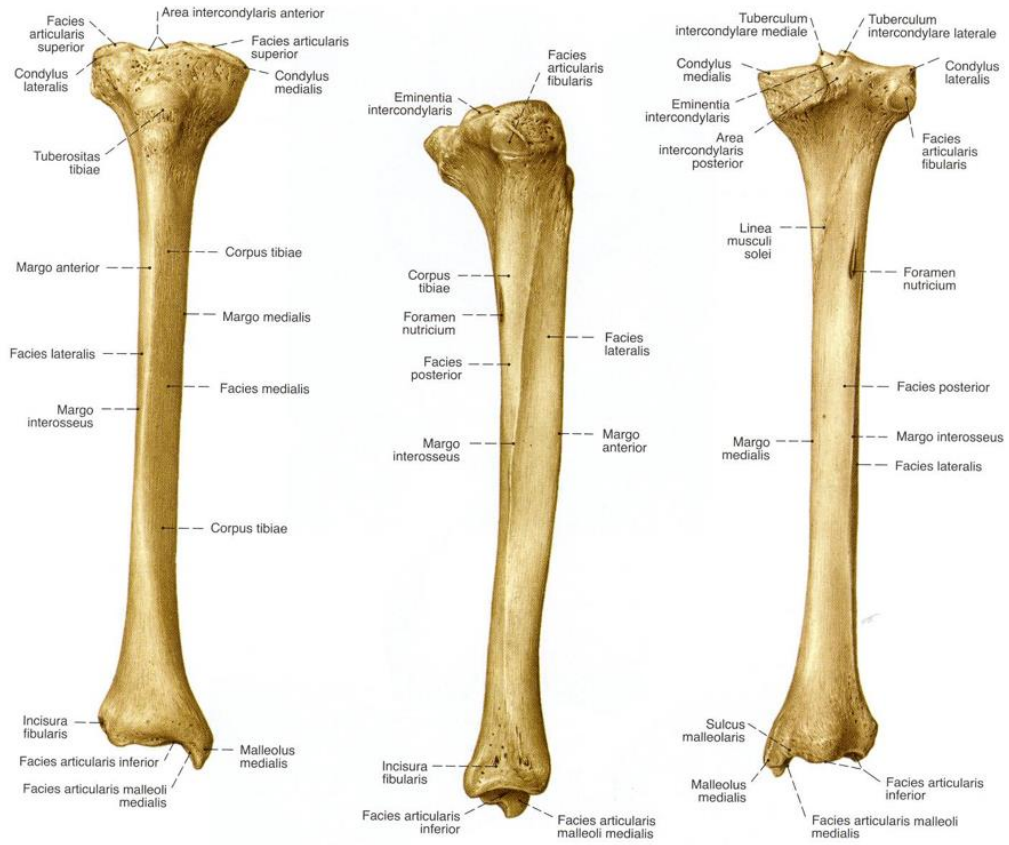
2.1. Alt Ekstremitte Anatomisi

Diz ve Bacak

Diz vücuttaki en büyük sinoviyal eklemdir (articulatio synovialis, diarthrosis). Toplu olarak dinamik, özel bir menteşe eklem oluşturan üç işlevsel bölmeden oluşur. Yürüyüş sırasında diz, hassas hareketler gerçekleştirirken etkileyici ağırlık taşıyan yüklere dayanabilir ve nispeten verimli iki ayaklı hareket için dengeli ancak akıcı bir mekanizma sağlar. Ekleme dayatılan önemli biyomekanik taleplere karşı koymaya yardımcı olan intra ve ekstrakapsüler ligamentlerin karmaşık düzenlenmesi de hastalığa (üç kompartman hastalığı) dahil olabilir. Bacak, aralarında membrana interossea'nın bulunduğu iki kemikten oluşur: yürüme stresinin çoğunu ileten daha büyük tibia ve ikincil destek ve ayak bileği stabilitesi sağlayan daha küçük fibula. Bacağın üç bölümünün kasları öncelikle ayak bileği, ayak ve ayak parmaklarının hareketine olanak sağlar (8).

Tibia

Tibia, fibula'nın medialinde yer alan uzun bir kemiktir (Şekil 2.1.). Tibia'nın corpus'u kesit olarak üçgendir ve genişletilmiş uçlara sahiptir; güçlü bir malleolus medialis, daha küçük olan distal uçta çıkıntı yapar. Corpus'un ön kenarı keskindir ve medialde malleolus medialis'e doğru kıvrılır. Medial ve lateral kenarlarla birlikte kemiğin üç yüzeyini oluşturur. Bu yüzeylerin tam şekli ve yönü, bireysel ve ırksal farklılıklar gösterir. Ortalama tibial uzunluk erkeklerde kadınlardan daha fazladır (8). Çocuklarda, encondral ossifikasyonu etkileyen anormal bir durum olmadıkça, tibia'nın farklılık gösterdiğini belirten bir çalışmaya literatürde henüz rastlanmamıştır.



Şekil 2.1. Tibia anatomisi (1).

Extremitas Proximalis

Genişlemiş proksimal uç, femur yoluyla iletilen ağırlığı taşır. Condylus medialis, condylus lateralis, area intercondylaris ve tuberositas tibiae'dan oluşur.

Condylus Medialis ve Condylus Lateralis

Tibial kondiller, corpus'un arka yüzeyinin proksimal kısmında çıkıntı şeklindedir. Her iki kondilin de üst yüzeylerinde, düzensiz, eklem ile ilişkisi olmayan area intercondylaris denilen yapı ile ayrılmış, eklem yüzleri vardır. Kondiller ligamentum patellae'nin yanlarında görünür ve elle hissedilir, lateral daha belirgindir. Diz pasif fleksiyonda iken, kondillerin ön kenarları palpe edilebilir.

Condylus lateralis'in posteroinferior yüzündeki fibular eklem yüzü distale ve posterolaterale bakar. Articulatio tibiofibularis proximalis'in eğim açısı bireyler arasında değişir ve yatay veya eğik olabilir. Bunun superomedialinde, kondilin posterolateral yüzünde m. popliteus tendonunun oluğu bulunur; tendon ve kemik

arasına sinoviyal bir çıkma girer. Kondilin anterolateral yüzü, derin fasyanın bağlanması için keskin bir kenar ile corpus'un lateral yüzeyinden ayrılır. Tractus iliotalibialis'in distal bağlantısı, ön yüzde düz ve genellikle belirgin bir çıkıntı (Gerdy tüberkülü) yapar. Üçgen ve faset benzeri olan bu tüberkül, genellikle deriden palpe edilebilir (8).

Tuberositas Tibiae

Tuberositas tibiae, ön kondiler yüzeylerin birleştiği üçgen bir alanın kesik tepe noktasıdır. Çıkıntılı bir alandır ve distal pürüzlü ve proksimal düz bölgelere ayrılır. Distal bölge palpe edilebilir ve deri altındaki bursa infrapatellaris ile deriden ayrılır. Tuberositas tibiae boyunca uzanan bir çizgi, proksimal tibial büyüme plağının distal sınırını gösterir (Şekil 1). Ligamentum patellae, bunun proksimalindeki düz kemiğe yapışıktır, yüzeyel lifleri çizginin distalinde pürüzlü bir alana ulaşır. Alışılacağı şekilde çömelenlerde, condylus lateralis'in ön yüzeyindeki dikey bir oluk, dizin tam fleksiyonunda ligamentum patellae'nın lateral kenarı tarafından doldurulur (8, 9).

Corpus

Corpus tibiae üçgen kesitlidir ve margo anterior, interosseus ve medialis ile ayrılan facies medialis, lateralis ve posterior'a sahiptir. En dar yeri orta ve distal üçte birliğin birleşme noktasında olup, her iki uca doğru kademeli olarak genişler. Margo anterior, tuberositas tibiae'den malleolus medialis'in ön kenarına doğru iner ve tamamı direkt derinin altında bulunur. Belirsiz olan distal çeyreği dışında, keskin bir kenardır. Hafif kıvrımlıdır ve distal çeyrekte mediale doğru döner. Margo interosseus, fibular eklem yüzünün distalinde ve önünde başlar ve incisura fibularis'in ön sınırına kadar iner; proksimalde belirsizdir. Membrana interossea cruris, tibia'yı fibula'ya bağlayarak boylu boyunca bu kenara tutunur. Margo medialis, condylus medialis üzerindeki oluğun ön ucundan malleolus medialis'in arka kenarına doğru iner.

Margo anterior ve medialis arasındaki facies medialis geniş ve pürüzsüzdür ve neredeyse tamamen deri altında bulunur. Margo anterior ve interosseus arasındaki facies lateralis de geniş ve pürüzsüzdür. Proksimal dörtte üçü laterale bakar ve

içbükeydir. Distal çeyreği, margo anterior ve interosseus'un distal kısmının medial deviasyonu nedeniyle anterolateral olarak öne doğru eğilir. Yüzeyin bu kısmı biraz dışbükeydir. Margo interosseus ve medialis arasındaki facies posterior'un üst kısmı daha geniştir, burada oblik bir çizgi olan linea musculi solei kemiği çaprazlar. Silik bir dikey çizgi, kaybolmadan önce kısa bir mesafe için linea musculi solei'nin merkezinden aşağı doğru iner. Büyük bir vasküler oluk, bu kenara bitişiktir ve distale doğru bir foramen nutricium'un içine doğru iner. Derin fasya ve malleolus medialis'in proksimalinde, retinaculum musculorum extensorum superius'un medial ucu ön kenara yapışır. Ligamentum collaterale tibiale'nin arka lifleri ve m. semimembranosus ve m. popliteus'un fasya lifleri, linea musculi solei'nin proksimalinde medial kenara tutunur ve bazı m. soleus lifleri ile derin baldır kaslarının fasyası, linea musculi solei'nin distaline tutunur. Margo medialis'in distali, m. tibialis posterior tendonunun geçtiği oluğun medial dudağına doğru uzanır. Bu kenarın her iki ucu dışında membrana interossea cruris, margo interosseus'a tutunur. Membrana interossea cruris'te bulunan büyük bir delikten a. ve v. tibialis anterior'un geçtiği yer olan proksimalde bu kenar belirsizdir. Distalde, kenar, ligamentum tibiofibulare anterius'un bağlı olduğu incisura fibularis'in ön kenarı ile devam eder (9).

Extremitas Distalis

Tibianın distal ucunun anterior, medial, posterior, lateral ve distal yüzeyleri vardır ve malleolus medialis inferomedialde çıkıntı yapar (Şekil 1). Tibial plafond olarak da adlandırılan distal yüzey, talus ile eklem yapar ve ön yüzde daha kalındır. Sagittal olarak içbükey ve horizontal olarak da hafifçe dışbükeydir ve medial olarak malleolar eklem yüzeyine (facies articularis malleoli medialis) doğru devam eder. Malleolus medialis kısa ve kalındır ve talus gövdesinin medial yüzeyi ile eklemleşen hilal veya virgül şeklinde bir faset ile pürüzsüz bir yan yüzeye sahiptir (Şekil 1) (8).

Fibula

Fibula, tibiadan çok daha incedir ve ağırlığın iletilmesinde doğrudan rol oynamaz. Proksimalde caput, dar collum, uzun corpus ve distalde malleolus lateralisten oluşur.

Caput Fibulae

Caput fibulae şekil olarak düzensizdir ve öne, arkaya ve yana doğru çıkıntı yapar. Proksimalde ve mediale doğru uzanan yuvarlak bir eklem yüzü, tibia'nın condylus lateralis'inin inferolateral yüzüne karşılık gelen bir eklem yüzü ile eklem yapar. Proximale ve anteromediale doğru yönelir ve bireyler arasında neredeyse yataydan 45°'ye kadar değişen bir eğime sahiptir. Kunt bir uç, caput fibulae'nın posterolateral yüzünden proksimale doğru çıkıntı yapar ve genellikle diz ekleminin yaklaşık 2 cm distalinde palpe edilebilir. Ligamentum collaterale fibulare, m. biceps femoris'in tutunduğu apeksin önüne bağlanır. Articulatio tibiofibularis'in eklem kapsülü, eklem yüzünün kenarlarına yapışır. Nervus fibularis communis, collum fibulae'nın posterolateralinden geçer ve bu konumda alttaki kemiğe doğru uzanır.

Corpus Fibulae

Corpus fibulae'nın, her biri belirli bir kas grubuyla ilişkili üç kenarı ve yüzeyi vardır. Margo anterior, malleolus lateralis yüzeyi ile devam eden uzatılmış üçgen bir alanı tepesinden caput fibulae'nın önüne doğru proksimal olarak yükselir. Malleolus lateralis üzerindeki posterior oluşun medial kenarı ile devam eden margo posterior genellikle distalde belirgindir ancak sıklıkla proksimal yarısında yuvarlaktır. Margo interosseus, margo anterior'un medialinde ve biraz arkasındadır. Corpus fibulae'nın proksimal üçte ikisi üzerinde, iki kenar birbirine yaklaşır, ikisi arasındaki yüzey 1 mm veya daha az olacak şekilde daralır. Margo anterior ve posterior arasındaki ve fibula kaslarıyla ilişkili yan yüzey, proksimal üçte birlik bölümde yana bakar. Distal çeyrek, malleolus lateralis'in arka oluşu ile sürekli olacak şekilde posterolateral olarak spiral şekilde uzanır. Margo anterior ve interosseus arasındaki kenar facies anteromedialis'tir (bazen margo anterior veya medialis olarak adlandırılır). Ekstansör kaslarla ilişkilidir. Distali geniş olsa da proksimal yarısında daralır ve sadece bir kenar haline gelebilir. Facies posterior, margo interosseus ve posterior arasında en geniş olanıdır ve fleksör kaslarla ilişkilidir. Proksimal üçte ikisi, margo interosseus mediale bakan yivli bir yüzeyle ayrılan uzunlamasına bir medial tepe ile bölünmüştür. Kalan yüzey proksimal yarısında arkaya bakar; distal yarısı mediale doğru kıvrılır. Malleolus lateralis'in yan yüzeyinin proksimalindeki üçgen alan deri

altıdır; kaslar corpus fibulae'nın geri kalanını kaplar. Margo anterior, distalde üçgen bir deri altı yüzeyi çevreleyen iki çıkıntıya bölünmüştür.

Ayak Bileği ve Ayak Anatomisi

Ayak bileği eklemi (Articulatio talocruralis), distal tibia ve fibula ile talus'un gövdesini içeren diarthrodial bir eklemdir; gerçek bir gömme (*mortise*) eklemin insan vücudundaki tek örneğidir. İnsan ayağı, ortograd iki ayaklı duruşa ve harekete izin verecek şekilde uyarlanmış karmaşık bir yapıdır ve vücudun yerle düzenli temas halinde olan tek parçasıdır (10). İnsan ayağında, articulatio metatarsophalangealis I'in ossa sesamoidea'sı da dahil olmak üzere 28 ayrı kemik ve ayak bileği eklemi dahil 31 eklem vardır. Arka ayak **calcaneus** ve **talus'u** içerir; orta ayak os naviculare, os cuboideum ve os cuneiforme mediale, os cuneiforme intermedium, os cuneiforme laterale'yi içerir; ön ayak beş ossa metatarsi, 14 phalanges ve iki ossa sesamoidea'dan oluşur. Ayak yüzeylerinin isimlendirilmesi ile ilgili olarak, "plantar" ve "dorsal" terimleri sırasıyla alt ve üst yüzeyleri belirtmek için kullanılır (9).

Ayak Bileğinin Kemik Yapısı

Tibia, Extremitas Distalis

Tibia'nın extremitas distalis'inin kemik yapısı yukarıda anlatılmıştır. Tibia'nın extremitas distalis'ine hiçbir kas yapışmaz.

Ligamentler

Membrana interossea, ligamentum deltoideum, ligamentum tibiofibulare anterius ve posterius distal tibia'ya tutunur.

Vasküler Beslenme

Tibia'nın distal kısmının vasküler beslenmesi, a. dorsalis pedis, a. tibialis posterior ve a. fibularis'in dallarından oluşan bir arteriyel ağ tarafından sağlanır.

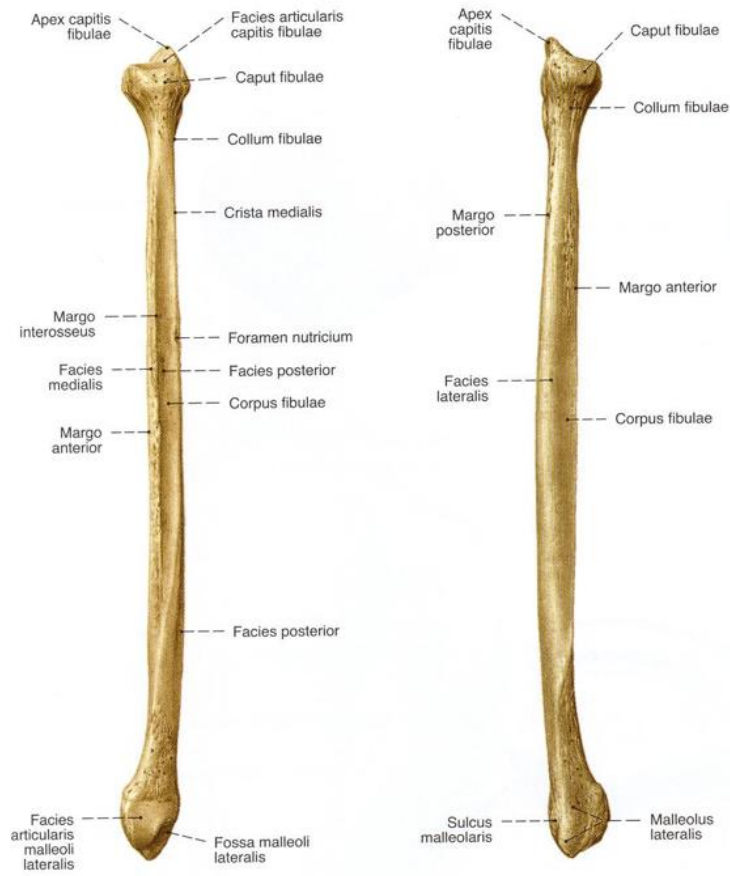
İnnervasyon

Tibia'nın distal kısmının innervasyonu n. peroneus profundus, n. tibialis, n. saphenus ve n. suralis'ten gelen dallarla sağlanır (9, 11).

Fibula, Extremitas Distalis

Fibula veya malleolus lateralis'in distal ucu, malleolus medialis'e göre daha distale ve arkaya doğru çıkıntı yapar (Şekil 2.2.).

Malleolus lateralis'in yan yüzü deri altında bulunur, arka yüzeyi belirgin bir yan kenar ile geniş bir oluğa sahiptir. Ön yüzü pürüzlü ve kısmen yuvarlaktır, tibia'nın anteroinferior yüzü ile eklem yapar. Medial yüz, üçgen eklem fasetine sahiptir ve apeksi distale doğru dikey olarak dışbükeydir. Lateral yüz, talus ile eklem yapar. Eklem yüzünün arkasında ligamentlerin tutunması için kaba bir fossa malleoli lateralis bulunur. Ligamentum tibiofibularis posterior ve daha distalde ligamentum talofibularis posterior bağ fossada birleşir. ligamentum talofibularis anterior, malleolus lateralis'in ön yüzeyine yapışırken ligamentum calcaneofibularis tepe noktasının önündeki çentiğe yapışır.



Şekil 2.2. Fibula anatomisi (1).

Ligamentler

Membrana interossea cruris, medial yüzüne yapışır. Membrana interossea cruris seviyesinin altında fibula'nın extremitas distalis'ine hiçbir kas tutunmaz. Ligamentleri, ligamentum collaterale laterale kompleksine aittir; ligamentum talofibulare anterius ile posterius ve ligamentum calcaneofibulare.

Vasküler Beslenme

Fibula'nın distal kısmı, a. dorsalis pedis, a. tibialis posterior ve a. fibularis'in dallarından oluşan bir arteriyel ağ tarafından beslenir.

İnnervasyon

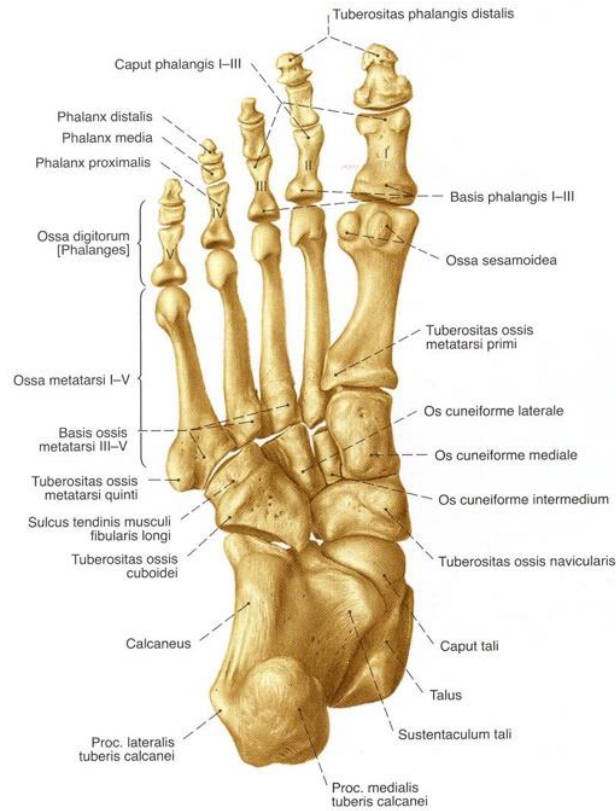
Fibula'nın distal kısmı, n. peroneus profunda, n. tibialis, n. saphenus ve n. suralis tarafından innerve edilir (11).

Tarsus

Yedi adet ossa tarsi, ayağın proksimal yarısını kaplar (Şekil 2.3.).



Şekil 2.3. Ossa tarsi (dorsal bakış) (1).



Şekil 2.4. Ossa tarsi (plantar bakış) (1).

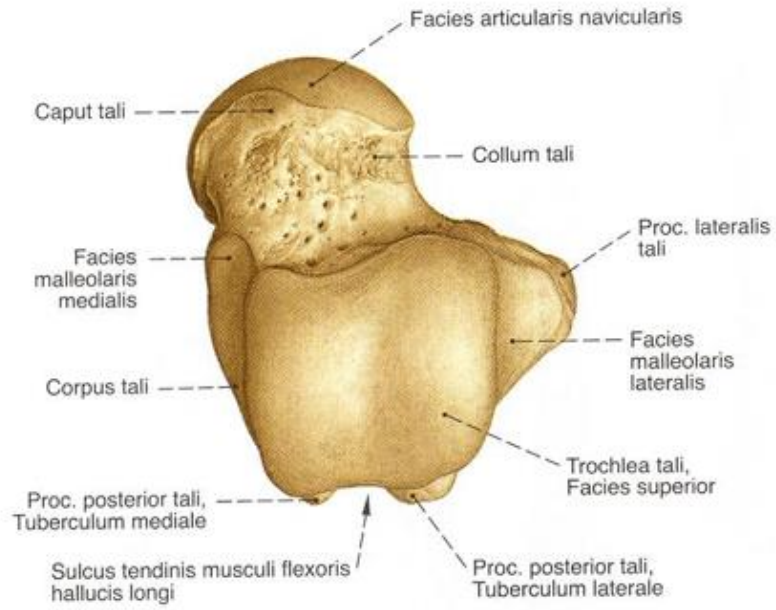
Ossa tarsi ve ossa carpi homologdur, ancak tarsal kemikler daha büyüktür ve bu durum, kemiklerin vücut ağırlığını destekleme ve dağıtımındaki rollerini yansıtır. Karpal kemiklerde olduğu gibi, tarsal kemikler de proksimal ve distal sıralar şeklinde yerleşirler, ancak ortada tek bir ara tarsal kemik olan os naviculare bulunur. Proksimal sırada talus ve calcaneus bulunur; talus'un uzun eksenini anteromediale ve aşağı doğru eğimlidir, distale doğru eğimli olan baş kısmı (caput tali) calcaneus'un medialinde ve üzerindedir. Distal sırada, medialden laterale doğru, os cuneiforme mediale, intermedium ve laterale ile os cuboideum yer alır. Toplu olarak, bu kemikler dorsal yüzde dışbükey kemerli bir horizontal hizalama gösterirler. Medialde os naviculare, caput tali ile ossa cuneiforme arasında yer alır. Yanda ise calcaneus, os cuboideum ile eklem yapar.

Ossa tarsi ve metatarsi, ayakta longitudinal ve horizontal kemerler (arcus) oluşturacak şekilde düzenlenmiştir. Bu nedenle, itme ve ağırlık tibia'dan zemine (veya tersi) doğrudan tarsal kemikler yoluyla iletilmez, ossa tarsi ve metatarsi

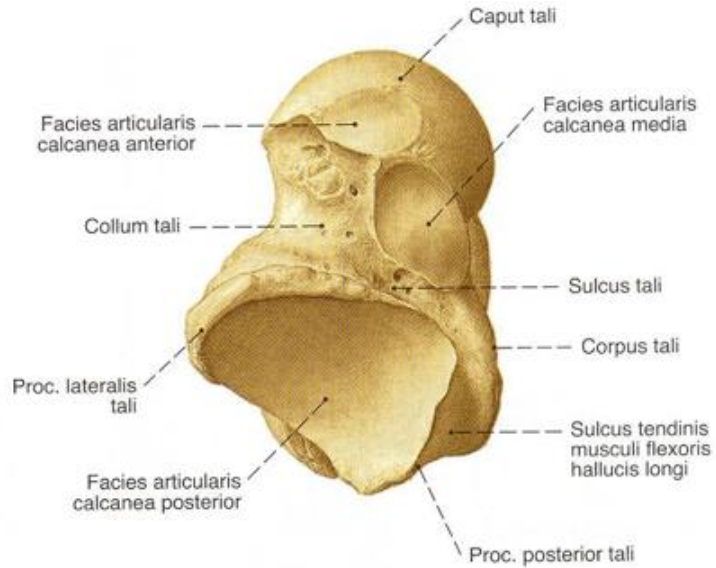
yoluyla arcus longitudinalis'lerin uçlarına doğru dağıtılır. Tanımlama amacıyla, her bir tarsal kemiğin, altı yüzeyli formda küboidal olduğu kabul edilir (8).

Talus

Talus, tendinöz ekleri olmayan, ayak bileği ekleminde (art. talocruralis) ayak ve bacak arasındaki bağlantıyı sağlayan kemiktir (Şekil 2.5.) (Şekil 2.6.).



Şekil 2.5. Talus anatomisi (proksimal bakış) (1).



Şekil 2.6. Talus anatomisi (dorsal bakış) (1).

Caput Tali

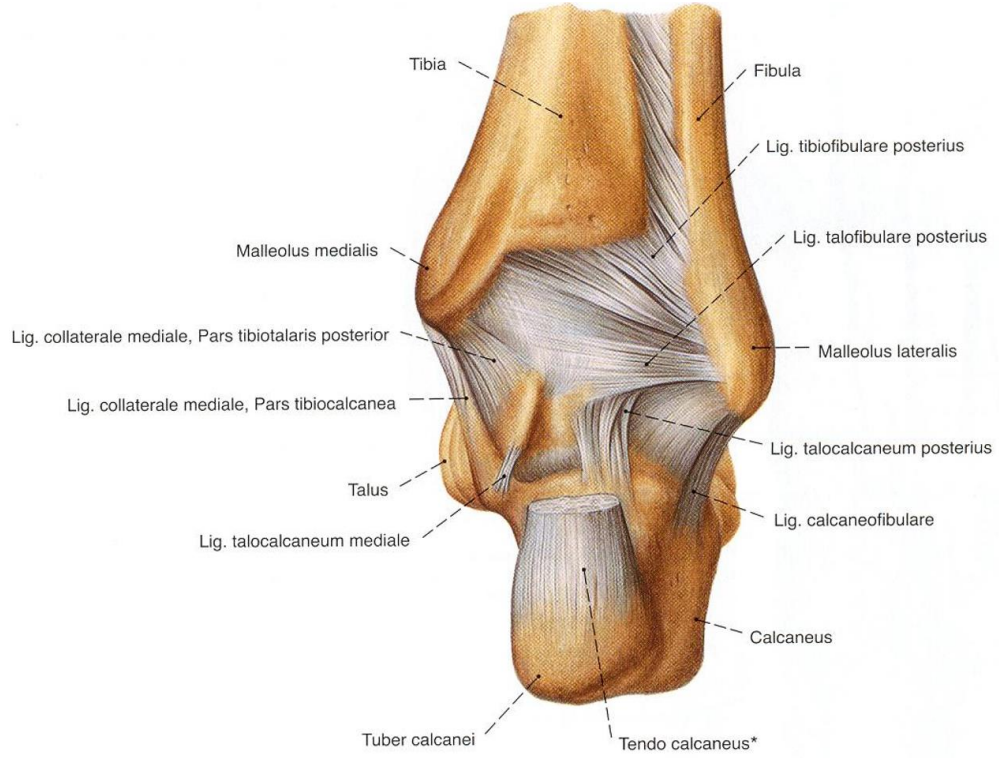
Distale ve inferomediale yönlenmiş olan caput tali'nin, distal yüzü oval ve dışbükeydir; uzun ekseni proksimalde os naviculare ile eklem yapmak üzere inferomediale doğru eğimlidir (facies articularis naviculare) (Şekil 2.5.) (Şekil 2.6.). Caput'un plantar yüzeyi, kenarlarla ayrılmış üç eklem yüzüne sahiptir (Şekil 2.5.) (Şekil 2.6.). En arkada bulunan ve en büyük olan eklem yüzü (facies articularis calcanea posterior) oval ve hafif dışbükeydir, calcaneus'un medialde bulunan raf benzeri çıkıntısı olan, sustentaculum tali'ye dayanır. Bu eklem yüzünün anterolateralinde bulunan ve genellikle bu yüzle devamlılık gösteren düz bir eklem yüzü (facies articularis calcanea media), calcaneus'un dorsal yüzünün anteromedial kısmına dayanır; distalde ise facies articularis navicularis'e doğru devam eder. İki eklem yüzü arasında, caput tali'nin cartilago articularis'i ile kaplı bir kısmı, üstte fibrokartilaginöz bir yapı ile kaplanmış olan ligamentum calcaneonaviculare plantaris ile temas halindedir. Ayak pasif olarak ters çevrildiğinde, caput'un dorsolateral yüzü görünür ve tibia'nın yaklaşık 3 cm distalinde palpe edilebilir; ayak parmakları dorsifleksiyondayken ise ekstansör kas tendonları tarafından gizlenir (8).

Collum Tali

Collum tali, baş ve gövde arasında yer alan dar ve içe doğru eğimli olan bölgedir (Şekil 2.5.) (Şekil 2.6.). Üzerinde bulunan pürüzlü yüzeyler, ligamentlerin tutunma yerleridir. Medial plantar yüzeyinde derin bir sulcus tali vardır. Talus ve calcaneus eklem yaptığında ligamentum talocalcaneum sinus tarsi'nin çatısını oluşturur (Şekil 2.7.).

Collum tali'nin uzun ekseni, distale ve mediale doğru eğimli olan corpus ile yaklaşık 150°'lik bir açı yapar; doğumda bu açı daha küçüktür (130-140°) Ligamentum talonaviculare ve ayak bileğinin eklem kapsülünün (capsula articularis), talus'un dorsal yüzeyine distalden bağlanması bu yüzeyin proksimal kısmının articulatio talocruralis'in kapsülü içinde olduğu anlamına gelir. Corpus tali'nin medial eklem yüzü ve trochlea tali yüzeyinin bir kısmı collum'a kadar uzanabilir. Ligamentum talofibulare anterius, lateral yüzün bitişik ön kenarı boyunca uzanan, collum'un lateral yüzüne yapışıktır. Collum'un alt yüzüne ligamentum talocalcaneum interosseum tutunur. Genellikle çömelme pozisyonunda oturan

kişilerde dorsolateral, 'çömelmelme faset'i collum tali'de bulunur; aşırı dorsifleksiyonda tibia'nın margo anterior'u ile eklem yapar ve ikiye katlanabilir (8, 9, 11).



Şekil 2.7. Articulationes pedis; tendon ve ligamentleri (1).

Corpus Tali

Gövde küboidaldır, dorsalde tibia'nın distal ucuyla eklem yapan bir **trochlea tali** kısmı vardır. Ön-arka yönde dışbükey, horizontal yönde ise hafifçe içbükeydir, en geniş kısmı önde bulunur ve bu nedenle eyer şeklindedir (Şekil 2.5.) (Şekil 2.6.). Üçgen yan yüzü, malleolus lateralis ile eklem yapar, bu nedenle pürüzsüz ve longitudinal yönde içbükeydir. Üst kısımda trochlea tali ile devamlılık gösterir. Proksimalde, medial yüzeyi virgül şeklindedir, önde daha derin olan ve malleolus medialis ile eklem yapan bir yüz ile kaplıdır. Distalde, bu yüzü pürüzlüdür ve çok sayıda vasküler delik içerir. Küçük arka yüzeyi, processus posterior olarak adlandırılan kaba bir çıkıntıya sahiptir. Processus posterior, iki çıkıntı ve aralarında bulunan bir oluk ile belirlenir. Bu çıkıntılardan tuberculum laterale genellikle daha büyüktür; tuberculum mediale ise daha az belirgindir ve sustentaculum tali'nin hemen arkasında yer alır. Plantar yüzey, oval içbükey bir eklem yüzü tarafından

calcaneus'un dorsal yüzünün orta üçte biri ile eklem yapar, uzun eksenini medyan düzlemlerle yaklaşık 45°'lik bir açıyla distolaterale doğru uzanır. Trochlea tali yüzeyinin medial kenarı düzdür, ancak lateral kenarı arka kısmında mediale doğru eğimlidir ve genellikle dorsifleksiyonda ligamentum tibiofibulare posterius (Şekil 2.7.) ile temas halinde olan küçük, uzun üçgen bir alana doğru genişler.

Ligamentum talofibulare posterius, processus posterior'un, tuberculum laterale'sine yapışır; bu tutunma processus ile trochlea'nın arka kenarı arasındaki oluğa kadar uzanır. Ligamentum talocalcaneum posterius, processus posterior'un plantar kenarına tutunur. Processus posterior'un tuberculum'ları arasındaki oluk (sulcus tendinis musculli flexoris hallucis longi) m. flexor hallucis longus tendonunu içerir ve distalde, sustentaculum tali'nin plantar yüzündeki oluğa doğru devam eder. Ligamentum talocalcaneum mediale (Şekil 2.7.), tuberculum mediale'nin alt kısmına tutunur, ligamentum deltoideum'un en arkadaki yüzeysel lifleri tuberculum'un üzerine yapışır. Ligamentum deltoideum'un derin lifleri, medial yüzde virgül şeklindeki eklem yüzünün hemen altında bulunan pürüzlü alana tutunur.

Arcus Longitudinalis Medialis

Ayağın iki ana işlevi vardır: vücudu ayakta durma, ilerleme hareketleri sırasında desteklemek ve vücudu öne doğru kaldırmak; yürüme, koşma ve zıplama sırasında şoku emmek (8). İlk işlevi yerine getirmek için, ayak tabanının ayakta durma ve hareket etme streslerini dağıtabilmesi, engebeli ve eğimli yüzeylerde yürüme veya koşmaya uyum sağlayacak kadar esnek olması gerekir. İkinci işlevi yerine getirmek için ayak, atalete ve itmeye direnmek için güçlü, ayarlanabilir bir kaldıraç dönüştürülebilir olmalıdır. Bu tür gerilimleri bölümlere ayrılmış bir kaldıraç, eğer sabitlenirse, en iyi şekilde, karşılayabilir. Bebeklerde ve küçük çocuklarda plantar yüzdeki yağlı bağ dokusu ayağa düz bir görünüm verebilir ve yumuşak dokular her yaşta görünümünü değişen derecelerde değiştirebilir. Medial orta ayak plantar yağ yastığının kalınlığı 3,1 ila 4,9 mm arasında değişir (12). Bununla birlikte, insan ayağının iskeleti normalde kavislidir ve ayağın tabanı genellikle gözle görülür şekilde içbükeydir.

Arcus longitudinalis medialis, calcaneus, os talus, os navicula, os cuneiforme ve medialdeki üç ossa metatarsi'yi içerir. Posterior ve anterior sütunlar, sırasıyla

calcaneus alt yüzeyinin arka kısmı ve üç caput metatarsale'dir . Kemiklerin kendileri arkin stabilitesine çok az katkıda bulunurken, bağlar önemli ölçüde katkıda bulunurlar. En önemli bağ yapısı, destek sütunları arasında bir giriş görevi gören aponeurosis plantaris'tir (13). Talus'un üst eklem yüzeyindeki zirve noktası, tibia'dan tam itme kuvveti alır ve onu geriye doğru calcaneus'a, ileriye doğru os navicula ve os cuneiforme yoluyla ossa metatarsi'ye iletir. Bir sonraki önemli bağ, talusun başını destekleyen yay ligamentidir (ligamentum calcaneonaviculare plantare). Bu bağ zayıflarsa, os navicula ve calcaneus birbirinden ayrılarak arkin en yüksek noktası olan caput tali'nin alçalmasını sağlayarak düz tabanlık deformitesine yol açar. Ligamentum talocalcaneum ve ligamentum deltoideum'un tibia'dan os navicula'ya geçen ön lifleri de arkin stabilitesine katkıda bulunur. Kaslar da arcus longitudinalis medialis'in korunmasında rol oynarlar. M. flexor hallucis longus bir giriş görevi görür. M. flexor digitorum longus, m. abductor hallucis ve m. flexor digitorum brevis'in medial yarısı da daha az miktarda katkıda bulunurlar. M. tibialis posterior ve anterior ayağa inversiyon ve adduksiyon yaptırarak medial sınırının yükselmesine yardımcı olurlar. M. tibialis posterior'un önemi, tendonunun zayıflamasına eşlik eden medial longitudinal arkin çökmesiyle kendini gösterir.

Arcus Longitudinalis Lateralis

Arcus longitudinalis lateralis, arcus longitudinalis medialis'ten çok daha az belirgin bir kemerdir. Arcus longitudinalis lateralis'i oluşturan kemikler calcaneus, os cuboideum ve dördüncü ve beşinci ossa metatarsi'dir. Bu kemikler stabilize açısından kemere çok az katkıda bulunurlar. Sütunlar arkada calcaneus ve önde her iki caput metatarsalis'lerdir. Özellikle aponeurosis plantaris'in lateral kısmı ile ligamentum plantare longum ve brevis arkin stabilize edilmesinde daha önemli bir rol oynarlar. Ancak m. fibularis longus tendonu, arcus longitudinalis lateralis'in korunmasına en önemli katkıyı sağlar. M. flexor digitorum longus'un lateral iki tendonu, birinci tabakanın kasları (m. flexor digitorum brevis'in lateral yarısı ve m. abductor digiti minimi) ve m. fibularis brevis ve tertius da arcus longitudinalis lateralis'in korunmasına katkıda bulunurlar.

Arcus longitudinalis medialis, arcus longitudinalis lateralis'ten daha yüksek, daha hareketli ve esnektir. Arcus longitudinalis medialis'in düzleşmesi, ligamentum

calcaneonaviculare plantare'yi ve aponeurosis plantaris'i ilerleyici olarak sıkılaştırır. Arcus longitudinalis lateralis, bu tür kuvvetleri absorbe etmek yerine ağırlık ve itme kuvvetini iletecek şekilde tasarlanmıştır; ligamentum plantare longum ve ligamentum calcaneocuboideum plantare düzleştikçe sıkılaşır.

Arcus longitudinalis lateralis, arcus longitudinalis medialis'e göre yerle daha yoğun temas sağlar. Ayak düzleştikçe, artan bir yük fraksiyonu tüm arkın altındaki yumuşak dokuları geçer. Lateral sınırın tamamı genellikle yere temas ederken, medial sınır yere değmez.

Medial sınır, genellikle ayakta dururken bile gözle görülür şekilde içbükeydir ve bu, insan ayak izlerinin tanıdık dış hatlarını açıklar (ancak bu, ayakların konumu, ilişkili yumuşak dokuların gelişimi ve yüzeyin doğasına göre değişir). Herhangi bir aktivitede, topuk yükselir yükselmez, ayak parmakları uzar ve kas yapıları (aponeurosis plantaris dahil) tabanda gerilerek arcus longitudinalis medialis ve lateralis'i belirgin hale getirir: bu aşamada daha derindeki plantar bağlarda gerginlik azalır.

Arcus Transversus

Arcus transversus'ta yer alan kemikler, beş ossa metatarsi, os cuboideum ve ossa cuneiforme'nin tabanlarıdır. Os cuneiforme intermedium ve os cuneiforme laterale kama şeklindedir ve bu nedenle arcus transversus'un devamlılığını sağlarlar. Ossa cuneiforme ve basis metatarsale'leri bağlayan bağlar, ayağın medial ve lateral kenarlarına yaklaşma eğiliminde olan m. fibularis longus tendonu gibi, esas olarak arkın stabilitesini sağlar.

2.2. Yürüyüş Döngüsü

Yürüme, vücut duruş stabilitesini korurken aynı anda vücudu ileri hareket ettirmek için tekrarlayan bir uzuv hareketi dizisidir. Her sekans, iki tane çok parçalı alt ekstremite ve toplam vücut kütlesi arasındaki bir dizi etkileşimi içerdiğinden, meydana gelen sayısız olayın tanımlanması, yürüyüşün birkaç farklı açıdan izlenmesini gerektirir.

Yürüyüş döngüsü için üç temel yaklaşım vardır. Bunlardan en basit sistem iki ayağın da resiprokal zemin teması esasına dayanır. İkinci bir yöntem, adımın zaman

ve mesafe niteliklerini kullanır. Üçüncü yaklaşım, yürüme döngüsü içindeki olayların fonksiyonel önemini tanımlar ve bu aralıkları yürüyüşün fonksiyonel fazları olarak tanımlar.

Resiprokal Zemin Teması Paterni

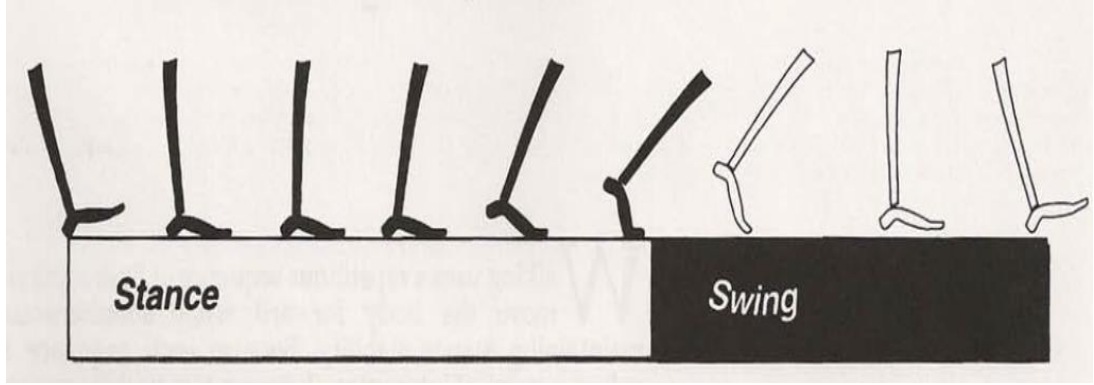
Vücut ileriye doğru hareket ederken, bir uzuv mobil bir destek kaynağı olarak hizmet ederken, diğer uzuv kendisini yeni bir destek alanına doğru ilerletir. Sonra uzuvlar rollerini tersine çevirirler. Vücut ağırlığının bir uzuvdan diğerine aktarılması için, her iki ayak da yere temas etmektedir. Bu olaylar dizisi, kişinin hedefine ulaşana kadar her uzuv tarafından karşılıklı olarak tekrarlanır.

Bu işlevlerin bir uzuv tarafından tek bir dizisine “**yürüme döngüsü**” (GC) denir (14). Bir eylemden diğerine geçerken belirli bir başlangıç veya bitiş noktası yoktur. Bu nedenle, herhangi bir olay yürüyüş döngüsünün başlangıcı olarak seçilebilir. Zemin temas anı en kolay tanımlanan olay olduğundan, bu eylem genellikle yürüme döngüsünün başlangıcı olarak seçilmiştir. Normal kişiler topuklarıyla zemin temasını başlatır (örneğin; topuk vuruşu). Tüm hastalar bu yeteneğe sahip olmadığından, yürüyüş döngüsünün başlangıcını belirtmek için “**ilk temas**” (IC) terimi kullanılmaktadır.

Döngünün Bölümleri

Her yürüyüş döngüsü, duruş (stance) ve salınım (swing) olmak üzere iki döneme ayrılır. Bunlara genellikle yürüme evreleri denir. Bu tez çalışmasında fazlar, yürüyüş döngüsü içindeki total uzuv aktivitesinin fonksiyonel alt bölümlerini tanımlamaktadır.

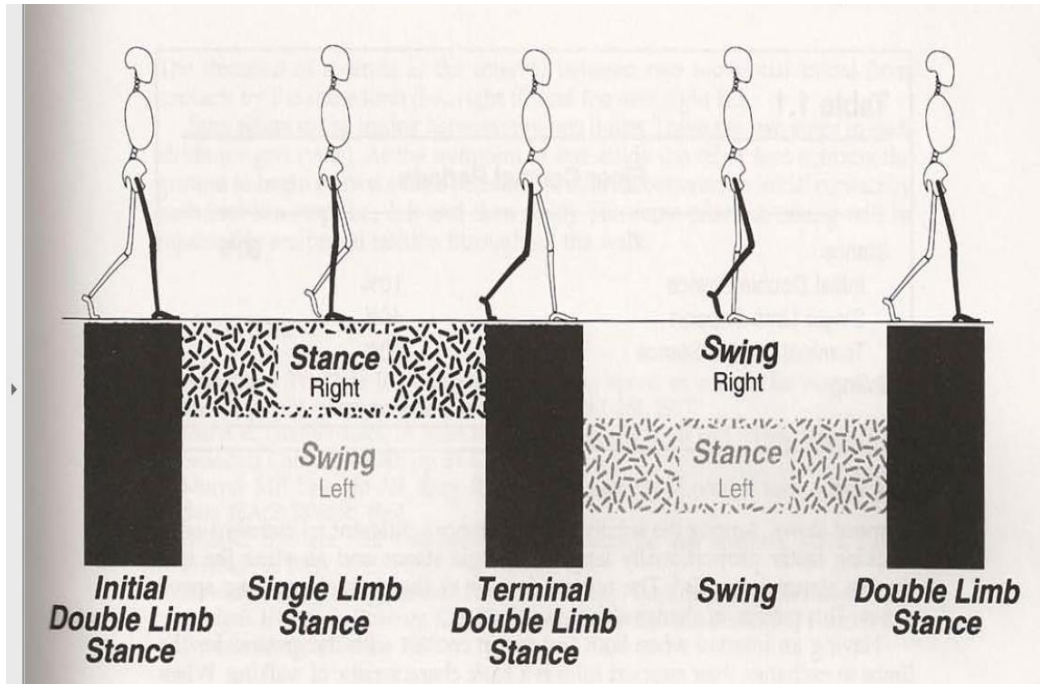
Duruş, ayağın yerde olduğu tüm süreyi belirtmek için kullanılan bir terimdir. Duruş, ilk temasla başlar (Şekil 2.8.) (15). "Salınma" kelimesi, uzvun ilerlemesi için ayağın havada olduğu süreyi tanımlar. Salınma, ayak yerden kaldırıldığında başlar.



Şekil 2.8. Yürüyüş döngüsünün bölümleri.

Açık renkli yatay düzlem duruş süresini temsil eder. Siyah renkli yatay düzlem salınım süresidir. Uzun segmentleri ilk temasla duruşun başlangıcını, ayak parmaklarının kalkmasıyla duruşun sonlandığını ve tekrar zemin temasıyla salınımın sona erdiğini göstermektedir (16).

Duruş, iki ayağın zemine temas etme sırasına göre üç kısma ayrılır (Şekil 2.9.) (15). Duruşun hem başlangıcı hem de bitişi, zeminle iki taraflı ayak teması (çift duruş) içerirken, duruşun orta kısmı tek bir ayak teması içerir (Şekil 2.8.) (15).



Şekil 2.9. Duruşun alt bölümleri ve bunların ikili zemin temas modeliyle ilişkisi.

Dikey koyu çubuklar, çift uzuv duruşu (sağ ve serbest ayak) dönemleridir. Yatay gölgeli çubuk, tek bacak desteğidir (tek duruş). Toplam duruş üç aralığı içerir: ilk çift duruş, tek bacak desteği ve sonraki (terminal) çift duruş. Salınma, terminal çift duruşu izleyen açık çubukla gösterilmektedir. Sağ tek uzuv desteği, sol salınım ile aynı zaman aralığında meydana gelmektedir. Sağa dönüş sırasında hafif tek uzuv desteği vardır. Üçüncü dikey çubuk (çift duruş), bir sonraki yürüyüş döngüsünü başlatır (16).

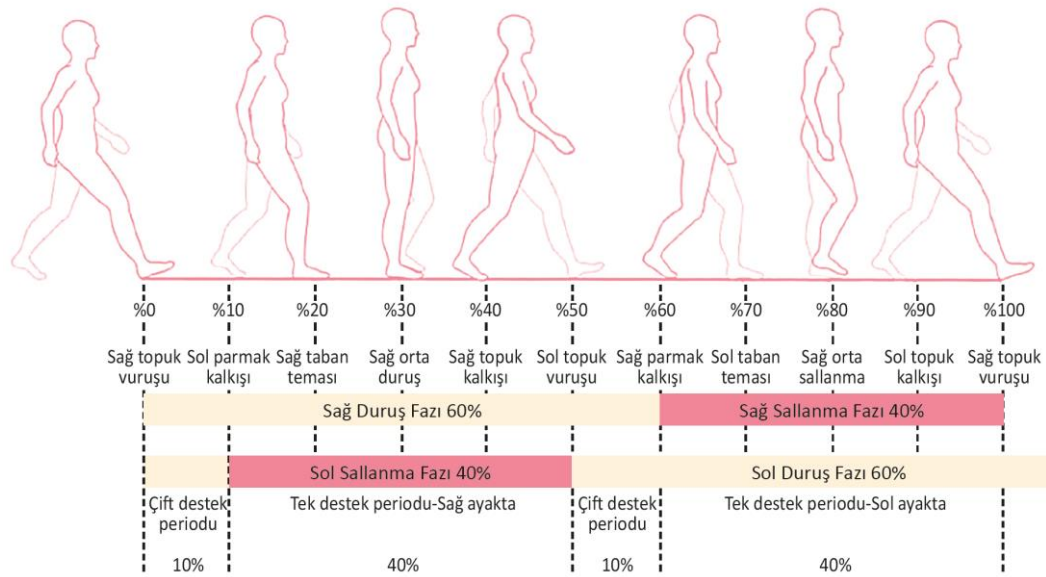
İlk "çift duruş" yürüyüş döngüsünü başlatır. İlk temastan sonra her iki ayak da yerdedir. Alternatif olarak literatürde "çift uzuv desteği" terimi de kullanılmaktadır ancak bu tanımlamadan kaçınılmalıdır çünkü bu terim vücut ağırlığının iki ayak tarafından eşit olarak paylaşıldığını belirtmektedir ki bu genellikle doğru değildir.

Tek uzuv desteği, salınma için karşı ayak kaldırıldığında başlar. Buna tek duruş denilmektedir. Tek ayakla zemin temasının işlevsel önemini vurgulamak için destek terimi tercih edilir. Tek uzuv desteği sırasında vücudun tüm ağırlığı o uzuv üzerindedir. Tek duruşun süresi, uzvun destek kapasitesinin en iyi göstergesidir.

Terminal çift duruş, üçüncü alt bölümdür. Diğer ayağın zemin temasıyla (kontralateral ilk temas) başlar ve orijinal duruş uzuv salınma için kaldırılana kadar (ipsilateral parmak ucu) devam eder. Ağırlık taşıma çok asimetrik olduğundan, terminal çift uzuv desteği teriminden kaçınılmalıdır.

Süre

Zemin temas sürelerinin normal dağılımı, duruş için %60 ve salınım için %40'tır (Şekil 2.10.)(17).



Şekil 2.10. Yürüyüşün parametreleri.

Duruş fazlarının zamanlaması her bir çift duruş aralığı için %10 ve tek uzuv desteği için %40'tır. Bir uzvun desteği ile diğer uzvun salınımı, aynı anda meydana geldiğinden, bu süreler birbirine eşittir (Şekil 2.10.) (17).

Bu yürüyüş döngüsünün kesin süresi kişinin yürüme hızına göre değişmektedir (18, 19). Alışılmış 80m/dk yürüme hızında, duruş ve salınma periyotları yürüyüş döngüsünün sırasıyla %62 ve %38'ini temsil eder. Her iki yürüme periyodunun süresi, yürüme hızı ile ters ilişkilidir. Yani yürüyüş hızı arttıkça, hem toplam duruş hem de salınma süreleri kısalır. Duruş ve salınma sürelerindeki değişim, hız yavaşladıkça giderek artar. Duruşun alt bölümleri arasında farklı bir ilişki vardır. Daha hızlı yürümek orantılı olarak tek duruşu uzatır ve iki çift duruş aralığını kısaltır. Kişinin yürüme hızı yavaşladıkça bunun tersi olur. Bu değişim modeli eğrisel bir dağılım gösterir.

Bacakların destek rollerini değiş tokuş etmeleri için her iki ayağın zeminle temas halinde olduğu bir aralığın olması, yürümenin temel bir özelliğidir. Çift duruş atlandığında, kişi hareketin koşu moduna girmiş olur (20).

Yürüyüşün Aşamaları

Yürümek için gerekli olan temel işlevleri sağlamak için, her adımda, duruş sırasında vücut ile destek ayağı arasında sürekli değişen bir dizilim ve salınım sırasında uzuv bölümlerinin sırasıyla hareket etmesi gerekir. Bu reaksiyonlar kalça, diz ve ayak bileğince gerçekleştirilen bir dizi hareket ile sonuçlanır. Yürüyüş analizinin geliştirilmesinin başlarında, her bir hareket modelinin farklı bir fonksiyonel taleple ilişkili olduğu görülmüş ve bunlar yürüyüşün aşamaları olarak belirlenmiştir. Her adım 8 fonksiyonel paternden oluşmaktadır. Yürüyüş döngüsünün temel bölümleri duruş ve salınım olduğu için teknik olarak bunlar alt aşamalardır, ancak genel uygulamada fonksiyonel aralıklar fazlardan oluşmaktadır.

Bir kişinin yürüme modelinin aşamalara göre analizi, bireysel eklemlerde meydana gelen farklı hareketlerin fonksiyonel önemini daha doğrudan tanımlar. Yürüyüşün aşamaları, aynı zamanda, bireysel eklemlerin eşzamanlı hareketlerini, toplam uzuv fonksiyonu modelleriyle ilişkilendirmek için bir araç sağlar. Bu, engelliliğin işlevsel etkilerini yorumlamak için özellikle önemli bir yaklaşımdır. Bir eklem hareketinin diğerine kıyasla önemi, yürüyüş aşamaları arasında değişir. Ayrıca, bir yürüyüş aşamasında uygun olan bir duruş, adımın başka bir noktasında işlev bozukluğu anlamına gelecektir, çünkü işlevsel ihtiyaç değişmiştir. Sonuç olarak hem zamanlama hem de eklem açısı çok önemlidir.

Sekiz yürüyüş fazının her birinin işlevsel bir amacı ve bunu gerçekleştirmek için kritik bir sinerjistik hareket modeli vardır. Aşamaların ardışık kombinasyonu, uzvun üç temel görevi yerine getirmesini de sağlar. Bunlar ağırlık kabulü, tek uzuv desteği ve uzuv ilerletmedir. Ağırlık kabulü, duruş periyodunu başlatır ve ilk iki yürüme aşamasını içerir (ilk temas ve yükleme yanıtı). Tek uzuv desteği, yürüyüşün sonraki iki aşamasıyla (orta duruş ve terminal duruş) duruşa devam eder. Uzuv ilerlemesi, duruşun son aşamasında (salınım öncesi) başlar ve daha sonra salınımın üç aşaması (ilk salınım, orta salınım ve terminal salınım) boyunca devam eder.

Ağırlık Kabulü

Bu, yürüyüş döngüsündeki en zorlu aşamadır. Üç fonksiyonel model gerektirir: şok emilimi, ilk uzuv stabilitesi ve ilerlemenin korunması. Buradaki zorluk, ileri doğru salınmayı henüz bitirmiş ve dengesiz bir yerleşime sahip bir uzuv

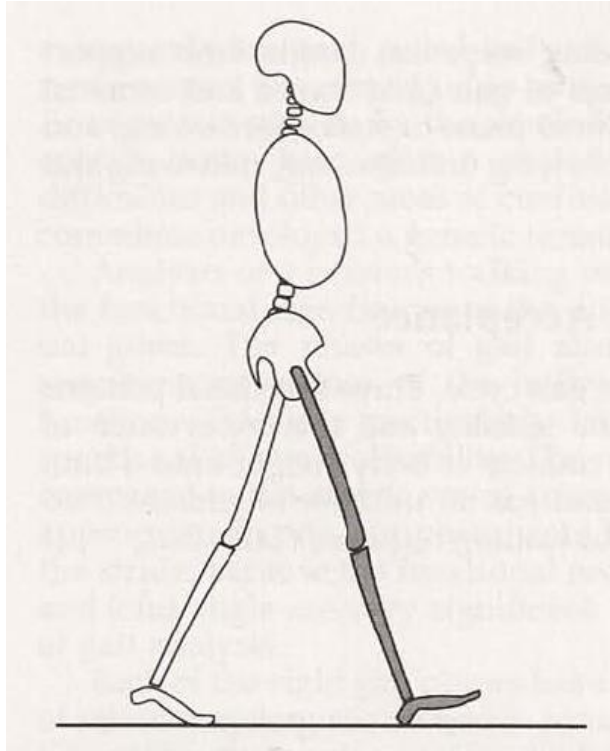
üzerine vücut ağırlığının aniden aktarılmasıdır. İlk temas ve yükleme tepkisi olmak üzere iki yürüyüş fazını içermektedir.

Faz 1 - İlk Kontakt

Aralık: % 0-2 GC (Gait cycle)

Bu aşama, ayağın yere değdiği anı içerir (Şekil 2.11.) (15). Bu sırada mevcut olan eklem duruşları, uzvun yükleme tepki modelini belirler.

Amaç olarak, uzuv bir topuk vuruşu ile duruşa başlayacak şekilde konumlandırılmıştır.



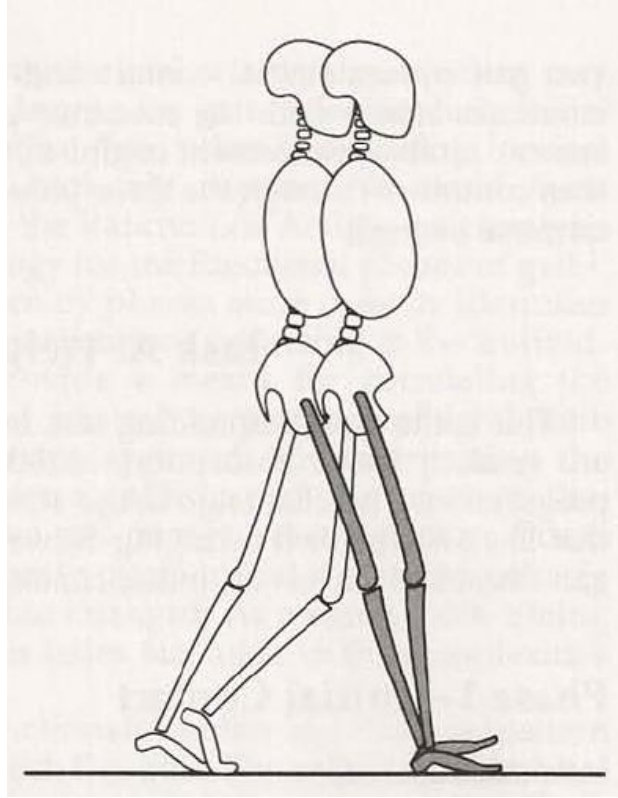
Şekil 2.11. İlk temas.

Faz 2 - Yükleme Yanıtı

Aralık: % 0-10 GC

Bu, ilk çift duruş dönemidir (Şekil 2.12.) (15). Aşama, ilk zemin temasıyla başlar ve diğer ayak salınma için kaldırılana kadar devam eder.

Amaç, şok emilimi, ağırlık taşıma stabilitesi, ilerlemenin korunmasıdır.



Şekil 2.12. Yüklenme yanıtı.

Tek Uzun Desteği

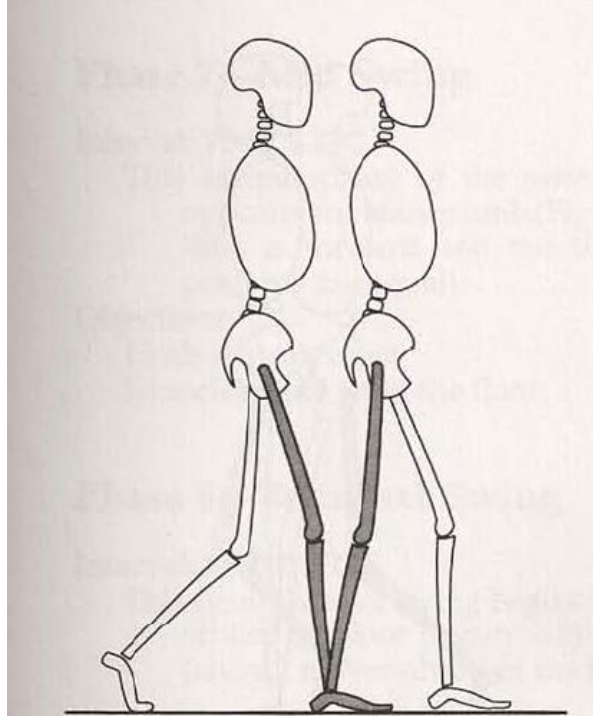
Salınım için diğer ayağın kaldırılması, uzvun duruşu için tek uzun destek aralığını başlatır. Bu, karşı ayak tekrar zemine temas edene kadar devam eder. Ortaya çıkan aralık sırasında ve ilerlemeye devam ederken bir uzuv, hem sagittal hem de koronal düzlemlerde vücut ağırlığını desteklemektedir. Tek uzun desteğinde iki aşama söz konusudur; orta duruş ve son duruş. Bu iki aşama birbirinden ilerleme mekanizmaları ile ayırt edilirler.

Faz 3 - Orta Duruş

Aralık: % 10-30 GC

Bu faz, tek uzun destek aralığının ilk yarısıdır (Şekil 2.13.) (15). Diğer ayağın kaldırılmasıyla başlar ve vücut ağırlığı ön ayağın üzerine gelinceye kadar devam eder.

Amaç, sabit ayak üzerinde ilerleme ve uzuv ile gövdenin stabilitesidir.



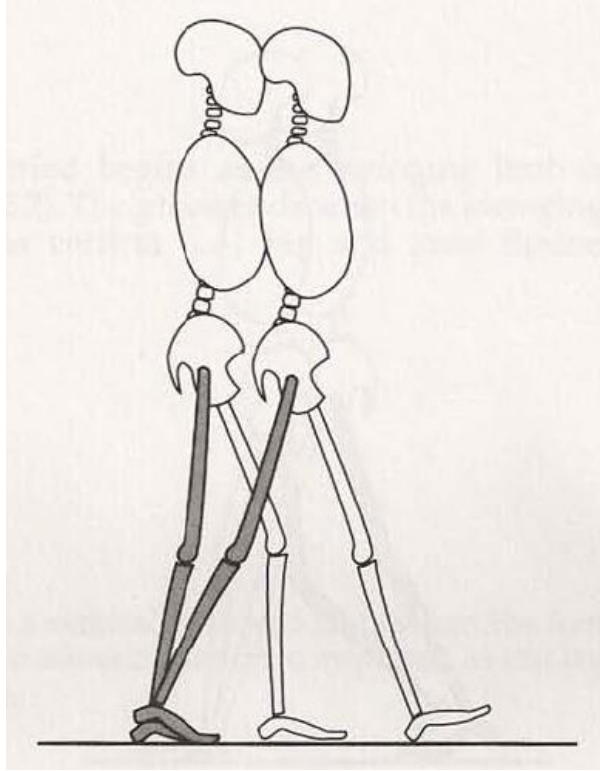
Şekil 2.13. Orta duruş.

Faz 4 - Terminal Duruş

Aralık: % 30-50 GC

Bu aşama, tek uzuv desteğini tamamlar (Şekil 2.14.) (15). Topuğun kalkmasıyla başlar ve diğer ayak yere değene kadar devam eder. Bu aşama boyunca vücut ağırlığı ön ayağın önüne geçer.

Amaç, destek ayağının ötesinde vücudun ilerlemesidir.



Şekil 2.14. Terminal duruş.

Uzuv İlerlemesi

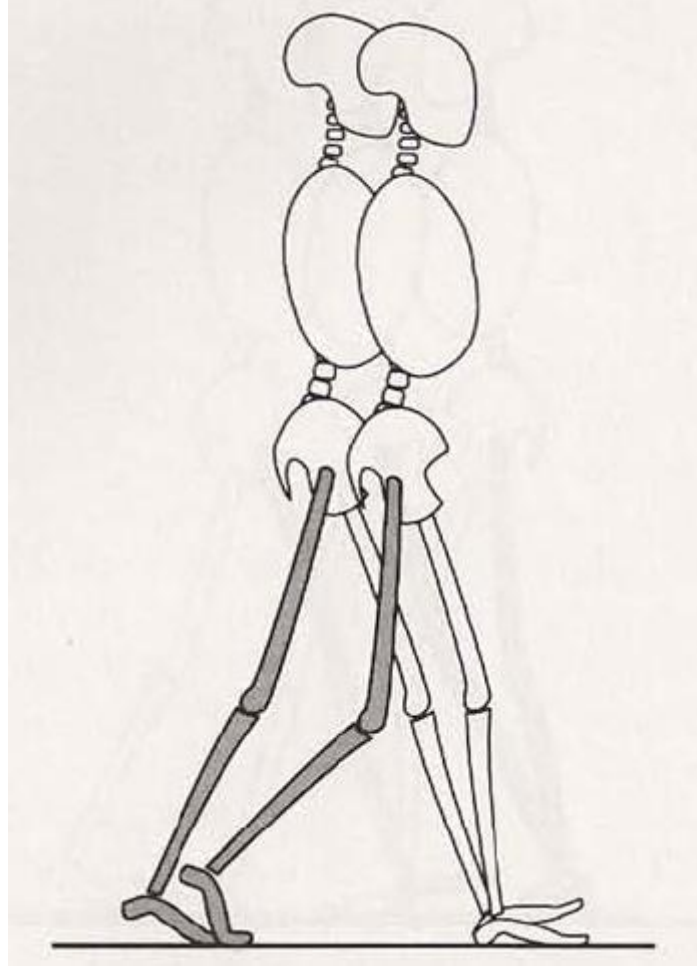
Uzvu ilerletilmesi için duruş pozisyonunda ön hazırlık başlar. Daha sonra uzuv üç postürle salınır, bunlar; kendini kaldırma, ilerleme ve bir sonraki duruş aralığına hazırlanma aşamalarıdır. Dört yürüyüş aşaması söz konusudur; salınım öncesi (duruş sonu), ilk salınım, orta salınım ve terminal salınım.

Faz 5 - Ön Salınma

Aralık: % 50-60 GC

Duruşun bu son aşaması yürüyüş döngüsündeki ikinci (son) çift duruş aralığıdır (Şekil 2.15) (15). Karşı ekstremitenin ilk teması ile başlar ve ipsilateral parmak ucu ile biter. Ağırlık bırakma ve ağırlık transferi olarak da adlandırılır. Vücut ağırlığının ani transferi uzvu derhal boşaltırken, bu ekstremitelere olumlu katkı sağlamaz.

Amaç, Uzvu salınma için konumlandırılmasıdır.



Şekil 2.15. Ön salınma.

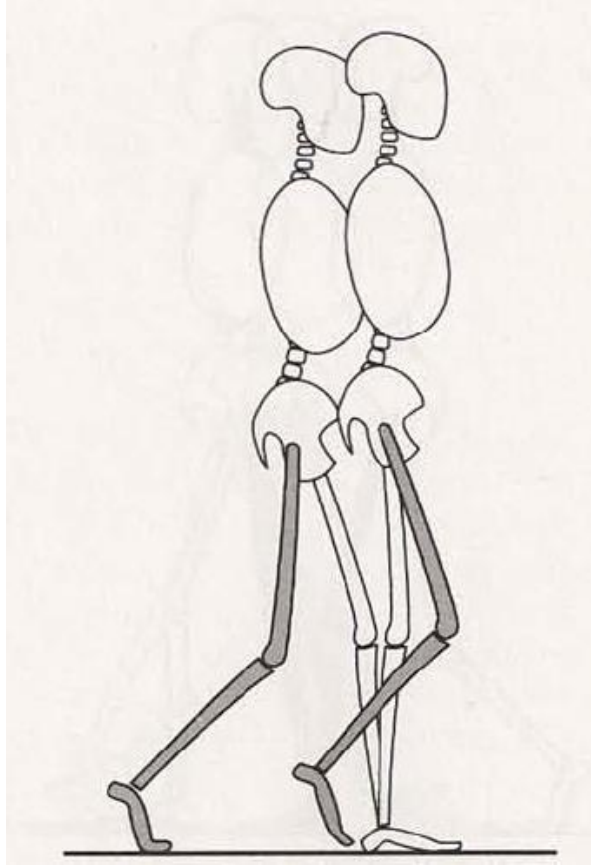
Faz 6 - İlk Salınma

Aralık: % 60-73 GC

Bu ilk aşama, salınım süresinin yaklaşık üçte birini oluşturur (Şekil 2.16) (15).

Ayağın yerden kaldırılmasıyla başlar ve salınım yapan ayağın duruş ayağının karşısına gelmesiyle sona erer.

Amaç, zemindeki ayak açıklığı ve uzvun takip pozisyonundan ilerlemesidir.



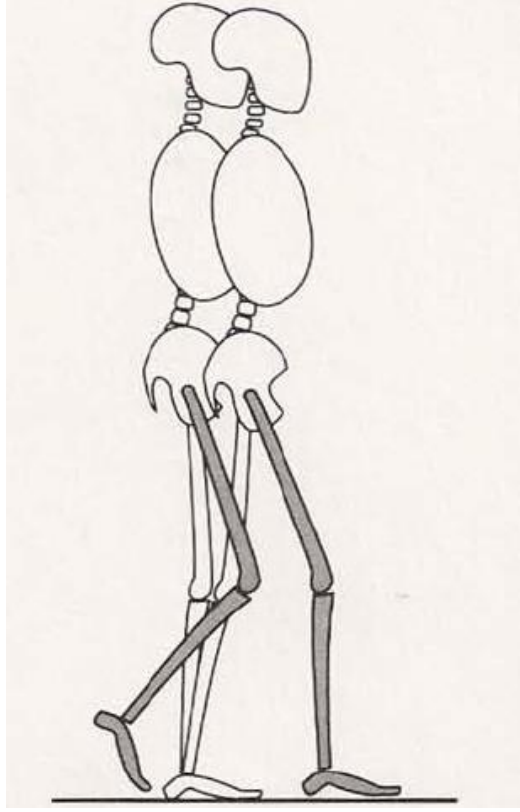
Şekil 2.16. İlk salınma.

Faz 7 - Orta Salınma

Aralık: % 73-87 GC

Salınma periyodunun bu ikinci evresi, salınan uzuv duran uzvun karşısındayken başlar (Şekil 2.17.) (15). Faz, salınan uzuv önde ve tibia dikey olduğunda sona erer (yani, kalça ve dizin fleksiyon duruşları eşittir).

Amaç, uzvun ilerlemesi ve zemindeki ayak açıklığının sağlanmasıdır.



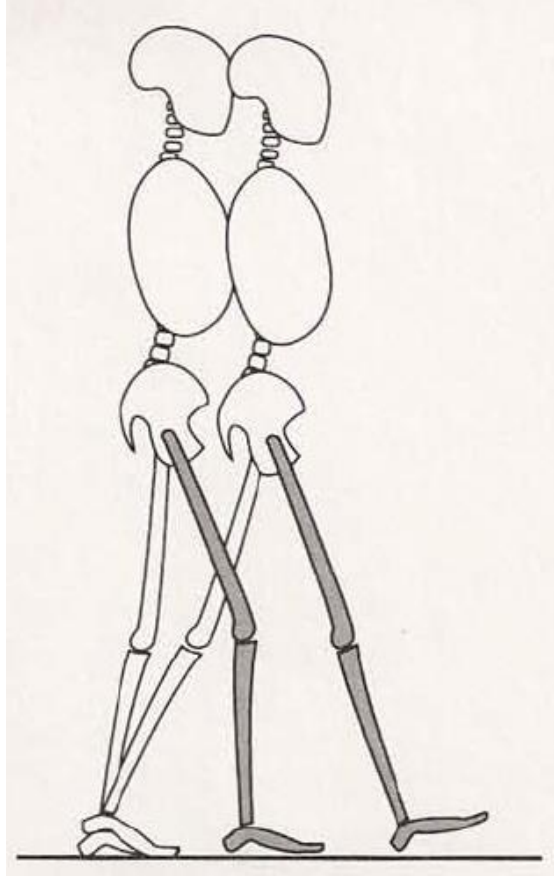
Şekil.2.17. Orta salınma.

Faz 8 - Terminal Salınım

Aralık: % 87-100 GC

Salınmanın bu son aşaması tibia ile başlar ve ayak yere çarptığında sona erer (Şekil 2.18) (15). Bacak, uyluğun önünde hareket ettikçe uzuv ilerlemesi tamamlanır.

Amaç, komple uzuv ilerlemesi ve uzuvların duruşa hazırlanmasıdır.



Şekil 2.18. Terminal Salınma.

2.3. Pedobarografi

Pedobarografi (pedografi, plantar basınç ölçümü), ayak altındaki basınç dağılımını ölçerek ayak dinamiklerinin detaylı analizini sağlar (Şekil 2.19) (Şekil 2.20.).



Şekil 2.19. Diasu Health Technologies, 3D PODOSCANALYZER, (Roma İtalya)
(yüklenme olmadan).



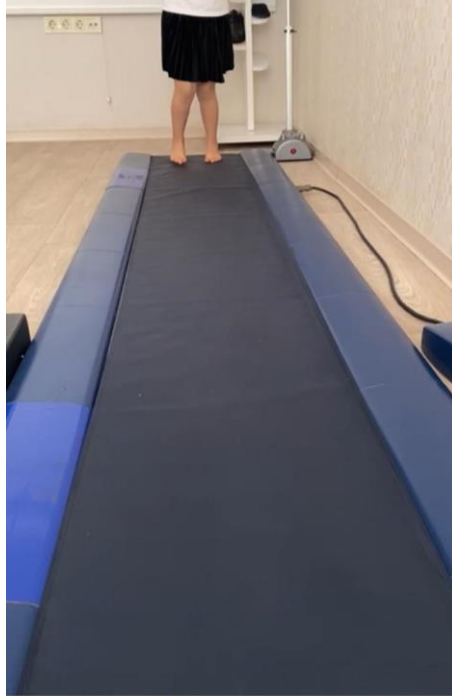
Şekil 2.20. Diasu Health Technologies, 3D PODOSCANALYZER, (Roma İtalya)
(Plantar basınç analizi sırasında).

Basınç, birim alan başına düşen kuvvet olarak tanımlanır (21) ve pedobarografi (Diasu Health Technologies, 3D PODOSCANALYZER, Roma, İtalya) statik bir ölçüm cihazı olarak sınıflandırılır. Basınç dağılımı, belirli ayak bölgesi veya kontralateral bölge ile ilgili olarak mutlak değerlerle (genellikle N/cm^2 veya kPa/cm^2 olarak) gösterilebilir.

Ortopedik ayakkabı teknolojisi alanında, hastaların ayakları sıklıkla statik koşullarda incelenir. (ör. blueprint veya podometre) (21, 22). Bu sistemlerin kullanımı, ayak şeklinin ve temas alanının analiz edilebilmesine olanak verir; ancak, mevcut basınç hakkında nicel veriler sunmaz. Basınç değerleri ve basınç dağılımı ile ilgili detaylı bilgi ancak elektronik cihazlar ile elde edilebilir. Basınç verilerine [N/cm^2] ek olarak, pedobarografik sistemlerde kuvvet [N], temas alanı [cm^2] veya temas süresi [yüzde devrilme süreci] gibi daha birçok parametreye erişilebilir. Ayrıca, bu verilerden türetilen, yürüyüş çizgisi ve ayak tabanı boyunca ilerlemesi (basınç merkezinin hızı (COP) [cm/s]) veya basınç zaman integralleri [N/cm] gibi farklı parametreler de hesaplanabilir [N/cm^2*s].

Genel olarak platform sistemleri ve iç taban/ayakkabı içi sistemler olmak üzere iki farklı tipte pedobarografik ölçüm cihazı mevcuttur (21). Platform sistemleri ile ayakkabı veya ortopedik tabanlıklardan kaynaklanan dış rahatsızlık olmaksızın çıplak ayağın çok detaylı analizi yapılabilir. Sensör çözünürlüğü genellikle oldukça yüksektir (1-4 sensör/ cm^2), çok küçük anatomik yapıların bile ayrıntılı bir analizi elde edilebilir (Şekil 2.21.)(Şekil 2.22.). Bununla birlikte, çoğu platform sınırlı sensör alanı boyutlarına sahiptir, bu da bir yürüme denemesi sırasında analizi yalnızca bir veya iki adımla sınırlandırır. Ayakkabı içi cihazlar, kişinin ayakkabısına yerleştirilir ve böylece ayak tabanı ile ayakkabı veya ortopedik iç taban arasındaki basınç ara yüzünü değerlendirilir (21, 22). Bu sistemler taşınabilir olup, iç ve dış mekanlarda, farklı yerlerde ve farklı amaçlarla da kullanılabilir. İç taban sistemi, özellikle ortez ve ayakkabı tasarımının değerlendirilmesinde, pedobarografi için ilk tercihtir (23). Ölçüm sırasında her bir adım algılanabilir olduğundan çok sayıda yürüyüş döngüsünün analizi yapılabilir. Ancak, iç taban sistemlerinin uzamsal sensör çözünürlüğü genellikle platform sistemlerinden daha düşüktür. Geleneksel taşınabilir sistemlerde hastaya bir kemerle bağlanan bir veri toplama sistemine teller aracılığıyla

bağlanan tabanlıklar vardır. Daha modern sistemler kablosuzdur ve yalnızca tabanlıklardan oluşur.



Şekil 2.21. Kuvvet platformu.



Şekil 2.22. LAC V Portable baropodometry platform 3D ULTRASENSOR (Kinetik analiz esnasında).

Teknoloji açısından, piyasada bulunan plantar basınç ölçüm cihazlarında çeşitli sensörler kullanılmaktadır: kapasitif, dirençli, piezoelektrik ve piezodirençli sensörler (23).

Göz önünde bulundurulması gereken birçok farklı yön olduğundan, hangi sensör teknolojisinin tercih edileceğini açıkça belirtmek mümkün değildir. Dirençli sistemlerin sensör çözünürlüğü yüksektir, ancak sıcaklık ve nemden etkilenir ve ayaklarla temas halinde kullanıldığında bazı sorunlar ortaya çıkabilir. Buna karşılık, kapasitif ve piezoelektrik sistemler kolayca kalibre edilir, güvenilir ve tekrarlanabilir veriler sağlar, ancak bu sistemler aynı zamanda oldukça pahalıdır (21-23).

Ayrıca, piezoelektrik sensörler dışındaki tüm basınç sensörlerinin yalnızca dikey kuvvet bileşenlerini algılayabildiği göz önünde bulundurulmalıdır. Piezoelektrik sensörler aynı zamanda kesme (shear) kuvvetlerine de tepki verse de, bunun yerine tüm kuvvet vektörlerinin toplamını ölçtükleri için farklı kuvvet bileşenleri arasında ayırım yapamazlar (21). Bu nedenle, sıklıkla önemli doku stresine yol açan kesme kuvveti bileşenleri, plantar basınç ölçümü ile değerlendirilemez (24, 25).

Pedobarografik ölçümlerin sonuçları farklı şekillerde sunulabilir: maksimum basınç resmi (MPP) [N/cm^2] temas süresi resmi (CTP) [%ROP (roll-over proses)] veya bir basınç-zaman integral resmi (PTIP) [N/cm^2*s]. Bu kantitatif değerlere ek olarak, bahsedilen parametreler de ayağın önceden tanımlanmış bölgeleri için ayrı ayrı verilebilir.

PTIP basınca maruz kalma süresi hakkında daha fazla bilgi verebilir çünkü basınçtan kaynaklanan doku hasarı tek başına büyüklüğe bağlı değildir. İntegral, her sensör için yükleme süresi ile basıncın çarpımından hesaplanır. Bu yöntemle, basınç zaman-integral tablosu, özellikle ülser gelişimi açısından büyük risklerin mevcut olduğu diyabetik hastaların tedavilerinde önemli bilgiler verebilir (26-28). Bununla birlikte, MPP verilerine ek olarak verilen PTIP verilerinin bazen gereksiz olduğu kabul edilir (29). Bu nedenle, çeşitli araştırma grupları hala diyabetiklerde MPP için güvenilir bir sınır bulmaya çalışmaktadır. Fawzy ve ark. (27), özellikle ön ayağın altındaki yüksek tepe basınçları ile ülserasyon riski arasında yüksek bir korelasyon olduğunu belirtmektedir. Diyabetli hastalarda tepe basıncı için tek tip sınırlar bulunmadığından, ön ayak tepe basıncı için 355 kPa'lık bir eşik değer önerilmektedir.

Basınç ölçümleri birçok farklı alanda kullanılabilir olduğundan birçok farklı pedobarografi uygulamaları vardır. Tepe basınç alanlarını yakalama ve görüntüleme yeteneği, örneğin spor ve aşırı kullanıma bağlı yaralanmaların önlenmesi alanlarında kullanılabilir (30, 31). Ayrıca bu yöntemleri diyabetik bakım (26, 27) veya ayak travması ve hastalıkları gibi farklı klinik alanlara da uygulanabilir (32, 33). Ameliyat öncesi ve sonrası ölçümler özellikle cerrahi başarı hakkında faydalı bilgiler verir ve ayrıca tedavi veya rehabilitasyon döneminde objektif pedobarografik değerlendirmelerle tedavinin bireyselleştirilmesini sağlarlar.

2.4. İşarete Dayalı Yürüyüş Analizi

Biyomekanik yürüyüş verilerinin objektif olarak nicelleştirilmesi, bilgisayar destekli ölçüm sistemlerinin kullanılmasıyla eklem kinematiği ve kinetiğinin sayısal olarak hesaplanmasına dayanır. İşarete dayalı yürüyüş analizi için 4 – 25 mm çapında aktif (ışık yayan) veya pasif (reflektörden yansımali) küresel cilt işaretleyicileri kullanır. Bu işaretleyiciler, insan vücudunun belirli anatomik işaretlerine veya işaret kümeleri veya konum sensörleri kullanılarak ilgili vücut bölümlerine doğrudan bağlanırlar. Optik hareket izleme sistemlerinde, 3 boyutlu olarak (3D) bir işaretçinin konumunu ve yönünü belirlemek için en az iki kamera ile desteklenen yakın kızılötesi teknolojisi kullanılmaktadır (34, 35). Winter, başlangıçta 50 Hz'lik bir örnekleme frekansını yürüyüş analizi için yeterli olarak değerlendirmiş olsa da, mevcut optoelektrik teknikler, 1 mm'ye kadar uzaysal çözünürlüklerle 1000 Hz'den fazla örnekleme hızlarında insan hareketini ölçebilmektedir (36). Bu modern teknolojiler, yüksek güvenilirlikle yüksek hızlı hareketlerin bile ayrıntılı olarak analiz edilebilmesini sağlar (34).

Biyomekanik modeller, insan vücudunun eklem kinematiğini ve kinetiğini hesaplamak için antropometrik ölçümlerle birlikte hastanın cildine sabitlenen yansıtıcı probalar yerleştirilerek uygulanır. Alt ekstremitelerin analizleri için en özel ve yaygın olarak kullanılan model, plug-in yürüyüş modeli olarak da bilinen geleneksel yürüyüş modelidir (KYM). Bu model, vücudu, her biri ortogonal bir koordinat sisteminden oluşan ve 3 serbestlik dereceli bilye veya yuva eklemleriyle birbirine bağlanan pelvis, femur, tibia ve ayaklardan oluşan yedi bölüme ayırır (37, 38). Bu model ayrıca isteğe bağlı olarak, hareket sırasında üst vücut hareketlerinin

analizine izin vermek için toraks ve üst ekstremite segmentlerini içerecek şekilde genişletilebilir. KYM'e alternatifler, Cleveland Clinic Markerset veya Instituti Ortopedici Rizzoli (IOR) modelidir. Bu modeller, eklem kinematığını ve kinetiğini hesaplamak için, eklemleri zorlamadan ya rijit işaret kümeleri ya da cilde sabitlenmiş işaretleyiciler ile vücut bölümlerini izler. Ancak, bu tür yaklaşımlar, tam olarak geçerlilik ve güvenilirlik kazanmamıştır ve kalibre edilmiş anatomik landmark tekniklerinden ziyade sadece modelleme teknikleriyle sınırlıdır (39). Yürüyüş biyomekaniği her zaman ayak ve yer arasındaki etkileşime dayalı olarak belirlendiğinden, Oxford Ayak Modeli, Milwaukee Ayak Modeli gibi ayak hareketi için özel modeller geliştirilmiştir. Bu yaklaşımlar, hareket sırasında ayak fonksiyonunun ayrıntılı analizine izin vermek için ayağı birden fazla segmente (ön ayak, orta ayak, arka ayak ve halluks) böler (40-42).

Bu ilkelere dayanarak, yürüme hızı, kadans (ritim) veya adım genişliği gibi spatio-temporal parametrelerin yanısıra sagittal, frontal ve transvers düzlemlerde tüm parametreler işarete dayalı hareket analizinden elde edilebilir. Senkronize kuvvet plakaları, harici eklem momentleri ve eklem güçleri gibi ek kinetik parametrelerin hesaplanabilmesine olanak verir. Büyük veri setlerinin çok yönlü kullanılabilirliği ile 3D hareket analizinin kullanımı, nöro-ortopedi, travmatoloji ve ayak bakımı gibi çeşitli klinik alanlarda avantajlarını zaten kanıtlamıştır. Bu bağlamda, serebral palsili veya ayak deformiteleri olan ortopedik hastaların ameliyat öncesi yürüyüş analizi, vakaların % 89'una kadar orijinal tedavi planını değiştirmiştir (43). Ayrıca, 3D yürüme verileri dikkate alındığında, spastik serebral palsili çocuklarda yapılacak alt ekstremite cerrahilerinin yaklaşık %13'ü gereksiz bulunmuştur (44).

Güçlü bir tanı aracı olan işarete dayalı yürüyüş analizi, ortez etkinliğinin değerlendirilmesinde, travma rehabilitasyonunun öncesi, sonrası veya takip eden süreçlere dek incelemelerde ve hatta farklı cerrahi yaklaşımların karşılaştırılmasında da kullanılmaktadır (45, 46). Transfemoral amputelerde farklı protez sistemlerinin fonksiyonel değerlendirmesi ile ilgili olarak, 3D yürüyüş analizinin, geliştirilmiş yürüme kalitesi ve simetri ile doğrudan ilgili biyomekanik parametrelerin tanımlanmasında güvenilir bir kalite değerlendirme aracı olduğu kanıtlanmıştır (47).

İşarete dayalı 3D yürüyüş analizleri hastanın tedavisine önemli ölçüde katkıda bulunsa da dikkate alınması gereken bazı sınırlılıkları da vardır. Özellikle obez

hastalarda yumuşak doku artefaktlarına bağlı eklem pozisyonlarının belirlenmesinde cilt yüzeyinde belirteçlerin kullanılması her zaman yanlış yapmaya açıktır. Çeşitli ilerlemeler sağlanmış olsa da biyomekanik modeller genellikle, özellikle diz için insan anatomisinin karmaşıklığını tam olarak taklit edemeyen basitleştirilmiş eklem mantığı ile iş görür. Ayrıca, yüzey işaretleyicilerinin yanlış yerleştirilmesi, eklem merkezlerinin tahminiyle ilgili önemli hatalara da yol açabilir. Bu bağlamda, küçük lateral diz işaretleyici konumlarının orijinal merkezden 1 cm'den daha az sapmaları, özellikle eklem açısı üzerinde ve aynı zamanda eklem momenti hesaplamaları üzerinde önemli bir etkiye sahip olabilir (39, 48). Ancak, bireysel işlemlerde bu olasılıkları bilerek ve doğru parametreleri seçerek, aletli işarete dayalı yürüyüş ve hareket analizi, klinik ve bilimsel uygulamada uygun bir yardımcı araç olarak iş görebilir.

2.5. İşaretsiz Hareket Yakalama

Tüm vücudun hareketlerini ölçen çoğu optik hareket yakalama sistemi, nesnelere iliştilmiş işaretlere dayanmaktadır. Bu sistemler, önemli miktarda zaman, çaba, teknik ekipman, uygun bir öncül ve ölçüm yapmak için eğitilmiş personel kadar hasta uyumunu da gerektirir. Bu nedenle, bu tür hareket yakalamasının klinik uygulamaya entegre edilmesi bazen zor olabilmektedir. Bu tür kapsamlı hareket analizine potansiyel bir alternatif, işaretsiz hareket yakalama sistemleridir. İşaretsiz hareket yakalama sistemleri arasında zemine dayalı sensör sistemleri, kullanımı kolay bir teknik olarak karşımıza çıkmaktadır. Hareket yakalama sistemlerine özgü daha karmaşık ve ayrıntılı prosedürlere bazıları, örüntünün tanınması ve silüet çıkarma gibi görüntünün işlenmesi işlemlerine dayanır. Bu araçlar tipik olarak aktif ve pasif görüş sistemlerine ayrılırlar. Aktif sistemler, laboratuvar ortamında nesnelere yapılarını toplamak için ışık, pasif sistemler ise yalnızca yakalanan görüntülere dayanarak bilgi verir (49).

Zemin Sensörleri

Zemin sensörleri, bir kişinin yürüyüş modeli hakkında ilk fikir edinmek için en temel ve basit tekniktir. Sensörler, özel matlara entegre edilir ve yürüme algılandığında basınç veya kuvvet verileri toplanır (50, 51). Hastalar, yürüyüş hızı,

adım uzunluğu ve adım genişliği gibi uzamsal-zamansal parametrelerin belirlenmesine izin vererek, hareket dizilerinde rahatsız edilmeden mat üzerinde yürüyebilirler. Ek olarak, kullanılan sensör tekniğine bağlı olarak hastanın ayaklarının altında kaydedilen basınç veya kuvvetler raporlanabilir (49). Pek çok klinik çalışma, örneğin multipl skleroz, Parkinson hastalığı veya fibromiyalji olan hastalardaki yürüme bozukluklarının karakterizasyonu için zemin sensörlerini kullanarak hastaların yürüyüş paterni analiz edilmiştir (52-55). Bu hareket yakalama tekniğinin başlıca avantajları, kullanım kolaylığı, düşük maliyet, taşınabilirlik, ölçüm için hiçbir uzmana gerek olmaması ve hastaların tercih ettikleri giysilerle yürüyebilmeleridir. Ancak, bu zemin tabanlı sistemler kullanılarak vücut duruşu veya eklem kinematiği hakkında hiçbir bilgi elde edilememektedir.

2.6. Örüntü Tanıma – Aktif Sistemler

Stereoskopik projeksiyonlar, bir nesnenin algılamasını ve tanımlamasını kolaylaştırdığı için basit bir işaretli hareket yakalama yöntemi sunar. Teknik olarak basit ve düşük maliyetli sistemler, insan duruşu ve hareketleri hakkında faydalı bilgiler sağlayabilir. Yaygın olarak kullanılan bir yöntem, bir projektörün laboratuvar spektrumuna ışık bilgisi gönderdiği ve aralığın görüntülenmesi olarak da adlandırılan derinlik ölçümüdür. Görüntüler bir kamera tarafından toplanır ve sistemin belleğindeki bilinen mesafelerdeki referans ile karşılaştırılır, böylece bir kümeden bir mesafe haritası elde edilir ve hesaplanır. Bu teknikte kameranın triangulasyonu, lazer mesafe tarayıcı gibi teknikler kullanılır (50). Triangulasyon prensibine dayanan 3D kameralar kolayca temin edilebilir. Bu düşük maliyetli sistemler, insan hareketlerini izlemek ve sağlıklı tanı koymak için yeterlidir.(55, 56) Örneğin, Clark ve ark.(57) bu tekniği kullanan yürüyüş analizinin güvenilir olduğunu ve inme hastalarının dinamik denge kapasitesi hakkında fikir verdiğini açıkça belirtmişlerdir. Ayrıca Parkinson hastalığı olan ve olmayan yaşlı yetişkinler arasındaki yürüyüş farklılıkları, derinlik ölçüm tekniği kullanılarak analiz edilmiştir (58). Aktif sistemlerin avantajları arasında düşük maliyet, ekipmanın basitliği ve kullanım kolaylığı sayılabilir. Bu nedenle, bu teknik aynı zamanda hastaların evde veya klinik ortamda bağımsız olarak antrenman yapmalarına da olanak sağlar. Hareket yakalama sistemi, bir hastanın duruşunu ve hareketini belirleyip ayarlayabilir ve ardından performansı

hakkında geri bildirimde bulunabilir. Sürekli geribildirim, modern sunum ve bu tür eğitimin bir video gibi sunulabilmesinin, rehabilitasyon sırasında hastaların motivasyonunu arttırdığı gösterilmiştir (59). Aktif sistemler ışık koşullarına bağlı ve yalnızca kontrollü bir ortamda kullanılabilirken, görüntü yakalayan pasif sistemler ev tabanlı ortamlarda da kullanılabilirler (49).

2.7. Siluet Çıkarma – Pasif Sistemler

İşaretsiz hareket yakalama sistemleriyle, siluet çıkarma için karmaşık algoritmalar uygulanabilir. Silüetlere dayalı farklı hareket yakalama modelleri ve hesaplamaları vardır. İşaretsiz hareket yakalama araştırmaları insan hareketinin izlenmesi, tahmin edilmesi ve tanınmasına odaklanan bilgisayarlı görüntü ve mühendislik alanında yürütülen çalışmalara dayanmaktadır. Hareket yakalama, arka plan çıkarma (60), siluet çıkarma (50, 61), silüetten şekil yöntemleri (62), optik akış, orta eksen dönüşümü veya bulanık kümeleme işlemi gibi çeşitli algoritmalar kullanılabilir (48, 63). Yalnızca bir kamera ile işaretsiz hareket yakalama ile 2D modeller çıkarmak mümkün olsa da biyomekanik araştırmalarda veya klinik ortamda kullanılacak veriler doğru ve ayrıntılı olmalıdır. Bu da, bir 3D modelde vücut hareketinin ve eklem mekanizmalarının tam olarak duplikasyonunu gerektirir (49). Bu nedenle, 3D modele dayalı sertifikalı tıbbi cihazlarda, çoklu senkronize kameralar kullanılmaktadır (64). Pasif işaretsiz hareket yakalama sistemleri, klinik yürüyüş ve hareket analizine yeni bir yaklaşım sunsa da, henüz sadece deneysel klinik çalışmalarda kullanılmaktadırlar. Ancak, bu ölçüm yöntemi gelecekte klinik değerlendirmeler için alternatif bir seçenek olabilir. Bu sistemlerin ana avantajı, hastalarda özel laboratuvar şartlarına gerek duymaksızın ölçüm yapmaya izin vermesidir (49). Siluet çıkarmanın sınırlılıkları giyinme, çanta taşıma ve benzeri ölçülen alanlarda birden fazla nesnenin bulunmasını gerektirmesidir.

2.8. Giyilebilir Sistemler

Devam eden teknolojik ilerlemeler birlikte, minyatür sensörler geliştirilmiştir. Minyatür sensörlere, hareket izleme sistemlerinin uygulama alanlarının genişletilmesine ve giyilebilir aktivite izleme cihazlarına yönelik artan tüketici talebine ortaya çıkmıştır. Bu nedenle giyilebilir sistemler, bir tüketici ürünü olarak

muazzam bir pazar potansiyeli olarak karşımıza çıkmaktadır. 2017 yılında dünya genelinde 115 milyon adet satılmış olmasına rağmen, pazarın 2023 yılında 279 milyon adete ulaşması beklenmektedir (65, 66). Giyilebilir cihazlar, ergonomi, spor ve tıp alanlarında motor işlevi ve performansı değerlendirmek için kullanılabilirler. Teknoloji daha da geliştikçe, giyilebilir sensörler küçülmekte ve daha hafif hale gelmektedir ayrıca laboratuvar ortamı dışında yürüme parametrelerini ölçmek için de yeni bir alan açmıştır (50, 67, 68).

Atalet Ölçüm Birimleri (IMU) olarak da adlandırılan, ivme ölçümüne dayalı yöntemler, bireyin postürünü belirlemek ve fonksiyonel durumuyla ilgili bazı günlük hareketleri sınıflandırmak için kullanılabilir. Eşik değere dayanan hareket sınıflandırması, aktiviteler arasında ayırım yapmak için hiyerarşik bir algoritma yapısı kullanır (69). Manyetik ve Atalet Ölçüm Birimleri (MIMU'lar), en umut verici giyilebilir sensör tipi olarak görülmektedir (69, 70). Hızlanma sensörleri, jiroskop sensörleri ve manyetometreler gibi birkaç atalet sensörünün bir kombinasyonudurlar (71). Bir seferde karmaşık ve çoklu giyilebilir cihazların kullanılması, eklem ve segment kinematığının değerlendirilmesine olanak tanır. Bu nedenle, bir inertial sensörünün, bir inertial referansına 3D oryantasyonunun mutlak olarak mı elde edildiğini, yoksa eklem kinematik analizinde daha yaygın olan bir segmentin oryantasyonunu diğerine göre mi elde edildiğini bilmek çok önemlidir (72). Örneklemenin bozulmamasını sağlamak için, tüm sensörlerin örnekleme frekansı, tespit edilebilen en hızlı hareketin frekansının en az iki katı olmalıdır (73).

Sensöre dayalı izleyiciler, fiziksel aktiviteyi nicel bir veri olarak sunar, böylece adım sayısı, yürüme hızı, ahenk, adım uzunluğu, ayak boşluğu (74, 75), sağ-sol asimetrisi, çift destek, duruş ve salınım süresi (74), adımlar arası değişkenlik (76) ama aynı zamanda aktivitelerin türü, süresi ve yoğunluğu (73) gibi parametrelerin tespiti yoluyla geniş bir uygulama yelpazesi sağlar. Bu parametreler, örneğin Duchenne müsküler distrofisi olan çocuklarda, hastalar ve sağlıklı kişiler arasındaki yürüyüş paternindeki değişiklikleri göstermek için kullanılabilir (76). Sensörler aynı zamanda ameliyatlardan sonra yürüyüş paternindeki değişiklikleri, yani ayak bileği artrodezi (77) veya denge eğitimi gibi girişimsel çalışmalarda aktivite davranışını değerlendirmek için de kullanılabilir (78, 79). Aktivite izleyicilerinin uygun hale getirilmesiyle, yaşlılarda bakım veya acil durum sistemlerinin uygun hale getirilmesi

sağlanarak düşme riski ve hareketlilik düzeyleri belirlenebilir (69, 78). Aktivite ile ilgili davranış ve hastalık riskleri arasındaki potansiyel ilişkiler araştırılabilir (79). Kluge ve ark. (75) uzaysal-zamansal yürüyüş parametrelerini kullanarak diz artroplastisinin fonksiyonel yararını öngörmeyi amaçlamışlar, Ridgers ve ark. (80) sensör tabanlı geribildirim yoluyla çocuklarda ve ergenlerde aktivitedeki artışı araştırmışlardır. Patel et al. (78), Parkinson hastaları için sensör tabanlı hareket analizinin faydalarını göstermiş ve motor süreçlerin sürekli kaydının ilaç dozajının ayarlanmasını kolaylaştırabileceğini bildirmişlerdir. Uzaysal-zamansal parametrelere ek olarak, giyilebilir cihazlar tüm düzlemler ve eklemler için kinematik veriler elde etme özelliğine sahiptir (ör. ayak bileği, diz ve kalça).

Giyilebilir cihazlar kullanılırken, ölçümlerin özellikle gürültü ve dış faktörlerden etkilenebileceği ve bazı olumsuz özelliklerinin ortaya çıkabileceği unutulmamalıdır. Bu olumsuz özellikler, özellikle klinik ortamda, kablosuz ağlar veya X-ray radyasyonu şeklinde ortaya çıkabilir ve ancak güçlükle kontrol edilebilir veya hiç kontrol edilemez. Ek olarak, giyilebilir cihazların kesinliği genellikle yetersizdir ve klinik ve bilimsel hareket analizinde kullanılabilmesi için daha fazla geliştirilmesi gerekmektedir (50). Bu cihazların güç tüketimi, sınırlı pil ömrü nedeniyle sınırlıdır. Sensör seçimi sırasında, örnekleme frekansının gerektiği kadar düşük ve mümkün olduğu kadar yüksek olmasına özen gösterilmelidir. Daha yüksek bir örnekleme frekansı daha doğru sonuçlar sağlar, aksine kısıtlı pil ömrü gibi nedenlerle olası ölçüm günlerinin sayısını dahi azaltabilir (79). Ayrıca, IMU'lardan ve MIMU'lardan gelen çıktı parametrelerini tahmin etmek için karmaşık algoritmalara ihtiyaç vardır. Sensörlerin konumlandırılması, araştırmanın hipotezi ve kalite kriterlerine (doğruluk, tekrarlanabilirlik) bağlı olarak farklı algoritmalar kullanılabilir (81). Eklem kinematığının tahmini, tipik olarak beklenen sensör hatalarının tahmin edilmesini içerir, ancak yumuşak doku sallanmasının giyilebilir sensörler tarafından kaydedilen sonuçları etkilediği ihmal edilemez (50, 72). Daha ucuz giyilebilir sistemler, herhangi bir yerde hareket ve yürüyüş analizine izin verir ve altın standart markör tabanlı yürüyüş ve hareket analizi gibi laboratuvar kontrollü ortamlarla sınırlı değildir. Bu, aktivitelerin günlük yaşamda doğrudan ölçülmesine izin verir ve bu nedenle daha karmaşık aktiviteleri yansıtır.

Sensörlü giysiler, örgüye entegre edilmiş sensör iplikleriyle oluşturulur. Örneğin, elastik polimer iplikler giysiye veya bandajlara dokunabilir. Elastik polimer ipin esnemesi ve gevşemesi, bu iplerin hangi eklemlere veya vücut bölümlerine yerleştirildiğine bakılmaksızın dirençli sensörler aracılığıyla kaydedilebilir. Polimer iplik uzunluğundaki (dirençli sensör) değişiklik, daha sonra eklem kinematiği ile ilişkilendirilebilen voltajda bir değişikliğe neden olur. Bu veriler, bir sinir ağı gibi yapay zeka teknikleri kullanılarak değerlendirilebilir (78, 82). Giyilebilir cihazların kullanımı arttıkça, gelecekteki gelişmeler daha akıllı, gerçek zamanlı bilgi ve daha yüksek kullanılabilirlik sağlayarak araştırmacılar, biyomekanistler, hareket bilimciler, fizyoterapistler, doktorlar ve hastalar için mümkün olan en iyi sonucu elde etmek için eyleme geçirilebilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmanın protokolü Hacettepe Üniversitesi, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından GO 18/487-09 karar numarası ile onaylanmıştır. Araştırma Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı ve Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ankara Dr. Sami Ulus Kadın Doğum, Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde yürütülmüştür.

3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Bu çalışmaya düz tabanlık şikayetiyle Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ankara Dr. Sami Ulus Kadın Doğum, Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi'ne başvuran hastalar dahil edildi. Bu amaçla, dahil edilme kriterlerini karşılayan 50 hipermobilitesi olan düz taban tanılı ve 50 hipermobilitesi olmayan düz taban tanılı toplam 100 hasta dahil edildi.

Çalışmaya katılacak hasta sayısının hesaplanmasında G-Power (versiyon 3.1, Heinrich-Heine Dusseldorf Üniversitesi, Dusseldorf, Almanya) istatistik programı kullanıldı. Etki büyüklüğü 0.3, tip 1 hata 0.05 ve çalışmanın gücünün %90 olduğu varsayımından hareketle, T testlerine göre toplam örneklem büyüklüğü 88 olarak hesaplanmıştır (n=44, her grup için). Çalışmanın gücünü artırmak için örneklem büyüklüğünün 100 olmasına karar verilmiştir.

3.2. Araştırmanın Evreni, Örnekleme, Araştırma Grubu

Hastanın adı, cinsiyeti ve yaşı gibi demografik bilgilerin yanı sıra, ilk muayene bulguları analizlere başlamadan önce tablo 3.1.'e kaydedildi.

Tablo 3.1. Kayıt formu.

Hastanın adı	
Hastanın cinsiyeti	
Hastanın yaşı	
Taraf	
Aşıl gerginliği	
Hastanın şikayetleri	
Hipermobilite varlığı	
Ayak bileği plantar fleksiyonu	
Ligament laksitesi	

Klinik kontroller alanında uzman bir doktor araştırmacı, analizler ise Anatomi Anabilim Dalından bir öğretim üyesi ve bir araştırmacı tarafından yapıldı. Araştırmacılar arasında bir uyuşmazlık olduğunda üçüncü bir araştırmacının görüşüne başvurularak muayene sonlandırıldı. Hastalara muayene dışında ek hiçbir şey yapılmadı ancak tedavi edilmesi gereken bir durum söz konusu olduğunda gerekli tedaviyi alması sağlandı. Katılımcılara ait dahil etme ve dışarıda bırakma kriterleri aşağıdaki gibidir.

Dahil edilme kriterleri:

1. Hastaların düz taban olması (> 10 mm'lik bir naviküler düşüş,(83, 84)
2. Hastanın kontrole gelmeye olur vermesi
3. Hastanın 5-11 yaş aralığında olması
4. Hastanın düz tabanlığının cerrahi müdahale görmemiş olması
5. Hastaların yasal temsilcisinin çalışmaya katılmaya olur vermesi

Dışarıda bırakma kriterleri:

1. Hastaların düz tabanlığının ayak dışı nedenlere bağlı olması
2. Hastanın kontrole gelmeye olur vermemesi
3. Hastanın düz tabanlığının cerrahi müdahale görmüş olması

4. Hastanın 5-11 yaş aralığında olmaması
5. Hastanın çalışmaya katılmaya olur vermemesi
6. Diz ve kalça fleksiyon kontraktürü olması

3.3. Araştırmanın Tipi Klinik Çalışma

3.4. Araştırma İçin Gerekli İnsan Gücü

Araştırmada muayeneler tek araştırmacı tarafından yürütülmüştür. Klinik kontroller alanında uzman bir doktor araştırmacı, analizler ise Anatomi Anabilim Dalından bir öğretim üyesi ve bir araştırmacı tarafından yapıldı.

3.5. Araştırmanın Yöntemi ve Veri Toplama Araçları

Çalışmaya 1 Temmuz 2018 - 1 Temmuz 2020 tarihleri arasında Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ankara Dr. Sami Ulus Kadın Doğum, Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi'ne düz tabanlık şikayetiyle başvuran, 5-11 yaş aralığındaki 50 hipermobilitesi olan düz taban tanılı ve 50 hipermobilitesi olmayan düz taban tanılı toplam 100 hasta dahil edilmiştir.

3.6. Verilerin Toplanması

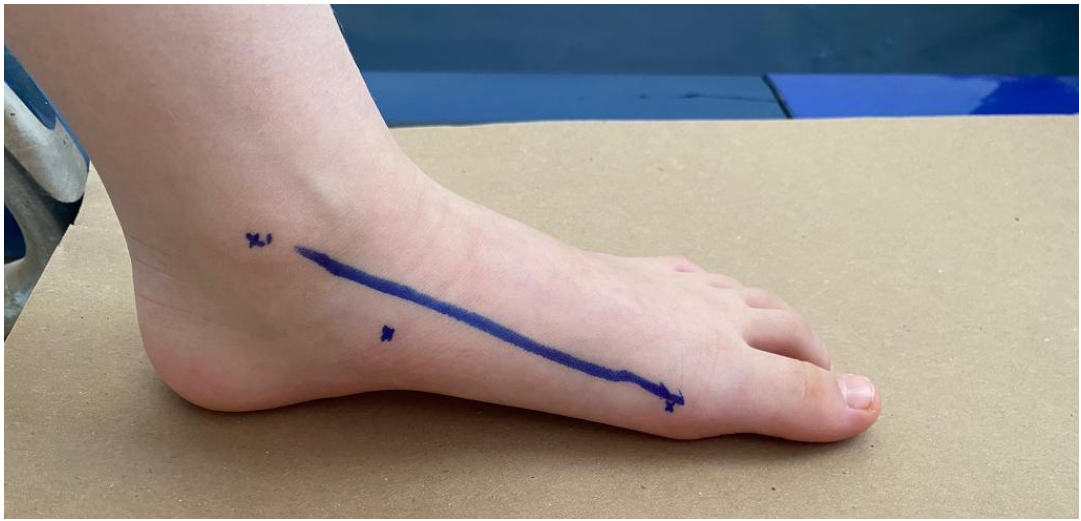
3.6.1. Fizik Muayene

Muayene inspeksiyonla başlamıştır. Katılımcılar ayakkabılı ve ayakkabısız yürüyüş esnasında gözlemlenmiş, nasır, şekil bozukluğu veya herhangi bir deformite varlığı açısından muayene edilmiştir. Topuk incelemesinde valgus deformitesi olup olmadığına bakılmıştır. Ayrıca parmak uçlarında ve topukları üzerinde yürüyüşleri de incelenmiştir. Palpasyonda, hastanın ayağında varsa ağrılı noktalar ve tüm kemik çıkıntıları kaydedilmiştir. Ayak bileği ve subtalar eklem hareket açıklıkları iki taraflı olarak ölçülmüştür. Aşil kısalığının olup olmadığı subtalar eklem sabitlenerek incelenmiştir. M. tibialis anterior, m. tibialis posterior, m. peroneus longus ve aşil kas güçleri karşı ayak ile karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Katılımcılara naviküler düşme testi yapılmıştır. Testin uygulanmasında katılımcıların çıplak ayakla bir sandalye üzerine oturması istenmiştir. Ölçümler Feiss hattının belirlenmesi ile başlamıştır. Bu testte, tuberculum ossis navicularis'in konumunu belirlemek ve ayağın

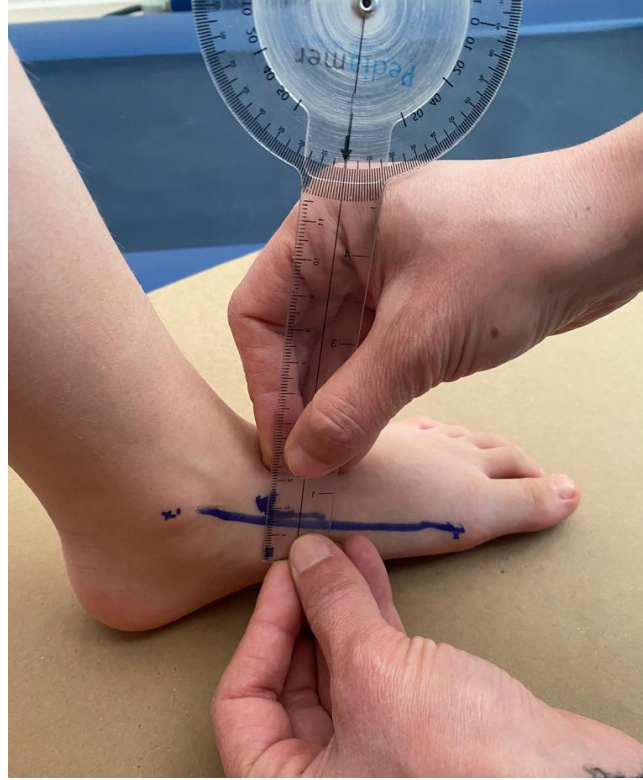
arcus longitudinalis'ini değerlendirmek amaçlanır. Feiss hattı belirlenirken hasta oturur pozisyonda iken, birinci art. metatarsophalangealis'ten malleolus medialis'in apeksine kadar tuberclum ossis navicularis'in üzerinden uzanan bir çizgi çizilmiştir (şekil 3.1) (şekil 3.2) (şekil 3.3).



şekil 3.1. Feiss çizgisinin belirlenmesi (referans noktaların işaretlenmesi).



şekil 3.2. Feiss çizgisinin belirlenmesi.



Şekil 3.3. Naviküler düşüş testi.

Daha sonra hasta ayağa kalkar, tam yüklenme esnasında os naviculare'nin pozisyonu tekrar işaretlenir. İlk iki ölçüm arasındaki mesafe kaydedilir. Ölçülen mesafe'nin 10 mm'den fazla olması durumunda pes planus olarak kabul edilmiştir.

3.6.2. Hipermobilité Derecesinin Ölçülmesi

Hipermobilité'nin derecesini ölçmek için Beighton skoru kullanılmıştır.

Beighton tanı ölçütleri aşağıdaki gibidir;

- 1- El bileği ve articulationes metacarpophalangeales'in parmakları da içine alacak şekilde ön kola paralel hiperekstansiyonu
- 2- El baş parmağının ön kolun fleksör yüzüne apozisyonu
- 3- Dirseğin 10 dereceden fazla hiperekstansiyonu
- 4- Dizlerin 10 dereceden fazla hiperekstansiyonu
- 5- Dizler hiperekstansiyonda iken gövde ve belden eğilerek el ayaklarının zemine değdirilmesi,

İlk dört eylemde sağ ve sol ekstremitte için birer ve son eylemde ise bir puan olmak üzere toplam dokuz puan üzerinden değerlendirilir. Altı puanın üzerinde alan çocuklar hiper mobil olarak kabul edilirler.

3.6.3. Yürüme Analizi

Vücudun uzaydaki hareketi Adım analiz ve Yer Kuvveti Ölçümü (kuvvet levhaları) yöntemleri ile incelenmiştir. Gövdenin, pelvisin, bacakların ve ayakların her üç plandaki eklem açıları, lineer ve açısal hız ve ivmeleri ölçülüp ve sayısal bir veri olarak kaydedilmiştir. Bir yazılım programı ile (Milletrix Applicazione, Diagnostic Support S.R.L.) hasta üzerindeki işaret cihazlarından yansıyan sinyallerin uzaydaki yer değişimi ile eklem açısındaki değişikliği hesaplanmıştır. Yürüme sırasında, bir zaman biriminden diğer zaman birimine olan yer değişiminden hız, hız değişiminden ise ivme hesaplanmıştır. Kinematik veriler, optik kameralar, üzerinde alıcılar bulunan yürüme yolları ve elektrogonyometreler kullanılarak kayıt edilmiştir. Pedobarografik incelemede ayağın basınç noktaları belirlenmiştir. Pedobarografik dataları elde etmek ve analizini yapmak için “Diagnostic support (Diasu Health Technologies, 3D PODOSCANALYZER, Roma İtalya)” cihazı kullanılmıştır (Şekil 17.1).

Yürüme analizinde kuvvet yayılımlarını ölçmek için bilgisayar destekli bir kuvvet platformu (LAC V Portable baropodometry platform 3D ULTRASENSOR, Diasu by Sani Corporate s.r.l., Roma, İtalya) kullanılmıştır (Şekil 3.4.).

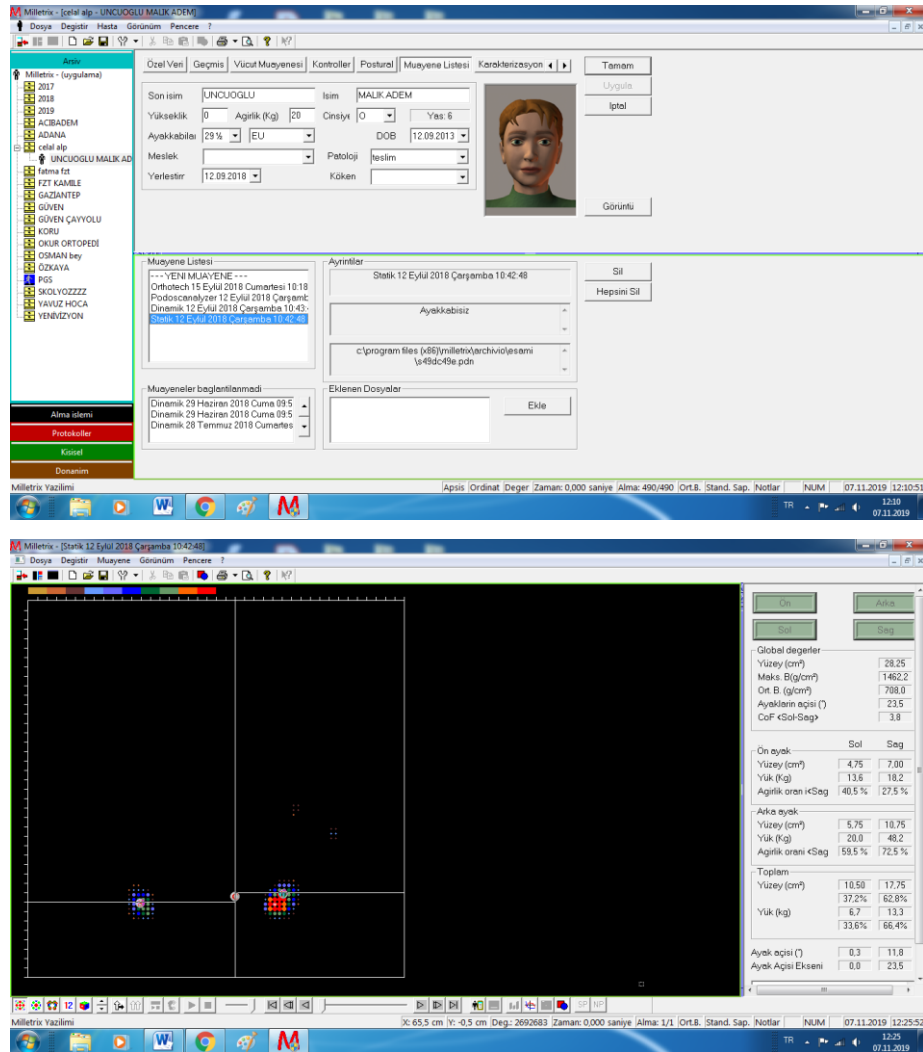


Şekil 3.4. LAC V portable baropodometry platform 3D ULTRASENSOR.

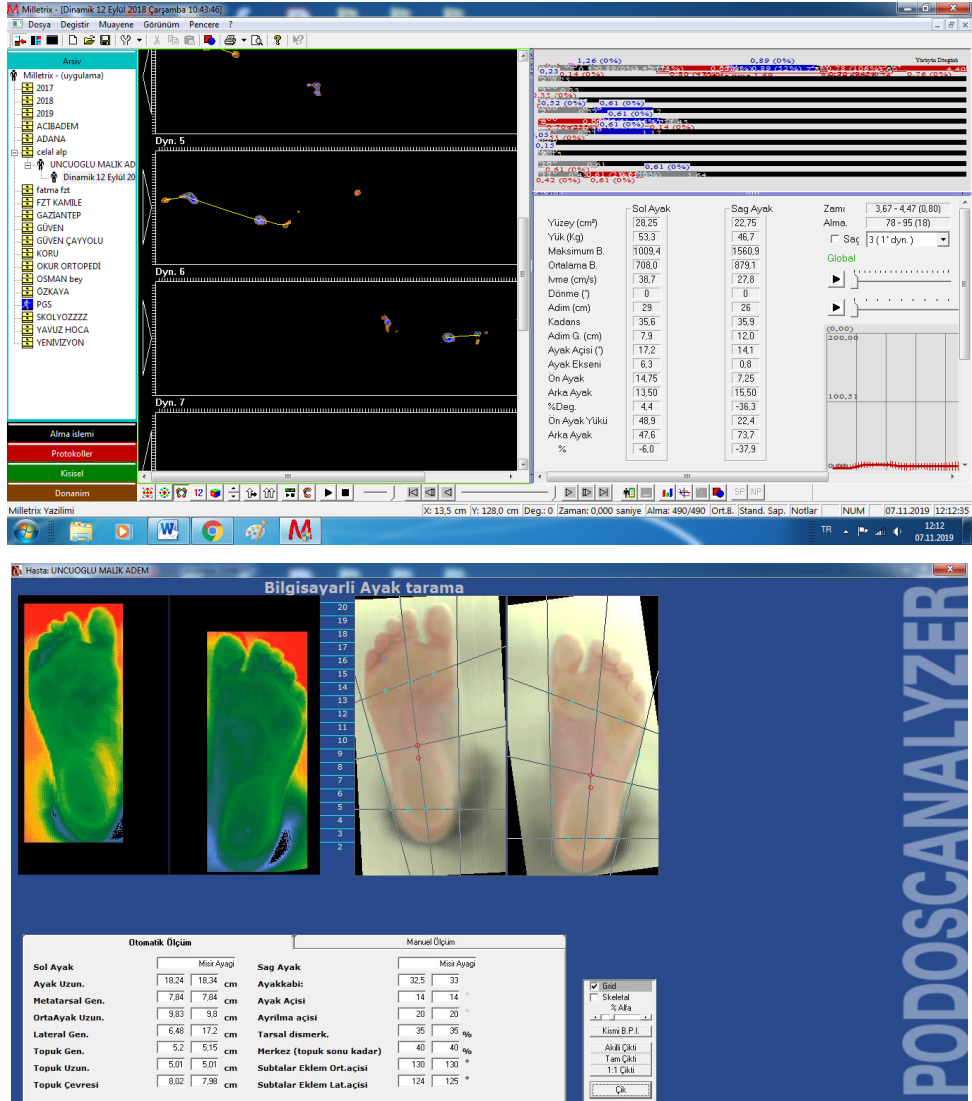
Basınç dağılımlarını ölçen bu sistem uygulanan kişiye herhangi bir zarar vermeden teşhise yardım etmenin yanı sıra tedavinin izlenmesine yönelik yapılmış bir üründür. Yürüme analizi ölçümleri kolay, çabuk ve dinamik olarak kayıt yapıp değerlendirilebilir. Veriler, ölçülecek kişi platformun üstünde yürürken veya durur pozisyondayken iki boyutlu algılama kapasiteli sensörler aracılığı ile elde edilir. Bu yol ile statik ve dinamik olarak alt ekstremiteler üzerine binen yükler hesaplanabilmektedir. Sistem birkaç bileşenden oluşmaktadır.

1. LAC V Portable baropodometry platform 3D ULTRASENSOR; 4 metre uzunluğunda, 1 metre genişliğinde ve 3 cm yüksekliğinde yaklaşık 50 kg ağırlığında yere oturan bir platformdur.
2. Elektrik güç kablosu: Cihazın çalışması için gerekli olan elektrik enerjisini almayı sağlayan parçadır.
3. USB kablo: Bilgisayar ünitesi ile bağlantıyı sağlayan parçadır.
4. Bilgisayar ünitesi: Cihazın bağlandığı ve verilerin alınıp kaydedildiği parçadır.
5. Milletrix: Üretici firma olan Diasu©'nun geliştirdiği bilgisayar programıdır.

Tüm hastalardan yürüme analizi yapılabilmesi için sistemin bir parçası olan platformdan karşılarında bulunan bir noktaya bakarak doğrusal olarak normal hızlarında yürüme analizi istenmiş ve bilgisayar ortamında yürüme analizleri yapılmıştır. Yürüme analizleri sonucunda elde edilen formdan, hastaların sol ön ayak yük dağılımı, sağ ön ayak yük dağılımı, sol arka ayak yük dağılımı, sağ arka ayak yük dağılımı, sol ayak ilerleme açısı, sağ ayak ilerleme açısı, sol adım uzunluğu, sağ adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, adım genişliği, adım süresi, duruş faz süresi, salınım faz süresi, hız ve kadans (ritim) değişkenleri kaydedilmiştir (Şekil 3.5.) (Şekil 3.6.).



Şekil 3.5. Milletrix yazılımında verilerin işlenmesi.

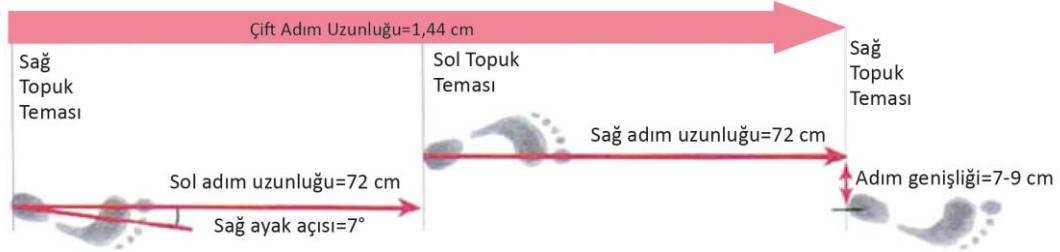


Şekil 3.6. Milletrix yazılımında verilerin işlenmesi.

Çalışmada Değerlendirilen Parametreler (17)

1. Ayak ilerleme açısı: her adım için yürümenin duruş fazı sırasında calcaneus'tan ikinci os metatarsi'ye kadar olan çizgi ile yürümenin ilerleyiş çizgisi arasındaki açı olarak tanımlanır.
2. Çift adım uzunluğu (stride length): yürüyüş esnasında bir ayağın ardışık iki topuk vuruşu arasındaki uzunluktur.
3. Adım genişliği (stride width): yürüyüş esnasında topukların yere değdiği noktalar arası yer düzlemindeki mesfadır.
4. Hız: Çift adım uzunluğunun, yürüyüş siklus zamanına oranıdır.
5. Kadans (tempo): bireyin dakikada gerçekleştirdiği adım sayısıdır.

6. Duruş faz süresi: yürüyüş siklusunun %60'ıdır.
7. Salınım faz süresi: yürüyüş siklusunun %40'ıdır



Şekil 3.7. Genel yürüyüş parametreleri.

3.7. Verilerin Analizi

İstatistiksel Yöntemler

Bu çalışmadan elde edilen veriler, SPSS (The Statistical Package for The Social Sciences) 23 programıyla değerlendirilmiştir. Nicel değişkenler için ortalama, standart sapma ve ortanca, nitel değişkenler için ise gözlem sayıları (n) ve göreceli sıklıklar (yüzdeler) verilmiştir.

Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Kolmogorov-Smirnov testi ile araştırılmıştır.

Bağımsız iki grup karşılaştırmaları, normal dağılım gösteren gruplarda bağımsız iki grup t testi, normal dağılım gösteren fakat varyans homojenliği sağlanmayan gruplarda Welch'in t testi, normal dağılım göstermeyen gruplarda ise Mann-Whitney U testi kullanılarak araştırılmıştır. Grup varyanslarının homojenliği Levene testi kullanılarak incelenmiştir.

Ön ve arka ayaklara binen yük miktarlarının karşılaştırması ise Wilcoxon sıra sayıları işaret testi kullanılarak incelenmiştir.

Sonuçlar $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmaya 100 çocuk katılmıştır. Bu çocukların %50'si normal, %50'si hipermobildir. Çalışmaya katılan çocukların %53'ü kız, %47'si erkektir (Tablo 1).

Tablo 4.1. Çalışmaya katılan çocukların demografik özellikleri.

Değişken	Düzye	n	%
Grup	Normal (PP)	50	50,0
	Hipermobil (PP+HM)	50	50,0
Cinsiyet	Kız	53	53,0
	Erkek	47	47,0

Yaşları 5 ile 11 arasında değişen çocukların yaş ortalaması $8,14 \pm 1,91$ 'dir (Tablo 2).

Tablo 4.2. Çalışmaya katılan çocukların yaş istatistikleri.

	X ± SS	En Küçük	Ortanca	En Büyük
Yaş	$8,14 \pm 1,91$	5	8	11

X±SS: Ortalama±Standart sapma

Katılımcıların ön ve arka ayağa binen yük miktarlarının karşılaştırma sonuçları Tablo 3'te özetlenmiştir.

Tablo 4.3. Katılımcıların ön ve arka ayağa binen yük miktarlarının karşılaştırılması.

Grup-Ayak	Ön Ayak		Arka Ayak		p*
	X±SS	Ortanca	X±SS	Ortanca	
Normal-Sol ayak (%)	$42,75 \pm 4,91$	43,30	$57,25 \pm 4,91$	56,70	<0,001
Normal-Sağ ayak (%)	$41,99 \pm 6,02$	43,65	$58,01 \pm 6,02$	56,35	<0,001
Hipermobil-Sol ayak (%)	$29,54 \pm 8,25$	27,60	$70,50 \pm 8,28$	72,40	<0,001
Hipermobil-Sağ ayak (%)	$29,66 \pm 6,84$	29,65	$70,34 \pm 6,84$	70,35	<0,001

X±SS: Ortalama±Standart sapma; * Wilcoxon sıra sayıları işaret testi

Normal-Sol ayağa binen yük miktarının $42,75 \pm 4,91$ 'si ön ayağa, $57,25 \pm 4,91$ 'i arka ayağa binmiştir ($p < 0,001$). Normal-Sağ ayağa binen yük miktarının $41,99 \pm 6,02$ 'si ön ayağa, $58,01 \pm 6,02$ 'si arka ayağa binmiştir ($p < 0,001$). Hipermobil-Sol ayak söz konusu olduğunda, yük miktarının $29,54 \pm 8,25$ 'si ön

ayağa, %70,50±8,28'i arka ayağa binmiştir (p<0,001). Hiper mobil-Sağ ayakta ise yük miktarının %29,66±6,84'ü ön ayağa, %70,34±6,84'ü arka ayağa binmiştir (p<0,001).

Hem normal hem de hiper mobil çocukların her iki ayağında da ön ve arka ayağa binen yük miktarları arasında fark olduğu söylenebilir (p<0,001). Tüm çocuklarda arka ayağa daha çok yük bindiği anlaşılmıştır.

Katılımcıların ilerleme açısı, çift adım uzunluğu, adım genişliği, duruş ve salınım faz süreleri, hız ve kadans (ritim) bakımından karşılaştırma sonuçları Tablo 4'te özetlenmiştir.

Sol ayak ilerleme açısı normal ve hiper mobil olanlarda sırasıyla 10,12±1,62, ve 9,94±1,23'tür (p=0,536). Sağ ayak ilerleme açısı normal olanlarda 9,95±1,48, hiper mobil olanlarda 10,14±1,51'dir (p=0,540).

Çift adım uzunluğu normal ve hiper mobil olanlarda sırasıyla 0,99±0,06, ve 1,00±0,06'dır (p=0,899). Adım genişliği normal olanlarda 0,11±0,01, hiper mobil olanlarda ise 0,10±0,02'dir (p=0,562). Duruş faz süresi (dk), normal olanlarda 0,62±0,06, hiper mobil olanlarda 0,72±0,08'dir (p<0,001), salınım faz süresi ise normal ve hiper mobil olanlarda sırasıyla 0,43±0,03 ve 0,36±0,06'dır (p<0,001).

Hız normal ve hiper mobil olanlarda sırasıyla 0,48±0,04, 0,46±0,04 (0,072); kadans ise sırasıyla 57,50±4,46 ve 55,78±4,24'tür (0,051).

Tablo 4.4. Katılımcıların yürüme analizi parametreleri (X±SS).

Değişken	Normal		Hiper mobil		p
	X±SS	Ortanca	X±SS	Ortanca	
İlerleme açısı°-Sol ayak	10,12±1,62	10,30	9,94±1,23	10,05	0,536**
İlerleme açısı°-Sağ ayak	9,95±1,48	10,00	10,14±1,51	10,30	0,540*
Çift adım uzunluğu (m)	0,99±0,06	0,99	1,00±0,06	0,99	0,899*
Adım genişliği (m)	0,11±0,01	0,11	0,10±0,02	0,10	0,562 ⁺
Duruş faz süresi (dk)	0,62±0,06	0,62	0,72±0,08	0,73	<0,001**
Salınım faz süresi (dk)	0,43±0,03	0,42	0,36±0,06	0,34	<0,001 ⁺
Hız	0,48±0,04	0,48	0,46±0,04	0,47	0,072*
Kadans (ritim)	57,50±4,46	57,97	55,78±4,24	55,31	0,051*

X±SS: Ortalama±Standart sapma; * Bağımsız iki grup t testi, ** Welch'in t testi, + Mann-Whitney U testi

Hem sol hem de sağ ayakta ayak ilerleme açısı bakımından normal ve hipermobil çocuklar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0,536$; $p=0,540$).

Çift adım uzunluğu ve adım genişliği bakımından normal ve hipermobil çocuklar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0,899$; $p=0,562$). Hız ve kadans (ritim) bakımından da normal ve hipermobil çocuklar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0,072$; $p=0,051$).

Duruş ve salınım faz süresi bakımından normal ve hipermobil çocuklar arasında anlamlı bir fark vardır ($p<0,001$; $p<0,001$). Duruş faz süresi hipermobil çocuklarda daha fazla iken, salınım fazı süresi normal çocuklarda daha fazladır.

5. TARTIŞMA

Eklem hipermobilitesi yaş, cinsiyet ve etnik köken dikkate alındığında genel popülasyona göre eklem hareket açıklığının genellikle arttığı asemptomatik bir durum olarak tanımlanmaktadır. Normalden farklı kinematik sergileyen eklem gevşekliği ve hipermobilitate ile karakterizedir (85). Eklem Hipermobilitesi, yüksek derecede esneklik gerektiren sporlarda aşırı esneme yoluyla kazanılabileceği gibi kalıtsal olarak da aktarılabilir (86, 87). Bazı kişiler, eklem hipermobilitate sendromu nedeniyle alt ekstremitelerinde ve omuz eklemlerinde ağrı ve yorgunluk semptomları gösterebilirler. Eklem hipermobilitesi, ağrı ve kas, iskelet hastalıkları ile ilişkilidir ve yumuşak doku şikayetleri, osteoartrit, artralji, sık luksasyonlar ve sublüksasyonlardan kaynaklanabilir. Bunlardan bazıları, patofizyolojisi bilinmeyen bir hastalık olan Benign Eklem Hipermobilitate Sendromu kriterlerine dahil edilmiştir (88-90). Benign Eklem Hipermobilitate Sendromu, Ehlers-Danlos sendromu, hipermobil tip ile aynı olabilir ve bu nedenle, generalize juvenil hipermobilitate ile diğer sendromları da içeren Marfan Sendromu ve osteogenesis imperfecta gibi kalıtsal bağ dokusu bozukluklarının bir parçası olabilir (90). Yetişkinlerde, benign eklem hipermobilitate sendromu kriter setinde tanımlandığı şekliyle eklem hipermobilitatesinin, azalmış propriyosepsiyon gibi fiziksel işlev bozukluğu ile birlikte düz kas kuvvetinde azalma olduğu bildirilmiştir (91, 92). Eklem hipermobilitesi teşhisinde, tüm vücuttaki eklemlerin pasif hareket aralığının ölçümünü içeren Beighton skorları, yaygın olarak kullanılmaktadır (93). Eklem hipermobilitesi en sık çocuklarda görülür ve yaşla birlikte azalma eğilimi göstermektedir (93). Eklem hipermobilitatesinin yetişkinler arasındaki küresel prevalansının, farklı tanımlar ve ırklar nedeniyle %11–38 arasında olduğu bildirilmektedir (85).

Yürüyüş analizi, eklemlerin aşırı hareketinden kaynaklanan değişen kinematiklerin tanımlanmasına yardımcı olabilir. Diz hipermobilitesi, eklem hipermobilitesi'nin en önemli parçalarından biridir. Fatoye ve ark.(94) eklem hipermobilitesi olan çocuklarda, yürüme sırasında orta duruşta diz ekleminde aşırı hareket açıklığının ve ekstansiyonunun sağlıklı gruptakilere göre anlamlı olarak daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Jansen ve ark. (33) intraartiküler calcaneus kırıklarından sonra sonuçların değerlendirilmesinde diğer parametrelerle birlikte maksimum basınç değerlerini kullanmıştır. Etkilenen ve etkilenmeyen tarafları

karşılaştırdıklarında, orta ayak bölgesinde ve beşinci os metatarsale altındaki kırık tarafta daha yüksek basınç olduğunu bildirmişlerdir. McKay ve ark.(95) 3-101 yaşındaki sağlıklı bireyler için plantar basınç paterni veri tabanı oluşturmuşlardır. McKay ve ark.(95) çocukluktan erişkinliğe doğru pik basıncının arttığını, çocuklarda arka ayaktan ön ayağa doğru tepe basıncının yerinin değiştiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada, hiper mobil bireylerdeki pes planus ile normal bireylerdeki pes planus'un hem pedografik (statik) hem de kuvvet levhaları ile (dinamik) değerlendirilmesi amaçlandı.

Naviküler düşme testi, düz tabanlık varlığının ve varsa miktarının belirlenmesinde kullanılan bir testtir (96). Düz tabanlığın belirlenmesinde radyolojik tetkiklere başvurmaksızın ayağa yük bindirerek ve bindirmeyerek naviküler tüberkül yardımıyla kolaylıkla uygulanabilir (96). Bireylerde otururken ve ayakta hiç hareket etmeksizin iki ölçüm yapılır. Bu noktada tuberculum ossis navicularis'in yer değiştirme miktarı esas alınır. İlaveten ayağa yük bindiği (ayakta) ve binmediği (oturma pozisyonu) esnada iki ölçüm yapılmış olur. Ancak bu esnada, son derece hassas olunması ölçümün kritik yanındır, çünkü ölçümler mm cinsinden yapılmaktadır. Bu çalışmada da düz tabanlığın belirlenmesinde ve bireylerin çalışmaya dahil edilmesinde mevcut literatürle uyumlu olarak naviküler düşme testi yapılmıştır.

Literatürde, farklı yönleriyle araştırma konusu olan yürüyüşün fazları, üzerindeki olası esas ve yan etkiler ve yandaş hastalıkların etkisi birçok çalışmada farklı yöntemlerle araştırılarak karşılaştırılmıştır. Leardini ve ark. (40), yürüyüşün duruş fazı sırasında çok sayıda ayak segmentini mümkün olan en az sayıda belirteçle izlemek için tasarlanmış yeni bir protokolle ve özellikle arka ayağın koronal düzlem hizalamasına, enine ve sagittal düzlem hizasına klinik olarak odaklanarak ossa metatarsi ve arcus longitudinalis medialis'teki değişiklikleri incelemişlerdir. Deri işaretlerini, ana tendonların seyrinden kaçınılarak kemik çıkıntıları veya eklem hatları üzerine monte etmişler ve 100 Hz'de sekiz kameralı hareket yakalama sistemi tarafından verileri toplamışlar, anatomik tabanlı referans çerçevelere göre üç boyutlu eklem rotasyonları ve düzlemsel açıları hesaplamışlardır. Bu sayede, duruş sırasında insan ayağının dinamiklerinin daha iyi anlaşılmasını sağlamayı hedeflemişlerdir. Gaudreault ve ark. (97), ise Duchenne musküler distrofisi (DMD) olan hastaların

yürüme parametrelerini, 3D biyomekanik analiz kullanılarak araştırmışlardır. Bizim çalışmamızda ise kinematik ve kinetik yürüyüş parametreleri, literatürde yer alan bir Optotrak hareket analiz sistemi ve zemine gömülü AMTI kuvvet plakaları kullanılarak ölçülmüştür (97). Bizim çalışmamız, alt ekstremitenin rotasyonel profilinin ayak basıncı dağılımı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğuna dair kanıtlar sağlamaktadır. Kinematik ve kinetik yürüyüş parametreleri, bir Optotrak hareket analiz sistemi ve zemine gömülü AMTI kuvvet plakaları kullanılarak ölçülmüştür. Literatürde yapılan çalışmalara bakıldığında örneklem büyüklüğünün bizim çalışmamıza göre oldukça düşük olduğu görülmektedir. Bre'gou Bourgeois ve ark. (98) serebral palsili olan ve olmayan toplam 29, Kim ve ark. (99) serebral palsili 16, Nantel ve ark. (100) obezitesi olan ve olmayan toplam 20 çocuk üzerinde, Simonsen ve ark. ise (93) 6 erkek ve 11 kadından oluşan 11 kişilik yetişkin bir hasta grubu üzerinde çalışmalarını yürütmüşlerdir. Örneklem büyüklüğü dikkate alındığında ve bizim çalışmamızın gücünü büyük ölçüde örneklem büyüklüğünün fazla olmasından (200 ayak) aldığı söylenebilir.

Hiks ve ark. (101), zamanla giderek kötüleşen, yürüme etkinliğini azaltan ve eklem dejenerasyonuna yol açan çömelmiş yürüyüşün kasların kalça ve diz eklemlerini uzatma kapasitesi ve yürüyüşün tek uzuv duruş fazı sırasında yerçekimi ile indüklenen eklem fleksiyonları üzerindeki etkisini serebral palsili çocuklar üzerinde incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, uzatma kapasitesi çömelmiş bir duruşta korunan hamstring kas grubu dışında, neredeyse tüm büyük kalça ve diz ekstansörlerinin kapasitelerinin çömelmiş bir yürüyüş durumunda belirgin şekilde azaldığını, çömelme yürüyüşünün ayrıca tek uzuv duruşu boyunca kalça ve dizde yerçekimi ile indüklenen fleksiyon hızlanmalarını arttırdığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde, Sutherland ve Cooper(102) spastik diplejisi olan çocuklarda, Bell ve ark.(103) ise serebral palsili çocuklarda bu etkileşimlerin anlamlı olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle olası etkileşimleri en aza indirmek ve sadece hipermobilitenin etkisini değerlendirmek amacıyla bu çalışmada, farklı kas kontraktürü olan katılımcılar çalışma dışında bırakılmıştır.

Smits-Engelsman ve ark. (104), çocuklarda asemptomatik jeneralize hipermobilitate prevalansını, %3-30 olduğunu bildirmiştir (104). Eklem hipermobilitatesinin kızlar arasında erkeklerden daha yaygın olduğunu rapor

etmişlerdir. Bizim çalışmamızda, çalışmaya katılan çocukların %53'ü kız, %47'si erkektir ve çalışma populasyonumuz mevcut literatürle uyumludur.

Bates ve ark.(105) hipermobil yürüyüşte 3 boyutlu yürüme analizinin güvenilirliğini ölçmeyi amaçladıkları çalışmada hem ortalama eklem açılarında hem de belirli tepe noktalarında hipermobil ve normal esneklik yürüyüşü güvenilirliği arasında anlamlı bir fark olmadığını gözlemlemişlerdir. Bunu da bireylerin yürüyüş ölçümleri arasındaki farklılıkların her zaman hareketteki farklılıklardan kaynaklanmadığına; gözlemlenen farklılıkların, gerçek farkların ve ölçüm işlemi sırasında ortaya çıkan değişkenliğin bir kombinasyonu olduğu sonucuna varmışlardır. Hem seans içi hem de seanslar arası değişkenlik açısından normal esnekliğe sahip kişiler ile hipermobil kişiler arasında anlamlı bir fark gözlenmediğinden, hipermobil kişilerin 3 boyutlu yürüme analizinin ölçümlerinin normal esneklik yürüyüş verileriyle aynı güvenle yorumlanabileceği sonucu çıkarmışlardır. Ayrıca, bu çalışmada bildirilen hipermobil kişilerde alt ekstremite kinematığının güvenilirliğinin, normal bir popülasyonda güvenilirlik bildiren diğer çalışmalarla karşılaştırılabilir olduğunu gözlemlemişlerdir (106, 107). Mutlak değerler, diğer faktörlerin yanı sıra kullanılan biyomekanik modele, özel laboratuvar protokollerine ve belirteç yerleştiren farklı araştırmacılara bağlı olacağından, bu çalışmanın sonuçlarının mutlak ölçümlerle yorumlanmasında dikkatli olunmalıdır. Bununla birlikte, genel model ve eğilimler ortak olarak görülebilir (106).

Bates ve ark.nın (105) çalışmasına paralel olarak, çalışmamızda iki grupta da yürüme analizi sonucunun benzer olduğu görüldü. Ancak yük dağılımının arka ayağa daha çok bindiği anlaşılmıştır ($p<0,001$). Bu sonucun arcus longitudinalis medialis'in çökmesine bağlı olduğu düşünülmektedir. Prichasuk S. ve ark.(108) da yaptıkları çalışmada arka ayağa daha çok yük bindiği için pes planus tanılı hastalarda arka ayak ağrısının daha fazla olduğunu görmüşlerdir. Çalışmamız sonucu saptanan arka ayağa daha fazla yük binmesi de literatürle uyumludur.

Ayak ilerleme açısı, her adım için yürümenin duruş fazı sırasında calcaneus'tan ikinci metatarsa kadar olan çizgi ile topuk vuruşundan parmak ucuna kadar ortalama ilerleme çizgisi arasındaki açı olarak tanımlanır. Ayak ucunun, iç tarafı göstermesi (toe-in angle) pozitif değerlerle ve ayak ucunun dış tarafı göstermesi ise (toe-out angle) negatif değerlerle gösterilir.

Normal ayakta dururken, vücut ağırlığı talus'a iletilir ve daha sonra calcaneus'a, lateral kolonlara ve medial kolonlara dağıtılarak plantar yüzeyde bir tripod oluşturur. Normal yürüyüşte, vücut ağırlığı talus'tan geçerek topuk kemiği olan calcaneus'a iletilir, ayağın dış tarafında ileriye doğru aktarılır ve daha sonra metatarsal kemiklerin caput'ları üzerinden ayağın iç tarafına ve ayak başparmağına geçer. (109) Nöromüsküler tutulumu olan hastalarda, kemerler ve ayak ya dengesiz bir kas çekişinden ya da anormal şekilde uygulanan dış kuvvetlerden dolayı deforme olur (110). Chang ve ark. (109) alt ekstremitte rotasyonunun ayak basınç dağılımı üzerindeki etkisini analiz etmek için, nöromüsküler hastalığı olan ve alt ekstremitte derotasyon osteotomisi uygulanan, ayak, ayak bileği prosedürleri olmayan 16 hasta (toplam 23 ayak) üzerinde bir retrospektif çalışma yürütmüşlerdir. Çalışmada, ayak ilerleme açısının aralıklı değişiminin, medial-lateral ayak basıncı impuls dağılımının aralıklı değişimi ile korele olduğunu, dışa doğru döndürülmüş ayak ilerleme açısının, orta ayağa daha fazla yük bindirme eğiliminde olduğunu ve içe doğru döndürülmüş ayak ilerleme açısının, yükü ayağın yan tarafına kaydırıldığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızın bulguları, yukarıda bahsedilen Chang ve ark.' (109) nın bulgularıyla örtüşmemektedir. Bizim çalışmamızda, ayak ilerleme açısıyla ayak yük dağılımı arasında korelasyon bulunmamıştır. Bu farklılığın nedeni çalışma popülasyonunun tipi olabilir. Nöromüsküler hastalığı olan ve alt ekstremitte derotasyon osteotomisi uygulanan hasta popülasyonunda yapılmış operatif işlemler yük dağılımını etkilemiş olabilir.

Kim ve ark.nın (99) serebral palsi tanılı hastalar üzerinde yaptıkları çalışmada çocuklarda yürüme işlevinde bozulma ve yürüme paterninde değişiklik bildiren önceki çalışmalarla tutarlı sonuçlar elde etmişlerdir (111, 112). Serebral palsi tanılı çocukların yürüme hızı, kadansı, adım uzunluğu ve adım genişliğinin sırasıyla normal gelişime sahip bireylerin %60, %77, %73 ve %160'ı düzeyinde olduğunu göstermiştir. Motor zayıflığı ve zayıf istemli motor kontrolü nedeniyle, serebral palsi'li çocuklar normal gelişime sahip çocuklara göre daha geniş bir adım genişliği kullanır, bu da serebral palsi'li çocukların kütle merkezini stabilize etmek için daha geniş bir destek tabanı seçebileceğini düşündürür. Ek olarak, adım genişliği; yürüme hızı, kadans ve adım uzunluğu ile korelasyon göstermiştir. Bu nedenle, adım genişliği daha geniş olan çocuklar, yürüme performansında daha fazla güçlük çekme

eğilimindedir. Bizim çalışmamızda çift adım uzunluğu ve adım genişliği bakımından normal ve hiper mobil çocuklar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bunun nedeni hiper mobil çocuklarda motor zayıflık olmadığı için yürüme güçlüğü bulunmaması olabilir. Bu nedenle çalışmamız Kim ve ark.nın bulgularıyla uyumlu değildir (99).

Bizim çalışmamızla paralel bir çalışma Bre'gou Bourgeois ve ark. (98) tarafından yürütülmüştür. Bre'gou Bourgeois ve ark. (98) giyilebilir sensörler kullanarak serebral palsili bağımsız yürüyen çocuklarda 3 boyutlu ayak yörüngesine dayalı olarak seçilen uzay-zamansal parametrelerin ölçümü için ayağa takılan atalet sensörlerinin kullanımını araştıran bir vaka-kontrol çalışması yürütmüşlerdir. Çalışmaya yaşları 6-15 arasında değişen serebral palsili 14 çocuk dahil etmişlerdir. Her iki grup için, adım uzunluğu için $3,4 \pm 4,6$ cm, hız için $4,3 \pm 4,2$ cm/s bulmuşlardır. Ayrıca, çift desteğin artmasıyla daha uzun duruş ve daha kısa salınım fazları ($p = 0.001$) ve salınım sırasındaki adım uzunluğunun, hız ve tepe açısız hız, paretik uzuvlarda, vuruş ve havalanma açılarında önemli farklılıklar ile azaldığını bildirmişlerdir. Bre'gou Bourgeois ve ark. (98) bu sonucu (anlamlı olarak daha düşük) temel olarak adım uzunluğunun azalmasıyla ilişkilendirilmiştir çünkü yürüyüş döngüsü süreleri serebral palsili hastalarda sadece biraz daha düşük tespit edilmiş ve kontrollerle karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bizim çalışmamızın bulguları Bre'gou Bourgeois ve ark. (98)'nin çalışmasıyla yaş ve çift adım uzunluğu açısından uyumludur ancak hız açısından uyumlu değildir. Bu farklılığın sebebi çalışma popülasyonlarının farklı olmasından kaynaklanabilir. Bahsi geçen çalışma serebral palsili çocuklarda yürütüldüğünden kas gücünün daha az olması bizim çalışmamıza göre daha düşük sonuçlar elde edilmesini açıklayabilir. Çünkü serebral palsili çocuklarda kas gücü zayıflığı görülebilen bir durumdur oysa ki bizim çalışma popülasyonumuzdaki çocuklar sağlıklıdır ve kas gücü zayıflığı yoktur bu da bizim çalışmamızda bulunan daha yüksek hız değerlerini açıklayabilir.

Hills ve Parker(113), normal kilolu çocuklarla karşılaştırıldığında obez çocuklarda kadans, bağıl hız ve adım uzunluğunda bir azalma bildirmişlerdir. Nantel ve ark.nın(100) yaptıkları çalışmada, kadans, hız ve adım uzunluğu gibi diğer uzay-zamansal (spatiotemporal) parametreler, Hills ve Parker(113) tarafından bildirilenlerden farklıdır ve anlamlı fark tespit etmemişlerdir. Uzay-zamansal

parametreler açısal kinematiğe duyarlıdır; bu nedenle, Hills ve Parker(113) tarafından obez çocuklarda ilk temasta bildirilen daha düz taban paterninin, Nantel ve ark.nın (100) yaptıkları çalışmada bildirilen uzay-zamansal parametrelerdeki farkı açıklamak için kullanılmıştır. Nantel ve ark.nın(100) çalışmalarındaki obez çocukların fiziksel olarak çok aktif olmaları da Hills ve Parker'ın(113) yaptıkları çalışmadaki farkı açıklamak için kullandıkları bir başka parametredir. Semptomatik bir popülasyonda düzenli fiziksel aktivitenin yürüme hızını ve yürüme paterninin kinematik ve kinetik parametrelerini iyileştirdiği bilinmektedir. Çalışmamız da Hills ve Parker'ın (113) literatürle uyumlu çalışmasına paraleldir.

Gaudreault ve ark. (97), Duchenne musküler distrofisi (DMD) olan 11 çocuğun yürüme parametrelerini, 3D biyomekanik analiz kullanılarak ve yürüme hızının etkisi dikkate alınarak sağlıklı çocuklarla karşılaştırmışlardır. Kinematik ve kinetik yürüyüş parametreleri, bir Optotrak hareket analiz sistemi ve zemine gömülü AMTI kuvvet plakaları kullanılarak ölçülmüştür. Doğal yürüyüş hızında yürüyen DMD'li çocukların veri profilleri hem doğal hem de yavaş yürüyüş hızlarında yürüyen kontrol grubundaki çocukların verileriyle karşılaştırılmıştır. Her iki grup da benzer hızda yürüdüğünde, DMD'li çocukların daha yüksek kadansa ve daha kısa adım uzunluğuna sahip olduğunu görmüşlerdir. Bu veriler bizim çalışmamızın verileriyle uyumlu değildir. Bu farklılık muhtemelen DMD'li çocukların yürüme sırasında vücudun destek, itme ve dengesini sağlamak için olası kas zayıflığı ile başa çıkmak için kullandıkları farklı stratejiler olmasıyla alakalı olabilir.

Simonsen ve ark.(93) bizim çalışmamıza benzer bir çalışmayı yetişkin popülasyon üzerinde yürütmüşlerdir. Eklem hipermobilitesi olan yetişkinlerin çoğunluğunun, yürüyüş paternlerini etkilemesi muhtemel olan ağrı ve eklem instabilitesi gibi semptomlar yaşaması gerçeğinden yola çıkarak eklem hipermobilitesi olan 6 erkek ve 11 kadından oluşan 17 kişilik bir hasta grubu üzerinde biyomekanik bir yürüyüş analizi yapmışlar ve bulguları sağlıklı bireylerle karşılaştırmışlardır. Katılımcıların hareketleri, beş farklı video kamera tarafından kaydedildiği sırada üç güç platformunda yürümeleri sağlanmıştır. Çalışmanın sonucunda, frontal düzlemde hem tepe diz hem de kalça abdüksiyon momentlerini sağlam gruba göre, hasta grubunda %13 daha yüksek bulmuşlardır. Sagittal düzlemde tepe diz ekstansiyon momentleri hasta grubu için %10 daha yüksek ve diz

ekleminin duruşun ortasındaki fleksör momentini %27 daha düşük bulmuşlardır. Hastalarda diz eklemde fleksiyonda da artış olduğunu rapor etmişlerdir. Araştırmacılar bu sonuçları eklem hipermobilitesi olan yetişkinlerin yürüme sırasında hem frontal hem de sagittal düzlemde daha yüksek eklem momentleri ve artmış diz eklemi yükleri göstermesi ile açıklamaktadırlar. Mevcut çalışmanın bulguları bizim çalışmamızla paralel değildir. Bunun nedeni, bahsedilen çalışmanın yetişkin popülasyon üzerinde yürütülmüş olmasıdır (ortalama yaş 39.3). Bizim çalışmamızda katılımcıların ortalama yaşı ise $8,14 \pm 1,91$ 'dir. Yaş - kas gelişiminin paralel ilerleme doğası göz önüne alındığında, sonuçların farklı olması anlamlıdır. Bulgularımız Smits-Engelsman ve ark. (104)'nın raporuyla da uyumludur. Smits-Engelsman ve ark. (104), çocuklarda eklem hareketliliğinin yaşla ters orantılı olduğunu; küçük çocukların daha büyük çocuklara göre daha yüksek eklem hareketliliği gösterdiğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada araştırılan bir diğer parametre “duruş fazı”dır. Literatürde ön çapraz bağ yaralanmaları, distal parmak amputasyonları, transtibial amputasyon, ortez uygulamaları ve osteoartrit gibi hastalıklar nedeniyle duruş fazının etkilenebileceği bildirilmiştir (17). Bununla birlikte, bilgi birikimimize göre hipermobilitesi olan çocuklarda duruş fazı ile ilgili bir araştırmaya henüz rastlanmamıştır. Bizim çalışmamızda hipermobilitesi olan çocuklarda duruş fazı dakikada 0,73, sağlıklı çocuklarda dakikada 0,62'dir ve bu fark oldukça anlamlı bulunmuştur ($p < 0.001$). Ancak bu esnada salınım fazı azalmıştır. Duruş fazı bilindiği üzere stance fazıdır. Duruş fazı yürüyüş döngüsünün 3/5'ini içerirken salınım fazı 2/5'ini içerir (17). Ancak bizim çalışmamızın bulgularına göre oranlar birbiriyle paralel değildir. Hipermobilitate durumunda ayak yer temas yüzeyi daha da arttığından duruş fazını tamamlayabilmek için daha fazla enerji gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Bu da yürüyüşte bir sonraki faza geçiş süresini uzatmaktadır. Süredeki bu uzama, yürüyüş esnasında salınım fazının süresinde kısaltmaya neden olarak kompanse edilmektedir. Bu da yürüyüş esnasında denge problemleri olarak karşımıza çıkabileceği için hipermobilitesi olan çocuklarda her iki fazın da süresinin dikkatle değerlendirilmesi önemlidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Mevcut literatür incelendiğinde, bu çalışma 5-11 yaş aralığında hipermobilitesi olan ve olmayan pes planus tanısı konmuş bireylerin deformitesinin statik ve kinetik yürüme analizi ile karşılaştırıldığı ilk çalışmadır. Çalışmanın sonunda aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır;

1. Hem normal hem de hipermobil çocukların her iki ayağında da ön ve arka ayağa binen yük miktarları farklıdır ($p < 0,001$). Tüm çocuklarda arka ayağa daha çok yük binmektedir.
2. Hem sol hem de sağ ayakta ayak ilerleme açısı bakımından normal ve hipermobil çocuklar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,536$; $p = 0,540$).
3. Çift adım uzunluğu ve adım genişliği bakımından normal ve hipermobil çocuklar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,899$; $p = 0,562$). Hız ve kadans (ritim) bakımından da normal ve hipermobil çocuklar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,072$; $p = 0,051$).
4. Duruş faz süresi hipermobil çocuklarda daha fazla iken, salınım fazı süresi normal çocuklarda daha fazladır.

Pes planusun değerlendirilmesinde, tedavi planlamasında ve tabanlık hazırlanması sürecinde statik ve kinetik parametreler birlikte değerlendirilmelidir. Sadece pedografik kalıp çıkarmak kinetik değerleri göz ardı ettiği için hem deformitenin ilerlemesine hem de ağrı oluşmasına neden olabilir.

Mevcut çalışma, herhangi bir radyolojik görüntüleme gerekmesizin sadece anatomik oluşumların değerlendirilmesiyle tanı konulabileceğini ve tedavi ihtiyacını belirleyebileceğini göstermektedir. Bu açıdan ayak anatomisinin ve anatomik referans noktaların klinik tanı ve tedavide kullanımına örnek teşkil etmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. R. Putz RP. Sobotta İnsan Anatomisi Atlası. Arıncı K, editor. İstanbul: Beta basım yayın dağıtım; 1993.
2. Kirk JA, Ansell BM, Bywaters EG. The hypermobility syndrome. Musculoskeletal complaints associated with generalized joint hypermobility. *Ann Rheum Dis.* 1967;26(5):419-25.
3. El O, Akcali O, Kosay C, Kaner B, Arslan Y, Sagol E, et al. Flexible flatfoot and related factors in primary school children: a report of a screening study. *Rheumatol Int.* 2006;26(11):1050-3.
4. Evans AM. The paediatric flat foot and general anthropometry in 140 Australian school children aged 7 - 10 years. *J Foot Ankle Res.* 2011;4(1):12.
5. Lin CJ, Lai KA, Kuan TS, Chou YL. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *J Pediatr Orthop.* 2001;21(3):378-82.
6. Tsai CC, Chih YC, Shih CL, Chen SJ, Shen PC, Tien YC. Joint hypermobility and preschool-age flexible flatfoot. *Medicine (Baltimore).* 2022;101(31):e29608.
7. Seol YJ JS, Yang HK, Lee KB, Oh CS, Jung YJ. Diagnostic Availability of Pedobarography and Correlation of Radiographic and Pedobarographic Measurements in Pediatric Flexible Flatfoot. *J Korean Orthop Assoc.* 2014;49:366-73.
8. Standring S. *Gray's Anatomy. The Anatomical Basis of Clinical Practice.* 42 ed. Standring S, editor: Elsevier; 2016.
9. Moore K, Dalley FA, Agur AMR. *Moore's Clinically Oriented Anatomy.* 8 ed: Lippincott Williams and Wilkins; 2017.
10. FW J. *Structure and Function as Seen in the Foot.* 2 ed. London: Bailliere, Tindall & Cox; 1949.
11. WINESKI LE. *Snell's Clinical Anatomy by Regions Tenth Edition.* 10 ed: Woltes Kluwer; 2018.
12. Riddiford-Harland DL, Steele JR, Baur LA. The use of ultrasound imaging to measure midfoot plantar fat pad thickness in children. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(10):644-7.
13. Hicks JH. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *J Anat.* 1954;88(1):25-30.
14. Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking patterns of normal men. *J BJS.* 1964;46(2):335-60.
15. Pery J. *Gait Analysis. Normal and Pathological Function.* Amerika: SLACKIncorporated; 1992.
16. Whittle MW. *Gait Analysis an Introduction.* 4 ed. Çin: Heidi Harrison; 2007.

17. ERBAHÇECİ F BK. Yürüyüş. ERBAHÇECİ F BK, editor. Ankara, Yenimahalle: Hipokrat kitapevi; 2018.
18. Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech.* 1977;10(4):261-8.
19. Otis JC, Burstein AH. Evaluation of the VA-Rancho Gait Analyzer, Mark I. *Bull Prosthet Res.* 1981;10-35:21-5.
20. Vaughan CL, Davis BL, OConnor JC. Dynamics of human gait. 1999.
21. Kirtley C. Clinical gait analysis: theory and practice: Elsevier Health Sciences; 2006.
22. Ludwig O. Ganganalyse in der Praxis. Maurer, Geislingen. 2012.
23. Razak AH, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: a review. *Sensors (Basel).* 2012;12(7):9884-912.
24. Murray HJ, Young MJ, Hollis S, Boulton AJ. The association between callus formation, high pressures and neuropathy in diabetic foot ulceration. *Diabetic Medicine.* 1996;13(11):979-82.
25. Davis BL, Cothren RM, Quesada P, Hanson SB, Perry JE. Frequency content of normal and diabetic plantar pressure profiles: implications for the selection of transducer sizes. *J Biomech.* 1996;29(7):979-83.
26. Driver VR, Fabbi M, Lavery LA, Gibbons G. The costs of diabetic foot: the economic case for the limb salvage team. *J Vasc Surg.* 2010;52(3 Suppl):17S-22S.
27. Fawzy OA, Arafa AI, El Wakeel MA, Abdul Kareem SH. Plantar pressure as a risk assessment tool for diabetic foot ulceration in egyptian patients with diabetes. *Clin Med Insights Endocrinol Diabetes.* 2014;7:31-9.
28. Crawford F, Inkster M, Kleijnen J, Fahey T. Predicting foot ulcers in patients with diabetes: a systematic review and meta-analysis. *QJM.* 2007;100(2):65-86.
29. Bus S, Waaijman R. The value of reporting pressure–time integral data in addition to peak pressure data in studies on the diabetic foot: a systematic review. *Clinical Biomechanics.* 2013;28(2):117-21.
30. Carl H-D, Pauser J, Bernd Swoboda P, Jendrissek A, Brem M. Soccer boots elevate plantar pressures in elite male soccer professionals. *Clinical Journal of Sport Medicine.* 2014;24(1):58-61.
31. Franklyn-Miller A, Wilson C, Bilzon J, McCrory P. Foot orthoses in the prevention of injury in initial military training: a randomized controlled trial. *Am J Sports Med.* 2011;39(1):30-7.
32. Braun BJ, Pelz P, Veith NT, Rollmann M, Klein M, Herath SC, et al. Long-term pathological gait pattern changes after talus fractures — dynamic measurements with a new insole. *International Orthopaedics.* 2018;42(5):1075-82.

33. Jansen H, Frey SP, Ziegler C, Meffert RH, Doht S. Results of dynamic pedobarography following surgically treated intra-articular calcaneal fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2013;133(2):259-65.
34. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*. 2006;3:4.
35. Sander K, Rosenbaum D, Böhm H, Layher F, Lindner T, Wegener R, et al. Instrumentelle Gang- und Bewegungsanalyse bei muskuloskelettalen Erkrankungen. *Der Orthopäde*. 2012;41(10):802-19.
36. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
37. Davis R B OS, Tyburski D , Gage JR . A Gait analysis data collection technique. *Hum Mov Sci*. 1991(10):575–87.
38. M. K. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res [Internet]* 1990;8(3):383–92.
39. Baker R LF, Reay J , Sangeux M . *Handbook of Human Motion*. Müller B WS, editor. Cham: springer; 2018.
40. Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture*. 2007;25(3):453-62.
41. Stebbins J, Harrington M, Thompson N, Zavatsky A, Theologis T. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture*. 2006;23(4):401-10.
42. Kidder SM AF, Harris GF , Johnson JE . . Clinical validation of a system for the analysis of pediatric foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 1996;4(1):25-32.
43. Kay RM, Dennis S, Rethlefsen S, Reynolds RA, Skaggs DL, Tolo VT. The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision making. *Clin Orthop Relat Res*. 2000(372):217-22.
44. Lofterød B TT, Skaaret I , Huse AB , Jahnsen R . Preoperative gait analysis has a substantial effect on orthopedic decision making in children with cerebral palsy: comparison between clinical evaluation and gait analysis in 60 patients. *Acta Orthop*. 2007;78(1):74–80.
45. Petersen W, Ellermann A, Zantop T, Rembitzki IV, Semsch H, Liebau C, et al. Biomechanical effect of unloader braces for medial osteoarthritis of the knee: a systematic review (CRD 42015026136). *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2016;136(5):649-56.
46. Brand A, Klöpfer-Krämer I, Böttger M, Kröger I, Gaul L, Wackerle H, et al. Gait characteristics and functional outcomes during early follow-up are comparable in patients with calcaneal fractures treated by either the sinus tarsi or the extended lateral approach. *Gait Posture*. 2019;70:190-5.
47. Segal AD, Orendurff MS, Klute GK, McDowell ML. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS®

- prosthetic knees. *Journal of rehabilitation research and development*. 2006;43(7):857.
48. Szczerbik E, Kalinowska M. The influence of knee marker placement error on evaluation of gait kinematic parameters. *Acta Bioeng Biomech*. 2011;13(3):43-6.
 49. Mundermann L, Corazza S, Andriacchi TP. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *J Neuroeng Rehabil*. 2006;3:6.
 50. Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait analysis methods: an overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Basel)*. 2014;14(2):3362-94.
 51. Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, Mun San Kwan M, Lord SR. Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture*. 2004;20(1):20-5.
 52. Heredia Jiménez JM, Aparicio García-Molina VA, Porres Foulquie JM, Delgado Fernández M, Soto Hermoso VM. Spatial-temporal parameters of gait in women with fibromyalgia. *Clinical Rheumatology*. 2009;28(5):595-8.
 53. Givon U, Zeilig G, Achiron A. Gait analysis in multiple sclerosis: characterization of temporal-spatial parameters using GAITRite functional ambulation system. *Gait Posture*. 2009;29(1):138-42.
 54. Sosnoff JJ, Sandroff BM, Motl RW. Quantifying gait abnormalities in persons with multiple sclerosis with minimal disability. *Gait Posture*. 2012;36(1):154-6.
 55. Nelson AJ, Zwick D, Brody S, Doran C, Pulver L, Rooz G, et al. The validity of the GaitRite and the Functional Ambulation Performance scoring system in the analysis of Parkinson gait. *NeuroRehabilitation*. 2002;17(3):255-62.
 56. Chow JCK AK, Lichti DD , Teskey WF. Performance Analysis of a Low-Cost Triangulation-Based 3D Camera: microsoft Kinect System. *ISPRS - Int Arch Photogramm Remote Sens Spat Inf Sci*. 2012;XXXIX-B5:175-80.
 57. Clark RA, Vernon S, Mentiplay BF, Miller KJ, McGinley JL, Pua YH, et al. Instrumenting gait assessment using the Kinect in people living with stroke: reliability and association with balance tests. *J Neuroeng Rehabil*. 2015;12:15.
 58. Eltoukhy M, Kuenze C, Oh J, Jacopetti M, Wooten S, Signorile J. Microsoft Kinect can distinguish differences in over-ground gait between older persons with and without Parkinson's disease. *Med Eng Phys*. 2017;44:1-7.
 59. Knippenberg E, Verbrugghe J, Lamers I, Palmaers S, Timmermans A, Spooren A. Markerless motion capture systems as training device in neurological rehabilitation: a systematic review of their use, application, target population and efficacy. *J Neuroeng Rehabil*. 2017;14(1):61.
 60. Chang PC TM, Wu JL , Hu CS Real-time gender classification from human gait for arbitrary view angles. *ISM 2009, 11th IEEE International Symposium on Multimedia; San Diego, California, USA2009*.

61. Y. Pratheepan JVCaGP. "The Use of Dynamic and Static Characteristics of Gait for Individual Identification. 2009 13th International Machine Vision and Image Processing Conference, 20092009. p. 111-6.
62. Grimson CSaWEL. Adaptive background mixture models for real-time tracking. Proceedings 1999 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. p. 246-52
63. Corazza S, Mündermann L, Chaudhari AM, Demattio T, Cobelli C, Andriacchi TP. A Markerless Motion Capture System to Study Musculoskeletal Biomechanics: Visual Hull and Simulated Annealing Approach. *Annals of Biomedical Engineering*. 2006;34(6):1019-29.
64. Henrichs A. Master Thesis About 2014.
65. IDC. [Available from: <https://www.idc.com/getdoc.jsp?containerId=prUS44276818> ;.
66. IDC. [Available from: <https://www.idc.com/getdoc.jsp?containerId=prUS44930019> ;.
67. Washabaugh EP, Kalyanaraman T, Adamczyk PG, Claflin ES, Krishnan C. Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait Posture*. 2017;55:87-93.
68. Shull PB, Jirattigalachote W, Hunt MA, Cutkosky MR, Delp SL. Quantified self and human movement: a review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention. *Gait Posture*. 2014;40(1):11-9.
69. Yang CC, Hsu YL. A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors (Basel)*. 2010;10(8):7772-88.
70. Bergamini E, Ligorio G, Summa A, Vannozzi G, Cappozzo A, Sabatini AM. Estimating orientation using magnetic and inertial sensors and different sensor fusion approaches: accuracy assessment in manual and locomotion tasks. *Sensors (Basel)*. 2014;14(10):18625-49.
71. Sang VNT, Yano S, Kondo T. On-body sensor positions hierarchical classification. *Sensors*. 2018;18(11):3612.
72. Camomilla V, Bergamini E, Fantozzi S, Vannozzi G. Trends supporting the in-field use of wearable inertial sensors for sport performance evaluation: A systematic review. *Sensors*. 2018;18(3):873.
73. Chen KY, Bassett DR. The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Medicine and science in sports and exercise*. 2005;37(11):S490.
74. Brognara L, Palumbo P, Grimm B, Palmerini L. Assessing Gait in Parkinson's Disease Using Wearable Motion Sensors: A Systematic Review. *Diseases*. 2019;7(1).

75. Kluge F, Hannink J, Pasluosta C, Klucken J, Gaßner H, Gelse K, et al. Pre-operative sensor-based gait parameters predict functional outcome after total knee arthroplasty. *Gait Posture*. 2018;66:194-200.
76. Ganea R, Jeannet PY, Paraschiv-Ionescu A, Goemans NM, Piot C, Van den Hauwe M, et al. Gait assessment in children with duchenne muscular dystrophy during long-distance walking. *J Child Neurol*. 2012;27(1):30-8.
77. Chopra S, Rouhani H, Assal M, Aminian K, Crevoisier X. Outcome of unilateral ankle arthrodesis and total ankle replacement in terms of bilateral gait mechanics. *Journal of Orthopaedic Research*. 2014;32(3):377-84.
78. Patel S, Park H, Bonato P, Chan L, Rodgers M. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*. 2012;9:21.
79. Matthews A, Spooner P, Lunney D. Herbivores in alpine herbfields: will wombats shift to higher altitudes with climate change? In: Lunney D, Pat H, editors. *Wildlife and Climate Change: Towards robust conservation strategies for Australian fauna*: Royal Zoological Society of New South Wales; 2012. p. 0.
80. Ridgers ND, McNarry MA, Mackintosh KA. Feasibility and Effectiveness of Using Wearable Activity Trackers in Youth: A Systematic Review. *JMIR Mhealth Uhealth*. 2016;4(4):e129.
81. Pacini Panebianco G BM, Stagni R, Fantozzi S. Analysis of the performance of 17 algorithms from a systematic review: Influence of sensor position, analysed variable and computational approach in gait timing estimation from IMU measurements. *Gait & Posture*. 2018;66:76-82.
82. Andreoni G, Standoli CE, Perego P. Defining requirements and related methods for designing sensorized garments. *Sensors*. 2016;16(6):769.
83. O'Sullivan K, Kennedy N, O'Neill E, Ni Mhainin U. The effect of low-dye taping on rearfoot motion and plantar pressure during the stance phase of gait. *BMC Musculoskelet Disord*. 2008;9:111.
84. Mueller MJ, Host JV, Norton BJ. Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1993;83(4):198-202.
85. Zhong G, Zeng X, Xie Y, Lai J, Wu J, Xu H, et al. Prevalence and dynamic characteristics of generalized joint hypermobility in college students. *Gait Posture*. 2021;84:254-9.
86. Gannon LM, Bird HA. The quantification of joint laxity in dancers and gymnasts. *J Sports Sci*. 1999;17(9):743-50.
87. Dalglish R. The human type I collagen mutation database. *Nucleic Acids Res*. 1997;25(1):181-7.
88. Remvig L, Jensen DV, Ward RC. Are diagnostic criteria for general joint hypermobility and benign joint hypermobility syndrome based on reproducible and valid tests? A review of the literature. *J Rheumatol*. 2007;34(4):798-803.

89. Simmonds JV, Keer RJ. Hypermobility and the hypermobility syndrome. *Man Ther.* 2007;12(4):298-309.
90. Grahame R. Joint hypermobility and genetic collagen disorders: are they related? *Arch Dis Child.* 1999;80(2):188-91.
91. Hall MG, Ferrell WR, Sturrock RD, Hamblen DL, Baxendale RH. The effect of the hypermobility syndrome on knee joint proprioception. *Br J Rheumatol.* 1995;34(2):121-5.
92. Sahin N, Baskent A, Ugurlu H, Berker E. Isokinetic evaluation of knee extensor/flexor muscle strength in patients with hypermobility syndrome. *Rheumatol Int.* 2008;28(7):643-8.
93. Simonsen EB, Tegner H, Alkjaer T, Larsen PK, Kristensen JH, Jensen BR, et al. Gait analysis of adults with generalised joint hypermobility. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(6):573-7.
94. Fatoye FA, Palmer S, van der Linden ML, Rowe PJ, Macmillan F. Gait kinematics and passive knee joint range of motion in children with hypermobility syndrome. *Gait Posture.* 2011;33(3):447-51.
95. McKay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, Simic M, Vanicek N, Wojciechowski E, et al. Spatiotemporal and plantar pressure patterns of 1000 healthy individuals aged 3-101 years. *Gait Posture.* 2017;58:78-87.
96. Spordly-Nees S, Dasberg B, Nielsen RO, Boesen MI, Langberg H. The navicular position test - a reliable measure of the navicular bone position during rest and loading. *Int J Sports Phys Ther.* 2011;6(3):199-205.
97. Gaudreault N, Gravel D, Nadeau S, Houde S, Gagnon D. Gait patterns comparison of children with Duchenne muscular dystrophy to those of control subjects considering the effect of gait velocity. *Gait Posture.* 2010;32(3):342-7.
98. Bregou Bourgeois A, Mariani B, Aminian K, Zambelli PY, Newman CJ. Spatio-temporal gait analysis in children with cerebral palsy using, foot-worn inertial sensors. *Gait Posture.* 2014;39(1):436-42.
99. Kim CJ, Son SM. Comparison of Spatiotemporal Gait Parameters between Children with Normal Development and Children with Diplegic Cerebral Palsy. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(9):1317-9.
100. Nantel J, Brochu M, Prince F. Locomotor strategies in obese and non-obese children. *Obesity (Silver Spring).* 2006;14(10):1789-94.
101. Hicks JL, Schwartz MH, Arnold AS, Delp SL. Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait. *J Biomech.* 2008;41(5):960-7.
102. Sutherland DH, Cooper L. The pathomechanics of progressive crouch gait in spastic diplegia. *Orthop Clin North Am.* 1978;9(1):143-54.
103. Bell KJ, Ounpuu S, DeLuca PA, Romness MJ. Natural progression of gait in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 2002;22(5):677-82.

104. Smits-Engelsman B, Klerks M, Kirby A. Beighton score: a valid measure for generalized hypermobility in children. *J Pediatr*. 2011;158(1):119-23, 23 e1-4.
105. Bates AV, McGregor AH, Alexander CM. Reliability and minimal detectable change of gait kinematics in people who are hypermobile. *Gait Posture*. 2016;44:37-42.
106. Schwartz MH, Trost JP, Wervey RA. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture*. 2004;20(2):196-203.
107. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*. 1989;7(6):849-60.
108. Prichasuk S, Subhadrabandhu T. The relationship of pes planus and calcaneal spur to plantar heel pain. *Clin Orthop Relat Res*. 1994(306):192-6.
109. Chang WN, Tsirikos AI, Miller F, Schuyler J, Glutting J. Impact of changing foot progression angle on foot pressure measurement in children with neuromuscular diseases. *Gait Posture*. 2004;20(1):14-9.
110. Root L. Varus and valgus foot in cerebral palsy and its management 1984. 174-9 p.
111. Johnson DC, Damiano DL, Abel MF. The evolution of gait in childhood and adolescent cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*. 1997;17(3):392-6.
112. Abel MF, Damiano DL. Strategies for increasing walking speed in diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*. 1996;16(6):753-8.
113. Hills AP, Parker AW. Gait characteristics of obese children. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991;72(6):403-7.

8. EKLER

EK 1. Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Onamı



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 -1047

Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 21 HAZİRAN 2018 PERŞEMBE
Toplantı No : 2018/16
Proje No : GO 18/487 (Değerlendirme Tarihi: 05.06.2018)
Karar No : GO 18/487-09

Üniversitemiz Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Doç. Dr. Ceren Güneç BEŞER'in sorumlu araştırmacı olduğu, Dr. Celal Alp VURAL'ın doktora tezi olan, GO 18/487 kayıt numaralı, "*Hipermobilitesi Olan ve Olmayan Adolesanlardaki Düz Tabanlığın Statik ve Kinetik Açından Yürüme Analizi İle Karşılaştırılması*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 01 Temmuz 2018 – 01 Temmuz 2020 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan uygun bulunmuştur.

1. Prof. Dr. Nurten AKARSU	(Başkan)	10 Doç. Dr. Güzde GİRGİN	(Üye)
2. Prof. Dr. Sevda F. MÜFTÜOĞLU	(Üye)	11 Doç. Dr. Fatma Visal OKUR	(Üye)
İZİNLİ		İZİNLİ	
3. Prof. Dr. M. Yıldırım SARA	(Üye)	12. Doç. Dr. Can Ebru KURT	(Üye)
4. Prof. Dr. Nüccatı SİĞİRCİ	(Üye)	13. Doç. Dr. H. Hüsrev TURNAGÖL	(Üye)
5. Prof. Dr. Hatice Doğan BUZUGLU	(Üye)	14. Dr. Öğr. Üyesi Özay GÖKÖZ	(Üye)
6. Prof. Dr. R. Köksal ÖZGÜL	(Üye)	15. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
7. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN	(Üye)	16. Öğr. Gör. Dr. Meltem ŞENGELEN	
8. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEL	(Üye)	17. Av. Meltem ONURLU	(Üye)
9. Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU	(Üye)		

Ayrıntılı Bilgi için:

Telefon:

• Faks:

• E-posta:

EK 2. Orjinallik Ekran Çıktısı

Alp tez son

ORJİNALLİK RAPORU

% 10	% 10	% 3	% 3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 3
2	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
3	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
4	www.researchgate.net İnternet Kaynağı	% 1
5	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	% 1
6	hippocratescongress.com İnternet Kaynağı	<% 1
7	9lib.net İnternet Kaynağı	<% 1
8	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	<% 1
9	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1

EK 3. Dijital Makbuz



Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: celal alp vural
Ödev başlığı: Hipermobilitesi olan ve olmayan çocuklardaki düz tabanlığın...
Gönderi Başlığı: Alp tez son
Dosya adı: alp_tez.docx
Dosya boyutu: 8.31M
Sayfa sayısı: 74
Kelime sayısı: 13,897
Karakter sayısı: 94,385
Gönderim Tarihi: 09-Şub-2023 03:14ÖS (UTC+0300)
Gönderim Numarası: 2010041652



9. ÖZGEÇMİŞ