

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

**ANKARA İLİ İŞİTME ENGELLİ OKUL ÇAĞI  
ÇOCUKLARINDA AYAK BİYOMEKANİĞİ, DENGE VE  
YÜRÜME PARAMETRELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dr. Fzt. Seher EROL ÇELİK**

**Protez Ortez ve Biyomekani Programı  
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA  
2021**



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

**ANKARA İLİ İŞİTME ENGELLİ OKUL ÇAĞI  
ÇOCUKLARINDA AYAK BİYOMEKANİĞİ, DENGE VE  
YÜRÜME PARAMETRELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dr. Fzt. Seher EROL ÇELİK**

**Protez Ortez ve Biyomekani Programı**

**DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI**

**Prof. Dr. Nilgün BEK**

**ANKARA**

**2021**

**ONAY SAYFASI**

**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**ANKARA İLİ İŞİTME ENGELLİ OKUL ÇAĞI ÇOCUKLARINDA AYAK BİYOMEKANİĞİ,**  
**DENGE VE YÜRÜME PARAMETRELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**  
**Seher EROL ÇELİK**  
**Danışman: Prof. Dr. Nilgün BEK**

Bu tez çalışması 15.09.2021 tarihinde jürimiz tarafından "Protez-Ortez ve Biyomekani Programı" nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

<b>Jüri Başkanı:</b>	<i>Prof. Dr. Özlem ÜLGER</i> <i>(Hacettepe Üniversitesi)</i>	<i>(imza)</i>
<b>Üye:</b>	<i>Prof. Dr. L. Hilal ÖZCEBE</i> <i>(Hacettepe Üniversitesi)</i>	<i>(imza)</i>
<b>Üye:</b>	<i>Prof. Dr. Kezban BAYRAMLAR</i> <i>(Hasan Kalyoncu Üniversitesi)</i>	<i>(imza)</i>
<b>Üye:</b>	<i>Doç. Dr. Gürsoy ÇOŞKUN</i> <i>(Hacettepe Üniversitesi)</i>	<i>(imza)</i>
<b>Üye:</b>	<i>Doç. Dr. Banu ÜNVER</i> <i>(Lokman Hekim Üniversitesi)</i>	<i>(imza)</i>

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

08 Ekim 2021

*Prof. Dr. Diclehan ORHAN*  
**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 tezimin aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

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

07/10/2021

Dr. Fzt. Seher EROL ÇELİK

<sup>1</sup>“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

(1) Madde 6. 1. Lisansüstü tezle ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın 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 internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın 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 danışmanın 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, Tez Danışmanının Prof. Dr. Nilgün BEK danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

***Dr. Fzt. Seher EROL ÇELİK***

## TEŞEKKÜR

Lisansüstü ve doktora eğitimim boyunca mesleki bilgi, beceri ve tecrübe edinmemde bilimsel katkıları, bilgi birikimi ve manevi desteği ile her daim yanımda olan, her engelde tekrar ve tekrar başlamam için beni destekleyen, tek bir cümlesiyle en zor süreçleri aştığım, hem akademik hem özel hayatta örnek aldığım çok kıymetli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Sayın Nilgün BEK'e;

Hem yüksek lisans hem de doktora eğitimim süresince bana engin bilgiler sağlayan, tezlerimi O'nsuz düşünemediğim harika insan Sayın Prof. Dr. Kezban BAYRAMLAR'a;

Tezimi yapmamda destek olan ve katkılarını sunan iyi ki yollarımızın kesiştiği sayın hocam Prof. Dr. Lütfiye Hilal ÖZCEBE'ye;

Doktora eğitimimde beceri ve bilgi edinmemde çok değerli katkıları olan kıymetli hocalarım Sayın Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ'ye, Sayın Prof. Dr. Özlem ÜLGER'e ve Sayın Doç. Dr. Semra TOPUZ'a;

Meslek hayatımın ilk adımı lisans eğitimim süresince iyi bir hocadan önce iyi bir insan olmanın birisinin hayatını nasıl değiştirir sorusunun cevabı olan adı Sevgili Prof. Dr. Sevgi ÖZALEVLİ'ye;

Tezimin ölçümleri için uzak da olsa her şekilde her yere gelen Sayın Tolga ÖMEROĞULLARI'na;

Tezimin ölçümleri sırasında her türlü desteği sağlayan Öğretmenlerim Sayın Filiz BÜYÜK ÇAĞLAR'a, Ertunga ÇAĞLAR'a, Özlem MARAKLI'ya, Serdar YURTERİ'ne, Sayın Hemşire Arzu KAPLAN'a;

Tezimin verileri konusunda tam çıkmaza girmişken ve her başım sıkıştığında engin bilgisi ve çabalarıyla bana yardımcı olan Sayın Makine Yüksek Mühendisi Umut ALTINKAYNAK'a;

Son dakika dokunuşlarıyla tezimin tamamlanmasına yardım eden Sayın Dr. Fzt. Hikmet KOCAMAN'a;

Sevgili ailem, kendi hayatından fedakarlık ederek bana böyle güzel bir hayatı sağlayan hem annem hem babam olan varlık sebebim canım annem Ayşe EROL'a ve sahip olduğum kıymetlilerim, canımın diğer yarısı olan kardeşlerim Senem EROL ÖZCAN ve Duygu EROL GÜRBÜZ'e; hayatın bana verdiği en güzel ve en değerli hediyelerim, birlikte geçirdiğimiz vakitlerden fedakarlık ettiğim melek yavrularım, güzel kızlarım ÖMÜR'üme ve ÖZGÜ'me

Çalışmamızı THD-2020-18892 numaralı proje olarak kabul ederek gerekli bütçeyi sağlayan Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne

Sonsuz TEŞEKKÜRLER...

## ÖZET

**Erol Çelik. S., Ankara İli İşitme Engelli Okul Çağı Çocuklarında Ayak Biyomekaniği, Denge ve Yürüme Parametrelerinin Değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez-Ortez ve Biyomekani Programı Doktora Tezi, Ankara, 2021.** Bu çalışmanın amacı; Ankara ilinde yaşayan, ilkokul ve ortaokul çağındaki işitme engeli olan çocuklarda denge ve ayağa ilişkin statik ve dinamik biyomekanik değişkenlerin değerlendirilmesi ve normal duyma yeteneğine sahip çocuklarla karşılaştırılmasıdır. 6-15 yaşları arasında işitme engeli olan 67 ve işitme engeli olmayan 66 çocuk çalışmaya alındı. Çocuklar işitme engeli olan ve işitme engeli olmayan olmak üzere iki gruba ayrıldı. Çocukların demografik bilgileri kaydedildikten sonra statik dengeyi değerlendirmek için Flamingo Denge Testi (FDT), dinamik dengeyi değerlendirmek için Fonksiyonel Uzanma Testi (FUT) kullanıldı. Çocuklar statik ve dinamik olarak ölçülebilen taban basınç dağılımı parametreleri RsScan-Footscan pedobarografi sistemi ile değerlendirildi. Çocukların ayakkabılarını değerlendirmek amacıyla Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu (AUDF) uygulandı. Ebeveynlere sağlık ve ayakkabı konusunda sahip oldukları bilgileri nereden öğrendiklerine dair tarafımızca oluşturulan bir anket uygulaması yapıldı. Elde edilen değerler hem grup içinde hem de gruplar arasında karşılaştırıldı. FDT, FUT skorlarına göre işitme engeli olan çocukların daha zayıf bir denge fonksiyonuna sahip olduğu bulundu ( $p<0,05$ ). İşitme engeli olan çocukların önemli ölçüde daha düşük statik plantar basınç dağılımı değerlerine sahip olduğu bulundu ( $p<0,05$ ). Dinamik plantar basınç dağılımı değerleri bakımından işitme engeli olan çocuklar, işitme engeli olmayan çocuklara göre ayaklarının farklı bölgelerine farklı miktarlarda yük bindirmekte oldukları sonucu elde edildi ( $p<0,05$ ). Her iki grupta da AUDF ile denge testleri, dinamik plantar basınç değerleri ve yürüme değişkenleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmazken ( $p>0,05$ ); işitme engeli olan çocuklarda ayakkabı uygunlunun artışı ile sağ (dominant) ayakta toplam basınç yüzdesi değerlerinin de arttığı sonucuna ulaşıldı ( $p<0,05$ ). İşitme engeli olan çocuklarda statik ve dinamik dengenin artırılması için uygun plantar basınç dağılımlarının sağlanması, ayakta meydana gelebilecek anormal biyomekanik değişikliklerin ve buna bağlı olarak ortaya çıkabilecek patolojik durumların belirlenmesi ve önlenmesi konularına dikkat çekilmesi açısından önemlidir. Yapılan ölçüm sonuçlarına göre çocuklar için uygun ayakkabıların geliştirilmesi hem çocukluk hem de yetişkinlik döneminde çeşitli sorunların önüne geçilmesini sağlayabilir.

**Anahtar Kelimeler:** İşitme Engelli, Ayak Biyomekaniği, Denge, Yürüme.

**Destekleyen Kurum:** Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi [Proje No: THD-2020-18892].



## ABSTRACT

**Erol Çelik. S., Evaluation of Foot Biomechanics, Balance and Walking Parameters in School-Age Children with Hearing-Impairment in Ankara Province, Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, Prosthesis Orthotics and Biomechanics Program, Thesis, Ankara, 2021.** The aim of this study is to evaluate the balance and the static and dynamic biomechanical parameters of foot in primary and secondary school children with hearing impairment living in Ankara and to compare them with children with normal hearing. 67 children with hearing impairment and 66 children without hearing impairment between the ages of 6-15 were included in the study. The Flamingo Balance Test (FBT) was used to assess static balance and Functional Reach Test (FRT) were used to assess dynamic balance after the demographic information of the children was recorded. The statically and dynamically measurable plantar pressure distribution parameters of the children were evaluated with the RsScan-Footscan pedobarographic system. The Footwear Assessment Score (FAS) was used to evaluate features of footwears. A questionnaire created by us was applied to parents about where they learned about health and shoes. The obtained values were compared both within the group and between the groups. It was found that children with hearing impairment had weaker balance function according to FBT and FRT scores ( $p<0.05$ ). Children with hearing-impaired were found to have significantly lower static plantar pressure distribution values ( $p<0.05$ ). In terms of dynamic plantar pressure distribution values, it was found that children with hearing-impaired have different amounts of on different parts of their feet than children without hearing-impaired. While there was no significant relationship between FAS and balance tests, dynamic plantar pressure values and gait variables in both groups ( $p>0.05$ ); it was concluded that the percentage of total pressure in the right (dominant) foot increased with the increase in footwear suitability in children with hearing-impaired ( $p<0.05$ ). It is important in terms of drawing attention to the issues of ensuring the proper distribution of plantar pressures in order to increase static and dynamic balance, determination and prevention of abnormal biomechanical changes that may occur in the foot and pathological conditions that may arise due to it in hearing impaired children. Development of suitable shoes for children based on measurements may prevent various problems during both in childhood and adulthood.

**Keywords:** Hearing-impairment, Foot biomechanics, Balance, Gait.

**Sources of Support:** This work is supported by Hacettepe University Scientific Research Projects Coordination Unit [Grant Number: THD-2020-18892].

## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xiv
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	<b>4</b>
2.1. İşitme ve İşitme Sistemi	4
2.1.1. Karışık (Mikst) Tip İşitme Kaybı Patolojileri	7
2.2. Ayak ve Ayak Bileği Anatomisi ve Biyomekaniği	9
2.2.1. Çocukluk Döneminde Ayak Yapısı	14
2.3. Denge	16
2.3.1. Alt Ekstremitte ve Denge	18
2.3.2. Çocuklarda Denge	19
2.4. İşitme ve Denge	20
2.4.1. Çocuklarda İşitme ve Denge	22
2.5. Yürüme	24
2.5.1. Çocuklarda Yürüme	27
2.5.2. Yürüme Analizi	29
2.5.3. Pedobarografik Analiz Yöntemi	31
2.6. Çocuklarda Ayakkabı	34
2.7. Ayakkabı Uygunluğu	39
2.7.1. Ayakkabı İçin Tercih Edilen Malzeme	40
2.7.2. Topuktan Metatarsofalangeal Ekleme Kadar Uzunluk	41
2.7.3. Ayakkabı Genişliği	41
2.7.4. Parmak Kutusu Yüksekliği	41

2.7.5. Yürüyüş Sırasında Ayakkabının Çıkması	41
2.7.6. Topuk Yüksekliği	41
2.7.7. Ayakkabı Stili	41
2.7.8. Topukta Aşınma	42
2.7.9. Parmak Ucu Ayakkabı Arası Boşluk	42
<b>3. BİREYLER VE YÖNTEM</b>	<b>43</b>
3.1. Bireyler	43
3.2. Yöntem	45
3.2.1. Demografik Bilgiler	46
3.2.2. Antropometrik Ölçümler	46
3.2.3. Kas Kuvveti Değerlendirmesi:	46
3.2.4. Ayakkabı Değerlendirilmesine İlişkin Ölçümler	47
3.2.5. Dengenin Değerlendirmesi	49
3.2.6. Statik ve Dinamik Ayak Plantar Basınç Dağılımı Analizi	52
3.2.7. Sağlık ve Ayakkabı Konusunda Bilgilerini Değerlendirmek İçin Ebeveynlere Uygulanan Anket Çalışması	56
3.3. İstatistiksel Analiz	56
<b>4. BULGULAR</b>	<b>58</b>
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>93</b>
5.1. Demografik Özellikler	95
5.2. Ayakkabı Uygunluk Değerlendirmesi	97
5.3. Ayağa İlişkin Değerlendirmeler	99
5.4. Dengeye İlişkin Değerlendirmeler	104
5.5. Yürümeye İlişkin Değerlendirmeler	106
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER</b>	<b>110</b>
6.1. Öneriler	111
<b>7. KAYNAKÇA</b>	<b>114</b>
<b>8. EKLER</b>	
<b>EK-1:</b> Etik Kurul İzni	
<b>EK-2:</b> Orjinallik Ekran Çıktısı	
<b>EK-3:</b> Dijital Makbuz	
<b>EK-4:</b> Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Ebeveyn Onam Formu	
<b>EK-5:</b> Değerlendirme Formu	
<b>EK-6:</b> Kullanılan Anket	

## 9. ÖZGEÇMİŞ

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>%</b>	Yüzde
<b>&lt;</b>	Küçüktür
<b>&gt;</b>	Büyüktür
<b>°</b>	Derece
<b>AUDF</b>	Ayakkabı uygunluğu değerlendirme formu
<b>cm</b>	Santimetre
<b>dB</b>	Desibel
<b>EMG</b>	Elektromyografi
<b>FDT</b>	Flamingo denge testi
<b>FUT</b>	Fonksiyonel uzanma testi
<b>kg</b>	Kilogram
<b>m</b>	Metre
<b>m/sn</b>	metre/saniye
<b>Maks</b>	Maksimum
<b>Min</b>	Minimum
<b>MLA</b>	Medial longitüdüinal ark
<b>Mm</b>	Milimetre
<b>n</b>	Birey sayısı
<b>N</b>	Newton
<b>N/cm<sup>2</sup></b>	Newton/ santimetrekare
<b>p</b>	Yanılma düzeyi
<b>SD</b>	Standart sapma
<b>STJA</b>	Subtalar eklem açısı
<b>VKİ</b>	Vücut kitle indeksi
<b>X</b>	Aritmetik ortalama
<b>YH</b>	Yürüme hızı
<b>YO</b>	Yüklenme oranı
<b><math>\chi^2</math></b>	Ki-kare analizi

## ŞEKİLLER

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
<b>2.1.</b> Kulağın anatomik yapısı.	4
<b>2.2.</b> Santral işitme yolları.	5
<b>2.3.</b> Ayağın topografik bölümleri ve eksenleri.	10
<b>2.4.</b> Talus, kalkaenus, navikula ve kuboid kemiklerinin (a) ayakta sabit durma ve (b) inversiyon hareketlerinde meydana gelen pozisyonları.	12
<b>2.5.</b> Subtalar eklemin (a) nötral valgus pozisyonu, (b) varus veya inversiyon pozisyonu. T-N: Talonavicular eklem, C-C: Calcaneocuboid eklem.	12
<b>2.6.</b> Yürümenin fazları.	25
<b>3.1.</b> Çalışmaya dahil edilen işitme engeli olan ve işitme engeli olmayan çocukların katılım diyagramı.	45
<b>3.3.</b> Ayakkabı genişliği.	47
<b>3.4.</b> Parmak kutusu yüksekliği.	48
<b>3.5.</b> Yürüme esnasında girip çıkma.	48
<b>3.6.</b> Topuk yüksekliği.	48
<b>3.7.</b> Parmak ucu ayakkabı arası boşluk.	49
<b>3.8.</b> Flamingo denge testi başlangıç ve bitiş pozisyonu.	51
<b>3.9.</b> Fonksiyonel uzanma testi başlangıç ve bitiş pozisyonu.	52
<b>3.10.</b> Fonksiyonel uzanma testi skor ölçümü.	52
<b>3.11.</b> Statik Ayak Plantar Basınç Dağılımı Analizi.	54
<b>3.12.</b> Dinamik Ayak Plantar Basınç Dağılımı Analizi.	54
<b>3.13.</b> Ayağın ön/ arka , sağ /sol bölgesine ağırlık verme oranı ve sağ/sol ayağa en fazla düşen basınç miktarını veren analiz görüntüsü.	55
<b>3.14.</b> Yürüme parametrelerinin analizinin ekran görüntüsü.	55
<b>3.15.</b> Yürüme sırasında ayak plantar basınç dağılım miktarlarını veren analiz görüntüsü.	56

## TABLOLAR

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>4.1.</b> Bireylerin demografik özelliklerine ait tanımlayıcı istatistikler.	59
<b>4.2.</b> Bireylere ait tanımlayıcı istatistikler.	59
<b>4.3.</b> Araştırmaya katılan bireylerin sağ ayakkabılarına ait tanımlayıcı istatistikler.	61
<b>4.4.</b> Araştırmaya katılan bireylerin sol ayakkabılarına ait tanımlayıcı istatistikler.	63
<b>4.5.</b> Araştırmaya katılan bireylerin kullandıkları ayakkabı türlerinin dağılımı.	64
<b>4.6.</b> Gruplara göre FDT, FUT, ayağın statik ve dinamik taban basıncı ölçüm sonuçlarına ait tanımlayıcı istatistikler, t-Testi ve Mann Whitney U testi sonuçları.	66
<b>4.7.</b> Gruplara göre ayak kasları manuel kas kuvveti ölçüm sonuçlarına ait tanımlayıcı istatistikler ve ki-kare testi sonuçları.	68
<b>4.8.</b> Araştırmaya katılan bireylerin ayak posturlerinin dağılımı.	69
<b>4.9.</b> İşitme engeli olan çocuklarda VKİ ile sağ ve sol ayağa ait statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınçlar arasındaki ilişki.	69
<b>4.10.</b> İşitme engeli olmayan çocuklarda VKİ ile sağ ve sol ayağa ait statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınçlar arasındaki ilişki.	70
<b>4.11.</b> İşitme engeli olan çocuklarda VKİ ile sağ ve sol ayağa ait ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.	71
<b>4.12.</b> İşitme engeli olmayan çocuklarda VKİ ile sağ ve sol ayağa ait ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.	73
<b>4.13.</b> İşitme engeli olan çocuklarda VKİ ile FDT ve FUT değerleri arasındaki ilişki.	74
<b>4.14.</b> İşitme engeli olmayan çocuklarda VKİ ile FDT ve FUT değerleri arasındaki ilişki.	74
<b>4.15.</b> İşitme engeli olan çocuklarda FDT ve FUT ile sağ ve sol ayağa ait statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınçlar arasındaki ilişki.	74

- 4.16.** İşitme engeli olmayan çocuklarda FDT ve FUT ile sağ ve sol ayağa ait statik y¼klenme oranları ve statik maksimum basınçlar arasındaki ilişki. 75
- 4.17.** İşitme engeli olan çocuklarda FDT ve FUT ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yür¼me hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki. 76
- 4.18.** İşitme engeli olmayan çocuklarda FDT ve FUT ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yür¼me hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki. 78
- 4.19.** İşitme engeli olan çocuklarda sağ ayağa ait statik y¼klenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri ile ayak açısı, Minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yür¼me hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki. 80
- 4.20.** İşitme engeli olan çocuklarda sol ayağa ait statik y¼klenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yür¼me hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki. 81
- 4.21.** İşitme engeli olmayan çocuklarda sağ ayağa ait statik y¼klenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yür¼me hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki. 83
- 4.22.** İşitme engeli olmayan çocuklarda sol ayağa ait statik y¼klenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yür¼me hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki. 84
- 4.23.** İşitme engeli olan grubun ayak postur durumlarına göre sağ ve sol ayağa ait ölç¼m sonuçları için bağımsız örneklem t testi sonuçları. 85
- 4.24.** İşitme engeli olmayan grubun ayak postur durumlarına göre sağ ve sol ayağa ait ölç¼m sonuçları için bağımsız örneklem t testi sonuçları. 87



- 4.25.** Gruplara göre AUDF toplam puan değerleri. 89
- 4.26.** İşitme engeli olan çocuklarda AUDF toplam puanları ile VKİ, FDT ve FUT değerleri ile ilişkisi. 89
- 4.27.** İşitme engeli olmayan çocuklarda AUDF toplam puanları ile VKİ, FDT ve FUT değerleri ile ilişkisi. 89
- 4.28.** İşitme engeli olan çocuklarda AUDF toplam puanları ile ayakta meydana gelen statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri arasındaki ilişki. 90
- 4.29.** İşitme engeli olmayan çocuklarda AUDF toplam ile ayakta meydana gelen statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri arasındaki ilişki. 90
- 4.30.** İşitme engeli olan çocuklarda sağ ve sol ayağa ait AUDF toplam puanları ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki. 91
- 4.31.** İşitme engeli olmayan çocuklarda sağ ve sol ayağa ait AUDF toplam puanları ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki. 92

## 1. GİRİŞ

İnsan ayağı, lokomotor sistemin diğer bileşenleri ile birbirine bağlı olarak çalışan karmaşık bir mekanizmadır (1). Ayak bileği ve ayağın birincil işlevi, ayakta durma pozisyonunda vücuda destek sağlamak, hızlanma ve yavaşlamayla ilişkili kuvvetleri dağıtmak ve yürüyüş döngüsü sırasında ileri hareketi optimize etmek için bir kaldıraç görevi görmektir. Normal ayak ve ayak bileği biyomekaniği, uygun ve verimli yürüyüş için bir ön koşuldur (2). Tek bir bölümün hastalık, dış kuvvetler veya cerrahi bir uygulamaya bağlı olarak fonksiyonunu yerine getirememesi, diğer bölümlerin de işlevlerinde değişikliğe neden olacaktır. Ayak ve ayak bileğinin normal bileşenlerinde meydana gelen bu farklılıklar, her bir parçanın tüm ayağın işlevine olan katkı derecesini de etkiler (1). Kemiklerin ve eklemlerin karmaşık diziliminde meydana gelen biyomekanik veya anatomik anormallikler, diz ve kalça dahil olmak üzere daha proksimal yapılara da zarar verebilir (2).

Tipik olarak, ayakkabılar hareket ve rekreasyonel aktiviteler boyunca ayağı eklem stabilitesi sınırlarında desteklemek ve çevresel koşullardan korumak için tasarlanmıştır (3). Ayakkabı vücut yapıları ile zemin arasındaki ilk arayüz olduğu için uygun ayakkabı giymek, ayak yere ilk çarptığında tepki kuvvetini absorbe ederek zayıflattığı için özellikle önemlidir (4-6). Uygun ayakkabı, ayakkabının ergonomik yapısı ile ilgilidir ve ayakkabının işlevini yerine getirebilmesinin önemli bir faktörü de ayağa nasıl oturduğudur (7). Ayakkabı tasarımı ayak taban basınç, alt ekstremitte kinematiği, kinetik ve kas aktivitesi gibi yürüyüşün birçok yönü için önemlidir (8-11). Bu nedenle, ayakkabıların yürüyüşün gerçekleştirildiği mekanik koşullarda potansiyel bir etken olduğu söylenebilir (12). Bununla birlikte, yeni ayakkabılardaki destekler kullanıcıyı korumak için yeterli olsa da, düzenli kullanım sırasında tekrarlanan darbe orta ayakta yorgunluğa bağlı hasara neden olur ve sonuç olarak enerjiyi dağıtmak için gerekli olan mekanik kapasiteyi azaltır (4-6).

Ayağın plantar yüzeyindeki basıncın büyüklüğü ve dağılımı ayak ağrısı, rahatsızlık hissi ve ayak ülserleri gibi klinik problemlerle ilişkilendirilmiştir (13-15). Bu nedenle ayak taban basınçlarını azaltabilecek belirli ayakkabı tasarımları araştırılmıştır (8, 16, 17). Anormal şekilde artmış plantar basıncın mekanik ağrıya katkıda bulunduğu kabul edilir ve anormal plantar basınç dağılımı biyomekanik

dengesizliği yansıtabilir (18, 19). Ayak taban basınç analizi, yürürken ayağın plantar yüzeyine etki eden dikey kuvvetleri ölçmek için özel sensörler kullanır ve ayak fonksiyonu, temas şekli, basınç dağılımı, basınç büyüklüğü ve basınç merkezinin ilerlemesi hakkında nicel bilgiler sağlar (20, 21). Plantar basınç ölçümleri, birçok klinik ve araştırma protokolünün bir parçasıdır.

Denge, bir nesnenin üzerine etkiyen bileşke kuvvetin sıfır olma durumudur (22). İnsan dengesi ise bir kişinin düşmeme yeteneğine atıfta bulunan çok boyutlu bir kavramdır (23, 24). Bir bireyin denge durumunu sağlama, sürdürme veya tekrar kazanma becerisindeki bir işlev bozukluğunun gözlemlenmesi veya değerlendirilmesi, postural kontrolde bir problem olduğu anlamına gelir. Herhangi bir bilişsel, duyuşsal veya motor bozukluk, postural kontrol eksikliğine neden olabilir. Postural kontrol gerektiren faaliyetlerin farklı sınıflandırmalarının ve farklı postural kontrol stratejilerinin farkında olunması, denge problemlerinin doğru ve kesin bir şekilde değerlendirilmesi, teşhisi, dokümantasyonu ve yorumlanmasına yardımcı olmalı ve bireyin daha iyi bir tedavi alabilmesine olanak sağlamalıdır (25).

Denge probleminin sıkça karşılaşıldığı işitme engeli olan çocukların birçoğunda baş, oturma ve bipedal pozisyonların korunması gibi temel motor beceriler, normal işiten çocuklara göre çok daha yavaş gelişir (26). Bu becerilerde ustalaşmak için, algı ve deneyime dayalı, uygun şekilde geliştirilmiş bir vücut şeması gereklidir. Deriden duyular, kaslardan ve eklemlerden proprioseptif bilgiler ve vestibuler sistemden hareket ve yerçekimi ile ilgili bilgiler düzenlenir ve entegre edilerek günlük aktiviteler sırasında uygulanır. Vücudun iyi organize edilmiş algıları sayesinde bir birey vücudun herhangi bir bölümünün eylemlerini, bu parçaların nasıl hareket ettiğini ve bu parçaların uzaydaki konumunu hissedebilir. Ancak duyu sistemlerinden birinden bilgi temini sınırlı olduğunda, örneğin işitme kaybı nedeniyle, kişinin proprioseptif duyusu etkilenebilir ve postur kontrolünün seviyesinde bir azalmaya neden olabilir (27).

Literatürde çocuklarda denge, yürüme ve ayak biyomekanisini farklı biçimlerde değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların birçoğu ise işitme engeli olmayan çocuklarla yapılmıştır. Ancak işitme engeli olan çocuklarda statik ve dinamik ayak biyomekanik özelliklerini, ayakkabı seçimlerini, denge ve

yürümelerini değerlendiren ve bu değişkenler arasındaki ilişkiyi araştıran çalışmaya rastlanmamıştır. Literatürdeki bu eksiklikten dolayı yola çıkarak yaptığımız bu çalışmanın amacı; Ankara ilinde yaşayan, ilkokul ve ortaokul çağındaki işitme engeli olan çocuklarda denge ve ayağa ilişkin statik ve dinamik biyomekanik değişkenlerin değerlendirilmesi ve normal duyma yeteneğine sahip çocuklarla karşılaştırılmasıdır.

Hipotezler;

H<sub>0</sub>: İşitme engeli olan çocuklarda ölçülen denge parametreleri normal duyan çocuklardan farklı değildir.

H<sub>0-1</sub>: İşitme engeli olan çocuklarda ölçülen ayak biyomekanik parametreleri normal duyan çocuklardan farklı değildir.

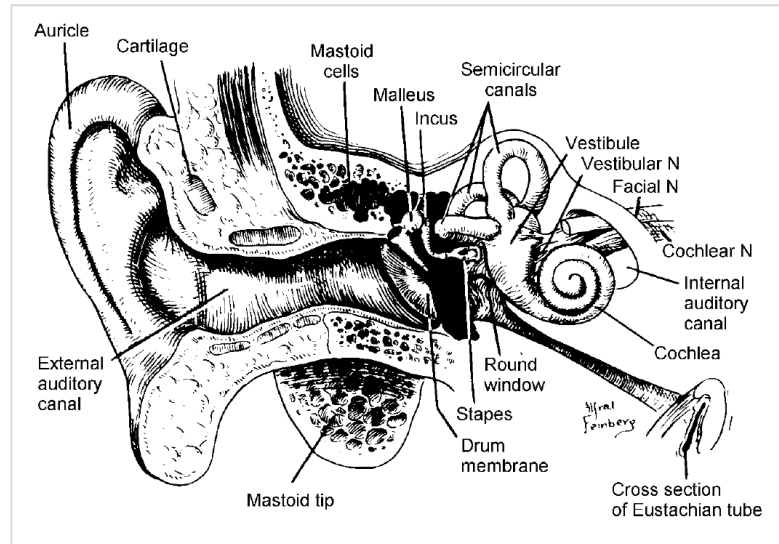
H<sub>0-2</sub>: İşitme engeli olan çocuklarda ölçülen ayak biyomekanik parametreleri ile dengeye özgü parametreler arasında ilişki yoktur.

H<sub>0-3</sub>: İşitme engeli olan çocuklarda ölçülen ayak biyomekanik parametreleri ile yürümeye özgü değişkenler arasında ilişki yoktur.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. İşitme ve İşitme Sistemi

İşitme sistemi üç ana bileşenden oluşur: Dış kulak, orta kulak ve iç kulak. Dış kulak sesi toplar ve yönlendirir; Orta kulak ses dalgalarını mekanik harekete dönüştürür ve iç kulak bu titreşimli hareketi elektrik enerjisine (sinir uyarılarına) dönüştürür. Dış kulak yolu, ses dalgalarının huni şeklini almasını sağlayan fibrokartilaj ve kemikli bir bileşene sahiptir. Ses, dış kulak yolunu orta kulaktan ayıran timpanik membranı ve timpanik membrana bağlı olan malleusu titretir. Titreşimlerin mekanik enerjisi, malleoinküdal ve incudostapedial eklemler boyunca ilerler ve hava dolu orta kulak boşluğu ve sıvı dolu iç kulak arasındaki ara yüz olan oval pencereye iletilir. Son olarak iç kulak sinir elemanlarından, koklea, vestibul ve yarım daire kanallarının sıvı bölümlerinden oluşur (Şekil 2.1). Mekanik enerji, koklea özellikle korti organı, skala timpani, skala vestibuli ve skala media içinde elektriksel uyarılara dönüştürülür. Vestibuler ve yarım daire kanalları hareket hakkında bilgi aktarır (28).

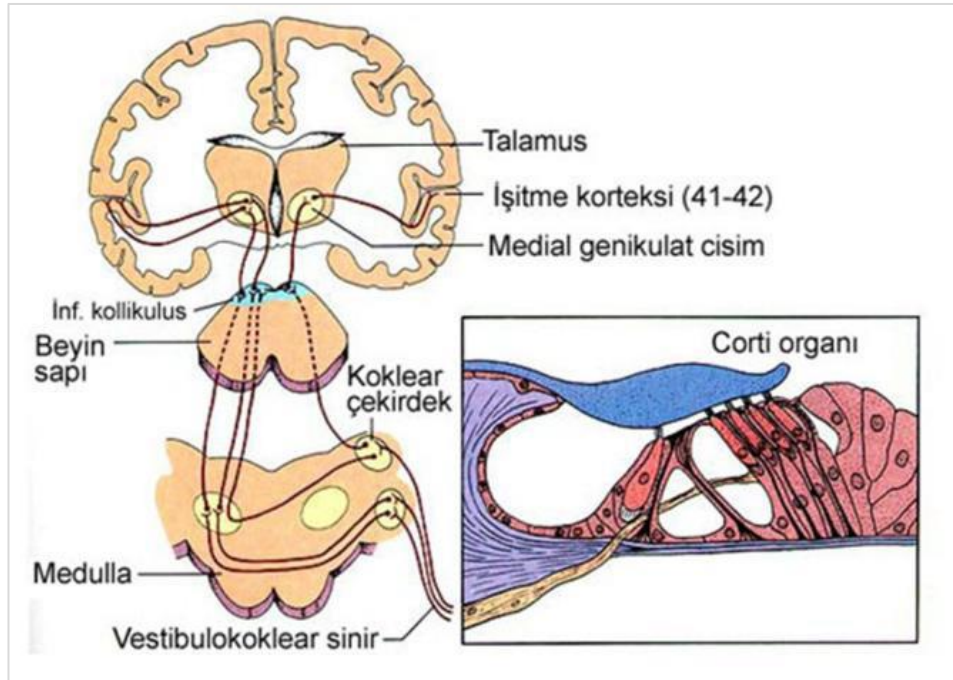


Şekil 2.1. Kulağın anatomik yapısı (29).

Çeşitli patolojiler bu yapılardan birini veya daha fazlasını etkileyerek işitme kaybına neden olabilir (28). İşitme kaybı, genellikle iletişim, okur-yazarlık ve eğitimsel kazanımlarda sınırlamalar meydana getiren dünyada 32 milyon çocuğun deneyimlediği bir durumdur. Dünya nüfusunun neredeyse %7' si olan yarım milyar

insanın 2015 yılında engele neden olan bir işitme kaybına sahip olduğu bildirilmiştir (30).

İşitme kaybı konfigürasyonuna, derecesine ve lezyon bölgesine göre tanımlanmaktadır. Konfigürasyon, frekanslar arasındaki işitme kaybının derecesini tanımlar (31). İşitme kaybı tipik olarak 0,5 KHz, 1 KHz, 2 KHz ve 4 KHz frekanslarında sinüzoidleri duymak için ortalama eşikler ile değerlendirilir; eşikler, bozulmamış işitme eşiklerine göre desibel (dB) olarak ölçülür (32). İşitme kaybının şiddeti odyometri ile belirlenir (33). Ortalama 20–34 dB (hafif), 35-49 dB (orta), 50-64 dB (orta derecede şiddetli), 65-79 dB (şiddetli), 80-94 dB (derin) ve 95 veya daha fazla dB (tam kayıplar) olarak sınıflandırılır. 35 dB ve daha büyük kayıplar, engel teşkil eden kayıplar olarak kabul edilir, ancak hafif kayıplar bile işlevi olumsuz etkileyebilir (32). Şiddetine göre derecelendirmede hafif (26-40 dB), orta (41-55 dB), şiddetli (56-80 dB) ve derin (> 80 dB) şeklinde yapılan sınıflandırmalar da mevcuttur (34).



**Şekil 2.2.** Santral işitme yolları (35).

İşitme kaybı, genellikle anatomik olarak sınıflandırılır (33). Lezyon bölgesine göre üç tip işitme kaybı tanımlanmıştır. Sinirsel (sensorionoral), iletimsel (konduktif)

veya sayısız etiyojile miks tip olabilir (28, 33). İşitme kayıpları, etiyojide doğumsal veya edinsel olabilir (28).

1. **İletimsel (Konduktif) Tip İşitme Kaybı (İİK):** İletimin fiksasyonu veya iletimin sürekli olmamasından kaynaklanabilir (28).
  - a) **Konjenital (Doğumsal) İletimsel Tip İşitme Kaybı Patolojileri:** Konjenital İİK patolojileri, dış işitme atrezisi (kısmi veya tam olabilir), oval pencere atrezisi, kemiksel anomaliler, konjenital kolesteatom ve fenestral otosklerozu (çocukluk çağında nadir) içerir (36).
  - b) **Edinilmiş İletimsel Tip İşitme Kaybı Patolojileri:** Edinilmiş İİK'nin nedenleri arasında dış kulak yolu patolojileri, neoplazm, travma, timpanoskleroz, efüzyon, malleus fiksasyonu, kazanılmış kolesteatom ve fenestral otoskleroz bulunur. Bu patolojiler duvar kalınlığı ve kemik yoğunluğu artışı ile birlikte dış kulak yolunun kemik yapısında daralamaya neden olurlar (37).
2. **Sinirsel (Sensorineural) İşitme Kaybı (SNİK):** Koklea, koklear sinir ve beyin fonksiyonunda meydana gelen bozulmaların bir sonucu olarak ortaya çıkar (38). Sinirsel işitme kaybı, tüm kuşaklarda yaşam kalitesi üzerinde olumsuz etkilere yol ačan klinik olarak heterojen bir hastalıktır (39).
  - a) **Konjenital Sinirsel İşitme Kaybı Patolojileri:** Konjenital SNİK etiyojileri arasında membranöz labirent displaziler, koklear/vestibuler aplazi/displazi, genişlemiş vestibuler akuaduktu, internal akustik kanal atrezisi/stenoz ve perilinfatik fistül sayılabilir. Konjenital SNİK vakalarının yaklaşık yarısına genetik anomaliler neden olur (38). Vakaların %20-40 'nın altta yatan nedenler belli değildir (40). Pediatrik vakaların birçoğunda ise intrauterin toksine maruz kalma, enfeksiyonlar ve perinatal travmalar SNİK'e yol açmaktadır (38).
  - b) **Edinilmiş Sinirsel İşitme Kaybı Patolojileri:** SNİK etiyojileri arasında tümörler, enfeksiyöz/enflamatuar durumlar, travma, otoimmün/immün bozukluklar ve dejeneratif/idiyopatik durumlar bulunur (28). Vestibuler (akustik) schwannomalar (%60-90), menenjiyom (%3-%6), epidermoid (%3-%6), V, VII, IX, X, XI ve XII. kranial sinirlerin schwannoması, lenfoma, lösemi, metastaz ve meningeal karsinomatozisin dahil olduğu tümörler

SNİK'e neden olabilir (41-44). Edinilmiş SNİK sinir paralizisi, pulsatil tinnitus ve vertigo ile birlikte görülebilir (28).

- 3. Karışık (Mikst) Tip İşitme Kaybı (MİTK):** Karışık tip işitme kaybı, konjenital iletimsel tip işitme kaybı ve sinirsel işitme kaybı kombinasyonundan meydana gelir. Dış kulakta, orta ve iç kulakta (koklea) veya işitme sinirinde hasar olabilir (28).

### 2.1.1. Karışık (Mikst) Tip İşitme Kaybı Patolojileri

MTİK' nin klasik nedeni otospongiosis'tir. Otospongiosis (otoskleroz), normal endokondral kemiğin süngerimsi düzensiz yeni kemikle yer değiştirdiği, otik kapsülün primer kemik displazisidir (45). İİK veya MİTK ile başvuran 11 ila 30 yaş arası beyaz kadınlarda daha sık görülür (28). Koklea vakalarının %35'inde etkilenmektedir. Fenestral formda oval pencereyi daraltan geniş bir otospongiosis plak; retrofenestral veya koklear formda ise perikoklear kemik labirentinde fokal litik plaklar görülmektedir (46). Otoskleroz, olguların %85' inde bilateral ve simetrik olarak görülmektedir (45, 46).

İşitme bozuklukları, bebeklikten ileri yaşlara kadar yaşamları boyunca insanları etkileyebilir (47). Dünya çapında yaklaşık 250 milyon insanda işitme kaybı olduğu bildirilmektedir. Konjenital işitme kaybı olan kişilerin yaklaşık %30'u sendromik, geri kalan %70'i sendromik değildir. Genel olarak, bu işitme kayıpları farklı patogenezlere bağlı olarak farklı hastalıklar olarak sınıflandırılmıştır (48, 49).

İşitme kaybı en sık karşılaşılan doğumsal duyuşsal bozukluklardan biridir (50). Sinirsel işitme kaybı ve iletimsel işitme kaybı da dahil olmak üzere çocuklarda orta ile çok ileri derecede işitme kaybı prevalansı 1-6/1000'dir (51-54). Ayrıca, dünya çapında yaklaşık 440 milyon çocuğun 85 desibelin (dB) üzerinde işitme kaybının olduğu ve eşik 50 dB' ye düşürüldüğünde bu sayının 800 milyona yükseleceği tahmin edilmektedir (55-57).

1000 çocuktan 6' sına 18 yaşına kadar işitme kaybı teşhisi konmaktadır (50). Çocukluk çağı işitme bozukluğu, uzun vadeli akademik ve iletişimsel zorluklarla ilişkili olan önemli bir halk sağlığı problemidir (58, 59). Çocuğun yaşadığı engelin



ciddiyeti, işitme kaybının derecesine ve süresine, başlama yaşı ve eşlik eden diğer problemlere bağlıdır (60-62) Orta şiddetli iletimsel ve sinirsel işitme engeli, çocuklarda en sık görülen işitme engeli çeşitleridir (63).

Yeni doğan bebeklerde kapsamlı bir işitme kaybı taramasının uygulanmasıyla, artık işitme kaybını 2 ile 3 ay gibi erken bir zamanda teşhis etmek mümkündür (64). Tam bir fizik muayeneye ek olarak, çocuklarda işitme kaybının tanısının konmasında görüntüleme teknikleri, laboratuvar testleri ve genetik testler kullanılmaktadır (65). Genel olarak işitme sistemini oluşturan yapıların bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) ile görüntülenmesi, bu olguların tanı ve tedavisinde temeldir (28).

İletişim becerilerinin geliştirilmesine odaklanan erken müdahale başlatılmış olsa da bu popülasyonda bildirilen motor gelişim gecikmeleri (66-68). Tipik olarak ele alınmamaktadır. Bebeklerde hafif derecede işitme kaybı bile, konuşma ve dil gelişimi, öğrenme ve okumada, yaşamdaki başarının arttırılması ve özsaygının sağlanması için gerekli kişilerarası ve sosyal becerilerde zorluklarla ilişkilendirilebilir. Bir çocuğun hayatında işitme kaybı ne kadar erken olursa, çocuğun gelişimi üzerindeki etkileri o kadar şiddetlidir (69). Eğer işitme kaybı erken teşhis edilip tedavi edilmezse, bireyin bilişsel, duygusal, sosyal ve eğitimsel gelişimi üzerinde uzun vadeli etkileri olabilir (70).

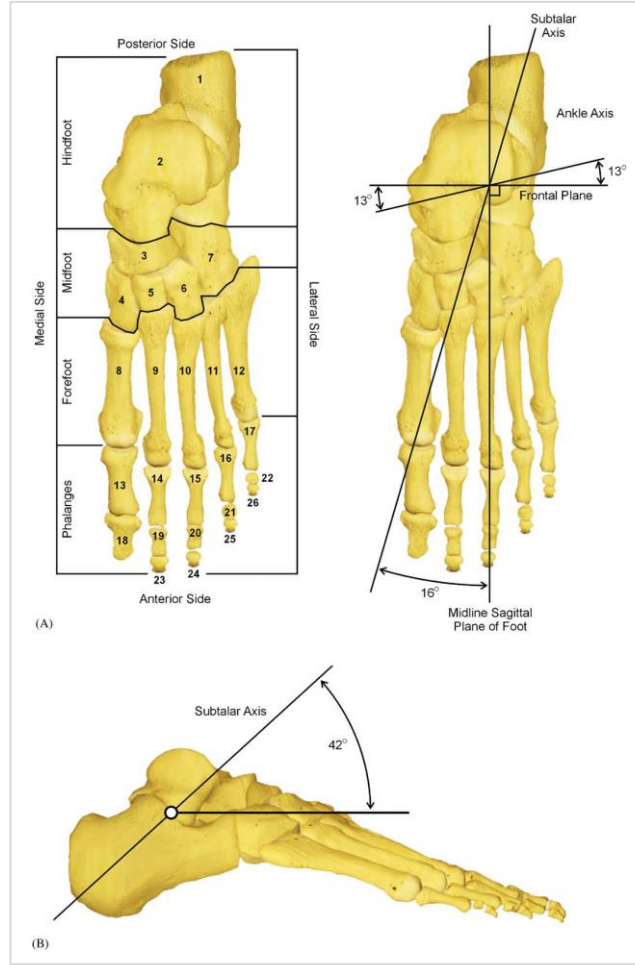
İşitme kaybı yalnızca bireyi etkilemekle kalmaz, aynı zamanda bireyin ailesini ve arkadaşlarını ve meslektaşlarını da etkiler. Yakınlarıyla konuşmakta zorluk çeken, eğitim, iş ve sosyal hayatında konuşma ve anlama sorunları, telefonu kullanma ve televizyon izlemede engellerle karşılaşma gibi karmaşık iletişim problemleri yaşar. İşitme kaybından dolayı iletişimde yaşanan güçlükler nedeniyle insanlar sıklıkla geri çekilmekte ve sosyal olarak izole olabilmektedir. Ayrıca işitme kaybı, yorgunluk, baş ağrısı, bıkkınlık, baş dönmesi ve stres gibi fiziksel sonuçlarla da ilişkilendirilebilmektedir (71).

Genç erişkinlerden geriatric popülasyona kadar çok sayıda kişide yapılmış birçok çalışmadan elde edilen veriler, tedavi edilmeyen işitme kaybı ve bilişsel bozulma ve azalan yaşam kalitesi arasında bir bağlantı olduğunu göstermektedir (72,

73). Dengenin iyileştirilmesi, postural kontrol gelişimindeki ana tedavi hedeflerinden biri olduğu için bireyin bağımsızlığını kazanması için gerekli bir unsurdur (74).

## **2.2. Ayak ve Ayak Bileği Anatomisi ve Biyomekaniği**

İnsan ayakları, her biri 13 ekstrinsik ve 21 intrinsik kas tarafından kontrol edilen 26 kemik, 33 eklem, 100' den fazla kas, tendon, bağ, kan damarları, sinirler, cilt ve yumuşak dokulardan oluşan karmaşık bir yapıdır. Bu bileşenler, birlikte hareket ederek, vücut desteği, hareketler ve denge için gerekli karmaşık eylemlere izin veren esnek ve eklemlili bir yapı oluşturur. Topografik anatomi bakış açısından, ayak genel olarak ön ayak, orta ayak ve arka ayak olmak üzere üç kısma ayrılır. Ön ayak beş parmak (falanks) ve beş metatars kemiğinden meydana gelir. Orta ayak, ayak arkalarını oluşturan kemiklerin (kuneiform, küboid ve naviküler kemikler) piramit benzeri bir birleşimidir. Arka ayakta topuk (kalkaneus) ve ayak bileği bulunur. Topuk kemiği ayağın en büyük kemiğidir, talus kemiği bacak kemiklerini (tibia ve fibula) destekler ve ayak bileği eklemine oluşturur (Şekil 2.3) (75).

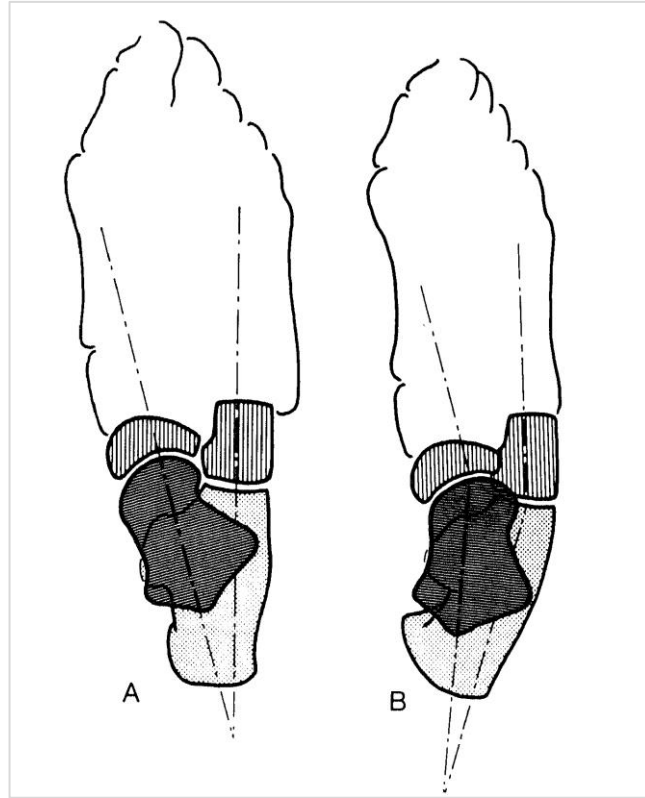


**Şekil 2.3.** Ayağın topografik bölümleri ve eksenleri (76).

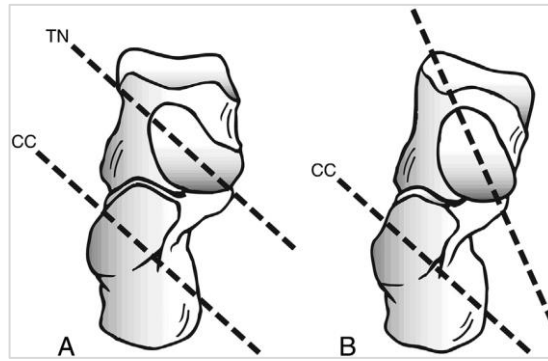
Ayak, zemine üç noktada temas eden, bir kubbeye benzeyen çoklu eklemlere sahip parçalı bir yapı oluşturan bir dizi küçük kemikten oluşur: posteriorda kalkaneus tuberositas; anterior ve medialde 1. metatars başı ve anterior ve lateralde 5. metatars başı. Ayakta uzunlamasına iki ark vardır: medial longitudinal ark (MLA) kalkaneus, talus, navicula, üç kuneiform ve ilk üç metatarsı içerir. Lateral longitudinal ark (LLA) ise kalkaneus, kuboid ve 4. ve 5. metatarsdan oluşur. MLA, LLA'dan daha kavisli ve esnektir. Bu yüzden düzleşerek yerle temas eder. Ayağın medialinden lateraline uzanan longitudinal arkların arasında iki transvers ark tanımlanmaktadır. Birincisi orta ve ön ayak arasında tarsometatarsal eklem seviyesindedir ve metatarsal kemiklerin, kuboid ve üç kuneiform kemiğin tabanından medana gelir. İkincisi ise ön ayakta metatarsofalangeal eklem seviyesinde; parmakların proksimal falankslarının tabanlarından ve beş metatarsal kemiğin başından oluşur (77).

Longitudinal ve transvers arklar ayak kemiklerinin şekilleri; dorsalden daha geniş ve güçlü olan ve kemiklerin alt kenarlarını birbirine bağlayan uzun ve plantar bağlar; arkların uçlarını birbirine bağlayarak sütunların ayrılmasını ve arkın düşmesini etkili bir şekilde önleyen bir kiriş (plantar aponeurosis ve plantar kaslar ve tendonları); arkı üst kısmından bir kablo gibi askıda tutarak arkın devamlılığını sağlayan yapılar tarafından desteklenir. Bunun anlamı, 2 önemli amaç için fonksiyonel bir birim sağlanmaktadır: 1- vücut ağırlığını desteklemek (statik ayak), 2- yürüme, koşma ve atlama sırasında ağırlık taşıma ve vücudu öne doğru ilerletmek için kaldıraç görevi yapmak (dinamik ayak) (77, 78).

Ayağın, bu işlevleri yerine getirebilmesi için yüksek derecede esneklik ve stabiliteye ihtiyacı vardır. (78). Ayakta bulunan 33 eklemnin hepsi birlikte ağırlık taşımak, hareket etmek ve iletim gücü sağlamak için birlikte çalışırlar (79). Ayağın eklemleri, yürüyüş sırasında ayak bileği eklemi ve subtalar eklemle birlikte çalışır ve büyük bir hareket esnekliği sağlar (80, 81). Stabilite, eklemlerin oluşması ve normal yürüyüş döngüsü sırasında ayağın esnek bir kaldıraçtan sert bir kaldırıca geçme kabiliyeti ile ortaya çıkar. Midtarsal eklem ambulasyon sırasında önemli rol oynar ve işlevi subtalar eklemnin pozisyonuna bağlıdır. Subtalar eklemnin eversiyonu sırasında, talonaviküler ve kalkaneokuboid eklemler birbirine paraleldir ve aralarında harekete izin verir (Şekil 2.4). Bu hareket, ambulasyonun erken duruş/ topuk vuruşu (early stance/ heel strike) aşamasında önemlidir. Tersine, subtalar eklemnin inversiyonunda, eklemler paralel değildir ve ayağın, ambulasyonun geç duruş ve parmak kalkışı (late stand/ toe-off) fazı için sert bir kaldıraç kolu olarak hareket etmesini sağlayarak hiçbir harekete izin verilmez (Şekil 2.5). Metatarsofalangeal eklemler, fleksiyon ve ekstansiyonun yanı sıra abdüksiyon ve addüksiyona izin veren kondiloid eklemlerdir. İnterfalangeal eklemler ise fleksiyon ve ekstansiyona izin veren menteşe tipi eklemlerdir (78, 82).



**Şekil 2.4.** Talus, kalkaenus, navikula ve kuboid kemiklerinin (a) ayakta sabit durma ve (b) inversiyon hareketlerinde meydana gelen pozisyonları (83).



**Şekil 2.5.** Subtalar ekleminin (a) nötral valgus pozisyonu, (b) varus veya inversiyon pozisyonu. T-N: Talonavicular eklem, C-C: Calcaneocuboid eklem (84).

Duruş fazı başlarında, uyumlu ve esnek olan, daha sonra ise zemine büyük itici kuvvetlerin uygulanabileceği sert bir kaldıraç haline gelen ayağın bu ikili fonksiyonu, ayak eklemlerinin patolojik hareketine neden olan yaralanmaya karşı hassastır (81, 85). Bipedal yürüyüş büyük ölçüde etkin tekrarlayan kuvvet aktarımına bağlıdır (85). Bu, ayağın yürüyüş döngüsü boyunca konformasyonel bir değişiklik yapmasını gerektirir. Ayağın ikili fonksiyonu, ayağı destekleyen sert yapılar ile kasları ve onları hareket ettiren tendonlar arasında karmaşık bir etkileşim gerektirir.

Bu kemiklerin geometrisi, birbirleriyle olan ilişkileri ve işlevleri karmaşıktır. Her eklemden, eklem yüzeyinin anatomisi, eklem yüzeyinin ve eklem ekseninin yönlendirilmesi, çevresindeki bağlar ve eklemleri geçen kaslar dahil olmak üzere çeşitli faktörlere bağlı olarak hareket meydana gelir (84).

Ayak morfolojik çalışmaları genel olarak uzunluk, genişlik, çevre ve yükseklik gibi değerleri dikkate alır. Ayak postürü ve ark yapısı, ayağın işlevinin değerlendirilmesinde ilgili belirleyicileri temsil eder ve ölçütleri genellikle farklı ayak tiplerini sınıflandırmak için kullanılır (86). MLA, ayak postürünün belirlenmesinde kritik bir değişkendir (87).

Ayak yapısındaki farklılıkların, statik duruş veya dinamik hareket sırasında ayak fonksiyonundaki farklılıklar ile ilişkili olduğu varsayılmaktadır. Birçok ayak patolojisi biyomekanik kökenlidir ve sıklıkla ayak tipiyle ilişkilidir (88-91). Ayak tipi, insan ayağının anatomik karmaşıklıklarını basitleştirmeyi amaçlayan klinik bir kavramdır (92). Ayak tipi, ayakları planus (valgus pozisyonunda arka ayak ve/ veya varus pozisyonunda ön ayağı ile düşük arklılı), rektus (aynı hizadaki arka ayak ve ön ayak) ve kavus (varus pozisyonunda arka ayak ve / veya valgus pozisyonunda ön ayak ile yüksek arklılı) olarak sınıflandırır (93).

Pesplanusda, genellikle ayak aşırı pronasyonda olur ve yer reaksiyon kuvvetlerinin (YRK) yürüyüşün duruş fazı boyunca medial olarak hareket etmesine neden olur. Peskavusta, ayak genellikle aşırı supinasyonda olur ve YRK'nin duruş boyunca lateral olarak hareket etmesine yol açar. Pesplanus halluks valgus, halluks limitus ve rigidus ve posterior tibial tendon disfonksiyonu ile ilişkilidir (88). Ayrıca, pesplanus overuse yaralanmalarının gelişmesinde bir risk faktörü olarak kabul edilirken pes kavus çekiç parmak ve pençe ayak deformiteleri ile ilişkilidir (90, 91, 94). Ayakta aşırı pronasyonu (planus) veya supinasyonu (kavus) olan bireylerin belirli patolojilere karşı daha savunmasız olma eğilimi göz önüne alındığında, farklı ayak tipleriyle ilişkili biyomekanik anlaşılmaması önem kazanmaktadır (95).

### 2.2.1. Çocukluk Döneminde Ayak Yapısı

Çocukluktan ergenliğe kadar ayak yapısı, normal büyüme sürecinde zamanla fizyolojik olarak değişir (96). Çocukların ayaklarının yapısı ve işlevi yaşamın erken döneminde hızla değiştiği için çocukların normal ve anormal/patolojik ayaklarının değerlendirme kriterleri tartışmalıdır (97-99). Çocuklukta ayak şekli düz görünebilir, ancak ergenlik sırasında ayak ark yüksekliğinde daha yüksek değerlere ulaşır. Klinisyenin bir çocukta fizyolojik düz ayak ile patolojik düz ayağı ayırması bu nedenle zordur (100).

Ayak uzunluğunun ve ark yüksekliğinin cinsiyete ve yaşa göre standart değerleri, büyüyen ayağın yapısını doğru bir şekilde değerlendirirken önemlidir. Erkekler ve kızlar ayak uzunluğu büyümesinde çok benzer eğilimler göstermektedir (100). Yapılan çalışmalar, erkeklerde ayak uzunluğunun en az 15 yaşına kadar büyümeye devam ettiğini, kızlarda ise 13 yaşından sonra çok az büyüdüğünü göstermiştir (101, 102). Rai ve ark. (103), 1-18 yaş arası 900 vakanın kesitsel bir çalışmasında erkek çocuklarda naviküler yüksekliğin (*Navicular Height- NH*) 12 yaşına kadar kademeli olarak arttığı ve daha sonra 13 yaşında hızlandığı ve 15 yaşında bir platoya ulaştığı rapor etmişlerdir. Aynı raporda, kızlarda NH yavaş yavaş 10 yaşına yükseldiği ve daha sonra 11 yaşında hızlanarak 16 yaşında bir platoya ulaştığı ifade edilmiştir.

Öte yandan literatürde ark yüksekliği oranı ile ilgili çalışma çok azdır. Waseda ve ark. (100), çalışmalarında ark yüksekliği oranının hem erkek hem de kızlarda 10 yaş civarına kadar sabit kaldığını ve erkeklerde 11 yaşından sonra ve kızlarda 10 yaşından sonra arttığını ortaya koymuşlardır. Ayrıca erkeklerde ark yüksekliği oranı, 11 ile 13 yaşları arasında önemli ölçüde yükseldiğini ve 14-18 yaşından sonra anlamlı olmasa da yükselmeye hafif eğimli hale geldiğini ve kızlarda ise 10 ile 12 yaşlarında önemli ölçüde arttığını ve 13 yaşından sonra önemli ölçüde olmasa bile yavaş yavaş artarak sonunda 17 yaşında platoya ulaştığı sonucunu elde etmişlerdir. Bu durumu ise NH'nin artmaya devam ederken, ayak uzunluğunun artışının erkeklerde 13 yaşında ve kızlarda 14 yaşında bir platoya ulaşmış olduğu için ark yüksekliği oranının erkeklerde 14 yaşından sonra ve kızlarda 13 yaşından sonra artma eğiliminde olduğu şeklinde açıklamaktadır.

Daha önceki çalışmalarda göstermiştir ki, ayak büyüklüğü (uzunluk ve genişlik) çocukların yaşı arttıkça büyür (104, 105). Buna karşılık, ayakların longitudinal arkını tanımlayan ark indeksi 6 yaşına kadar azalır ve daha sonra sabit bir seviyede kalır. Çocuklarda ayak, genişlik/uzunluk oranına bakıldığında büyüme sırasında daha dar bir ayak yapısına dönüşmekte ve çocuğun gelişimi sırasında ayak daha çok uzayarak genişliği azalmaktadır (106).

Ark indeksi, ayağın longitudinal arkının özelliklerini açıklar. Ark indeksinin yüksek değerleri oldukça düz bir ayağı gösterir. Ark indeksinin en yüksek değerleri en küçük bebeklerde gözlenmiştir (yaş grubu 1; ark indeksi: 0.32). Çocuklar büyüdükçe, longitudinal arkın düzlüğü azalır ve özellikle ilk yıllarda kaybolan yağ yastığı da buna katkıda bulunabilir. Temas alanının aksine, ark indeksi 6-7 yaşlarında yetişkinlerin ayaklarıyla karşılaştırılabilir özelliklere sahiptir. Bu bilgi, bebekler (0.36), 7 yaşındakiler (0.18), yetişkinler (0.19) ve yaşlılarda (0.21) ark indeksini araştıran Bosch ve ark. tarafından elde edilmiştir (107, 108). Muller ve ark. (106) da çalışmalarında longitudinal arkın 6-7 yaşına kadar hızla yükseldiğine dair bulguları doğrulamaktadır. Bununla birlikte bir çocuğun gelişiminden sonraki aşamalarında ark indeksi daha fazla değişmiyor gibi görünmektedir. Sutherland ve ark. (109), 6 yaşında çocukların yetişkin veya yetişkin benzeri yürüyüş özelliklerine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Ayağa binen yüklerin özellikleri ile ilgili olarak, çocuklar hem boy uzunlukları hem de vücut ağırlıkları arttığından büyüme sırasında ayağa binen yüklenmelerde bir artış beklenebilir. Bu varsayım, toplam ayak, ön ayak ve arka ayak üzerindeki mevcut kuvvet-zaman integrali (*Force Time Integral*-FTI) ve pik basınç (*Peak Pressure*- PP) verileri ile doğrulanmaktadır. Bununla birlikte, orta ayağa binen yükler yaşla birlikte tutarlı bir şekilde artmaz. Yaş gruplarının longitudinal arkın yüksekliği ile bağlantılı olduğu söylenebilir (106).

Martinez-Nova ve ark. (110), çalışmalarında, pediatrik pes planusun doğal geçişinin genellikle yaşla birlikte azalan bir morfoloji olduğunu doğrulamışlardır. Pediatrik pes planus hakkındaki yaygın düşünceler için klinik ayırıcı özellik, ayakta varolan bu düz yapının normal sınırlarda olacağı ve yaşla birlikte ortalama olarak azalacağı beklenmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Çocuğun yaşı büyüdükçe



ilerleyen pediatrik pes planusun işaretleri olarak eklem hipermobilitesi, bağ dokusu bozuklukları, değişen nörolojik tonus veya kasın özellikleri gibi faktörler konusunda klinisyenler ve doğrudan ayırıcı tanının konması bakımından çalışanlar uyanık olmalıdır (83). Ayrıca pediatrik ayak postürünün yaşla birlikte prospektif değerlendirmesi, gözden kaçan supinasyon pozisyonundaki ayak postürünü, nötr ayak postüründeki artış ve pronasyondaki ayak postüründe meydana gelen azalmaya kıyasla zaman içinde oldukça sabit kalan bir duruş olarak vurgular (110).

### 2.3. Denge

Denge, stabilizasyon ve belirli bir yöne yönlendirme amacıyla vücudun uzaydaki konumunu kontrol etme yeteneğidir (111). Diğer bir tanımı ise mekanik olarak, vücut kütlelerinin merkezini destek yüzeyinin sınırlarında sürdürme yeteneğidir (112). İnsan dengesi, görsel, somatosensoriyal, vestibuler ve serebellar sistemleri içeren çoklu duyuşsal bir süreçle sağlanır. Çeşitli çevre koşullarında postural kontrolü korumak için, bu sistemlerin yakından entegre edilmesi gerekir (113).

Destek yüzeyi, ayaklar arasındaki alan ve bireyin de üzerinde durduğu zemin alanı ile tanımlanabilir (114). Vücut dengesi, ayaklar tarafından oluşturulan destek yüzeyi üzerindeki ağırlık merkezinin korunmasıyla oluşur (115). Postural kontrol (denge) statik olarak minimal hareketle destek tabanını muhafaza etme yeteneği ve dinamik olarak stabil bir pozisyonu korurken bir görevi yerine getirme yeteneğidir (116). Statik dengede, ağırlık merkezi hareket ederken destek yüzeyinde sabit kalır. Böylece destek yüzeyi üzerinde ağırlık merkezi korunmuş olur. Dinamik dengede hem ağırlık merkezi hem de destek yüzeyi sürekli hareket halindedir ve ağırlık merkezi hareketin duruş aşaması sırasında asla destek tabanıyla hizalanamaz (67, 117).

Denge insan hareketinin temel yeteneğidir. Antigravite faaliyetleri sırasında dengenin korunması ve uygun vücut postürü, diğer ikincil hareketlerin yürütülmesi için bir zemin teşkil eder. Bunlar kendimizi ilerletmek veya çevremizdeki etkenlerle hareketlerimizi manipüle etmek için kullanılır (24). Denge, kas-iskelet sistemi ve nörolojik sistemlerin işlevini içeren karmaşık bir süreçle elde edilen, çeşitli günlük aktiviteleri yaparken tüm bireylerin performansının önemli bir yönü olarak kabul

edilmektedir (118). Bu aktiviteleri yerine getirebilmek için gelişmiş vestibuler sistem 3 motor refleks üretir: görsel stabilizasyondan sorumlu vestibulo-okuler refleks (VOR), boyun stabilizasyonundan sorumlu vestibulo- kolik refleks (VCR) ve vücudun uzayda oryantasyonunu koruyan ve motor gelişimim kilometre taşlarının elde edilmesi için gerekli postural tonusa katkıda bulunan vestibulo- spinal refleks (VSR) (119).

Vücudumuz farklı stratejiler kullanarak dengeyi korur. En genel iki tanesi kalça ve ayak bileği stratejisidir (24, 120). Birincisi, destek yüzeyi hareket ettiğinde veya dengede bozulma daha büyük olduğunda vücudumuz tarafından kullanılır. İkinci strateji ise genellikle dönme veya daha küçük bozulmaları telafi etmek için kullanılır. Bu ikisi arasındaki katı ayırım sadece daha basit hareketlerde çizilebilir. Bu iki strateji dengeyi sağlama çabası arttıkça, çeşitli perturbasyonları telafi ederek veya daha zorlu becerilerin yürütülmesini sağlayarak senkronize bir şekilde çalışmaktadır (121).

Denge kontrol yeteneği günlük yaşam için hayati öneme sahiptir ve denge kontrolü eksikliği düşmelere veya kas-iskelet sistemi bozukluklarına yol açabilir (122, 123). Literatürde denge performansını değerlendirmek için, tek ayak üzerinde durma sırasında postural salınıminin değerlendirilmesi sıklıkla kullanılmaktadır (124, 125). Vücudun tek ayak üzerinde durma sırasında yere temas eden tek parçası olan ayak, kütle merkezini destek tabanı içinde tutmak için yeterince stabil olmalıdır. Bunun için kuvvet üreten yapılar olarak ayak kasları (ekstrinsik ve intrinsik ayak kasları dahil) stabilite ve denge kontrolüne katkıda bulunur. Ekstrinsik ayak kaslarının tek bacak üzerinde ayakta dengede önemli bir rol oynadığı gösterilmiştir (125, 126). Bu kasların yorulması denge testleri sırasında artmış postural salınıma neden olmaktadır (126). Bazı araştırmacılar ayrıca origo ve insersiyoları ayakta olan intrinsik kaslarının da tek bacak üzerinde ayakta durma ve hareket sırasında ayağı stabilize ederek denge kontrolünde rol oynayabileceğini öne sürmüşlerdir (127).

Farklı faktörler nedeniyle denge zayıflaması düşme riskini artırır (128). Zayıf dengenin farklı patolojilerden etkilendiği ve hatta farklı patolojilere neden olabileceği gösterilmiştir (129).

### 2.3.1. Alt Ekstremitte ve Denge

Postural koordinasyon, koordineli hareketler yoluyla vücudun farklı bölümlerinin birbirine ve çevreye göre konumu ve hizalanması ile yakından ilişkilidir (130, 131). Doğru postural hizalamanın korunması, uygun ayak pozisyonuna ve ayağın arklarının yüksekliğine bağlıdır. Jankowicz- Szymanska ve ark. (132), çalışmalarında statik denge seviyesi ile MLA arasında bir korelasyon bulunmuştur. Bununla birlikte ayak postüründeki değişikliklerin yürüyüş paternini ve postural dengeyi etkilediği bildirilmiştir (133, 134).

Postural dengenin sağlanması, merkezi sinir sisteminin somatosensoryel, görsel ve vestibuler duyu sistemlerinden afferent bilgileri işleminin yanı sıra alt ekstremitelerin eklemleri boyunca uygun ve koordineli kas-iskelet yanıtlarının seçimine ve yürütülmesine entegre etmesini gerektirir (135).

Diz veya ayak bileğinin atlama, koşma, fırlatma gibi bir çok aktivite sırasında stabil kalabilmesi için dinamik eklem stabilitesi gereklidir ve bu stabilite çok sayıda nöromüsküler mekanizmanın karmaşık bir etkileşimine bağlıdır (136-138). Vücudun tek ayak üzerinde durma sırasında yere temas eden tek parçası olan ayak, kütle merkezini destek tabanı içinde tutmak için yeterince stabil olmalıdır (139). Dengeyi sağlamak için üç ana kas grubu, ayak bileğini geçerek kalkaneus üzerine yapışan aşıl tendonu ile birlikte ayak bileğini ve üçlü eklem kompleksini (subtalar eklem, the talonavikular eklem, and the kalkaneokuboid eklem) geçer. Bu kaslar genel olarak subtalar eklem evortorleri (ekstansör hallucis longus, ekstansör digitorum longus, peroneus longus ve brevis kasları), subtalar eklem invertorleri (tibialis posterior, fleksör digitorum longus, fleksör hallucis longus kasları) ve nispeten subtalar eklemi nötral pozisyonda tutan tibialis anterior ve Aşıl kompleksidir (84).

Kuvveti meydana getiren ayak kasları (ekstrinsik ve intrinsik ayak kasları dahil) stabilite ve denge kontrolüne katkıda bulunur. Ekstrinsik kaslarının tek ayak üzerinde ayakta dengede durmada önemli bir rol oynadığı gösterilmiştir (125, 126). Bu kasların yorulması denge testleri sırasında artmış postural sallınma neden olur (126). Bazı araştırmacılar ayrıca intrinsik ayak kaslarının aynı zamanda tek ayak üzerinde durma ve hareket sırasında ayağı stabilize ederek denge kontrolünde rol

oynayabileceğini öne sürmüşlerdir (127, 140, 141). Zhang ve ark. (139), çalışmalarında plantar ayak kaslarının dengeyi korumak için yoğun duyuusal bilgilere katkıda bulunduğu bildirilmiştir. Ayrıca ayak bileği, dar bir yüzeyde ayakta durma pozisyonunda aktive olduğunda kalça abdükörleri ve gövde kasları da primer kontrol sağlar (111, 136, 142).

Ayak sağlığının, denge kontrolü, yürüme paternleri ve lokomotor gelişimini destekleyebileceği veya olumsuz etkileyeceği sonucunu elde eden çeşitli çalışmalardan farklı sonuçlar bildirilmiştir (143-146). Bununla birlikte dengede meydana gelen bozulma, yürüyüş paternleri ve motor beceri performansı gibi alt ekstremitenin koordinasyonunu etkiler (147).

### **2.3.2. Çocuklarda Denge**

Postural dengenin korunması için aktif bir sensorimotor kontrol sistemi gerekir. Proprioseptif, görsel ve vestibuler sistemlerin yanı sıra bilişsel sistemden farklı bilgiler, vücudu stabilite sınırları içinde tutan motor tepkileri üretmek için entegre edilir ve değerlendirilir (148-150). Yetişkinlerde, duyuusal sistemler iyi organize edilmiştir ve birbirleriyle bağlantılı bir şekilde hareket eder (143). Bununla birlikte, çocuklarda, anatomik yapılarının gelişme çağında duyuusal sistemler henüz tamamen gelişmemiştir (151). Üç afferent duyu sistemi (proprioseptif, görsel ve vestibuler), çocuklukta hiyerarşik olarak erken olgunlaşan daha alt otomatik motor süreçlerinden daha yavaş gelişir (152).

Proprioseptif, görsel ve vestibuler afferent sistemlerin çocuklarda postur kontrolü üzerindeki etkisi hakkında sınırlı bilgi olmasına rağmen, duyuusal organizasyonun gelişimi üzerine çeşitli çalışmalar yapılmıştır (153).

Yapılan çalışmalarda üç duyuusal alt sistemin gelişmesi ve düzenlenmesinin sırayla meydana geldiği bildirilmiştir (154, 155). Proprioseptif sistemin değerlendirildiği çalışmaların sonucunda 9 ile 11 veya 12 yaşlarında yetişkin bireylerin değerlerine ulaştığı ifade edilirken proprioseptif fonksiyonun gelişiminin yaklaşık 3 ile 4 yaş arasında olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur (155-157). Görsel duyunun ayakta duruş stabilizasyonu üzerindeki etkisi 15 yaşına kadar erişkin

bireylerin seviyelerine ulaşırken vestibuler sistemin o yaşta hala gelişmeye devam ettiği de ifade edilmiştir (155, 157). Bununla birlikte 15 yaşına kadar optimal ayakta duruşu stabilitesine ulaşıldığını bulmuşlardır (155, 158).

Denge kontrolü, çocuklarda karmaşık motor becerilerin öğrenilmesi ve koordineli motor davranışların yürütülmesi için kritik öneme sahiptir (159). Postural kontrolün gelişimi genellikle doğrusal değildir. Optimal postural kontrol gelişiminin, stabilite sınırlarının kademeli olarak genişlemesinden kaynaklandığı varsayılmaktadır. Postural kas sinerjileri, uygun zamanlama, kuvvet ve kas tepkileriyle aktive edilemediğinde kötü postural kontrol kaçınılmaz olarak motor stratejilerini etkileyebilir (111). Postural kontrol gelişimi doğumla birlikte başlayarak 7 veya 8 ile 10 yaşlarında olgunlaşmaktadır (143, 160). Ayak büyümesi üzerine yapılan çalışmalar sırasında dengenin sağlanmasında önemli rolü olan ayağın MLA gelişiminin yaklaşık 7 ile 9 yaşında stabil olduğunu bildirmiştir (54, 143). Okul çocuklarında pes planus kusur olarak kabul edilir. İnsidansları aşırı vücut ağırlaştığı ve zayıf fiziksel aktivite ile ilişkilidir (161-163). Ayağın arklarında çökme meydana gelen çocukların rahatsız bir yürüyüş düzenine sahip olduklarını ve rutin işler ve egzersizlerde daha kötü performans gösterdiği kanıtlanmıştır (164, 165).

#### **2.4. İşitme ve Denge**

Denge, duyuusal ve motor entegrasyonu içeren karmaşık bir süreçtir. Denge kontrolüne katkıda bulunduğu bilinen klasik duyuusal sistemler görsel, somatosensoriyel ve vestibuler sistemlerdir(166). Hareket ve dinlenme sırasında yerçekimi kuvvetine karşı çıkan ve vücudun dengesini koruyan normal postural reaksiyonların gelişimi, labirentin uyarılması ve labirentin propriyosepsiyon, görme, dokunma ve işitme duyuları ile iş birliği sayesinde mümkündür (167).

İnsan vücudunun dengesinin korunmasında iç kulakta bulunan vestibuler sistemin anatomik ve fonksiyonel bütünlüğü esastır (153). Vestibuler reseptörler, başın uzaydaki pozisyonu ile ilgili uyarılar alır ve temel motor cevaplarda önemli bir rol oynayan refleksler üretir; baş ve vücut duruşunu korumak gibi. Bu karmaşık süreç sayesinde hareket eden bedenimiz ve onun uzaydaki oryantasyonu üzerinde bir kontrol yetisine sahip olmaktadır (168).

Vücutun iyi bir şekilde organize olmuş algıları sayesinde, bir kişi vücudun belirli bir bölümünün eylemlerini, bu parçaların nasıl hareket ettiğini ve bu parçaların uzayda nerede olduğunu hissedebilir. Bununla birlikte, duyu sistemlerinden birinden alınan bilgi, örneğin işitme kaybından dolayı sınırlı olduğunda, kişinin vücut parçasının uzaydaki konumunun algılanması etkilenebilir ve postür kontrolünde azalmaya neden olabilir (27).

İşitme ile ilgili organlar vestibuler sistemle birlikte gelişir ve yakın iş birliği içinde çalışırlar. Her iki sistemin reseptörleri, bilginin VIII. kranial sinir yoluyla beyin sapına iletiildiği iç kulakta bulunur. Bu sistemlerin yakın nöro-anatomik ilişkisinden dolayı, doğum öncesi, doğum esnası veya doğum sonrası yaralanma veya travmalar, koklea, yarım daire kanalları veya her ikisinin de hasar görmesine neden olabilir. Bu durum vestibuler fonksiyonun etkilenimi ve ilişkili olarak denge bozukluğu ile sonuçlanabilir (169-173). Bununla birlikte çocuklarda da yetişkinlerdeki gibi vestibuler sistemde bir problem meydana geldiğinde vücut dengesi de etkilenebilmektedir (174).

Vestibulo-koklear sistem çift fonksiyona sahiptir; koklea işitsel fonksiyondan ve vestibuler sistem dengeden sorumludur (175). Bununla birlikte, işitme yeteneği aslında ikincil bir özelliktir, çünkü işitme organının birincil işlevi vücut dengesini korumaktır (176). Ancak İşitme sisteminin, nasıl ve ne şekilde katkıda bulunduğu belirsizdir. Ancak işitme sisteminin denge kontrolünü destekleyen uzaysal ses ipuçları konusunda katkıda bulunduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte sesin yokluğu veya sesin varlığının normal işiten kişilerde postural salınımı artırabileceğini gösteren çalışmaların sonuçları arasında çelişkiler vardır (177-180). İşitmenin veya sesin denge kontrolüne katkıda bulunuyor olması, işitme yeteneğinin kaybının dengeyi olumsuz etkileyeceği anlamına gelir. İşitme kaybı, bildirilen düşmelerle ve kısmen daha zayıf postural kontrole bağlı olarak hareketliliğin azalmasıyla ilgili bulunmuştur (181-183).

Sesin sağladığı ipuçları, normal işiten ve yardımcı cihaz kullanan işitme engeli olan kişilerde postural kontrolü kolaylaştırmaktadır. Ses/işitme, diğer duyu sistemlerle kıyaslandığında postural kontrolde nispeten küçük bir rol oynamaktadır.

Ancak vestibuler bozukluğu olan hastalara da sağlamış olduğu katkıların arttığı görülmektedir (181, 184, 185).

Bununla birlikte, işitsel bilgilerin postur üzerindeki etkisini ele alan birçok çalışma vardır. Bu tür çalışmalar, farklı mesafelerde bulunan hoparlörlerden işitsel girdi veya hareketli işitsel uyaranlar ile birlikte giderek daha yüksek bir sinyal gibi işitsel geri bildirim yanıt olarak postural stabilitenin artmış olup olmadığını araştırmıştır (178, 179, 186, 187). Bu çalışmaların çoğunda, insanlarda işitme sistemi önemli mekansal bilgi sağladığı için işitmenin postural stabilite üzerine olumlu bir etkisi olduğunu bildirmiştir (187). Bu etki binaural işitme ve her iki kulaktan işitsel girdiler arasındaki zaman ve yoğunluk farklarının merkezi olarak değerlendirilmesi ile sağlanır. Vestibuler girdiye benzer şekilde – VIII. kraniyal sinir yoluyla temporal loba iletilen işitsel bilgiler, postural hizalamayı ve sesleri bulma yeteneğini etkilemektedir (188, 189). Bununla birlikte işitme engeli olanların stabilizasyonlarını sağlamada işitme cihazlarının, bu popülasyondaki düşmenin önemli sakatlık, mortalite ve sosyoekonomik yükü göz önüne alındığında oldukça önemli olduğu vurgulanmıştır (190, 191). Orantılı duysal girdilerin katkıları çevreye ve sistemdeki bozukluklara bağlı olarak değişmekle birlikte, somatosensoryel girdilerin daha büyük ve vestibuler ve görsel girdilerin daha az katkı da bulunduğu ifade edilmektedir (166).

#### **2.4.1. Çocuklarda İşitme ve Denge**

Bebeklik döneminden başlayarak çocukluk döneminde devam eden, motor gelişimin tanımlanabilir dört ifadesi vardır: refleksif, ilkel, temel ve gelişmiş (192). Bu fazlar sıralıdır bu yüzden bir faz dahi atlanamaz. Bu fazlar bir bireyin motor gelişimini tanımlama ve değerlendirme için temel sağlar (193). Örneğin, yakalama, tekmeleme veya atlama gibi temel motor paternler tipik yaş döneminde gösterilmezse, motor zorluklar yaşanabilir. Bu tür paternler, yaşamın daha sonraki evrelerinde daha karmaşık oyunlar, sporlar ve dans becerileri öğrenmenin temelini sağlar (194, 195).

İşitme engeli olan çocukların işiten yaşlıları ile aynı motor becerilerine sahip olduğu sonucuna varan çalışmalar mevcuttur (196, 197). Vestibuler bozuklukların

gecikmiş motor gelişiminde belirleyici faktör olduğunun bulunmasına rağmen, Dummer ve ark. (197), gecikmiş motor gelişimin işitme engeliyle ilgili faktörlerden ziyade çevresel faktörlerin yol açtığı birçok nedene bağlı gelişebileceğini öne sürmüşlerdir. Butterfield ve ark. (196), ise çocuğun işitme engelinin tersine, okul türü, müfredat içeriği, ebeveyn yaklaşımları, uygulama ve oyun fırsatları ve motor gelişim test prosedürleri” gibi çevresel faktörlerin motor gelişim gecikmelerine önemli katkıda bulunduğunu savunmuşlardır.

Karşıt görüşlerin varlığına rağmen çocuklarda denge ile temel motor becerilerin gelişmesi arasında kuvvetli bir bağ vardır (198). İşitme engeli olan çocuklarda öncelikle vestibuler yapılara eşlik eden hasar nedeniyle denge ve motor problemlerin olduğu bildirilmiştir (66, 68, 199-201). Çoğu işitme engeli olan çocukta baş ve oturma pozisyonlarının ve bipedal pozisyonların sürdürülmesi gibi temel motor beceriler, normal işiten çocuklardan çok daha yavaş gelişmektedir (202). Bu becerilerin hakimiyetini sağlayabilmek için, algılama ve deneyime dayalı, düzgün gelişmiş bir vücut şeması gereklidir. Deriden alınan duyular, kaslardan ve eklemlerden elde edilen propriyoseptif bilgiler ve vestibuler sistemden gelen hareket ve yerçekimi ile ilgili bilgiler günlük aktiviteler sırasında organize edilir, entegre edilir ve sonuçta da uygulanır (27).

Postural kontrolün geliştirilmesi, becerikli hareketin gerçekleştirilmesi için önemli bir ön koşuldur. Bir kişinin basit veya karmaşık kaba ve ince motor fonksiyonları gerçekleştirebilmesi için ağırlık merkezini destek yüzeyi üzerinde tutması gerekir (203). Postural kontrol, vestibuler, propriyoseptif ve görsel reseptörlerden afferent girdilerin merkezde sürekli olarak işlenmesini içerir. Vücudun ağırlık merkezini destek tabanı içinde tutmak ve dik pozisyonu stabilize etmek için motor tepkiler üretilir (204). Buna göre, postural dengesizlik ilgili farklı duyuşal girdiler arasındaki dengesizlik olarak tanımlanmıştır (178). İşitme engeli olan çocuklarda ise postural kontrolde duyuşal organizasyon eksikliği mevcuttur (205). Vestibuler problemler statik ve dinamik denge reaksiyonları, koordinasyon ve hareketlerin yapılma hızı da dahil olmak üzere çocukların gelişiminin birçok alanını etkilemektedir (206).

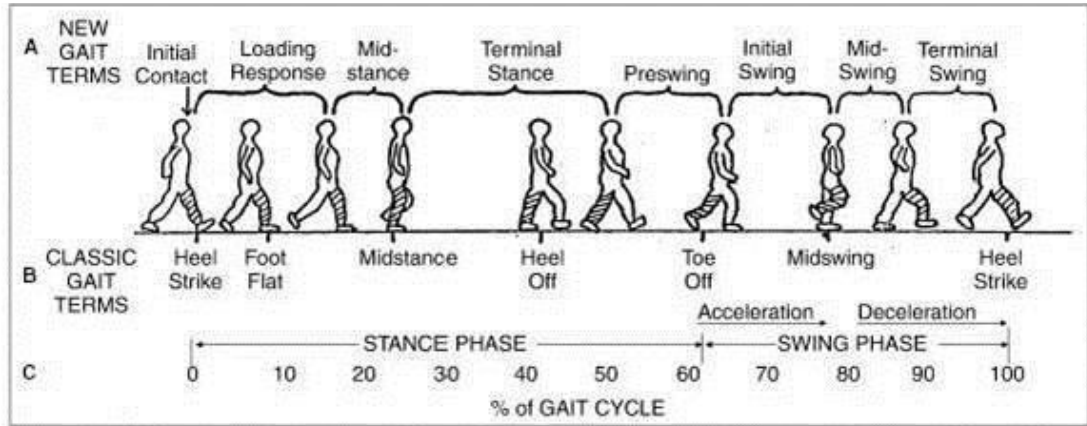


Denge disfonksiyonu, vestibuler organın tutulumu nedeniyle işitme engeli olan çocuklarda görülen yaygın bir sorundur (178). Gecikmiş postural gelişim, sıklıkla vestibuler disfonksiyon ile ilişkili olan ileri derecede işitme kaybı olan çocuklarda sık görülen bir problemdir (57, 66, 207, 208). Vestibuler sistem ve koklea anatomik olarak yakın oldukları için ve aynı zararlı veya gelişimsel faktörlere duyarlı olabilir; bu nedenle, birçok işitme engeli olan çocukta eşlik eden vestibuler kayıp olduğu söylenebilir (209-211). Vestibuler disfonksiyonun sensorinöral işitme kaybı olan çocukların otonörolojik değerlendirmesinde sık rastlanan bir bulgudur (173, 212). Yayınlanmış çalışmalar, işitme engeli olan çocuklarının yaklaşık %30 ile %70'inde vestibuler disfonksiyon; ileri veya çok ileri derecede işitme kaybı olan çocukların %30-85'inde bir dereceye kadar vestibuler problemler olduğunu ortaya koymuştur (214-218). Çalışmalara bakıldığında çocukluk döneminde görülen vestibuler bozukluklar sanıldığı kadar az değildir ve nöromotor becerilerin kazanılmasını etkileyebilmekte veya esas olarak vestibuler sistemin duyuşal entegrasyonunda sorunlara yol açabilmektedir. Vestibuler bozuklukları olan çocuklar dengesizlik, baş dönmesi, yürüyüş bozukluklarının varlığını bildirebilir ve bisiklet sürmek, ip atlamak, "seksek oynamak" ve hatta oyun alanı oyuncaklarını kullanmak gibi, yaşlarına özgü motor becerilerin kazanılmasını engelleyen düşme, baş dönmesi ve insanlara/ nesnelere sık sık çarpma gibi diğer problemlerden şikayet edebilirler. (219). Sensorinöral işitme kaybı olan çocuklarda iletişim kaybına karşılık ilerleyici gelişimsel motor kusurların da olduğu bildirilmiştir (66).

## 2.5. Yürüme

İnsan yürüyüşü ortak hareket kalıplarına sahiptir ve vücudun gerekli yönde adım adım hareket ettiği ritmik ve periyodik bir hareketi tanımlar. Art arda gelen topuk vuruşları arasında bir yürüyüş döngüsü vardır ve yürüyüş hareketi mekansal ve zamansal bir simetri oluşturur (220). İnsan yürüyüşü, hareketli vücudun önce bir bacak ve sonra diğer tarafından desteklendiği bir hareket süreci ile tanımlanır. Hareketli gövde destek ayağı üzerinden geçerken, diğer bacak bir sonraki duruş aşamasına hazırlanırken öne doğru sallanır (80, 221) Yürüyüş hareketinin tekrarlayan olaylarından birinin art arda iki defa tekrarlanması arasındaki zaman aralığı yürüyüş döngüsü olarak tanımlanır (222). Her yürüyüş döngüsü iki ayrı faza ayrılır: duruş ve

sallanma fazı. Genel olarak, duruş ve sallanma fazları sekiz alt aşamaya ayrılmıştır: ilk temas (*Initial Contact- IC*), yükleme tepkisi (*Loading Responce- LR*), orta duruş (*Mid Stance- MS*), terminal duruş (*Terminal Stance- TS*), ön ve ilk sallanma (*Pre Swing- PSw*), sallanma ortası (*Mid Swing- MSw*) ve terminal sallanma (*Terminal Swing- TSw*) (213). Bu sekiz yürüyüş evresinin her birinin fonksiyonel bir hedefi ve yürüyüş döngüsünde farklı bir uzunluk zaman aralığı vardır (Şekil 2.6) (223).



Şekil 2.6. Yürümenin fazları (224).

Yürüyüş, insan yürüyüşünün yöntemi veya tarzı/ davranışı olduğu için, yüzey, görünüm, bir şeyin taşınması, ayakkabı veya giysi vb. farklılıklar nedeniyle çok zordur. Yürüyüş analizi esas olarak insan yürüyüşü sırasında doğru yürüyüş döngüsü dizisinin tanımlanmasına odaklanır. Adım uzunluğu ve çift adım uzunluğu, karşı ayağın topuk temas noktasının ve aynı ayağın sırasıyla birbirini takip eden noktaları arasındaki mesafelerdir (224). Genellikle adım, yürüyüş döngüsü olarak adlandırılır. Zamansal bir bakış açısından, yürüyüş döngüsü, referans ayağın aynı ayağın tekrar yere değdiği, yere temas ettiği zaman aralığı olarak tanımlanabilir (225).

İnsan yürüyüşü yürüme fazları olarak bilinen tekrarlı paternleri içerir (226). İnsan yürüyüşünün tek bir döngüsü birkaç farklı faza ayrılabilir. Tipik bir sağlıklı birey için, duruş fazı yaklaşık olarak yürüyüş döngülerinin ilk % 60'ını kaplarken, sallanma fazı kalan % 40'ı temsil eder. Bu fazların her biri daha sonra bir dizi yürüyüş olayına bağlı olarak birçok alt faza bölünebilir (221). Duruş ve sallanma fazlarının alt bölümleri, ilişkili tipik yürüyüş döngüsü yüzdeleriyle şu şekilde tanımlanmaktadır:

**Duruş Fazı:** Duruş aşaması, bir ayak yere temas ettiğinde meydana gelen faaliyetleri içerir (224).

1. **İlk Temas (*Initial Contact*):** Topuk zemine çarptığı anda başlar. Bu aşamada, vücut ağırlığı yavaş yavaş duruş fazındaki bacağa kaymaya başlar (225-227).
2. **Yükleme Tepkisi (*Loading Response*) (%0-10):** İlk topuk temasından ayağın zemine tamamen temas ettiği ve kontralateral ekstremitenin zeminden kaldırılmasına kadar olan süreçtir. Önceki aşamada olduğu gibi, vücut ağırlığı duruş fazındaki bacağa kaymaya devam eder (225-227).
3. **Orta Duruş (*Mid Stance*) (%10-30):** Ayağın zemine tamamen temas ettiği aşamadan ağırlığın duruş fazındaki ayağın üzerinde olduğu ana kadar olan süreçtir. Hem ön ayak hem de topuk yere temas etmeye başlamıştır. Tüm duruş fazının orta noktasıdır (225-227).
4. **Terminal Duruş (*Terminal Stance*) (%30-50):** Orta duruş fazının sonundan karşı ekstremitede topuk kalkışına kadar olan süreçtir. Bu aşamada topuk yerden ayrılmaya başlar ve sadece ön ayak kısmı yere temas eder (225-227).
5. **Ön ve İlk Sallanma (*Pre-Swing*) (%50-60):** Kontralateral ekstremitenin ilk temasından ipsilateral ekstremitenin yerden kaldırılmasından hemen önceki zaman aralığı olarak tanımlanır. Bu aşamada, ayak parmağı havada yükselir ve boşlukta sallanır. Parmak tamamen zeminden ayrılmıştır (225-227).

**Sallanma Fazı:** Duruş aşamasından hemen sonra başlar. Ayağın zemine temas etmediği yürüyüş döngüsünün bir parçasıdır. Burada bacak havada kalır ve öne doğru ilerler (224, 225)

1. **Sallanma Fazı Başlangıcı (*Initial Swing*) (%60-70):** Parmak kalkışından maksimum diz fleksiyon noktasına kadar olan süreçtir. Sallanma fazının başında, kişi ekstremitelerini hızlandırmaya çalışır (225, 227).
2. **Sallanma Ortası (*Mid Swing*) (%70-85):** Maksimum diz fleksiyonundan tibianın dikey pozisyonda olduğu zamana kadar olan süreçtir. Orta sallanma fazı boyunca, ekstremiteler sallanma fazının merkezinde kalır (225, 227).
3. **Terminal Sallanma (*Terminal Swing*) (%85-100):** Tibianın dikey pozisyonda olduğu zamandan bir sonraki topuk vuruşuna kadar olan süreçtir.

Burada, kişi bir sonraki ilk temas için bacağını durdurmak için yavaşlamaya çalışır (225, 227).

Kararlı yürüme kontrolü, distal ayak bileği ve proksimal kalça kası aktivasyon stratejilerinin bir kombinasyonunu içerir. Proksimal kasların, muhtemelen kafa, gövde ve ellerle ilişkili üst vücut kitlesinin duruşunu destekleme ve düzeltme ilişkili rolü nedeniyle distal kaslardan daha fazla değişkenliğe sahip olduğu bildirilmektedir (228). Yürüme hızından bağımsız olarak her yaşta distal kaslara (tibialis Anterior ve medial gastrokinemius kasları) kıyasla proksimal kasların (rectus femoris, vastus lateralis ve biceps femoris) değişkenliğe daha fazla bir eğilimi olduğu bulunmuştur (229). Ayrıca özellikle orta ve terminal duruş sırasında ayak bileğinin plantar fleksörleri dorsifleksiyonu eksentrik olarak kontrol ettikleri ve ayağın hızlanmasına eş zamanlı olarak izin verdikleri için çok önemli bir rol oynarlar (230).

### **2.5.1. Çocuklarda Yürüme**

Kinematik ve kinetik değişkenlere de yansıdığı gibi, yürümenin 5-8 yaş arasında “gelişmiş” olduğu ileri sürülmüştür (231-234).

Çocuklarda bağımsız yürüyüşün başlangıcı genellikle 1 yaş civarındadır. Bağımsız yürüyüşün ilk 6 ayı, yürüyüş sırasında postural kısıtlamalar yürüyüş sırasında dinamik hareketlilik gereksinimlerine entegrasyon sürecidir. Bu süreden sonra, daha hassas yürüyüş değişkenleri ile karakterize bir ayarlama aşaması başlar (235). Çocuklar büyüdükçe, yürüyüş paterni bir yetişkininkine yakınlaşmaya başlar. 3-4 yaşlarında, yetişkin kinematik paternlerinin çoğu mevcuttur, ancak yürüyüşün gelişmesi devam etmektedir (221). Bazı araştırmacılar ergenlik dönemine kadar yürüyüş düzeninin gelişmeye devam ettiğini veya yürüyüşün olgunlaşma yaşının 8'den büyük olduğunu ifade etmektedir (233, 236-238). Literatürde yürüyüşün olgunlaşma yaşına ilişkin yine de ortak fikir birliği yoktur (239). Eklem dinamiklerinin “biyomekanik” gelişimi hakkında farklı sonuçlar bildirilmiştir. Örneğin, yetişkin bir bireyin eklem dinamiğine benzer modellere ulaşma yaşının 5 yaş, 9-13 yaş, 10 yaş ve 10 yaştan fazla olduğu rapor edilmiştir (240-243).

Samson ve ark. (244), çalışmalarında eklem dinamiklerinin erken çocukluk döneminde yaştan etkilendiğini ve bu dinamiklerin biyomekanik gelişimlerinin ayak bileği için yaklaşık 4 yaş, diz ve kalça eklemi için 6 ile 7 yaş arasında olduğunu ifade etmiştir. Bu etkilenim 7 yaşından büyük çocuklarda bildirilmemiştir (245). Küçük çocuklarda yaş ve boy uzunluğu arasındaki ilişki doğrusal değildir (246). Bu nedenle, boy uzunluğu dikkate alınmadan yapılan dinamik analiz, biyomekanik gelişme ile ilgili eksik sonuç verebilir (244). 5 ile 7 yaşları arasındaki çocuklarla yapılan bazı çalışmalar, bu yaştan sonraki değişikliklerin yaştan çok boy uzunluklarında meydana gelen değişikliklerden etkilenme olasılığının daha yüksek olduğunu göstermektedir (221, 247, 248).

Çocuklarda genç yetişkinlere kıyasla adımlama zamanı değişkenliğinde bir artış ve düşük performans (düşük HR) gibi yürüyüş dinamiğindeki bazı özellikler farklılık gösterir. Çocuklarda tam gelişmemiş olan yürüme dinamikleri, biyomekanik ve nöral özellikler gibi motor kontrolün birden fazla bileşeninin ustaca ve sürekli gelişimini yansıtabilir (249). Çocukların beklendiği gibi yürüyüş için nöral ağları hala öğrenmeleri, keşfetmeleri ve yaratmaları gerekmektedir. Ergenler henüz gelişmemiş bir yürüyüş otomatikliğine sahiptirler ve genç yetişkinlere kıyasla yüksek bilişsel dikkate ihtiyaçları vardır (239). Ergenlerin yürüyüş karmaşıklığı, yetişkinlere ve daha küçük yaştaki çocuklara kıyasla yüksektir. Bu da yaşadıkları fiziksel ve bilişsel değişikliklerin motor gelişimi önemli ölçüde etkilediğini düşündürmektedir (250).

Kas aktivitesi ile gösterildiği gibi yürüyüşün olgunlaşması hakkında çok az bilgi vardır ve önceki birkaç çalışma kesin değildir (247, 251-253). Sutherland ve ark. (247), yaş ilerledikçe 1-7 yaş arası çocuklarda gluteus maximus, vastus medialis ve tibialis anterior kaslarında aktivasyon süresinin azaldığını bulmuşlardır. 4-11 yaş grubundaki çocukların Elektromyografi (EMG) modellerini 8-11 yaş grubu ile karşılaştıran bir çalışmada, rectus femoris ve hamstring kaslarında aktivite yoğunluğu ve evrelerinde önemli değişiklikler olduğu bildirilirken, tibialis anterior kasında bu değişikliklerin görülmediği ifade edilmiştir (254). Detrembleur ve ark. (255), 4-7 yaş arası çocuklarda rahat yürüyüş sırasında kas aktivasyonunun başlangıcı ve süresinin 8-11 yaş grubundaki gruptan farklı olmadığını bulmuşlardır.

Chang ve ark. (251) ayrıca, EMG aktivitesinin zamanlaması ve süresinin yaşla zayıf ilişkili olduğunu belirtmiştir (3 ile 6, 7 ile 11 ve 12 ile 18 yaş arasındaki gruplarda).

Çocuklarda ayak geometrisi ve ayağa binen yükler büyüme ve olgunlaşma sırasında hızla değişir. Ancak ayakta durma ve yürüme sırasında çocukların ayak geometrisi ve ayağa binen yükler ile ilgili elde edilen veriler nadirdir. Özellikle işitme engeli olmayan çocuklarda hem statik ve dinamik ölçümler hem de her ikisinin kombinasyonları ve bireyler arası varyasyonlar hakkında bilgiler eksiktir (106). Dinamik değişkenler (kinetik değişkenler) yaygın olarak çocukların yürüyüşlerini değerlendirmek için kullanılır (231, 241, 245, 256, 257). Dinamik ayak ölçümleri, çocuklarda yürüyüş sırasında ayak geometrisini, yüklemeyi ve bireyler arası varyasyonları değerlendirmek için ek tanı kriterleri sağlar. Elde edilen veriler klinik uygulama için yararlı olabilir. Ayrıca, yapılan ölçümlere göre uygun çocuk ayakkabılarının geliştirilmesine katkı sağlayabilir (106).

### **2.5.2. Yürüme Analizi**

Yürüme analizi, patolojiyi tanımlamak, hastalığın ilerleyişini değerlendirmek ve müdahalelerin etkinliğini ölçmek için kullanılan anlamlı bir sonuç ölçüsüdür (258). Yürüme bozukluklarına neden olan nörolojik hastalığı olan çocuklarda ve erişkinlerde, gelişimsel gecikme ve nörogelişimsel bozuklukları olan çocuklarda ve kas-iskelet sistemi hastalıklarında sık sık yapılmaktadır (259-263).

Plantar basınç dağılımı analizlerinden elde edilen veriler, duyarlı ölçümlerin yapılması, rehabilitasyon ve cerrahi müdahalelerin etkinliğinin izlenmesi için önemlidir. Rehabilitasyon ve yürüyüşün yeniden eğitimi alanlarında kaydedilen ilerleme, daha duyarlı ve objektif ölçümlerle elde edilen sonuçlarla izlenebilmektedir (264). Dış ayak yapısını ölçen statik ayak izlerinin analizi dinamik koşullarda ayak fonksiyonlarını tahmininde kullanılamayacağı için dinamik koşullar (yürüme, koşma gibi) sırasında ölçülen ayak yapısı ve fonksiyon parametreleri önemli ek bilgiler sağlar (107, 265).

Yürüyüşün nicel ve objektif değerlendirmesi, hız, adım uzunluğu (AU) ve adım süresi (AS) gibi en sık kullanılan yürüyüş parametreleri ile yapılmaktadır (266).

Sadece yürüme hızı, gelecekteki morbidite ve mortalitenin yanı sıra sağlık durumunun jenerik bir göstergesidir (267). Hatta yürüme hızı, en sık bildirilen yürüyüş değişkendir ve genellikle yürüyüş analizini içeren çalışmalarda birincil sonuç olarak seçilir (258). Yürüme hızının kas aktivasyonu üzerindeki etkisi daha önce belgelenmiştir. EMG ölçümlerinden alınan genlik (amplitüd) ve zaman alanı ölçümleri kullanılarak daha hızlı yürümenin genliği artırdığı, ancak şeklin esasen değişmediği gösterilmiştir (255, 256, 268). Ayrıca yavaş ve hızlı yürümede daha fazla değişkenliğin öncelikle 10 yaşın altındaki çocuklarda görüldüğü belirtilmiştir (229). Yavaş yürüme sırasında daha fazla değişkenlik olması, santral sinir sisteminin Yürüme hızındaki değişikliklere uyum sağlamak için hareket tarzını düzenlediğini gösterebilir (269, 270).

Daha yavaş veya daha hızlı yürürken 10 yaşın altındaki çocuklarda kas aktivasyon paternleri büyük çocuklardan daha değişkendir. Bu da yürüyüşteki kas aktivasyon paternlerinin çocukluğun ilerleyen dönemlerinde bir aşamada olgunlaştığını gösterir (229). Shiavi ve ark. (254), EMG çalışmalarında tüm kasların yürüme hızı arttıkça daha tutarlı olma eğiliminde olduklarını bulmuşlardır. Ayrıca peroneus longus, rektus femoris ve lateral hamstring kaslarının daha düşük hızlarda oldukça değişken olduğunu, ancak baldır kaslarının (tibialis anterior, medial gastroknemius ve soleus kasları) daha tutarlı olduğunu göstermişlerdir. Daha yavaş yürüyüş azalmış nöromusküler kontrole yol açabilir ve küçük çocuklarda daha belirgindir. Tercih edilenden daha hızlı veya daha yavaş yürüme kas kontrolünde daha fazla değişkenlik, belirsizlik, ihtiyaç duyulan müdahaleye ve/veya yürüyüş instabilitesi ile bağlantılıdır (271-274). Bununla birlikte alt ekstremitte eklem momentleri ile yürüyüş sırasında hareket geçişlerinde meydana gelen kuvvetler arasında güçlü bir ilişki olduğunu bildirilmiştir (275, 276).

Yürüyüş hızı ergenlikten yetişkinliğe kadar stabildir. Lord ve ark. (258), yaptıkları çalışmada çocukların ve yetişkinlerin kendi seçtikleri yürüyüş hızlarında bir fark olmadığını ifade etmişlerdir. Yürüyüşteki tepe plantar basıncın çocukluktan yaşlılık dönemine kadar arttığı, bunun yanında çocuklarda arka ayağın altında en yüksek basınçlar ortaya çıkarken, ergenler, yetişkinler yaşlı yetişkinlerde en yüksek basınçların ön ayakta görüldüğü bulunmuştur.

Ayağın işlevselliğinde önemli bir yeri olan ayak postüründe ortaya çıkan değişiklikler, alt ekstremitte biyomekaniğine etki ederek yaralanmaya neden olabilir. Ayak postürü ile plantar basınç değişiklikleri ve kas aktivasyonu arasındaki açık sistematik ilişkiler gösterilmiş olmasına rağmen, kinematik literatürü eleştirel olarak değerlendiren araştırmalar sınırlıdır (277). Yürüyüşün duruş fazı boyunca düzlemsel olarak ayağın hareketlerinde artış olduğuna dair bazı kanıtlar vardır. Özellikle, önemli farklılıkların çoğunluğu, yürüyüşün itme fazlarında (terminal duruş, sallanma öncesi) topuk kalkışından sonra bulunmuştur. Arka ayağın hareketi düşünüldüğünde, daha çok frontal düzlemde anlamlı farklılıklar elde edilmiştir (278-280). Ayrıca normal ayağa kıyasla pes planusta orta ayak ve ön ayakta artmış ve uzamış bir transvers düzlem hareketi meydana gelmiştir (279-281). Pes planus postürünün, yürüyüşün duruş fazı sırasında artmış arka ayak tepe eversiyonu ve toplam arka ayak hareket aralığı ile ilişkili olduğunu gösterilmiştir. Yürüyüş sırasında ayağın hareketinin, zaman içinde ayak postüründe değişikliklere neden olan bir faktör olmasının mümkün olacağı ifade edilmiştir (277).

### **2.5.3. Pedobarografik Analiz Yöntemi**

Ayak postürü, yerçekimi ivmesi, çevre ve vücut segmentlerinin konumu ile ilgili olarak vücudun periferinden, özellikle ayağın tabanındaki mekanik resaptörlerden sağlanan duyu girdisinin entegrasyonunu içerir (282). Bu duyusal bilgi, ayakta durma pozisyonunda vücut salınımını kontrol altında tutan postural ince ayarlarla keskin değişiklikler meydana getirir (283, 284).

Ayak postürü, ayağı kapsayıcı bir şekilde tanımlamak için ayağın statik ve dinamik ölçümlerinin bir kombinasyonunu ifade eder. Bu bağlamda statik ayak ölçümlerini dinamik ayak fonksiyonu ile ilişkilendirir (285). Bu nedenle ayak postürü işlevsel rolünden dolayı ayağın anatomisiyle de ilgilidir (286).

Literatürde ayak postürünü değerlendirmek için kullanılan tek bir hassas yöntem yoktur (287). Statik ayak postürünün değerlendirilmesinde kullanılan iki tip ölçüm vardır; doğrudan veya dolaylı ölçümler. Doğrudan ölçümler radyografik veya ultrason değerlendirmesini içerir (288). Dolaylı ölçümler ise gözlemsel, arka ayak açısı ölçümü, naviküler tüberkül ölçümü ve ayak izi parametrelerini içerir (289-292).



Patoloji, düşme riski ve mortalite tanısı ile ilgili bilgi sağlayan yürüme analizi için kullanılan optik hareket yakalama sistemleri, enstrümanlı yürüyüş yolları ve kuvvet plakalarını içeren teknolojideki gelişmeler altın standartlar haline gelmiştir (293-296).

Ayak plantar basınç dağılımı statik veya dinamik koşullarda ölçülebilir. Her iki özellik de postural bazda veya yürüyüş analizi gibi dinamik hareketler sırasında zamansal etkiye sahip verileri toplamayı temel almaktadır (297). Statik plantar basınç dağılımı, kişi hareketsiz dururken (bir ayak veya iki ayak üzerinde), dinamik plantar basınç dağılımı ise yürüyüş sırasında ölçülerek kaydedilir (298). Ayak plantar basınç dağılımını ölçmek için yaygın olarak orta yürüyüş döngüsü kullanılır (299, 300).

Ayak ile ayağın temas ettiği destek yüzeyi arasında meydana gelen ayak plantar basınç dağılımının incelenmesi pedobarografi olarak tanımlanmaktadır (301). Pedobarografide ilke, önemli postural anormallikleri dolaylı olarak gösteren plantar yüzey basıncını haritalamaktır (302, 303). Postural değişikliklerin fizyopatolojisinin anlaşılmasını sağlayan baropodometri yoluyla plantar basınç hakkında elde edilen bilgiler, anormal postur tanısının konmasında önemli bir faktördür (304). Plantar basınç dağılımı ölçümleri klinik uygulamaların ayak ve ayak bileği fonksiyonu üzerindeki etkilerini objektif olarak değerlendirme potansiyeline sahiptir (305, 306).

Bilgisayarlı pedobarografi, ayağın konumlandırılması hakkında yararlı bilgiler sağlar. Aynı zamanda, bir kuvvet plakasına benzer şekilde, basınç merkezinin uzaysal ve zamansal davranışından türetilen stabilometrik parametrelerin elde edilmesini sağlar (307). Bununla birlikte, plantar basınç paternlerine ait verilerin klinik değerlendirmeye göre analiz edilmesi ve yorumlanması zordur, ancak plantar basınç ve denge hakkında önemli bilgiler verir. Ortalama plantar basınç genellikle anteroposterior ve mediolateral yönlerdeki dengesizlikleri tespit etmek için kullanılmaktadır (308). Bu nedenle, bu yöntem, postürü etkileyen veya postürden etkilenebilecek belirli hastalıklara ikincil olarak değişken bir postural adaptasyona neden olabilen/bu durumdan ortaya çıkabilen modifiye edilmiş bir ortostatik pozisyonun adaptasyonunu anlamak için çok önemlidir (303, 309).

Ayak plantar basınç dağılımı, yürüyüşün ve postürün biyomekaniksel değerlendirmesinde, temas edilen yüzeyle ayak etkileşiminin altında yatan anlaşılabilir bilgilere erişme rolü oynar (301). Plantar basınç dağılım analizinde (PBDA), yürürken ayağın plantar yüzeyine etki eden dikey kuvvetleri ölçmek için özel sensorler kullanılır ve ayak fonksiyonu, temas modeli, basınç dağılımı, basınç büyüklüğü ve basınç merkezinin progresyonu hakkında sayısal bilgi sağlar (20, 21).

Uygun plantar basınç dağılımı analiz çalışmaları, modelleme analizleri için ölçülen ayak plantar basınç dağılımının doğru şekilde ölçülmesini sağlar. Modelleme uygulamalarının çoğu, karar verme sürecinde bilginin elde edilmesi için bağımsız (yani yürüme hızı, eğim, ayakkabı ve yüzey teması) ve bağımlı değişkenler (yani tepe basıncı, basınç merkezi) arasında bütünleşmeye ve ilişki kurulmasına izin verir (310-311).

Ayak plantar basınç dağılımını değerlendirmek için çeşitli cihazlar geliştirilmiştir. Bu cihazlardan yaygın olarak kullanılanları plantar platform sistemi ve ayakkabı içi sistemidir (313). Yere veya ayakkabı içine yerleştirilen çeşitleri ile elde edilen ayak plantar basınç dağılımı verileri, veri tabanı sistemine sistematik olarak depolanır. Her iki sistem de, çalışma amaçları, ekipman uygunluğu, maliyetler ve doğruluk düzeylerine bağlı olarak, bir uygulama sırasında ayak plantar basınç dağılımı verilerini ölçmek, toplamak, işlemek ve analiz etmek için yararlı olan benzersiz işlevler ve özellikler sunar (312).

Son zamanlardaki yaygın uygulama, plantar basınç dağılımı ölçümünün sadece tepe basıncı ve zamansal değişkenler arasında değil aynı zamanda farklı yürüme hızları, ek yük bindirme, eğim ve yüzey teması ile de entegre edilebileceğini kanıtlamıştır (312). Literatürde bazı çalışmalarda ayak izi alınarak yapılan ölçümlerin basit, ucuz ve kolay uygulanabilir olduğunu ancak ayak biyomekaniğini tam ve doğru biçimde yansıtmadığını savunmaktadırlar (333-314). Bununla birlikte statik değerlendirmeler ayağın dinamik yapısını yansıtmadığı için pedobarografi ile yapılan dinamik ölçümler giderek yaygınlaşmaktadır (315-317).

Plantar basınç dağılımı analizinin devrimi, ayak deformiteleri üzerine klinik tanıdan farklı bir bakış açısıyla statik duruş veya dinamik ayak plantar basınç

dağılımı hareketleri ile ilgili temel kavramlara doğru başlar (318, 319). Bazı çalışmalar ayak plantar basınç dağılımını niteliksel olarak incelerken, bazıları da ayak plantar basınç dağılımını değerlendirmek için nicel yaklaşımlar üzerinde çalışmışlardır (320-322).

Ayak plantar basınç dağılımı analizi, klinisyenlere ve araştırmacılara ayak fonksiyonun değerlendirilmesi, yürüme ve ayakları etkileyen kas-iskelet sistemi rahatsızlıkları olan çocuk ve ergenlerde tanının konması, deformitenin şiddetinin değerlendirilmesi, tedaviye karar verme, kısa ve uzun dönem sonuçların belgelenmesinde yardımcı olan değerli bir araçtır (20, 323).

Patoloji ölçümüne ek olarak, klinisyenler ve araştırmacılar tipik olarak gelişen bir popülasyondan elde edilen ayak plantar basınç dağılımı verilerini kas-iskelet sistemi rahatsızlıkları olan kişilerle karşılaştırmak için kullanmaktadır. Ayrıca pediatrik olgularda plantar basınç dağılımına ilişkin verilerin doğrudan karşılaştırılabilmesi için veri toplama teknolojisi, veri toplama prosedürleri ve işlem sonrası teknikler aynı olmalıdır (323). Bununla birlikte 1990 yılından bu yana, pedobarografik yöntemler tipik olarak gelişmekte olan çocuk ve ergenlerde kullanılmaktadır (21).

İlk çalışmalar sadece ayak deformiteleri veya ayak hastalığı üzerine vurgu yaparken, 1985 yılından itibaren araştırmacılar, artarak büyüyen ileri teknoloji doğrultusunda ergonomi, ayakkabı ve spor endüstrilerini keşfetmeye başlamıştır. Çıplak ayakla, ayakkabılı veya her ikisinde de ayak plantar basınç dağılımı modellerine daha da artan bir ilgi duyulduğu görülmektedir (312).

## **2.6. Çocuklarda Ayakkabı**

Ayakkabılar öncelikle ayağı sert veya pürüzlü zemin yüzeylerinden kaynaklanan yaralanmalardan, enfeksiyon, deformite ve sert bir zemin nedeniyle aşırı darbeden korumak için kullanılır. Ayrıca ayakkabılar ayakları soğuk ve nemli ortamlardan korur. Bu prensipler çocuk ayakkabıları için de geçerlidir (145).

Ayakkabı kullanımına ilişkin arkeolojik kanıtlar ısı yalıtımı ve yaralanmalardan korunma için bir çeşit ayak örtüsünün gerekli olduğu en az 30.000

yıl öncesine dayanmasına rağmen insan ayağının ayakkabı ile eşzamanlı olarak gelişmediği anlaşılmaktadır (324-327).

Ayağın gelişimi çocukluk boyunca devam etmektedir (328). Çocuklar büyüdükçe ve ayakları geliştikçe yetişkin ayaklara kıyasla farklı yapısal ve fonksiyonel özellikler göstermektedir (329-331). Ayrıca ayağın plastisitesi, büyüme oranı, allometri ve motor yetenek gibi farklılıklar, çocukluk döneminde gelişim aşamasına bağlı olarak değişecektir (332, 333). Bu nedenle ayak gelişiminin çocuk ayakkabısı gereksinimlerinin altında yatan temel faktör olduğu düşünülmektedir (327, 334).

Çocukların gelişimleri sırasında sahip oldukları ayak esnekliği ayakkabının büyüklüğünü, şeklini ve tasarımını önemli kılmaktadır. Bu değişiklikler, ayakkabı seçimi gibi dış etkenlerin ayağın yapısal gelişimini ve işlevini etkileyebileceği ve uzun süreçte ayak sağlığı üzerinde etkisi olabileceği görüşünü desteklemektedir ancak hala bilimsel güvenilirlikten yoksundur (335-340).

Ayakkabı buluşunun orijinal temeli ayakların korunması için olsa da, Staheli küçük çocukların ayaklarının sadece çıplak ayak koşullarında en iyi şekilde gelişebileceğini savunmuştur (145). Yedi yaşından önce burnu kapalı ayakkabı giymek, küçük çocukların ayaklarının pediatrik gelişimini etkileyeceği ifade edilmiştir (145, 341). Sert ve sıkı ayakkabılar deformiteye ve sertliğe neden olabilir. Çocuk ayakkabılarının tasarımı, şok emilimi ve yük dağılımı dikkate alınarak yalınayak modeline dayandırılmalıdır (145).

Optimal ayak gelişiminin daha iyi bir optimal denge kontrolü ile olabileceği ifade edilmiştir (342). Bu yüzden ayakkabıların ve malzemelerinin (örneğin, tek yapı) büyüyen ayağın ihtiyaçlarına nasıl cevap verdiğini ve duyuşal uyarınları, duyuşal ve motor gelişmeyi nasıl etkilediğinin anlaşılması önemli bir konudur (332-345).

Yumuşak ve esnek veya sert ve esnek olmayan ayakkabıların çocuklar için en uygun olup olmadığı konusunda mevcut tavsiyeler uzun yıllardır tartışılmaktadır

(145). Günümüzde ise ayakkabı sertliği konusunda rehber niteliği taşıyan hiçbir kanıt yoktur ve bunu araştıran az sayıda çalışma bulunmaktadır (327).

Ayak gelişimi, intirinsik biyolojik değişkenlerin yanı sıra ayakkabı ve mekanik kuvvetler gibi ekstrinsik faktörlerin karmaşık bir etkileşimidir (328). Ayakkabılar sadece ayak koruması için değil, aynı zamanda açık hava yürüyüşleri ve hatta iç mekan gibi bazı ortamlarda yürüyüş hareketlerini veya motor performansını arttırmak için de geliştirilmiştir. Burnu kapalı ayakkabılar, sandaletler ve terlikler gibi farklı ayakkabı giyimleri, kassal tepkilerin farklı aktivasyonu ve karşılık gelen postural kas sinerjileri nedeniyle farklı lokomotor performans ve yürüyüş paternlerine neden olacaktır (342).

Ayakkabı, birey ile toprak arasındaki birincil ara yüzdür ve bu nedenle yürüyüşte üretilen YRK'lerinin ayağa ve bileğe nasıl etkilediğine katkıda bulunacaktır (334). Sağlıklı çocuklarda konvansiyonel ayakkabılar üzerinde yapılan çalışmalarda ayakkabının çocukların yürüyüşünü etkileyen temel dış faktör olduğunu göstermiştir (346).

Yürüyüş analizinde ayakkabıyla yapılan kısa yürüyüş sırasında tüm düzlemlerde yalınayak yürümeye kıyasla orta ayak hareketinde anlamlı bir azalma bildirilirken sagittal düzlem hareketinde önemli bir [% 72] azalma olduğu ifade edilmiştir (327, 347). Mevcut literatür ayakkabının yürüyüş parametrelerini etkilediğini göstermektedir. Ancak bu etkilerin fonksiyon açısından önemli olup olmadığı ya da daha uzun vadeli ayak sağlığı ve ayak gelişiminin belirlenmesi konusundaki çalışmalara devam edilmektedir. Ayakkabının işlevsel etkilerini anlamak, teoriyi uygulamaya geçirmek için önemlidir, fakat küçük örneklemeler ile ilgili zorluklar mevcut literatürde var olan sınırlamalardır (327).

Morfoloji ve antropometrik parametrelerin ötesine bakmak bu alanda önemlidir. Yürüyüşün başında ayak vuruş pozisyonunda meydana gelen değişiklikleri inceleyen son çalışmalar ayakkabı etkileşiminin etkisinin yanısıra gelişmekte olan ayağın yapı-işlev ilişkilerinin anlaşılmasının önemini vurgulamıştır (348).

Wegener ve ark. (334), enerjinin geri dönüşünde yaşanan problemler açısından ayakkabının ayağın işlevsel kapasitesini azalttığını öne sürmüşlerdir. Bildirilen kinematik değişikliklerin yanı sıra, çocuklarda kas aktivitesinin ayakkabılardan da etkilendiği düşünülmektedir (349). Yalınayakla karşılaştırıldığında artan ağırlık nedeniyle ayakkabı giyen çocuklarda tibialis anterior aktivitesinde bir artış olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte minimalist ayakkabılar ve yalınayak koşullara kıyasla alt ekstremitenin kas aktivasyonunu etkileyen ayakkabılar olarak koşu ayakkabılarında ilk temasta ayak bileği açısı arttığı ortaya konmuştur (350).

Düztabanlık gibi atipik ayak koşulları, podiatrik sorunları en aza indirmek ve küçük çocuklarda sağlıklı ayak büyümesini sağlamak erken yıllarda ayakkabı giyimini gerektirebilir (351). Ayakkabının, ayak ve çevre arasındaki biyomekanik etkileşim üzerindeki etkisi, çocuklarda ayak sorunlarının tedavisinde ayakkabının terapötik rolünün bildirilmesinde anahtardır. Ayrıca ayakkabının, ayak fonksiyonu üzerinde uzun vadeli bir etkisi olabileceği hipotezinin temelini oluşturmaktadır. Bu bağlamda uygun olmayan seçimlerin de uzun süreli ayak gelişimi ve ayak sağlığı üzerinde olumsuz etkisinin olduğu bildirilmiştir (145, 335, 337).

Ayağa özgü özürllüğün çocukların işlevi üzerinde önemli bir etkisi vardır (352). Bu yüzden ayakkabı seçimlerinin terapötik potansiyeli önemlidir ancak çocukların ve ailelerinin ayakkabı almak için birçok zahmetle karşılaştığı göz ardı edilmemelidir (327, 353-355). Mevcut literatür, ayakkabıların çocuklarda ayak sağlığının ve ayak sorunlarına yönelik klinik uygulamaların kritik bir bileşeni olduğunu desteklemektedir (327). Gelişimsel bağlamda, çocuklukta ayakkabı seçimlerinin karmaşık olduğu da açıktır (145, 335, 337). Elverişsiz ayakkabıların ve hatta ayakkabıların genel olarak ayağın fizyolojik gelişimini etkileyebileceğini (bildirilmektedir) gösteren çeşitli çalışmalar vardır (356).

Ayakkabı eğitimi ve bilgisi, çocuklarda ayak ve alt ekstremitte şikayetlerinin varlığında klinik tedavi yöntemlerinin temel bir ögesidir. Ancak uygun ayakkabı seçimi pek çok kişi (klinikisyenler ve ebeveynler) için hala bir zorluk olmaya devam etmektedir (339, 357). Ayakkabı satın alma alışkanlıkları ve davranışları iyi anlaşılacakla birlikte literatürün de azlığı göz önüne alındığında, ayakkabı seçimi

linik müdahalenin önemli belirleyicileri arasında yer almaktadır. Çünkü ayak, uygulamalar (ayak ortezleri gibi) ve ayakkabı seçenekleri arasındaki etkileşimde olumlu bir sonuç elde etmek için önemlidir. En uygun ayakkabı seçimi sorunu uzun bir geçmişe sahiptir ve özellikle çocuk ayakkabılarının seçimi çok önemlidir. Bu seçim sadece sağlık ve koruma sorunlarından değil, aynı zamanda fiyat ve moda trendlerinden de etkilenmektedir. Bu konuda farkındalığı artırmak için, ayakkabının ayak şekli üzerindeki etkilerine dair kanıt göstermek ve ayakkabının ayak hareketi ve işlevi üzerindeki doğrudan sonuçlarını incelemek gerekir (356).

Ayakkabının sosyal boyutları ve çocuklar için ne anlama geldiği hakkında daha fazla bilgi sahibi olmak, ayakkabı tasarımlarının şekillendirilmesine yardımcı olacak ve aynı zamanda pratikte ayakkabı tavsiyelerinin anlamlı olmasını sağlayacak önemli bir adımdır. Çocuklar için ayakkabı seçimleri hakkında pratikte etkili konuşmaların bir ön koşulu olarak ebeveyn satın alma uygulamalarını hangi faktörlerin etkilediğinin anlaşılması, klinisyenlerin mevcut seçimleri nasıl etkilediğini anlamaya yardımcı olması ve yaşa uygun ayakkabı tavsiyesini en iyi nasıl vereceğini belirlemesi açısından önemlidir (327).

Çocukluk boyunca ayakkabı tercihlerinin zamanla değişmesi çocuklar karar verme süreçlerinde daha etkili hale geldikçe, moda trendlerine ve markalaşmaya daha duyarlı oldukları için özellikle önemlidir (358). Bununla birlikte, bir çocuğa ilk ayakkabılarını satın almak ebeveynler ve aileler için önemli bir olaydır ve erken dönemde verilen bu karar, çocukluk boyunca ayak sağlığı konusundaki yaklaşımları açıklamaya yardımcı olabilir (327).

Ayakkabı tasarımı ve üretimi açısından ayak morfolojik çalışmaları, ayak şekline dayalı olması gereken ayakkabı tasarımı ve üretimi için temel bir önkoşuldur. Çünkü bir ayakkabının ana kapsamı ayağı korumak ve itişini kolaylaştırmaktır (359-363). Örneğin, MTF eklemi yeri hakkında bilgi, uygun bir esneklik derecesine sahip ayakkabılar tasarlamak için önemlidir. Ayak bileği anatomisi bilgisi, ayak bileği eklemi olarak vücudun alt bölümünü etkileyen birçok yaralanma bölgesi olarak tıbbi açıdan da önemlidir. Bu nedenle, "uygun" ve "sağlıklı" ayakkabılar geliştirmek için ayak şeklinin ve ayakkabının iç yapısının uygun şekilde yapılabilmesi için temel bir anatomi bilgisi de gereklidir (364, 365). Ayak morfolojisi yaşa bağlı değişikliklere

uğrar ve ayak gelişimine ve olgunlaşmasına şekil ve işlevindeki farklılıklar eşlik eder. Gençler yaşlılara kıyasla daha küçük bir ayak çevresine sahip olma eğilimindedir (366). Bununla birlikte ne yazık ki, modanın çağlar boyunca ayakkabı tasarımı üzerindeki etkisi ayağın doğal işleyişini de bozmuştur (367).

Çocuk ayakkabılarının boyutlarını, tasarım ve mekanik özelliklerini anlamak önemlidir, ancak ayakkabının çocuk gelişimi üzerindeki uzun vadeli etkileri, destek ve esneklik açısından çocuk ayakkabısı tasarımının özellikleri konusunda net bir kanıt olmadığı için bu tartışmalı bir konu olmaya devam etmektedir (327, 334, 368). Çocuk ayakkabıları ile ilgili mevcut görüşler yıllardır tartışmalıdır ve ayakkabı konusunda var olan geçmiş literatür çağdaş klinik, ticari ve endüstriyel yakınlmaları etkilemeye devam etmektedir (145, 327).

Çocuk ayakkabıları hakkında güvenilir sağlık mesajları sunmak için, klinisyenin tavsiyelerini bilgilendirmek ve çocuk ve ebeveynlerin uygun ayakkabı seçimleri hakkında karar vermelerine yardımcı olmak için sağlam bir kanıt tabanı olmalıdır. Bu, daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulan bir alan olmaya devam etmekte ve mevcut uygulamaların kanıt eksikliği nedeniyle nasıl engellendiğini ortaya koymaktadır (327).

Ayakkabı seçimlerinin fonksiyonel sonuçlar ve ayak sağlığı üzerindeki etkileri tam olarak anlaşılammıştır (340). Mevcut kanıtlar, kalkaneal apofizit, juvenil idiyopatik artrit ve genetik sendromlar gibi romatolojik durumlar benzeri yaygın ayak patolojileri olan çocuklar için ayakkabının önemini vurgulamaktadır, ancak mevcut kanıtlarda çok fazla boşluk vardır (353, 369-372). Bununla birlikte ayakkabının ayak gelişimi üzerindeki etkisini anlamak, ayağın çocukluk boyunca fonksiyonel bir biyomekanik birim olarak tanımlanmasındaki zorlukların yanı sıra bebeklerde ve çocuklarda yürüme analizi yapılmasındaki zorluklar nedeniyle de güçtür (373).

## **2.7. Ayakkabı Uygunluğu**

Birçok hasta grubunda optimal bir ayakkabının özelliklerinin nasıl olması gerektiği konusu hala belirsizdir. Bu alanda yapılan araştırmalar, düşme riski



taşıyanlar için güvenli normalize edilmiş bir topuk yüksekliği ve orta taban malzeme yoğunluğu; aşırı kullanım yaralanmalarını önlemek için en uygun malzeme yoğunlukları ve diyabetik hastalarda basınç artışını önlemek için en uygun ayak uzunluğu/ayakkabı uzunluğu ilişkisinin geliştirilmesine izin verebilir (374).

Ancak çalışmaların çoğu genellikle ayakkabı uyumunun bir yönüne odaklanmaktadır. Bu alanda çalışan bir uzmanının rolü, tüm nesiller ve özellikle çocuklar için ayakkabıların değerlendirilmesini ve uygun ayakkabının önerilmesini içermelidir. Çocuklarda ayakkabı oldukça önemlidir. Çünkü bir çocuğun ayağı devamlı büyüdüğü için ayak deformitelerinin gelişmesine çok açıktır. Hamilton'a göre, çocukların ayaklarının yumuşak doğası, ağrısız bir şekilde ayakkabıya uyum sağlamalarına neden olmaktadır (375).

Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu (AUDF), geçerli, güvenilir, klinik ve araştırma ortamlarında etkili bir şekilde uygulanabilen, ayakkabının kapsamlı bir şekilde değerlendirmesini sağlamak amacıyla tasarlanmış bir ölçektir. Geçerlik ve yüksek güvenilirliğe sahip tüm kategorik maddeler, çeşitli popülasyonlarda ayakkabının klinik olarak değerlendirmesi için önerilmektedir (374).

Çocuğun ayakkabılarına uygun bir puan vermek için objektif bir yöntemi sağlamak amacıyla ayakkabı değerlendirme puan sistemi geliştirilmiştir. Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu dikkate alınan faktörler: Ayakkabı için tercih edilen malzeme, topuğun metatarsofalangeal ekleme kadar uzunluğu, ayakkabının genişliği, parmak kutusunda bulunan mevcut boşluk, yürüyüş sırasında ayakkabının çıkması, topuk yüksekliği, ayakkabı tarzı, topuk aşınması, büyüme için mevcut uzunluktur (375).

Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formunda bu kriterlerin her birine detaylarla birlikte bir puan şeması uygulanmıştır (375).

### **2.7.1. Ayakkabı İçin Tercih Edilen Malzeme**

Ayakkabının üst kısmı için tercih edilen malzeme; deri ise 1 puan; diğer materyaller kullanılmışsa 0 puan, tabanlar kauçuk ise 3 puan; değilse 0 puan verilir.

### **2.7.2. Topuktan Metatarsofalangeal Ekleme Kadar Uzunluk**

Bu kriterde ağırlık taşıma değerlendirilir. Ayak uygun yere yerleşmişse ise topuktan itibaren ölçüldüğünde ilk metatars başı ayakkabının en geniş kısmında palpe edilmelidir (376). Burası, bir fonksiyonu gerçekleştirirken ayakkabının menteşe gibi görev yapacağı doğru yerdir. Değerlendirmede eklemin ayakkabının en geniş kısmında olup olmadığı kontrol edilir. Eğer eklem uygun yerde ise 1 puan; değilse 0 puan verilir.

### **2.7.3. Ayakkabı Genişliği**

Janisse, ilk metatarsofalangeal (MTP) eklemin ayakkabının en geniş kısmında bulunması gerektiğini belirtir (377). Eğer bireyin 1. MTP eklemi ayakkabının en geniş yerinde ise 1 puan; değilse 0 puan verilir (Şekil 3.3).

### **2.7.4. Parmak Kutusu Yüksekliği**

Elle kavrandığında üst malzemenin sıkışmaması ayakkabının sıkı olduğu ve yeterince geniş olmadığı anlamına gelmektedir. Materyal elle sıkıştırılabilirse 1 puan; eğer malzeme sıkıştırılmazsa 0 puan verilir (Şekil 3.4).

### **2.7.5. Yürüyüş Sırasında Ayakkabının Çıkması**

Yürüyüş sırasında ayakkabının topuğun etrafına güzel bir şekilde oturup oturmadığı gözlemlenmelidir. Ayakkabı ayaktan çıkmazsa 1 puan; çıkarsa 0 puan verilir (Şekil 3.5).

### **2.7.6. Topuk Yüksekliği**

Topuk yüksekliği 25 mm veya daha az ise 1 puan; 25 mm'den daha fazla ise 0 puan verilir (Şekil 3.6).

### **2.7.7. Ayakkabı Stili**

Ayağın kaymasını önlemesinden dolayı, bağlama aparatı olan tarzda ayakkabılar tercih edilir. Kayışlı ya da bağcıklı ayakkabılar veya botlara 3 puan;

üzerine yük verildiğinde öne kayma meydana geliyorsa 2 puan, ayakkabı veya terliklerde kayma meydana geliyorsa 0 puan verilir.

### **2.7.8. Topukta Aşınma**

Aşırı yıpranmış bir ayakkabı olması gerektiği kadar fonksiyonel olamaz ve büyüyen ayakta deformiteye neden olabilir. Topuk aşınması her iki ayakkabıda da değerlendirilmelidir. Ayakkabı düz bir yüzeye yerleştirilir ve topuktaki en yüksek noktaya kadar olan aşınma miktarını ölçülür. Bu değerlendirme için 5 mm'den fazla topuk aşınması aşırı olarak sınıflandırılır ve 0 puan verilir. 5 mm'den daha az topuk aşınmasına ise 1 puan verilir.

### **2.7.9. Parmak Ucu Ayakkabı Arası Boşluk**

Ayakkabının uç kısmında bulunan boşluğun uzunluğu 11-20 mm arasında ise büyüme için kullanışlıdır ve 2 puan verilir. Bu mesafe 6-11 mm arasında ise 1 puan ve 5 mm'den az ise 0 puan verilir (Şekil 3.7).

### 3. BİREYLER VE YÖNTEM

#### 3.1. Bireyler

İşitme engeli olan çocuklarda ayağın biyomekanik özellikleri, denge ve yürüme değişkenleri ile ayakkabı uygunluklarını değerlendirmek için yapılmış olan bu kesitsel çalışma işitme engeli olan ve aynı yaş grubundaki işitme engeli olmayan okul çağı çocuklarında gerçekleştirildi. Çalışmanın öncelikle Ankara ilinde bulunan Milli Eğitim Bakanlığı'na bağlı iki işitme engeli olanlar okulunda bulunan 168 işitme engeli çocukla yapılması planlandı. Ancak dahil edilme kriterlerine uymayan 83 çocuk çalışmadan çıkarıldı. Bununla birlikte aynı sayıda aynı yaş grubunda olan işitme engeli olmayan çocuklar çalışmaya dahil edildi. Çalışmaya başladıktan sonra işitme engeli olmayan çocuk grubunda 23 çocuk çalışmaya devam etmek istememiştir. Böylece çalışmamız 67 işitme engeli olan ve 66 işitme engeli olmayan çocuk olmak üzere toplam 133 çocuk ile tamamlanmıştır (Şekil 3.1). Çalışmamızın yapılabilmesi için Hacettepe Üniversitesi, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 05.11.2019 tarih ve GO 19/1081 karar numaralı izin ve onay alındı. Çalışma öncesinde Hacettepe Üniversitesi, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na ön görülen aydınlatılmış onam formu ile çocukların ailelerinden ve sözel olarak da çocuklardan çalışmaya katılmaya gönüllü olduklarına dair onamları alındı.

Çalışma grubu dahil edilme kriterleri;

- İşitme engelli olmak
- Çalışma hakkında detaylı bilgi verildikten sonra ailelerin çocuklarının çalışmaya katılmasına izin vermeleri
- 6-15 yaş aralığında olmak

Çalışma grubu dışlama kriterleri;

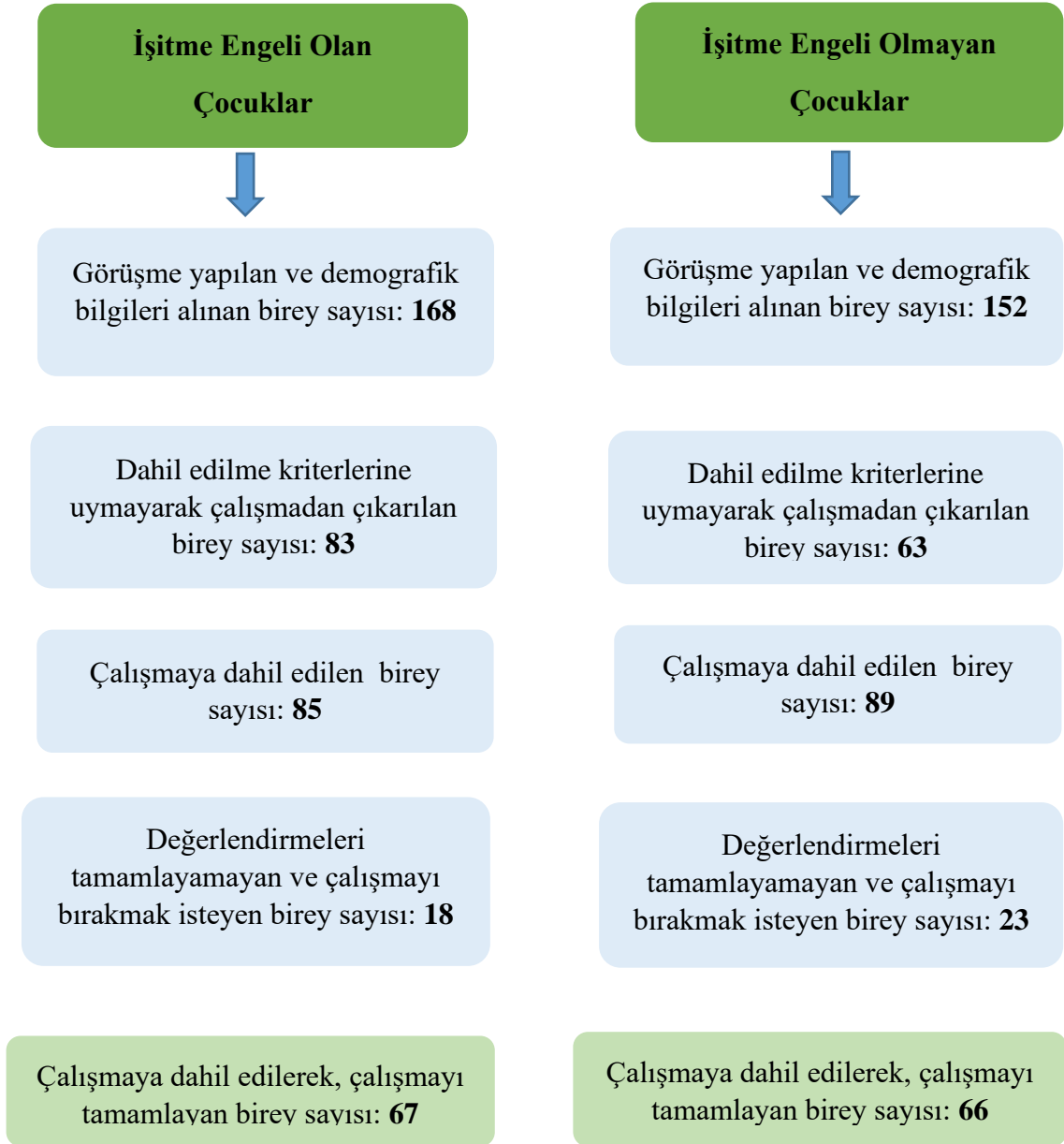
- Hiçbir şekilde iletişim kurulamamak
- Ayak ve ayak bileğinde ayak fonksiyonlarını etkileyen ek bir hastalığı olmak

Kontrol grubu dahil edilme kriterleri;

- İşitme engelli olmamak
- Çalışma hakkında detaylı bilgi verildikten sonra ailelerin çocuklarının çalışmaya katılmasına izin vermeleri
- 6-15 yaş aralığında olmak

Kontrol grubu dışlama kriterleri;

- İletişim sorunu olmak
- Ayak ve ayak bileğinde ayak fonksiyonlarını etkileyen ek bir hastalığı olmak



**Şekil 3.1.** Çalışmaya dahil edilen işitme engeli olan ve işitme engeli olmayan çocukların katılım diyagramı.

### 3.2. Yöntem

Çalışmada yapılması planlanan tüm ölçümler tek fizyoterapist tarafından gerçekleştirilmiştir. Değerlendirmeler sırasında tüm çocuklar sırayla çağırılmış ve mutlaka yanlarında sorumlu öğretmenleri rafakat etmiştir. İşitme engeli olan çocuklarla iletişim öğretmenleri ve bazen de arkadaşlarının aracılığıyla sağlanmıştır. Tüm değerlendirme yöntemleri öncelikle kendi bedenimiz üzerinde uygulanarak çocuklara gösterilmiş, çocukların üzerinde tekrar edilerek uygulama denenmiş ve en

son çocuklar nasıl yapılacağını öğrendikten sonra ölçüm yapılmış ve güvenilir olan sonuçlar kaydedilmiştir. Ölçümleri uygun biçimde gerçekleştiremeyen çocuklar çalışmadan çıkarılmıştır.

### **3.2.1. Demografik Bilgiler**

Çalışmaya dahil edilen tüm bireylerin ad- soyad, yaş, cinsiyet, tanı ve ek engel bilgileri kaydedildi.

### **3.2.2. Antropometrik Ölçümler**

Çocukların antropometrik ölçümleri okullarda oluşturulan özel alanda yapıldı. Çocukların değerlendirmesi sırasında mutlaka iki kişi olmasına özen gösterildi. Çocuklar, bu alana birer birer alınarak değerlendirmeleri yapıldı. Çocukların boy uzunlukları ve vücut ağırlıkları kendilerine söylenmedi. Tüm okullarda aynı boy ölçer kullanıldı. Boy uzunluğu ölçümleri metre (m) cinsinden kaydedildi.

Tüm okullarda aynı baskül kullanıldı. Vücut ağırlığı ölçümünde, kişi ayakkabılarını ve üzerindeki mont, ceket gibi ağır kıyafetlerini çıkararak dijital baskülde tartıldıktan sonra çıkan sonuç kilogram (kg) cinsinden kaydedildi.

### **3.2.3. Kas Kuvveti Değerlendirmesi:**

Ayak bileği kaslarının kuvveti kaba kas kuvveti testi ile manuel olarak değerlendirildi. Manuel kas kuvveti ölçümüne, oturma pozisyonunda kollar önde kenetlenerek hiçbir yerden destek almayacak pozisyonda iken başlandı. Bireylerin dorsifleksiyon- plantarfleksiyon ve eversiyon-inversiyon yönlerinde hareketlerine manuel olarak karşı direnç verilerek kas kuvvetleri bilateral olarak ölçüldü.

Elde edilen değer;

Normal (5) : Yerçekimine karşı maksimum direnç ile normal eklem hareketini tamamlar,

İyi (4) : Kas yerçekimine karşı maksimum dirençten daha az bir dirençle normal eklem hareketini tamamlar,

- Orta (3) : Kas yerçekimine karşı normal eklem hareketini tamamlar,  
 Zayıf (2) : Kas yerçekiminin elimine edildiği pozisyonda normal eklem hareketini tamamlar,  
 Eser (1) : Eklemde hareket açığa çıkmadan kontraksiyon hissedilir,  
 Tam paralizi (0) : Kasta kontraksiyon hissedilmez olarak kaydedildi (378).

### 3.2.4. Ayakkabı Değerlendirilmesine İlişkin Ölçümler

#### 3.2.4.1. Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu

Bireylerin ayakkabı alışkanlıkları ve ayak-ayakkabı uyumunun değerlendirilmesinde Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu (AUDF)'u kullanıldı. Bu test bataryası, çocuklarda ayak-ayakkabı uyumunu skorlandıran objektif bir yöntemdir AUDF'nun Türkiye'de geçerlilik ve güvenilirlik çalışması yapılmıştır (379). AUDF, çocuklarda ayak-ayakkabı uyumunu sayısal olarak değerlendiren objektif bir yöntemdir. Bu test bataryası, ayakkabı materyali (üst kısım ve taban bölümü), ayakkabının topuk-metatars mesafesi, ayakkabı genişliği, parmak kutusu yüksekliği, yürüme sırasında girip çıkma, topuk yüksekliği, ayakkabı tarzı, topukta aşınma, parmak ucu ile ayakkabı arası boşluk gibi etkenleri değerlendirmektedir. Uygun ayakkabı için çocuğun alabileceği tam puan 15'tir, yüksek puan ayakkabının uygun olduğunu, düşük puan ise ayakkabının uygun olmadığını göstermektedir (380).



Şekil 3.2. Ayakkabı genişliği.





Şekil 3.3. Parmak kutusu yüksekliği.



Şekil 3.4. Yürüme esnasında girip çıkma.



Şekil 3.5. Topuk yüksekliği.



**Şekil 3.6.** Parmak ucu ayakkabı arası boşluk.

### 3.2.4.2. Ayakkabı Alışkanlıkları

Çocuklara değerlendirme sırasında giymiş oldukları ayakkabıların hep giydiği tarzda olup olmadığını sorgulandı. Çocuklara genelde hangi tür ayakkabılar giyildiği sorgulanarak değerlendirme sırasında çocukların ayakkabıları incelendi ve ince tabanlı spor ayakkabılar, kalın tabanlı spor ayakkabı, kösele tabanlı kundurular, lastik tabanlı kundurular, kalın tabanlı botlar, kauçuk/ lastik tabanlı botlar, birden fazla ayakkabı türü veya yüksek topuklu ayakkabılardan hangisi olduğu kaydedildi.

### 3.2.5. Dengenin Değerlendirmesi

İnsan vücudunun statik dengesi, belirli bir duruşu sürdürme yeteneğidir. Yürüme, koşma ve merdiven çıkma gibi normal günlük aktiviteler içinse dinamik vücut dengesi gereklidir. Dinamik vücut dengesi hareket halindeyken (koşma, yuvarlanma veya yürüme gibi) dengeyi koruma yeteneğidir (114).

Fonksiyonel denge performansını değerlendirmek için standart test ve denge ölçümleri kullanılmaktadır. Geleneksel denge testleri duruş (statik denge), ağırlık aktarmadaki değişim veya hareket sırasındaki denge (dinamik denge) ve eksternal değişimlere verilen tepkiler üzerine odaklanmıştır (381). Statik kontrol öğeleri tipik olarak çift ekstremite duruşu, tek ekstremite duruşu, tandem duruşu (topuk-ayak pozisyonu), Romberg testi (gözler kapalı, tandem ayak pozisyonu) içerir. Dinamik

test ögeleri arasında ise ayakta durma, yürüme, dönme, durma ve vücudu hareket ettirme bulunmaktadır (142).

### **3.2.5.1. Flamingo Denge Testi**

Flamingo denge testi (FDT) basit, düşük maliyetli ve kitlesel araştırmalar yapmaya uygun bir testtir (382, 383). FDT, tek ayak üzerinde başarıyla dengede durma yeteneğini değerlendirmek için kullanılır. Testi yapmak için sadece bir kronometre ve kaymaz yüzeyli dar bir denge tahtası gereklidir (382, 384). Kullanılan bu denge tahtası Eurofit'in belirlemiş olduğu yüksekliği 4 cm, eni 3 cm ve uzunluğu 50 cm olan bir tahta kirişin altına genişliği 2 cm ve uzunluğu 15 cm olan iki kısa kiriş monte edilerek yapılmaktadır (384).

Prosedüre göre FDT'de çocuklardan tercih ettiği ayağının üzerinde durması, serbest bacaklarını geriye doğru bükerek ve ayaklarının sırtını aynı taraf el ile tutarak bir flamingo gibi durmaları istendi. Çocuklar tarif edilen pozisyondayken dengelerini sağladıklarında kronometre başlatıldı. Çocuklar dengesini her kaybettiğinde (ayağını bıraktığında) kronometre durduruldu. Değerlendirme sırasında 60 saniye tamamlanıncaya kadar çocuklar dengeyi her sağladığında kronometre tekrar başlatıldı. 60 saniye boyunca çocukların dengesinin kaç defa bozulduğu sayılarak kaydedildi. İlk 30 saniyede 15'ten fazla düşme veya denge kaybı varsa, test sonlandırıldı ve sıfır puanı verildi (Şekil 3.8) (382, 384).



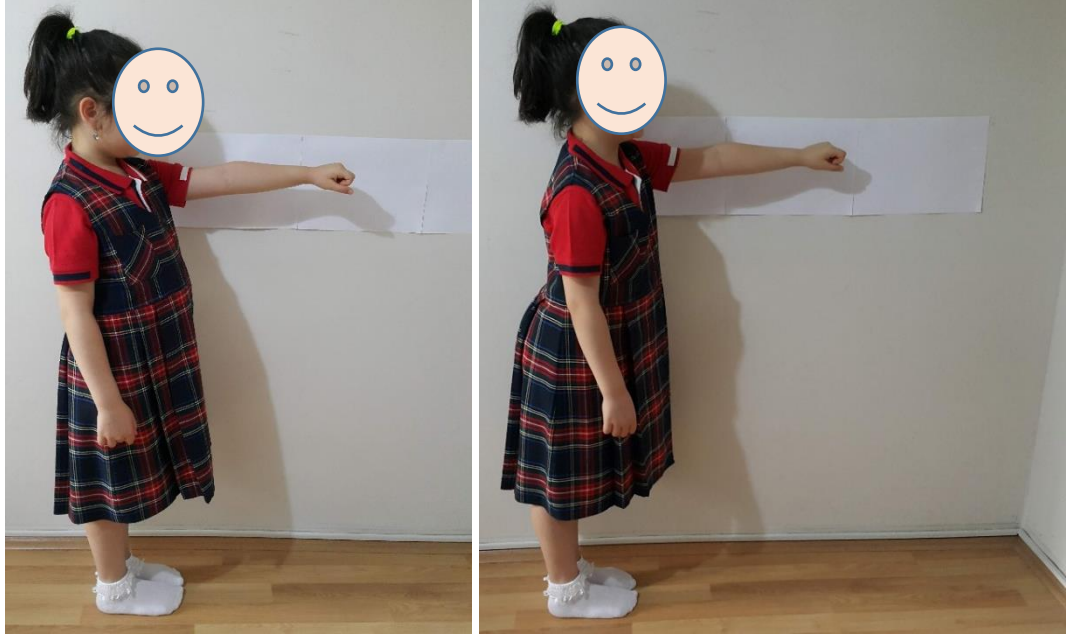
**Şekil 3.7.** Flamingo denge testi başlangıç ve bitiş pozisyonu.

### **3.2.5.2. Fonksiyonel Uzanma Testi**

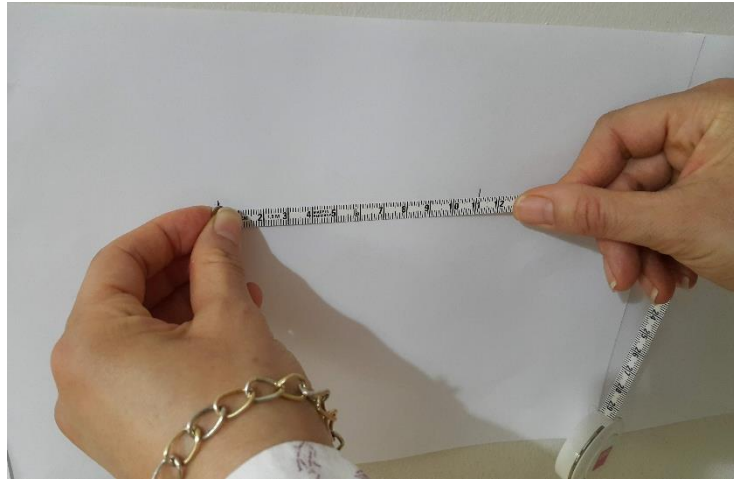
Fonksiyonel Uzanma Testi (FUT), denge problemlerinin belirlenmesinde hızlı bir sonuç elde etmek için geliştirilmiş bir testtir. Testi gerçekleştirmek için bir kişinin desteksiz olarak en az 30 saniye bağımsız olarak durabilmesi ve omzunu en az 90 dereceye kadar kaldırabilmesi gerekir (385).

Çalışmamızda duvarda yaklaşık omuz yüksekliğinde kağıtlarla beyaz bir zemin oluşturuldu. Çocuklar duvarın önüne geçti ve uygulayıcı, çocukları yandan görebilecek şekilde yaklaşık 2 ile 3 metre uzaklıkta durdu. Çocuklardan ayaklarını omuz mesafesi kadar açmaları, yumruk yapmaları ve kolu yere paralel olacak şekilde yukarı kaldırmaları istendi. Üçüncü metakarpofalangeal eklem tespit edilerek, beyaz zemin üzerinde başlangıç noktası belirlendi. Daha sonra çocuklara elleri yumruk şeklinde kalarak öne doğru uzanması söylendi. Çocukların adım atmadan ulaştığı en uzak mesafede yine üçüncü metakarpofalangeal eklemin denk geldiği nokta işaretlendi. Fonksiyonel uzanma skorunu elde etmek için ilk işaretli yer ile son işaretli yer arasındaki mesafe ölçüldü (Şekil 3.9) (Şekil 3.10). FUT' de sağlıklı

kişilerde bu mesafe ortalama 45-50 cm iken denge problemi olanlarda bu mesafe kısalmaktadır (389).



**Şekil 3.8.** Fonksiyonel uzanma testi başlangıç ve bitiş pozisyonu.



**Şekil 3.9.** Fonksiyonel uzanma testi skor ölçümü.

### 3.2.6. Statik ve Dinamik Ayak Plantar Basınç Dağılımı Analizi

Ayak tabanı ile destek yüzeyi arasında meydana gelen basıncı değerlendirmek için kullanılan pedobarografik ölçümlerde 1 m uzunluğunda RsScan- Footscan® sensörlü yürüyüş platformu kullanıldı. Standart plantar platform uzunlukları 0,5 m, 1 m ve 2 m'dir. Statik ayak plantar basınç dağılımını incelemek için, gerekli ayak plantar basınç dağılımı verilerini toplamak ve kaydetmek için en kısa platform

uzunluğu (0,5 m) yeterlidir. Bununla birlikte, çalışma yürüme veya koşma gibi dinamik hareketleri içeriyorsa, ayak postürünün farklı aşamalarının tamamen kapsanması için daha uzun platform gereklidir (312).

Statik ölçümlerde iki ayak üzerinde dururken çocuklardan sabit bir şekilde karşıda belirli bir noktaya bakmaları istendi. Bu pozisyonda her iki ayağın pik basınçları (N/cm<sup>2</sup>), yüklenme yüzdeleri, sağ ve sol ayak ile her iki ayakta ön ve arka ayağa düşen basınç yüzdeleri, ayrıca çocukların ayak uzunlukları ve ayak genişlikleri (cm) kaydedildi (Şekil 3.11).

Dinamik ölçüm sırasında çocuklardan ileriye doğru bakmaları, yere kesinlikle odaklanmamaları ve normalde nasıl yürüyorlarsa o şekilde platform üzerinde yürümeleri söylendi. Çünkü duruş ve sallanma fazları arasındaki geçiş sırasında, vücudunun stabilize edilmemesi, normal yürüyüş döngüsünde bazı anormalliklere neden olur. Bu nedenle eğer kişi yürürken yere odaklanırsa, ayak plantar basınç dağılımının normal davranışı değişir (387). Çocuklar normal yürüyüş düzenini elde etmek için birkaç kez yürüyüşlerini tekrar etti ve tekrarlar arasında yeterli dinlenme süresi verildi (312). Ölçümler beş defa tekrar edilerek değerlerin ortancaları alındı. Dinamik ölçümlerde ayak eksenî açıları, maksimum ve minimum subtalar eklem açısı değerleri, 1. parmak, 2., 3., 4. ve 5. parmak, 1.,2.,3.,4. ve 5. metatars, orta ayak, topuk mediali ve topuk laterali altındaki kuvvet (N), maksimum basınç (N/cm<sup>2</sup>), yürüme hızı (km/saat), adım uzunluğu (cm) ölçüldü ve kaydedildi. Ayak postürü değerlendirilerek bireylerde pes planus veya pes kavus varlığı değerlendirildi (Şekil 3.12).

Yapılan pedobarografik analizlerde statik ve dinamik ölçümler sırasında tüm çocuklar çıplak ayak ile uygulamayı gerçekleştirmiştir. Uygulamaların sırası ise randomize olarak belirlenmiştir. Ölçümlerden elde edilen veriler analizi gerçekleştirmek için gerekli olan ilgili programın bulunduğu, çalışmacılara ait bir bilgisayarda toplandı.



**Şekil 3.10.** Statik Ayak Plantar Basınç Dağılımı Analizi.



**Şekil 3.11.** Dinamik Ayak Plantar Basınç Dağılımı Analizi.

### 3.2.6.1. Pedobarografik Analiz Yöntemi İle Elde Edilen Veriler

**Yüklenme Oranları:** Statik ayakta dik durma pozisyonunda sağ/ sol ayak tabanına, her iki ayağın ön ve arka bölgelerine düşen yüklenme miktarlarının % olarak oranlarını ifade eder.

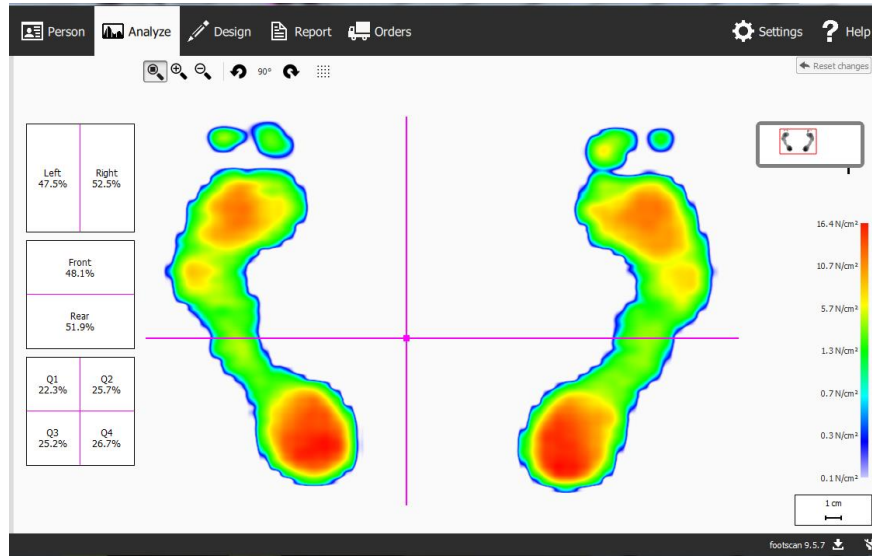
**Tepe Basınçlar:** Statik ayakta dik durma pozisyonunda her iki ayağın tabanında ölçülen en yüksek basınçtır. Birimi ise  $N/cm^2$ 'dir.

**Kuvvet:** Yürüme aktivitesi sırasında ayağın 1. parmak, 2-5. parmak, 1-5. metatars, orta ayak, topuk mediali ve lateralinden olmak üzere toplam 10 bölgeden ölçülen maksimum kuvvet değerleridir. Birim ise N'dir.

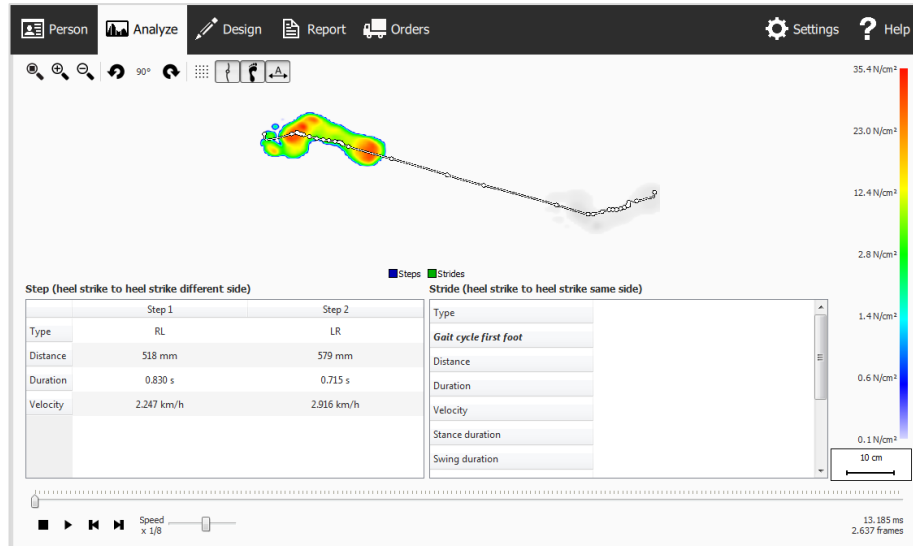
**Maksimum Basınç:** Yürüme aktivitesi sırasında ayağın 1. parmak, 2-5. parmak, 1-5. metatars, orta ayak, topuk mediali ve lateralinden olmak üzere toplam 10 bölgeden ölçülen maksimum basınç değerleridir. Birim ise  $N/cm^2$ 'dir.

**Ayak Eksen Açısı:** Yürüme sırasında ayağın anteroposteior yönlü longitudinal eksenini ile platformun uzun eksen arasında meydana gelen açıdır ve derece olarak ölçülür.

**Maksimum ve Minimum Subtalar Eklem Açısı:** Yürüme sırasında subtalar eklemden meydana gelen açılardır. Negatif değerler pronasyon; pozitif değerler ise supinasyon pozisyonunu ifade etmektedir. Birimi ise derecedir.

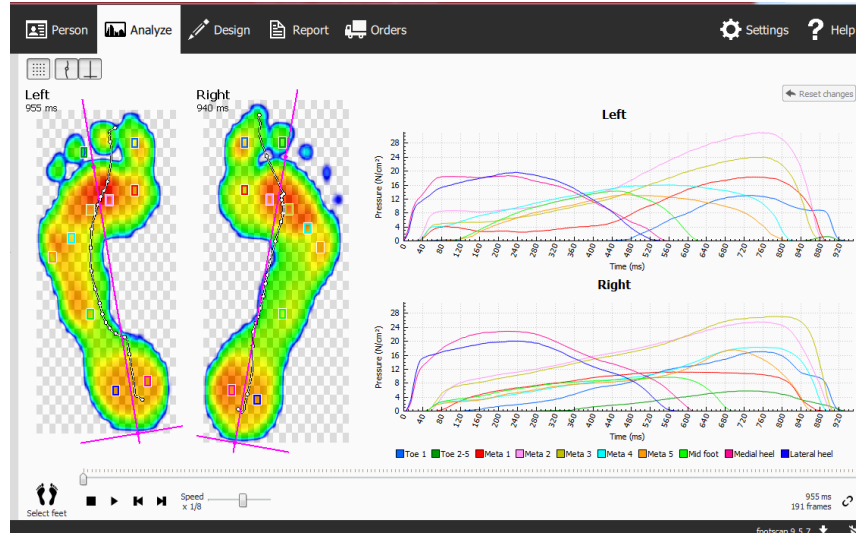


Şekil 3.12. Ayağın ön/ arka , sağ /sol bölgesine ağırlık verme oranı ve sağ/sol ayağa en fazla düşen basınç miktarını veren analiz görüntüsü.



Şekil 3.13. Yürüme parametrelerinin analizinin ekran görüntüsü.





Şekil 3.14. Yürüme sırasında ayak plantar basınç dağılım miktarlarını veren analiz görüntüsü.

### 3.2.7. Sağlık ve Ayakkabı Konusunda Bilgilerini Değerlendirmek İçin Ebeveynlere Uygulanan Anket Çalışması

Ailelere sosyo-ekonomik ve demografik bilgilerini, sağlık ve ayakkabı ile ilgili sahip oldukları bilgileri nereden edindiklerini sorgulayan, araştırmacılar tarafından oluşturulmuş 17 soruluk bir anket uygulandı. Aileler sorulara birden fazla cevap verebildiler.

### 3.3. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizinde SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 25 programı kullanıldı. Değişkenlerin normal dağılım gösterip göstermediğini belirlemek için analitik yöntemler (çarpıklık, basıklık katsayıları ), bireylere ait tanımlayıcı analizler için ortalama ile standart sapma kullanıldı. Bireylerin demografik özelliklerine göre farklılık gösterip göstermediklerini belirlemek için ki-kare testi yapıldı. Nominal değişkenleri ifade ederken frekans ve yüzde (%) kullanıldı. İşitme engeli olan grup ile işitme engeli olmayan grup arasındaki farkın anlamlılığını test etmek için normal dağılım gösteren gruplarda parametrik testlerden bağımsız örneklem t testi; normal dağılım göstermeyen gruplarda ise parametrik olmayan testlerden Mann Whitney U testi kullanıldı. Gruplara göre ayak kas kuvveti değerlerinde tanımlayıcı istatistiklerden minimum, maksimum değer ve medyandan yararlanırken işitmeli engeli olan ve olmayan grup arasında fark olup olmadığını

belirlemek için ki-kare testi kullanıldı. Graplarda sağ ve sol ayak ile ayrı ayrı ölçüm sonuçları arasındaki ilişkiye bakarken normal dağılım gösteren graplarda Pearson momentler çarpımı korelasyonu, normal dağılım göstermeyen graplarda Spearman korelasyonu hesaplandı. İstatistiksel anlamlılık değeri 0,05 olarak belirlendi. Güç analizi sonucunda çalışmanın birey sayısı en az 48 kişi yapılması gerektiği belirlenmiştir. Ancak daha güvenilir sonuçlar için çalışmanın katılabilecek mümkün olan en fazla sayıda bireyle yapılması kararlaştırılmıştır.

#### 4. BULGULAR

Araştırmaya katılan 67'si işitme engeli olan ve 66'sı işitme engeli olmayan olmak üzere toplam 133 bireye ait tanımlayıcı bilgiler Tablo 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4.1 'e göre araştırmaya katılan bireylerden işitme engeli olan çocukların yaşları 7 ile 15; işitme engeli olmayan çocukların yaşları 12 ile 16 arasında değişmekte olup ortalaması sırasıyla  $11,06 \pm 2,11$  ve  $13,64 \pm 1,44$ 'tür. Bireylerden işitme engeli olan olanların boy uzunlukları 110 cm ile 185 cm; olmayanların boyuzunlukları 146 cm ile 180 cm arasında değişmekte olup ortalaması sırasıyla  $142,78 \pm 14,42$  cm ve  $160,38 \pm 8,59$  cm'dir. Bireylerden işitme engeli olanların vücut ağırlıkları 17,40 kg ile 74,60 kg; olmayanların vücut ağırlıkları 30 kg ile 84 kg arasında değişmekte olup ortalaması sırasıyla  $40,12 \pm 14,24$  kg ve  $52,12 \pm 10,39$  kg'dır. Bireylerden işitme engeli olanların VKİ'leri  $12,82$  kg/m<sup>2</sup> ile  $33,16$  kg/m<sup>2</sup>; olmayanların VKİ'leri  $13,88$  kg/m<sup>2</sup> ile  $32,39$  kg/m<sup>2</sup> arasında değişmekte olup ortalaması sırasıyla  $19,10 \pm 4,11$  kg/m<sup>2</sup> ve  $20,19 \pm 3,35$  kg/m<sup>2</sup>'dir.

İşitme engeli olan çocuklar ile işitme engeli olmayan çocukların demografik özelliklere göre farklılık gösterip göstermediğini incelemek için yapılan bağımsız örneklem t testi sonuçlarına göre yaşa ( $p < 0,001$ ), boy uzunluğuna ( $p < 0,001$ ) ve vücut ağırlığına ( $p < 0,001$ ) göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. İki grubun VKİ değerleri arasında ( $p > 0,05$ ) istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır. İşitme engeli olmayan grubun yaş ortalaması ( $\bar{X}=13,64$ ) işitme engeli olan grubun yaş ortalamasından ( $\bar{X}=11,06$ ) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. İşitme engeli olmayan grubun boy uzunluğu ortalaması ( $\bar{X}=160,38$ ) işitme engeli olan grubun boy uzunluğu ortalamasından ( $\bar{X}=142,78$ ) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. İşitme engeli olmayan grubun vücut ağırlığı ortalaması ( $\bar{X}=52,12$ ) işitme engeli olan grubun vücut ağırlığı ortalamasından ( $\bar{X}=40,12$ ) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. İşitme engeli olmayan grubun VKİ ortalaması ( $\bar{X}=20,19$ ) işitme engeli olan grubun VKİ ortalaması ile ( $\bar{X}=19,10$ ) istatistiksel olarak aynıdır (Tablo 4.1).

**Tablo 4.1.** Bireylerin demografik özelliklerine ait tanımlayıcı istatistikler.

	İşitme Engeli Olan Grup		İşitme Engeli Olmayan Grup		t	p
	Min – Max	Ort ± SS	Min – Max	Ort ± SS		
Yaş (yıl)	7 – 15	11,06 ± 2,11	12 – 16	13,64 ± 1,44	-8,23	0,00*
Boy uzunluğu (cm)	110 – 185	142,78 ± 14,42	146 – 180	160,38 ± 8,59	-8,57	0,00*
Vücut Ağırlığı (kg)	17,40 – 74,60	40,12 ± 14,24	30 – 84	52,12 ± 10,39	-5,56	0,00*
VKİ (kg/m <sup>2</sup> )	12,82 – 33,16	19,10 ± 4,11	13,88 – 32,39	20,19 ± 3,35	-1,68	0,10

\*p<0,001, VKİ: Vücut Kütle İndeksi, Min: Minimum, Max: Maksimum, Ort: Ortalama, SD: Standart sapma.

Araştırmaya katılan bireylerden işitme engeli olanların %35,8'i kız ve %64,2'si erkek; işitme engeli olmayanların %54,5'i kız ve %45,5'i erkektir. Katılımcılardan işitme engeli olanların %77,6'sının tanı çeşidi total kayıp; %11,9'unun hafif kayıp; %6'sının orta kayıp ve %4,5'inin ağır kayıptır. Katılımcılardan işitme engeli olanların %79,1'i işitme cihazı kullanırken %20,9'u kullanmamaktadır. Katılımcılardan işitme engeli olanların %92,5'inin eşlik eden ek engeli bulunmamakta ve %7,5'inin bulunmakta; işitme engeli olmayanların %97'sinin başka engeli bulunmamakta ve %3'ünün bulunmaktadır (Tablo 4.2).

İşitme engeli olan bireyler işitme engeli olmayan bireylere göre daha az sayıda kız ve daha fazla sayıda erkek bireylerden oluşmakta idi ( $\chi^2(1)=4,71$ ;  $p<0,05$ ). Eşlik eden engele göre ise iki grup arasında anlamlı farklılık olmadığı bulunmuştur ( $\chi^2(1)=1,31$ ;  $p>0,05$ ). Tanı çeşidi ve işitme cihazı kullanma durumuna göre işitme engeli olmayan grupta katılımcı bulunmadığı için herhangi bir test yapılmamıştır (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2.** Bireylere ait tanımlayıcı istatistikler.

Değişkenler	İşitme Engeli Olan Grup		İşitme Engeli Olmayan Grup		$\chi^2$	p	
	n	%	n	%			
Cinsiyet	Kız	24	35,8	36	54,5	4,71	0,03*
	Erkek	43	64,2	30	45,5		
Tanı Çeşidi	Total kayıp	52	77,6	-	-	-	-
	Hafif kayıp	8	11,9	-	-	-	-
	Orta kayıp	4	6,0	-	-	-	-
	Ağır kayıp	3	4,5	-	-	-	-
İşitme Cihazı Kullanma Durumu	Evet	53	79,1	-	-	-	-
	Hayır	14	20,9	-	-	-	-
Eşlik Eden Ek Engel	Yok	62	92,5	64	97	1,31	0,25
	Var	5	7,5	2	3		

\*p<0,05, n: Olgu sayısı.

Tablo 4.3'e göre araştırmaya katılan bireylerden işitme engeli olanların %56,7'sinin ayakkabısının üst kısmı deri iken %43,3'ünde diğer malzeme türleri kullanılmış; işitme engeli olmayanların %36,4'ünün ayakkabısının üst kısmı deri iken %63,6'sının diğer malzemededen üretilmiştir. Katılımcılardan işitme engeli olanların %97'sinin ayakkabısının tabanı sentetik kauçuk iken %3'ünün diğer malzemededen üretilirken; işitme engeli olmayanların %100'ünün ayakkabısının tabanı sentetik kauçuktur. Topuk-tarak mesafesi değerlendirmelerinde katılımcılardan işitme engeli olanların %97'sinin MTP eklemi ayakkabının en geniş bölgesine denk gelirken %3'ünün denk gelmemektedir; işitme engeli olmayanların ise tamamının MTP eklemi ayakkabılarının en geniş bölgesine denk gelmektedir. Katılımcılardan işitme engeli olanların %98,5'inin MTP eklemi ayakkabının en geniş bölgesine denk gelirken %1,5'inin gelmemektedir; işitme engeli olmayanların %100'ünün MTP eklemi ayakkabının en geniş bölgesine denk gelmektedir. Katılımcılardan işitme engeli olanların %76,1'inin ayakkabısının parmak kutusunun üst kısmı tutulurken %23,9'unun üst kısmı tutulmamakta; işitme engeli olmayanların %54,5'inin ayakkabısının parmak kutusunun üstü tutulabilirken %45,5'inin üstü tutulamamaktadır. Katılımcılardan işitme engeli olanların %44,8'inin ayağı yürüme esnasında ayakkabıya girip çıkarken %55,2'sinin ayağı girip çıkmamaktadır. İşitme engeli olmayanların %51,5'inin ayağı yürüme esnasında ayakkabıya girip çıkarken %48,5'inin ayağı girip çıkmamaktadır. Katılımcılardan işitme engeli olanların %40,3'ünün ayakkabı topuk yüksekliği 2,5 cm'den büyükken %59,7'sinin 2,5 cm'den küçük; işitme engeli olmayanların %57,6'sının ayakkabı topuk yüksekliği 2,5 cm'den büyükken %42,4'ünün 2,5 cm'den küçüktür. Katılımcılardan işitme engeli olanların 13,4'ünün ayağı ayakkabısının içinde öne doğru kaymakta; %3'ünün ayağı botun içinde öne doğru kaymakta ve %83,6'sının ayakkabısında bağcık ve kayış bulunmakta; işitme engeli olmayanların %10,6'sının ayağı ayakkabısının içinde kaymakta ve %89,4'ünde bağcık ve kayış bulunmaktadır. Katılımcılardan işitme engeli olanların %10,4'ünün ayakkabı topuğunda aşınma 5 mm'den fazla iken %89,6'sının 5 mm'den az; işitme engeli olmayanların %6,1'inin ayakkabı topuğunda aşınma 5 mm'den fazla iken %93,9'unun 5 mm'den azdır. Katılımcılardan işitme engeli olanların %70,1'inin parmak ucu ile ayakkabı arasındaki boşluk 0 – 5 mm; %19,4'ünün 6 – 11 mm ve %10,4'ünün 11 – 20 mm'dir; işitme engeli olmayanların

%56,1'inin parmak ucu ile ayakkabı arasındaki boşluk 0 – 5 mm; %27,3'ünün 6 – 11 mm ve %16,7'sinin 11 – 20 mm'dir.

İşitme engeli olan bireylerde sağ ayakkabılarının üst materyali deri olan ( $p<0,05$ ), parmak kutusunun üst bölümü tutulabilen ( $p<0,01$ ) ve topuk yüksekliği 2,5 cm'den daha az olanların ( $p<0,05$ ) sayısının işitme engeli olmayan bireylere göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla olduğu bulunmuştur. Tablo 4.3'te yer alan diğer değişkenlere göre işitme engeli olan ve işitme engeli olmayan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.3.** Araştırmaya katılan bireylerin sağ ayakkabılarına ait tanımlayıcı istatistikler.

Değişkenler		İşitme Engeli Olan Grup		İşitme Engeli Olmayan Grup		$\chi^2$	p
		n	%	n	%		
Üst Materyal	Deri	38	56,7	24	36,4	5,53	0,02*
	Diğer	29	43,3	42	63,6		
Taban Materyali	Sentetik kauçuk	65	97,0	66	100	2,00	0,16
	Diğer	2	23,0	-	-		
Topuk-Tarak Mesafesi	MTP en geniş	65	97,0	66	100	2,00	0,16
	Değil	2	3,0	-	-		
Genişlik	MTP en geniş	66	98,5	66	100	0,99	0,32
	Değil	1	1,5	-	-		
Parmak Kutusu Yüksekliği	Üst tutuluyorsa	51	76,1	36	54,5	6,84	0,01**
	Üst tutulmuyorsa	16	23,9	30	45,5		
Yürüme Esnasında Girip Çıkma	Çıkıyorsa	30	44,8	34	51,5	0,61	0,44
	Çıkılmıyorsa	37	55,2	32	48,5		
Topuk Yüksekliği	> 2,5 cm	27	40,3	38	57,6	3,97	0,05*
	< 2,5 cm	40	59,7	28	42,4		
Ayakkabı Stili	Ayakkabı içinde kayıyorsa	9	13,4	7	10,6	2,32	0,31
	Bot içinde kayıyorsa	2	3,0	-	-		
	Bağcık ve kayışı varsa	56	83,6	59	89,4		
Topukta Aşınma	5 mm'den fazla	7	10,4	4	6,1	0,84	0,36
	5 mm'den az	60	89,6	62	93,9		
Parmak Ucu Boşluk	0 – 5 mm	47	70,1	37	56,1	2,88	0,24
	6 – 11 mm	13	19,4	18	27,3		
	11 – 20 mm	7	10,4	11	16,7		

\* $p<0,05$ ; \*\* $p<0,01$ , MTP: Metatarsofalangeal eklem, n: Olgu sayısı.

Bireylerin sol ayakkabılarının değerlendirme sonuçlarının verildiği tablo 4.4'e göre araştırmaya katılan bireylerden işitme engeli olanların %56,7'sinin ayakkabısının üst kısmının materyali deri iken %43,3'ünün diğer malzeme; işitme engeli olmayanların %36,4'ünün ayakkabısının üst materyali deri iken %63,6'sının diğer malzemedir. Katılımcılardan işitme engeli olanların %97'sinin ayakkabısının tabanı sentetik kauçuk iken %3'ünün diğer malzeme; işitme engeli olmayanların %100'ünün ayakkabısının tabanı sentetik kauçuktur. Topuk-tarak mesafesi değerlendirme sonuçlarına göre katılımcılardan işitme engeli olanların %97'sinin MTP eklemi ayakkabının en geniş bölgesinde iken %3'ünün değildir; işitme engeli olmayanların %100'ünün MTP eklemi ayakkabının en geniş bölgesindedir. Katılımcılardan işitme engeli olanların %98,5'inin ayakkabısının en geniş bölgesi MTP ekleme denk gelir iken %1,5'inin gelmemektedir; işitme engeli olmayanların %100'ünün MTP eklemi ayakkabısının genişliği bölgesinde bulunmaktadır. Katılımcılardan işitme engeli olanların %74,6'sının ayakkabısının parmak kutusu yüksekliği üstü tutulurken %25,4'ünün üstü tutulmamakta; işitme engeli olmayanların %56,1'inin ayakkabısının parmak kutusu yüksekliği üstü tutulurken %43,9'unun üstü tutulmamaktadır. Katılımcılardan işitme engeli olanların %44,8'inin ayağı yürüme esnasında ayakkabıya girip çıkarken %55,2'sinin girip çıkmamakta; işitme engeli olmayanların %50'sinin ayağı yürüme esnasında ayakkabıya girip çıkarken %50'sinin girip çıkmamaktadır. Katılımcılardan işitme engeli olanların %40,3'ünün ayakkabı topuk yüksekliği 2,5'ten büyükken %59,7'sinin 2,5'ten küçük; işitme engeli olmayanların %57,6'sının topuk yüksekliği 2,5'ten büyükken %42,4'ünün 2,5'ten küçüktür. Katılımcılardan işitme engeli olanların %13,4'ünün ayağı ayakkabı içinde öne kaymakta; %3'ünün ayağı botun içinde öne kaymakta ve %83,6'sında bağcık ve kayış bulunmakta; işitme engeli olmayanların %10,6'sının ayağı ayakkabı içinde öne kaymakta ve %89,4'ünde bağcık ve kayış bulunmaktadır. Katılımcılardan işitme engeli olanların %10,4'ünün ayakkabı topuğunda aşınma 5 mm'den fazla iken %89,6'sının 5 mm'den az; işitme engeli olmayanların %6,1'inin ayakkabı topuğunda aşınma 5 mm'den fazla iken %93,9'unun 5 mm'den azdır. Katılımcılardan işitme engeli olanların %68,7'sinin ayak parmak ucu ile ayakkabı arasındaki boşluk 0 – 5 mm; %20,9'unun 6 – 11 mm ve %10,4'ünün 11 – 20 mm'dir; işitme engeli olmayanların %53'ünün ayak parmak

ucu ile ayakkabı arasındaki boşluk 0 – 5 mm; %34,8'inin 6 – 11 mm ve %12,1'inin 11 – 20 mm'dir.

İşitme engeli olan bireylerde sol ayakkabılarının üst materyali deri olan parmak kutusunun üst bölümü tutulabilen ve topuk yüksekliği 2,5 cm'den daha az olanların sayısının işitme engeli olmayan bireylere göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla olduğu bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Tablo 4.4'te yer alan diğer değişkenlere göre işitme engeli olan ve işitme engeli olmayan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.4.** Araştırmaya katılan bireylerin sol ayakkabılarına ait tanımlayıcı istatistikler.

Değişkenler		İşitme Engeli Olan Grup		İşitme Engeli Olmayan Grup		$\chi^2$	p
		n	%	n	%		
Üst Materyal	Deri	38	56,7	24	36,4	5,53	0,02*
	Diğer	29	43,3	42	63,6		
Taban Materyali	Sentetik kauçuk	65	97,0	66	100	2,00	0,16
	Diğer	2	3,0	-	-		
Topuk-Tarak Mesafesi	MTP en geniş	65	97,0	66	100	2,00	0,16
	Değil	2	3,0	-	-		
Genişlik	MTP en geniş	66	98,5	66	100	0,99	0,32
	Değil	1	1,5	-	-		
Parmak Kutusu Yüksekliği	Üst tutuluyorsa	50	74,6	37	56,1	5,07	0,02*
	Üst tutulmuyorsa	17	25,4	29	43,9		
Yürüme Esnasında Girip Çıkma	Çıkıyorsa	30	44,8	33	50,0	0,36	0,55
	Çıkılmıyorsa	37	55,2	33	50,0		
Topuk Yüksekliği	> 2,5	27	40,3	38	57,6	3,97	0,05*
	< 2,5	40	59,7	28	42,4		
Ayakkabı Stili	Ayakkabı içinde kayıyorsa	9	13,4	7	10,6	2,32	0,31
	Bot içinde kayıyorsa	2	3,0	-	-		
	Bağcık ve kayışı varsa	56	83,6	59	89,4		
Topukta Aşınma	5 mm'den fazla	7	10,4	4	6,1	0,84	0,36
	5 mm'den az	60	89,6	62	93,9		
Parmak Ucu Boşluk	0 – 5 mm	46	68,7	35	53	3,74	0,15
	6 – 11 mm	14	20,9	23	34,8		
	11 – 20 mm	7	10,4	8	12,1		

\* $p<0,05$ , MTP: Metatarsofalangeal eklem, n: Olgu sayısı.



Tablo 4.5'e göre araştırma katılan bireylerden işitme engeli olanların %31,3'ü ince tabanlı spor ayakkabı; %55,2'si kalın tabanlı spor ayakkabı; %3'ü kösele tabanlı kundura; %6'sı lastik tabanlı kundura; %1,5'i kalın tabanlı bot; %1,5'i kauçuk/lastik tabanlı bot ve %1,5'i de diğer türde ayakkabı kullanmaktadır. Katılımcılardan işitme engeli olmayanların %50'si ince tabanlı spor ayakkabı; %40,9'u kalın tabanlı spor ayakkabı; %3'ü kalın tabanlı bot; %1,5'i kauçuk/lastik tabanlı bot ve %4,5'i de diğer türde ayakkabı kullanmaktadır.

**Tablo 4.5.** Araştırmaya katılan bireylerin kullandıkları ayakkabı türlerinin dağılımı.

Değişkenler	İşitme Engeli Olan Grup		İşitme Engeli Olmayan Grubu	
	n	%	n	%
Ayakkabı türü				
İnce tabanlı spor ayakkabı	21	31,3	33	50,0
Kalın tabanlı spor ayakkabı	37	55,2	27	40,9
Kösele tabanlı kundura	2	3,0	-	-
Lastik tabanlı kundura	4	6,0	-	-
Kalın tabanlı bot	1	1,5	2	3,0
Kauçuk/lastik tabanlı bot	1	1,5	1	1,5
Diğer	1	1,5	3	4,5

n: Olgu sayısı.

Tablo 4.6'da işitme engeli olan grup ile işitme engeli olmayan grubun FDT, FUT, ayağın statik ve dinamik taban basınç değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler incelendiğinde işitme engeli olmayan grubun FDT, sol ayak 2-5. parmak altında meydana gelen maksimum kuvvet ve maksimum basınç değerlerinin çarpıklık ve basıklık değerlerinin sırasıyla  $\pm 2$  ve  $\pm 9$  arasında olmadığı görülmektedir. Bu sebeple, bu testlere ait ölçüm sonuçları normal dağılım göstermemektedir (Schmider, Ziegler, Danay, Beyer, ve Bühner, 2010). Bu değerlerin olduğu durumlarda işitme engeli olan grup ile işitme engeli olmayan grup arasındaki farkın anlamlılığını test etmek için parametrik olmayan testlerden Mann Whitney-U testi, diğer durumlar için ise bağımsız örneklem t-testi kullanılmıştır.

İşitme engeli olan grubun işitme engeli olmayan gruba göre FDT'deki düşme sayısı istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p < 0,001$ ). İşitme engeli olmayan grubun FUT ortalaması, sol ve sağ ayağın her birine ayrı ayrı verilen yüklenme miktarı ( $N/cm^2$ ), sol ve sağ ayak uzunluğu ve genişliği, yürüme sırasında

meydana gelen sol ayak STJA min ve maks değerleri, yürüme sırasında sağ ayak STJA maks değeri, yürüme sırasındaki adım uzunluğu, yürüme hızı değerleri işitme engeli bulunan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu sonucu elde edilmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.6).

İşitme engeli olan gruba ait sağ ayakta 1-5. parmak, 1-4. metatars başı, medial ve lateral topuk altında; sol ayakta ise 2-5. metatars başı, orta ayak, medial ve lateral topuk altında meydana gelen maksimum kuvvet değerlerinin işitme engeli olan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu sonucu elde edilmiştir ( $p<0,05$ ). İşitme engeli olan gruba ait sağ ayakta 1-5. ayak parmağı, 1-4. metatars başı, medial ve lateral topuk; sol ayakta ise 2-5. metatars başı, orta ayak, medial ve lateral topuk altında meydana gelen maksimum basınç değerlerinin işitme engeli olmayan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu bulunmuştur ( $p<0,01$ ) (Tablo 4.6).

**Tablo 4.6.** Gruplara göre FDT, FUT, ayağın statik ve dinamik taban basıncı ölçüm sonuçlarına ait tanımlayıcı istatistikler, t-Testi ve Mann Whitney U testi sonuçları.

Değişkenler		İşitme Engeli Olan Grup (n=67)			İşitme Engeli Olmayan Grup (n=66)			p
		X ± SD	Çarpıklık (SH)	Basıklık (SH)	X ± SD	Çarpıklık (SH)	Basıklık (SH)	
FDT (düşme sayısı)		8,13±4,99	-0,08(0,29)	-1,22(0,58)	2,03±2,48	2,62(0,30)	10,72(0,58)	0,00***
FUT (cm)		15,62±2,99	0,76(0,29)	2,88(0,58)	31,38±6,71	-0,09(0,30)	-0,67(0,58)	0,00***
Ayak uzunluğu (cm)	Sol	23,56±2,25	0,01(0,29)	-0,06(0,58)	25,18±1,82	0,50(0,30)	0,66(0,58)	0,00***
	Sağ	23,51±2,38	0,06(0,29)	0,32(0,58)	25,40±1,73	0,54(0,30)	0,61(0,58)	0,00***
Ayak genişliği (cm)	Sol	8,77±1,00	0,01(0,29)	0,03(0,58)	9,40±0,83	0,37(0,30)	0,95(0,58)	0,00***
	Sağ	8,81±1,09	-0,10(0,29)	-0,10(0,58)	9,48±0,72	-0,14(0,30)	0,11(0,58)	0,00***
Ayak açısı (°)	Sol	8,27±7,10	0,35(0,29)	1,05(0,58)	6,83±7,45	0,58(0,30)	0,25(0,58)	0,26
	Sağ	7,66±8,17	0,08(0,29)	0,93(0,58)	7,83±6,37	0,67(0,30)	0,21(0,58)	0,85
Sol STJA	Min	-1,93±3,91	-0,76(0,29)	1,40(0,58)	-3,55±4,21	0,07(0,30)	0,36(0,58)	0,02*
	Maks	7,01±4,70	0,20(0,29)	-0,39(0,58)	9,09±6,06	1,12(0,30)	2,60(0,58)	0,03*
Sağ STJA	Min	-2,94±3,73	0,60(0,29)	1,22(0,58)	-3,83±3,89	-0,26(0,30)	-0,91(0,58)	0,18
	Maks	7,72±4,66	0,12(0,29)	-0,19(0,58)	10,50±5,58	0,43(0,30)	-0,92(0,58)	0,00**
YO ön (%basıncı)	Sol	23,34±5,69	-0,04(0,29)	-0,41(0,58)	23,72±6,36	-0,21(0,30)	-0,10(0,58)	0,72
	Sağ	24,85±6,16	0,28(0,29)	-0,07(0,58)	24,55±6,41	0,08(0,30)	-0,27(0,58)	0,78
YO arka (%basıncı)	Sol	27,61±7,65	0,42(0,29)	-0,49(0,58)	27,18±6,50	0,12(0,30)	0,52(0,58)	0,73
	Sağ	24,16±7,91	0,51(0,29)	0,59(0,58)	24,55±6,48	0,02(0,30)	0,09(0,58)	0,75
YO toplam (%basıncı)	Sol	50,97±7,74	0,03(0,29)	-0,06(0,58)	50,89±7,78	0,91(0,30)	1,70(0,58)	0,96
	Sağ	49,07±7,67	0,00(0,29)	-0,05(0,58)	49,09±7,78	-0,90(0,30)	1,70(0,58)	0,99
Statik max basınç (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	11,82±3,37	0,69(0,29)	1,02(0,58)	15,86±4,39	0,58(0,30)	-0,08(0,58)	0,00***
	Sağ	10,98±3,69	-0,03(0,29)	0,31(0,58)	14,50±3,90	0,80(0,30)	1,40(0,58)	0,00***
Max kuvvet T1 (N)	Sol	64,70±27,73	0,20(0,29)	-0,38(0,58)	67,97±30,79	0,29(0,30)	0,07(0,58)	0,52
	Sağ	56,13±29,51	0,25(0,29)	-0,64(0,58)	75,57±30,63	0,16(0,30)	-0,18(0,58)	0,00***
Max kuvvet T2-4 (N)	Sol	20,40±12,38	0,98(0,29)	1,31(0,58)	27,71±30,53	3,61(0,30)	16,21(0,58)	0,38
	Sağ	18,65±14,64	1,18(0,29)	1,16(0,58)	24,34±16,04	0,96(0,30)	0,87(0,58)	0,04*
Max kuvvet M1 (N)	Sol	103,38±49,40	1,00(0,29)	1,10(0,58)	117,04±45,43	1,52(0,30)	4,35(0,58)	0,10
	Sağ	90,63±43,71	0,58(0,29)	-0,10(0,58)	123±43,35	0,83(0,30)	1,03(0,58)	0,00***
Max kuvvet M2 (N)	Sol	64,74±25,97	0,36(0,29)	-0,06(0,58)	96,50±28,05	1,17(0,30)	1,86(0,58)	0,00***
	Sağ	63,47±30,56	0,68(0,29)	0,85(0,58)	94,05±25,90	0,36(0,30)	-0,06(0,58)	0,00***
Max kuvvet M3 (N)	Sol	75,90±27,95	0,48(0,29)	0,38(0,58)	105,42±27,08	0,66(0,30)	-0,23(0,58)	0,00***
	Sağ	75,83±30,20	0,63(0,29)	1,28(0,58)	102,49±29,11	0,26(0,30)	-0,17(0,58)	0,00***
Max kuvvet M4 (N)	Sol	60,82±23,20	0,77(0,29)	0,15(0,58)	88,88±31,97	0,59(0,30)	0,27(0,58)	0,00***
	Sağ	66,84±28,12	0,53(0,29)	0,97(0,58)	85,13±31,81	0,84(0,30)	1,92(0,58)	0,00***
Max kuvvet M5 (N)	Sol	28,78±16,38	0,49(0,29)	-0,57(0,58)	45,11±24,97	0,88(0,30)	0,17(0,58)	0,00***
	Sağ	37,72±23,56	1,09(0,29)	1,37(0,58)	41,13±22,62	0,68(0,30)	0,32(0,58)	0,40
Max kuvvet OA (N)	Sol	81,06±59,16	1,00(0,29)	0,41(0,58)	112,33±74,38	1,21(0,30)	3,04(0,58)	0,01**
	Sağ	89,66±58,12	0,67(0,29)	-0,10(0,58)	106,98±73,35	1,92(0,30)	7,09(0,58)	0,13

**Tablo 4.6.** (devam) Gruplara göre FDT, FUT, ayağın statik ve dinamik taban basıncı ölçüm sonuçlarına ait tanımlayıcı istatistikler, t-Testi ve Mann Whitney U testi sonuçları.

Değişkenler		İşitme Engeli Olan Grup (n=67)			İşitme Engeli Olmayan Grup (n=66)			p
		X ± SD	Çarpıklık (SH)	Basıklık (SH)	X ± SD	Çarpıklık (SH)	Basıklık (SH)	
Max kuvvet TM (N)	Sol	131,07±50,17	0,56(0,29)	0,56(0,58)	185,57±42,21	0,06(0,30)	0,09(0,58)	0,00***
	Sağ	137,03±50,88	0,63(0,29)	0,46(0,58)	189,61±45,83	0,48(0,30)	-0,03(0,58)	0,00***
Max kuvvet TL (N)	Sol	110,81±39,46	0,41(0,29)	0,06(0,58)	154,47±42,49	1,57(0,30)	4,92(0,58)	0,00***
	Sağ	112,41±38,19	0,23(0,29)	-0,02(0,58)	157,97±34,43	0,13(0,30)	-0,34(0,58)	0,00***
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	6,20±2,13	0,16(0,29)	-0,48(0,58)	6,37±2,42	-0,14(0,30)	-0,61(0,58)	0,67
	Sağ	5,49±2,45	0,26(0,29)	-0,58(0,58)	6,71±2,45	0,05(0,30)	-0,27(0,58)	0,01**
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	2,22±0,87	0,43(0,29)	-0,26(0,58)	2,60±1,88	3,87(0,30)	18,27(0,58)	0,47
	Sağ	2,04±1,02	0,98(0,29)	1,32(0,58)	2,45±0,98	0,30(0,30)	-0,78(0,58)	0,02*
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	6,92±2,05	0,24(0,29)	-0,03(0,58)	7,18±1,95	0,86(0,30)	1,04(0,58)	0,45
	Sağ	6,09±2,03	0,16(0,29)	-0,69(0,58)	7,51±2,28	0,95(0,30)	1,77(0,58)	0,00***
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	8,39±2,22	-0,08(0,29)	1,24(0,58)	11,46±2,26	0,46(0,30)	0,29(0,58)	0,00***
	Sağ	8,20±2,46	-0,09(0,29)	0,74(0,58)	11,16±2,66	0,66(0,30)	0,43(0,58)	0,00***
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	8,41±2,01	-0,43(0,29)	1,27(0,58)	10,86±2,25	0,48(0,30)	-0,53(0,58)	0,00***
	Sağ	8,69±2,54	0,59(0,29)	2,09(0,58)	10,33±2,28	0,50(0,30)	-0,23(0,58)	0,00***
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	6,99±1,92	0,37(0,29)	-0,08(0,58)	8,98±2,68	0,55(0,30)	-0,12(0,58)	0,00***
	Sağ	7,64±2,43	0,07(0,29)	0,29(0,58)	8,60±2,52	0,56(0,30)	0,49(0,58)	0,03*
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	3,91±1,50	0,54(0,29)	0,51(0,58)	5,33±2,08	0,45(0,30)	-0,31(0,58)	0,00***
	Sağ	4,54±2,15	0,84(0,29)	1,09(0,58)	4,88±1,89	0,66(0,30)	0,43(0,58)	0,33
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	3,52±1,45	0,55(0,29)	-0,08(0,58)	4,37±1,67	0,30(0,30)	-0,37(0,58)	0,00**
	Sağ	3,76±1,62	0,22(0,29)	-0,70(0,58)	4,28±1,54	0,60(0,30)	1,03(0,58)	0,06
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	8,44±2,29	0,32(0,29)	1,11(0,58)	10,50±1,80	0,39(0,30)	0,93(0,58)	0,00***
	Sağ	8,70±2,11	0,41(0,29)	0,42(0,58)	10,68±1,87	0,25(0,30)	-0,40(0,58)	0,00***
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	7,71±1,70	-0,12(0,29)	0,97(0,58)	9,68±1,73	0,63(0,30)	0,26(0,58)	0,00***
	Sağ	7,87±1,54	0,27(0,29)	1,11(0,58)	9,85±1,73	0,82(0,30)	1,31(0,58)	0,00***
YH (m/sn)		2,89±0,94	0,46(0,29)	0,10(0,58)	3,33±0,83	-0,18(0,30)	-1,20(0,58)	0,01**
Adım uzunluğu (mm)		41,82±10,44	0,07(0,29)	-0,21(0,58)	50,82±9,08	-0,41(0,30)	-0,54(0,58)	0,00***

\*p<0,05; \*\*p<0,01; \*\*\*p<0,001, FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOtoplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı, STJA: Subtalar Eklem Açısı, YH: Yürüme hZı, T1: 1. Parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. Parmak, M1: 1. Metatars Başı, M2: 2. Metatars Başı, M3: 3. Metatars bBaşı, M4: 4. Metatars Başı, M5: 5. Metatars Başı, OA: Orta Ayak, TM: Topuk Medialı, TL: Topuk Laterali. SH: Standart Hata, SD: Standart Sapma, Maks: Maksimum, Min: Minimum.

İşitme engeli olan grup ile işitme engeli olmayan grup arasında sağ ve sol ayak kaslarına ait kas kuvvet değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı sonucu elde edilmiştir ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.7).

**Tablo 4.7.** Gruplara göre ayak kasları manuel kas kuvveti ölçüm sonuçlarına ait tanımlayıcı istatistikler ve ki-kare testi sonuçları.

Kas testi		İşitme Engeli Olan Grup			İşitme Engeli Olmayan Grup			P
		Min	Maks	Medyan	Min	Maks	Medyan	
Fleksörler	Sol	4	5	5	5	5	5	0,65
	Sağ	4	5	5	4	5	5	0,52
Ekstansörler	Sol	5	5	5	5	5	5	0,90
	Sağ	5	5	5	5	5	5	0,90
Evertörler	Sol	4	5	5	4	5	5	0,78
	Sağ	4	5	5	4	5	5	0,66
İnvertörler	Sol	4	5	5	4	5	5	0,61
	Sağ	4	5	5	4	5	5	0,74

Min: Minimum, Max: Maksimum.

Tablo 4.8'e göre araştırma katılan bireylerden işitme engeli olanların her iki ayak için de %10,4'ü normalken; %32,8'inin ayağında hafif pesplanus; %53,7'sinin ayağında pesplanus ve %3'ünün ayağında hafif peskavus mevcuttur. Katılımcılardan işitme engeli olmayanların her iki ayak için de %9,1'inin ayağı normal iken; %31,8'inin ayağında hafif pesplanus; %56,1'inin ayağında pesplanus, %1,5'inin ayağında peskavus ve %1,5'inin ayağında aşırı peskavus ayak postürü mevcuttur.

Sağ ayak ve sol ayak postürlerinde sadece hafif pesplanus ve pesplanus bulunan bireylerle yapılan ki-kare analizine göre işitme engeli olan ve işitme engeli olmayan grupta bulunanlarının sağ ayak ( $\chi^2(1)=0,04$ ;  $p>0,05$ ); ve sol ayak ( $\chi^2(1)=0,04$ ;  $p>0,05$ ); postürlerine göre dağılımlarında istatistiksel olarak anlamlı olarak fark olmadığı bulunmuştur (Tablo 4.8).

**Tablo 4.8.** Araştırmaya katılan bireylerin ayak posturlerinin dağılımı.

Değişkenler		İşitme Engeli Olan Grup		İşitme Engeli Olmayan Grup		$\chi^2$	p
		n	%	n	%		
Sağ Ayak Postürü	Normal ayak	7	10,4	6	9,1	0,04	0,85
	Hafif pesplanus	22	32,8	21	31,8		
	Pesplanus	36	53,7	37	56,1		
	Hafif peskavus	2	3	-	-		
	Peskavus	-	-	1	1,5		
	Aşırı peskavus	-	-	1	1,5		
Sol Ayak Postürü	Normal ayak	7	10,4	6	9,1	0,04	0,85
	Hafif pesplanus	22	32,8	21	31,8		
	Pesplanus	36	53,7	37	56,1		
	Hafif peskavus	2	3	-	-		
	Peskavus	-	-	1	1,5		
	Aşırı peskavus	-	-	1	1,5		

n: olgu sayısı.

Tablo 4.9’da yer alan işitme engeli olan çocuklara ait VKİ ile sağ ve sol ayakta meydana gelen yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığı bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.9.** İşitme engeli olan çocuklarda VKİ ile sağ ve sol ayağa ait statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınçlar arasındaki ilişki.

		VKİ	
		p	r
YO ön (%)	Sağ	0,28	0,13
	Sol	0,27	0,14
YO arka (%)	Sağ	0,77	-0,04
	Sol	0,15	-0,18
YO toplam (%)	Sağ	0,59	0,07
	Sol	0,57	-0,07
Statik Max Basınç	Sağ	0,26	0,14
	Sol	0,13	0,19

VKİ: Vücut Kütle İndeksi, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOtoplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı.

Tablo 4.10’da yer alan VKİ ile sağ ve sol ayağa ait yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.10.** İşitme engeli olmayan çocuklarda VKİ ile sağ ve sol ayağa ait statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınçlar arasındaki ilişki.

		VKİ	
		p	r
YO ön (%)	Sağ	0,46	-0,09
	Sol	0,73	-0,04
YO arka (%)	Sağ	0,25	0,14
	Sol	0,91	-0,02
YO toplam (%)	Sağ	0,71	0,05
	Sol	0,70	-0,05
Statik Max Basınç (N/cm <sup>2</sup> )	Sağ	0,12	0,20
	Sol	0,27	0,14

\*p<0,05; \*\*p<0,01, VKİ: Vücut Kütle İndeksi, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOtoplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı.

İşitme engeli olan çocuklarda VKİ artışı ile sağ ayağa ait verilerde sırasıyla ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1-5. metatars başı, orta ayak, medial ve lateral topuk altında oluşan maksimum basınç değerlerinde; 1. parmak, 1-5. metatars başı, orta ayak, medial ve lateral topuk altında oluşan maksimum kuvvet değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı artış meydana geldiği bulunmuştur (Tablo 4.11).

İşitme engeli olan çocuklarda VKİ artışı ile sol ayağa ait verilerde sırasıyla ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1-5. metatars başı, orta ayak ve lateral topuk altında oluşan maksimum basınç değerlerinde; 1. parmak, 1-5. metatars başı, orta ayak, medial ve lateral topuk altında oluşan maksimum kuvvet değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı artış meydana geldiği bulunmuştur (p<0,05) (Tablo 4.11).

Tablo 4.11’de yer alan diğer veriler arasındaki ilişkiler istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur (p>0,05).

**Tablo 4.11.** İşitme engeli olan çocuklarda VKİ ile sağ ve sol ayağa ait ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.

	VKİ			
	Sağ Ayağa Ait Veriler		Sol Ayağa Ait Veriler	
	p	r	p	r
Ayak açısı (°)	0,09	0,21	0,87	0,02
STJA Min (°)	0,33	-0,12	0,44	-0,10
STJA Max (°)	0,53	0,08	0,80	0,03
Ayak uzunluğu (cm)	0,00**	0,52	0,00**	0,49
Ayak genişliği (cm)	0,00**	0,42	0,00**	0,44
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,21	0,16	0,06	0,23
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,36	0,11	0,64	0,06
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,01**	0,31	0,00**	0,52
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,35	0,00**	0,48
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,41	0,00**	0,43
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,02*	0,30	0,01*	0,31
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,34	0,01**	0,34
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,52	0,00**	0,50
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,01**	0,34	0,08	0,21
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,42	0,04*	0,26
Max kuvvet T1 (N)	0,03*	0,26	0,02*	0,29
Max kuvvet T2-4 (N)	0,09	0,21	0,62	0,06
Max kuvvet M1 (N)	0,00**	0,45	0,00**	0,60
Max kuvvet M2 (N)	0,00**	0,57	0,00**	0,63
Max kuvvet M3 (N)	0,00**	0,50	0,00**	0,55
Max kuvvet M4 (N)	0,00**	0,44	0,00**	0,42
Max kuvvet M5 (N)	0,00**	0,36	0,00**	0,36
Max kuvvet OA (N)	0,00**	0,57	0,00**	0,48
Max kuvvet TM (N)	0,00**	0,50	0,00**	0,42
Max kuvvet TL (N)	0,00**	0,54	0,00**	0,41
YH (m/sn)	0,50	0,08	0,50	0,08
Adım uzunluğu (cm)	0,27	0,14	0,27	0,14

\*p<0,05; \*\*p<0,01, STJA: subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5. metatars başı, OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, Maks: maksimum, Min: Minimum.



İşitme engeli olmayan çocuklarda VKİ artışı ile sağ ayağa ait ayak açısı, 2-5. metatars başı, orta ayak, lateral ve medial topuk altında meydana gelen maksimum basınç değerlerinde; 2-5. metatars başı, orta ayak, lateral ve medial topuk altında meydana gelen maksimum kuvvet değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış meydana geldiği sonucu elde edilmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.12).

İşitme engeli olmayan çocuklarda VKİ artışı ile sol ayağa ait 1-5. metatars başı, orta ayak, lateral ve medial topuk altında meydana gelen maksimum basınç değerlerinde; 1-5. metatars başı, orta ayak, lateral ve medial topuk altında meydana gelen maksimum kuvvet değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış meydana geldiği sonucu elde edilmiştir ( $p<0,05$ ).

Tablo 4.12’de yer alan diğer veriler arasındaki ilişkiler istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucu elde edilmiştir ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.12.** İşitme engeli olmayan çocuklarda VKİ ile sağ ve sol ayağa ait ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.

	VKİ			
	Sağ Ayağa Ait Veriler		Sol Ayağa Ait Veriler	
	p	r	p	r
Ayak açısı (°)	0,00**	0,39	0,18	0,17
STJA Min (°)	0,73	0,04	0,80	0,03
STJA Max (°)	0,13	0,19	0,15	0,18
Ayak uzunluğu (cm)	0,36	0,11	0,50	0,09
Ayak genişliği (cm)	0,27	0,14	0,06	0,23
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,27	0,14	0,21	0,16
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,33	0,12	0,42	0,10
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,30	0,13	0,01**	0,32
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,42	0,00**	0,38
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,58	0,00**	0,44
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,50	0,00**	0,39
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,37	0,00**	0,35
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,54	0,00**	0,56
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,44	0,02*	0,29
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,39	0,00**	0,36
Max kuvvet T1 (N)	0,05	0,24	0,29	0,13
Max kuvvet T2-4 (N)	0,37	0,11	0,50	0,08
Max kuvvet M1 (N)	0,09	0,21	0,00**	0,37
Max kuvvet M2 (N)	0,00**	0,55	0,00**	0,57
Max kuvvet M3 (N)	0,00**	0,64	0,00**	0,55
Max kuvvet M4 (N)	0,00**	0,54	0,00**	0,44
Max kuvvet M5 (N)	0,00**	0,38	0,01*	0,30
Max kuvvet OA (N)	0,00**	0,58	0,00**	0,62
Max kuvvet TM (N)	0,00**	0,53	0,00**	0,47
Max kuvvet TL (N)	0,00**	0,44	0,00**	0,43
YH (m/sn)	0,20	-0,16	0,20	-0,16
Adım uzunluğu (cm)	0,64	-0,06	0,64	-0,06

\*p<0,05; \*\*p<0,01, VKİ: Vücut kütle indeksi, STJA: subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5 metatars başı, OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, Maks: Maksimum, Min: Minimum.

Tablo 4.13’de yer alan sonuçlara göre işitme engeli olan çocuklarda VKİ ile FDT ve FUT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.13.** İşitme engeli olan çocuklarda VKİ ile FDT ve FUT değerleri arasındaki ilişki.

	VKİ	
	p	r
FDT	0,69	0,05
FUT	0,31	0,14

VKİ: Vücut Kütle İndeksi, FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi.

Tablo 4.14’de yer alan sonuçlara göre işitme engeli olmayan çocuklarda VKİ ile FDT ve FUT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.14.** İşitme engeli olmayan çocuklarda VKİ ile FDT ve FUT değerleri arasındaki ilişki.

	VKİ	
	p	r
FDT	0,57	0,08
FUT	0,55	0,78

VKİ: Vücut Kütle İndeksi, FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi.

Tablo 4.15’te yer alan verilere göre işitme engeli olan çocuklarda FDT ve FUT değerleri ile sağ ve sol ayağa ait yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı sonucuna ulaşılmıştır ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.15.** İşitme engeli olan çocuklarda FDT ve FUT ile sağ ve sol ayağa ait statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınçlar arasındaki ilişki.

		FDT		FUT	
		p	r	p	r
YO ön (%)	Sağ	0,11	-0,20	0,98	-0,01
	Sol	0,84	0,03	0,98	0,01
YO arka (%)	Sağ	0,30	0,13	0,24	0,15
	Sol	0,72	0,05	0,21	-0,16
YO toplam (%)	Sağ	0,90	-0,02	0,23	0,15
	Sol	0,86	0,02	0,23	-0,15
Statik Max Basınç (N/cm <sup>2</sup> )	Sağ	0,71	0,05	0,70	-0,05
	Sol	0,43	0,10	0,91	0,01

FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOtoplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı.

Tablo 4.16.'da yer alan verilere göre işitme engeli olmayan çocuklarda FDT ve FUT değerleri ile sağ ve sol ayağa ait yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmadığı sonucuna ulaşılmıştır ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.16.** İşitme engeli olmayan çocuklarda FDT ve FUT ile sağ ve sol ayağa ait statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınçlar arasındaki ilişki.

		FDT		FUT	
		p	r	p	r
YO ön (%)	Sağ	0,93	0,01	0,71	0,05
	Sol	0,93	-0,01	0,49	-0,09
YO arka (%)	Sağ	0,74	0,04	0,97	-0,01
	Sol	0,74	-0,04	0,72	0,05
YO toplam (%)	Sağ	0,72	0,05	0,80	0,03
	Sol	0,73	-0,04	0,81	-0,03
Statik Max Basınç (N/cm <sup>2</sup> )	Sağ	0,17	-0,17	0,06	0,23
	Sol	0,84	0,03	0,08	0,20

\* $p<0,05$ , \*\* $p<0,01$ , FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOToplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı.

İşitme engeli olan çocuklarda FDT'deki düşme sayısındaki artış ile sağ ayakta 1. parmak, 1. metatars başı, medial topuk altında meydana gelen maksimum basınçta, 1. metatars başı, medial topuk altında meydana gelen maksimum kuvvette; sol ayakta ise 2-4. parmak altında meydana gelen maksimum basınçta ve 4. metatars başı ile orta ayak altında meydana gelen maksimum kuvvette de artış meydana geldiği bulunmuştur. FUT'de uzanma mesafesindeki artış ile sağ ayakta ayak uzunluğu, 2.,3. ve 5. metatars başı altında oluşan maksimum kuvvette; sol ayakta ise ayak uzunluğu ile 1. metatars başının altında meydana gelen maksimum kuvvette de istatistiksel olarak anlamlı artış olduğu bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.17).

Tablo 4.17'de yer alan diğer veriler arasındaki ilişkilerin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.17.** İşitme engeli olan çocuklarda FDT ve FUT ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.

Sağ Ayağa Ait Veriler	FDT		FUT		Sol Ayağa Ait Veriler	FDT		FUT	
	p	r	p	r		p	r	p	r
Ayak açısı (°)	0,22	0,15	0,50	0,08	Ayak açısı (°)	0,83	-0,03	0,78	0,04
STJA Min (°)	0,62	-0,06	0,74	-0,04	STJA Min (°)	0,58	-0,07	0,95	0,01
STJA Max (°)	0,05	0,24	0,90	-0,02	STJA Max (°)	0,91	0,02	0,36	-0,11
Ayak uzunluğu (cm)	0,52	0,08	0,01*	0,31	Ayak uzunluğu (cm)	0,73	0,04	0,02*	0,28
Ayak genişliği (cm)	0,69	-0,05	0,31	0,13	Ayak genişliği (cm)	0,96	-0,01	0,11	0,20
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,05*	0,24	0,41	0,10	Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,92	-0,01	0,99	-0,01
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,71	0,05	0,51	0,08	Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,04*	0,25	0,90	0,02
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,01**	0,33	0,24	0,15	Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,63	-0,06	0,21	0,16
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,50	0,09	0,14	0,18	Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,81	-0,03	0,39	-0,11
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,32	0,12	0,11	0,20	Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,35	0,12	0,63	0,96
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,97	0,01	0,27	0,14	Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,20	0,16	0,46	0,09
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,53	-0,08	0,10	0,20	Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,41	0,10	0,36	0,11
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,77	0,04	0,37	0,11	Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,18	0,17	0,23	0,15
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,01**	0,33	0,49	0,08	Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,17	0,17	0,31	0,13
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,29	0,13	0,98	0,01	Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,30	0,13	0,60	-0,06
Max kuvvet T1 (N)	0,30	0,13	0,57	0,07	Max kuvvet T1 (N)	0,92	0,01	0,54	0,08
Max kuvvet T2-4 (N)	0,93	-0,01	0,91	-0,01	Max kuvvet T2-4 (N)	0,25	0,14	0,76	0,04
Max kuvvet M1 (N)	0,02*	0,30	0,10	0,20	Max kuvvet M1 (N)	0,93	-0,01	0,04*	0,25
Max kuvvet M2 (N)	0,30	0,13	0,03*	0,27	Max kuvvet M2 (N)	0,97	0,01	0,12	0,19
Max kuvvet M3 (N)	0,68	0,05	0,05*	0,24	Max kuvvet M3 (N)	0,15	0,18	0,18	10,17
Max kuvvet M4 (N)	0,78	-0,04	0,17	0,17	Max kuvvet M4 (N)	0,04*	0,26	0,30	0,13
Max kuvvet M5 (N)	0,37	-0,11	0,04*	0,26	Max kuvvet M5 (N)	0,55	0,07	0,15	0,18
Max kuvvet OA (N)	0,40	0,10	0,07	0,22	Max kuvvet OA (N)	0,01*	0,30	0,18	0,17
Max kuvvet TM (N)	0,05*	0,24	0,12	0,19	Max kuvvet TM (N)	0,16	0,17	0,98	-0,01
Max kuvvet TL (N)	0,25	0,14	0,09	0,21	Max kuvvet TL (N)	0,24	0,15	0,44	0,10
YH (m/sn)	0,89	-0,02	0,70	-0,05					
Adım uzunluğu (cm)	0,72	-0,05	0,81	-0,03					

\*p<0,05; \*\*p<0,01, FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi, STJA: Subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5 metatars başı OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, Maks: Maksimum,, Min: Minimum.

İşitme engeli olmayan çocuklarda FDT'deki düşme sayısındaki artış ile sağ ayakta 1. parmak, 3. metatars başı, orta ayak, medial ve lateral topuk altında oluşan maksimum basınçta; 2. ve 3. metatars başı ve orta ayak altında oluşan kuvvette; sol ayakta ise 3. Metatars altında oluşan maksimum kuvvetle 1. Metatars ve orta ayak altında oluşan maksimum kuvvet de istatistiksel olarak anlamlı artış olduğu sonucuna ulaşılmıştır ( $p<0,05$ ). FUT'de uzanma mesafesindeki artış ile sağ ayakta orta ayak altında oluşan maksimum kuvvet ve her iki ayağa ait minimum subtalar eklem açısı değerlerinde azalma meydana geldiği sonucuna ulaşılmıştır ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.18).

FDT'deki düşme sayısındaki artış ile yürüme hızında da artış olduğu sonucu elde edilirken; FUT'deki uzanma mesafesindeki artış ile adım uzunluğunda da artış olduğu sonucu elde edilmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.18).

Tablo 4.18'de yer alan diğer veriler arasındaki ilişkilerin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmaktır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.18).

**Tablo 4.18.** İşıtme engeli olmayan çocuklarda FDT ve FUT ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.

Sağ Ayağa Ait Veriler	FDT		FUT		Sol Ayağa Ait Veriler	FDT		FUT	
	p	r	p	r		p	r	p	r
Ayak açısı (°)	0,89	-0,02	0,84	-0,03	Ayak açısı (°)	0,34	-0,12	0,72	0,04
STJA Min (°)	0,84	-0,03	0,01**	-0,32	STJA Min (°)	0,51	-0,08	0,02*	-0,29
STJA Max (°)	0,45	0,10	0,47	0,09	STJA Max (°)	0,87	0,02	0,80	0,03
Ayak uzunluğu (cm)	0,75	0,04	0,94	0,01	Ayak uzunluğu (cm)	0,84	-0,03	0,28	0,13
Ayak genişliği (cm)	0,84	0,03	0,52	-0,08	Ayak genişliği (cm)	0,34	0,12	0,67	-0,05
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,03*	0,27	0,13	0,19	Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,06	0,24	0,25	0,15
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,10	0,21	0,62	0,06	Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,73	-0,04	0,50	-0,08
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,58	0,07	0,32	-0,12	Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,14	0,18	0,34	-0,12
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,19	0,17	0,72	-0,05	Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,06	0,23	0,28	-0,14
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,00**	0,35	0,96	-0,01	Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,03*	0,27	0,21	-0,16
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,14	0,19	0,79	-0,03	Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,50	0,09	0,76	-0,04
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,34	0,12	0,49	0,09	Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,75	0,04	0,94	-0,01
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,02*	0,29	0,06	-0,23	Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,05	0,24	0,10	-0,21
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,01**	0,32	0,10	0,20	Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,46	0,09	0,52	0,08
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,01*	0,31	0,52	0,08	Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,17	0,17	0,79	0,03
Max kuvvet T1 (N)	0,23	0,15	0,25	0,14	Kuvvet T1 (N)	0,13	0,19	0,43	0,10
Max kuvvet T2-4 (N)	0,25	0,14	0,95	0,01	Kuvvet T2-4 (N)	0,63	-0,06	0,50	-0,08
Max kuvvet M1 (N)	0,38	0,11	0,52	-0,08	Kuvvet M1 (N)	0,16	0,18	0,75	-0,04
Max kuvvet M2 (N)	0,03*	0,27	0,88	0,02	Kuvvet M2 (N)	0,00**	0,36	0,42	-0,10
Max kuvvet M3 (N)	0,02*	0,29	0,59	-0,07	Kuvvet M3 (N)	0,05	0,24	0,44	-0,10
Max kuvvet M4 (N)	0,22	0,15	0,43	-0,10	Kuvvet M4 (N)	0,64	0,06	0,41	-0,10
Max kuvvet M5 (N)	0,79	0,03	0,71	0,05	Kuvvet M5 (N)	0,49	-0,09	0,94	0,01
Max kuvvet OA (N)	0,00**	0,38	0,04*	-0,26	Kuvvet OA (N)	0,00**	0,36	0,14	-0,19
Max kuvvet TM (N)	0,05	0,24	0,32	0,12	Kuvvet TM (N)	0,36	0,12	0,62	0,06
Max kuvvet TL (N)	0,05	0,24	0,24	0,15	Kuvvet TL (N)	0,21	0,16	0,40	0,11
YH (m/sn)	0,03*	0,27	0,14	0,18					
Adım uzunluğu (cm)	0,13	0,19	0,01*	0,30					

\*p<0,05; \*\*p<0,01, FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi, STJA: Subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5 metatars başı, OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, Maks: Maksimum, Min: Minimum.

İşitme engeli olan çocuklarda sağ ayağa ait verilerde ayağın arka bölümünde meydana gelen yüklenme oranındaki artış ile sırasıyla maksimum subtalar eklem açısı, 1 ve 2. metatars başı altında oluşan maksimum basınç değerlerinde, 1. metatars başı altında oluşan maksimum kuvvet, yürüme hızı ve adım uzunluğunda istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu sonucuna ulaşılmıştır ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.19).

Sağ ayakta meydana gelen toplam yüklenme oranındaki artış ile sırasıyla 1.ve 2. metatars başı altında oluşan maksimum basınç, 1. metatars başı ve medial topuk altında oluşan maksimum kuvvette istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.19).

Sağ ayakta meydana gelen statik maksimum basıncındaki artış ile sırasıyla ayak uzunluğu, 2-4. metatars başı, medial ve lateral topuk altında oluşan maksimum basınç değerleri ve 2. ve 3. metatars başı, medial ve lateral topuk altında oluşan maksimum kuvvet değerlerinde de istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu sonucuna ulaşılmıştır ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.19).

Tablo 4.19'da yer alan diğer veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı bulunmuştur ( $p>0,05$ ).



**Tablo 4.19.** İşitme engeli olan çocuklarda sağ ayağa ait statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri ile ayak açısı, Minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.

Sağ Ayağa Ait Veriler	YO Ön (%)		YO Arka (%)		YO Toplam (%)		Statik Max Basınç	
	p	r	p	r	p	r	p	r
Ayak açısı (°)	0,42	-0,10	0,93	-0,01	0,49	-0,09	0,29	0,13
STJA Min (°)	0,53	-0,08	0,82	0,03	0,77	-0,04	0,10	-0,20
STJA Max (°)	0,45	-0,09	0,03*	0,28	0,09	0,20	0,38	0,11
Ayak uzunluğu (cm)	0,59	0,07	0,34	0,12	0,15	0,18	0,03*	0,26
Ayak genişliği (cm)	0,12	0,19	0,73	0,04	0,11	0,20	0,10	0,21
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,47	-0,09	0,98	-0,01	0,58	-0,07	0,52	0,08
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,81	-0,03	0,58	0,07	0,72	0,04	0,89	-0,02
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,80	-0,03	0,02*	0,29	0,03*	0,27	0,08	0,21
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,60	-0,07	0,01*	0,31	0,03*	0,27	0,01*	0,31
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,99	-0,01	0,25	0,14	0,24	0,15	0,00**	0,39
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,24	0,14	0,88	0,02	0,28	0,13	0,00**	0,36
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,18	0,17	0,96	-0,01	0,31	0,13	0,07	0,23
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,58	0,07	0,41	-0,10	0,70	-0,05	0,64	0,06
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,93	0,01	0,07	0,22	0,05	0,24	0,00**	0,35
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,33	-0,12	0,22	0,15	0,64	0,06	0,01*	0,30
Max kuvvet T1 (N)	0,53	-0,08	0,57	0,07	0,90	0,02	0,38	0,11
Max kuvvet T2-4 (N)	0,87	0,02	0,74	-0,04	0,81	-0,03	0,80	-0,03
Max kuvvet M1 (N)	0,99	0,01	0,03*	0,26	0,03*	0,27	0,06	0,23
Max kuvvet M2 (N)	0,84	0,03	0,24	0,15	0,15	0,18	0,02*	0,29
Max kuvvet M3 (N)	0,43	0,10	0,55	0,07	0,20	0,16	0,00**	0,36
Max kuvvet M4 (N)	0,08	0,22	0,58	-0,07	0,42	0,10	0,02	0,29
Max kuvvet M5 (N)	0,07	0,22	0,54	-0,08	0,42	0,10	0,08	0,21
Max kuvvet OA (N)	0,65	0,06	0,68	-0,05	0,99	0,01	0,77	0,04
Max kuvvet TM (N)	0,78	0,04	0,05	0,24	0,02*	0,28	0,00**	0,36
Max kuvvet TL (N)	0,84	-0,03	0,24	0,15	0,26	0,14	0,01*	0,30
YH (m/sn)	0,17	-0,17	0,02*	0,28	0,25	0,14	0,53	0,08
Adım uzunluğu (cm)	0,26	-0,14	0,03*	0,27	0,19	0,16	0,36	0,11

\*p<0,05, \*\*p<0,01, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOToplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı, STJA: subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5. metatars başı, OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, Maks: Maksimum, Min: Minimum.

**Tablo 4.20.** İşitme engeli olan çocuklarda sol ayağa ait statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.

Sol Ayağa Ait Veriler	YO Ön (%)		YO Arka		YO Toplam		Statik Max Basınç	
	p	r	p	r	p	r	p	r
Ayak açısı (°)	0,02*	0,28	0,24	-0,15	0,61	0,06	0,22	0,15
STJA Min (°)	0,26	-0,14	0,24	-0,15	0,05*	-0,25	0,98	-0,01
STJA Max (°)	0,92	-0,01	0,25	-0,14	0,23	-0,15	0,96	0,01
Ayak uzunluğu (cm)	0,67	0,05	0,04*	-0,25	0,10	-0,20	0,07	0,22
Ayak genişliği(cm)	0,81	0,03	0,05	-0,24	0,09	-0,21	0,38	0,11
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,40	-0,10	0,52	-0,08	0,21	-0,16	0,37	0,11
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,53	-0,08	0,60	0,07	0,97	0,01	0,27	0,14
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,23	-0,15	0,04*	-0,25	0,00**	-0,36	0,64	0,06
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,77	-0,04	0,11	-0,20	0,07	-0,22	0,01*	0,31
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,53	0,08	0,16	-0,18	0,35	-0,12	0,00**	0,38
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,15	0,18	0,09	-0,21	0,57	-0,07	0,02*	0,30
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,98	-0,01	0,30	-0,13	0,33	-0,12	0,00**	0,35
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,38	0,11	0,67	-0,05	0,80	0,03	0,58	0,07
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,87	-0,02	0,18	-0,17	0,15	-0,18	0,07	0,22
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,97	0,01	0,53	-0,08	0,55	-0,07	0,11	0,20
Max kuvvet T1 (N)	0,84	-0,03	0,16	-0,18	0,12	-0,19	0,44	0,10
Max kuvvet T2-4 (N)	0,64	-0,06	0,88	-0,02	0,61	-0,06	0,95	-0,01
Max kuvvet M1 (N)	0,96	0,01	0,02*	-0,28	0,03*	-0,27	0,49	0,09
Max kuvvet M2 (N)	0,64	0,06	0,10	-0,21	0,22	-0,15	0,03*	0,27
Max kuvvet M3 (N)	0,13	0,18	0,04*	-0,25	0,37	-0,11	0,04*	0,26
Max kuvvet M4 (N)	0,08	0,22	0,01*	-0,30	0,27	-0,14	0,09	0,21
Max kuvvet M5 (N)	0,64	0,06	0,13	-0,19	0,28	-0,13	0,02*	0,30
Max kuvvet OA (N)	0,29	0,13	0,71	-0,05	0,65	0,06	0,56	0,07
Max kuvvet TM (N)	0,83	0,03	0,05	-0,24	0,08	-0,21	0,08	0,21
Max kuvvet TL (N)	0,68	0,05	0,28	-0,13	0,45	-0,09	0,08	0,21
YH (m/sn)	0,47	0,09	0,83	0,03	0,44	0,10	0,74	0,04
Adım uzunluğu (cm)	0,99	0,01	0,82	0,03	0,85	0,02	0,51	0,08

\*p<0,05, \*\*p<0,01, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOToplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı, STJA: subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5. metatars başı, OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, Maks: Maksimum, Min: Minimum.

Tablo 4.20’de yer alan verilere göre işitme engeli olan çocuklarda sol ayakta ayağın ön bölümünde meydana gelen yüklenme oranındaki artış ile ayak açısında da artış elde edilmiştir ( $p<0,05$ ).

Sol ayağa ait verilerden ayağın arka bölümünde meydana gelen yüklenme oranındaki artış ile ayak uzunluğu, 1. metatars başı altında oluşan maksimum basınç, 1.,3. ve 4. metatars başı altında oluşan maksimum kuvvette istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğu sonucu elde edilmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.20).

Sol ayakta meydana gelen toplam yüklenme oranındaki artış ile minimum subtalar eklem açısında, 1. metatars başı altında oluşan maksimum basınç ve maksimum kuvvet değerlerinde azalma olduğu sonucu elde edilmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.20).

Sol ayağa ait statik maksimum basınç değerindeki artış ile sırasıyla 2-5. metatars başı altında oluşan maksimum basınç değerleri ve 2., 3. ve 5. metatars başı altında oluşan maksimum kuvvet değerlerinde de istatistiksel olarak anlamlı artış olduğu sonucuna ulaşılmıştır ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.20).

Tablo 4.20’de yer alan diğer veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

Tablo 4.21’de yer aln verilere göre işitme engeli olmayan çocuklarda sağ ayakta ayağın arka bölümünde meydana gelen yüklenme oranındaki artış ile maksimum subtalar eklem açısında ve 1. parmak altında oluşan maksimum basınçta artış meydana geldiği sonucuna ulaşılmıştır ( $p<0,05$ ). Sağ ayakta meydana gelen toplam yüklenme oranındaki artış ile ayak açısı değerinde azalma meydana geldiği sonucuna ulaşılmıştır ( $p<0,05$ ). Sağ ayağa ait statik maksimum basınç değerindeki artış ile maksimum subtalar eklem açısında da istatistiksel olarak anlamlı artış meydana geldiği sonucuna ulaşılmıştır ( $p<0,01$ ).

Tablo 4.21’de yer alan diğer veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.21.** İşitme engeli olmayan çocuklarda sağ ayağa ait statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.

Sağ ayağa ait veriler	YO ön (%)		YO arka (%)		YO toplam (%)		Statik max basınç	
	p	r	p	r	p	r	p	r
Ayak açısı (°)	0,41	-0,10	0,06	-0,23	0,03*	-0,27	0,92	0,01
STJA Min (°)	0,88	0,02	0,37	0,11	0,40	0,11	0,79	-0,03
STJA Max (°)	0,32	-0,13	0,04*	0,26	0,37	0,11	0,01*	0,31
Ayak uzunluğu (cm)	0,47	-0,09	0,83	-0,03	0,46	-0,09	0,86	-0,02
Ayak genişliği (cm)	0,22	0,15	0,36	0,11	0,08	0,22	0,85	-0,02
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,53	-0,08	0,02*	0,28	0,17	0,17	0,06	0,23
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,19	0,16	0,63	-0,06	0,54	0,08	0,35	-0,12
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,60	-0,07	0,16	0,17	0,45	0,09	0,14	0,19
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,74	-0,04	0,82	0,03	0,94	-0,01	0,08	0,22
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,68	0,05	0,44	0,10	0,33	0,12	0,15	0,18
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,42	0,10	0,92	0,01	0,48	0,0	0,90	-0,05
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,44	0,10	0,74	0,04	0,39	0,11	0,68	0,05
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,27	-0,14	0,80	0,03	0,50	-0,08	0,33	-0,12
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,77	-0,04	0,78	0,04	0,99	0,01	0,08	0,22
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,29	-0,13	0,55	0,07	0,72	-0,05	0,36	0,11
Max kuvvet T1 (N)	0,69	-0,05	0,09	0,21	0,26	0,14	0,15	0,18
Max kuvvet T2-4 (N)	0,08	0,22	0,42	-0,10	0,48	0,09	0,09	-0,21
Max kuvvet M1 (N)	0,98	0,01	0,25	0,15	0,32	0,13	0,49	0,09
Max kuvvet M2 (N)	0,83	-0,03	0,78	0,04	0,93	0,01	0,40	0,11
Max kuvvet M3 (N)	0,56	0,07	0,65	0,06	0,40	0,11	0,43	0,10
Max kuvvet M4 (N)	0,45	0,09	0,99	-0,01	0,56	0,07	0,65	-0,06
Max kuvvet M5 (N)	0,12	0,19	0,74	0,04	0,14	0,19	0,83	-0,03
Max kuvvet OA (N)	0,47	-0,09	0,74	0,04	0,77	-0,04	0,26	-0,14
Max kuvvet TM (N)	0,99	-0,01	0,85	0,02	0,87	0,02	0,32	0,13
Max kuvvet TL (N)	0,55	-0,07	0,63	0,06	0,94	-0,01	0,54	0,08
YH (m/sn)	0,89	-0,02	0,43	-0,10	0,44	-0,10	0,87	-0,02
Adım uzunluğu (cm)	0,96	0,01	0,79	-0,03	0,86	-0,02	0,59	0,07

\*p<0,05; \*\*p<0,01, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOtoplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı, STJA: subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5. metatars başı, OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, Maks: Maksimum, Min: Minimum.

İşitme engeli olmayan çocuklarda sol ayakta ayağın arka bölümünde meydana gelen yüklenme oranındaki artış ile 3. metatars başı altında oluşan maksimum kuvvet değerlerinde azalma olduğu sonucuna ulaşılmıştır (p<0,05). Sol ayağa ait statik

maksimum basınç değerindeki artış ile ayak açısında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğu sonucu elde edilmiştir ( $p<0,05$ ). Tablo 4.22’de yer alan diğer veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.22.** İşıtme engeli olmayan çocuklarda sol ayağa ait statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.

Sol Ayağa Ait Veriler	YO Ön (%)		YO Arka (%)		YO Toplam (%)		Statik Max Basınç	
	p	r	p	r	p	r	p	r
Ayak açısı (°)	0,19	0,17	0,07	-0,23	0,66	-0,06	0,04*	-0,26
STJA Min (°)	0,21	-0,16	0,95	-0,01	0,29	-0,13	0,34	0,12
STJA Max (°)	0,46	-0,09	0,50	-0,08	0,24	-0,15	0,68	0,05
Ayak uzunluğu (cm)	0,33	0,12	0,95	0,01	0,40	0,11	0,43	0,10
Ayak genişliği (cm)	0,84	0,03	0,31	-0,13	0,50	-0,09	0,66	0,06
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,15	-0,18	0,85	-0,02	0,18	-0,17	0,43	-0,10
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,66	0,06	0,82	0,03	0,58	0,07	0,22	-0,15
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,98	0,01	0,68	0,05	0,73	0,04	0,43	0,10
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,31	0,13	0,52	0,08	0,17	0,17	0,23	0,15
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,72	0,05	0,06	-0,23	0,21	-0,16	0,58	-0,07
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,42	-0,10	0,79	-0,03	0,38	-0,11	0,84	-0,03
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,37	0,11	0,61	-0,06	0,76	0,04	0,44	0,10
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,64	-0,06	0,86	-0,02	0,60	-0,07	0,79	-0,03
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,38	0,11	0,25	-0,15	0,80	-0,03	0,43	0,10
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,96	0,01	0,59	0,07	0,63	0,06	0,70	0,05
Max kuvvet T1 (N)	0,22	-0,15	0,64	-0,06	0,16	-0,17	0,57	-0,07
Max kuvvet T2-4 (N)	0,67	0,05	0,75	0,04	0,54	0,08	0,22	-0,15
Max kuvvet M1 (N)	0,99	-0,01	0,86	-0,02	0,87	-0,02	0,60	0,07
Max kuvvet M2 (N)	0,88	0,02	0,51	-0,08	0,67	-0,05	0,74	0,04
Max kuvvet M3 (N)	0,76	0,04	0,02*	-0,30	0,08	-0,22	0,83	-0,03
Max kuvvet M4 (N)	0,86	-0,02	0,12	-0,20	0,15	-0,18	0,54	-0,08
Max kuvvet M5 (N)	0,29	0,13	0,38	-0,11	0,90	0,02	0,80	-0,03
Max kuvvet OA (N)	0,77	-0,04	0,86	-0,02	0,70	-0,05	0,68	-0,05
Max kuvvet TM (N)	0,77	0,04	0,36	-0,12	0,59	-0,07	0,44	0,10
Max kuvvet TL (N)	0,95	0,01	0,73	0,04	0,74	0,04	0,87	0,02
YH (m/sn)	0,47	0,09	0,83	0,03	0,44	0,10	0,74	0,04
Adım uzunluğu (cm)	0,99	0,01	0,82	0,03	0,85	0,02	0,51	0,08

\* $p<0,05$ ; \*\* $p<0,01$ , YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOToplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı, STJA: subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5. metatars başı, OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, Maks: Maksimum, Min: Minimum.

Ayak postürü hafif pesplanus ve pesplanus olanlar için sol ve sağ ayak için ayrı ayrı yapılan bağımsız örneklem t testi sonuçlarının yer aldığı tabloya göre, işitme engeli olan çocuklarda herhangi bir ölçüm sonucu postür durumuna göre farklılık göstermediği sonucu elde edilmiştir ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.23).

**Tablo 4.23.** İşitme engeli olan grubun ayak postür durumlarına göre sağ ve sol ayağa ait ölçüm sonuçları için bağımsız örneklem t testi sonuçları.

		Ayak Postürü Sağ		Ayak Postürü Sol	
		t	p	t	p
FDT (düşme sayısı)		-1,98	0,05	-1,98	0,05
FUT (cm)		-1,25	0,22	-1,25	0,22
Ayak açısı (°)	Sol	0,50	0,62	0,50	0,62
	Sağ	0,98	0,33	0,98	0,33
STJA Min (°)	Sol	1,19	0,24	1,19	0,24
	Sağ	-0,03	0,98	-0,03	0,98
STJA Max (°)	Sol	0,90	0,37	0,90	0,37
	Sağ	-1,71	0,09	-1,71	0,09
Ayak uzunluğu (cm)	Sol	1,41	0,16	1,41	0,16
	Sağ	1,16	0,25	1,16	0,25
Ayak genişliği (cm)	Sol	1,12	0,27	1,12	0,27
	Sağ	1,39	0,17	1,39	0,17
YO ön (%)	Sol	0,12	0,90	0,12	0,90
	Sağ	1,55	0,13	1,55	0,13
YO arka (%)	Sol	-0,69	0,50	-0,69	0,50
	Sağ	-0,63	0,53	-0,63	0,53
YO toplam (%)	Sol	-0,62	0,54	-0,62	0,54
	Sağ	0,61	0,54	0,61	0,54
Statik Max Basınç	Sol	0,49	0,62	0,49	0,62
	Sağ	1,71	0,09	1,71	0,09
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	0,79	0,43	0,79	0,43
	Sağ	0,57	0,57	0,57	0,57
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	0,06	0,95	0,06	0,95
	Sağ	0,23	0,82	0,23	0,82
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	-0,33	0,75	-0,33	0,75
	Sağ	-0,39	0,70	-0,39	0,70
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	-0,34	0,73	-0,34	0,73
	Sağ	-0,49	0,63	-0,49	0,63
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	-0,21	0,83	-0,21	0,83
	Sağ	-0,44	0,66	-0,44	0,66
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	0,37	0,72	0,37	0,72
	Sağ	0,46	0,65	0,46	0,65
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	-0,13	0,89	-0,13	0,89
	Sağ	0,83	0,41	0,83	0,41
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	-1,00	0,32	-1,00	0,32
	Sağ	-0,60	0,55	-0,60	0,55

**Tablo 4.23.** (devam) İşitme engeli olan grubun ayak postur durumlarına göre sağ ve sol ayağa ait ölçüm sonuçları için bağımsız örneklem t testi sonuçları.

		Ayak Postürü Sağ		Ayak Postürü Sol	
		t	p	t	p
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	1,15	0,25	1,15	0,25
	Sağ	-0,35	0,73	-0,35	0,73
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	0,42	0,68	0,42	0,68
	Sağ	0,03	0,98	0,03	0,98
Max kuvvet T1 (N)	Sol	1,59	0,12	1,59	0,12
	Sağ	0,78	0,44	0,78	0,44
Max kuvvet T2-4 (N)	Sol	0,50	0,62	0,50	0,62
	Sağ	0,93	0,36	1,04	0,30
Max kuvvet M1 (N)	Sol	-0,19	0,85	-0,19	0,85
	Sağ	-0,25	0,81	-0,25	0,81
Max kuvvet M2 (N)	Sol	-0,31	0,76	-0,31	0,76
	Sağ	0,04	0,97	0,04	0,97
Max kuvvet M3 (N)	Sol	0,28	0,78	0,28	0,78
	Sağ	0,31	0,76	0,31	0,76
Max kuvvet M4 (N)	Sol	0,71	0,48	0,71	0,48
	Sağ	1,11	0,27	1,11	0,27
Max kuvvet M5 (N)	Sol	-0,11	0,91	-0,11	0,91
	Sağ	0,45	0,65	0,45	0,65
Max kuvvet OA (N)	Sol	-1,82	0,07	-1,82	0,07
	Sağ	-1,26	0,21	-1,26	0,21
Max kuvvet TM (N)	Sol	0,97	0,34	0,97	0,34
	Sağ	-0,44	0,66	-0,44	0,66
Max kuvvet TL (N)	Sol	0,17	0,87	0,17	0,87
	Sağ	-0,09	0,93	-0,09	0,93
YH (m/sn)		-0,04	0,97	-0,04	0,97
Adım uzunluğu (cm)		0,26	0,80	0,26	0,80
VKİ		-1,35	0,18	-1,35	0,18

FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma TestiYOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOToplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı, STJA: subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5. metatars başı, OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, VKİ: Vücut Kitle İndeksi, Maks: Maksimum, Min: Minimum.

Ayak postürü hafif pesplanus ve pesplanus olanlar için sol ve sağ ayak için ayrı ayrı yapılan bağımsız örneklem t testi sonuçlarının yer aldığı tabloya göre, işitme engeli olmayan çocuklarda sağ ve sol ayak postüründe sağ ayakta 1., 4. metatars başı, orta ayak altında meydana gelen maksimum basınç ile 3-5. metatars başı, orta ayak altında meydana gelen maksimum kuvvet; sol ayakta ise 4. metatars başı, orta ayak ve medial topuk altında meydana gelen maksimum basınç ile 3. ve 4. metatars başı,

orta ayak altına meydana gelen maksimum kuvvet ve ayağın ön bölümüne verilen yüklenme oranında istatistiksel olarak anlamlı ölçüde farklı olduğu bulunmuştur. Diğer ölçüm sonuçlarında sol ve sağ ayak postürü için hafif pesplanus ve pesplanus olma durumuna göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadığı sonucuna ulaşılmıştır ( $p>0,05$ ) (Tablo4.24).

**Tablo 4.24.** İşitme engeli olmayan grubun ayak postür durumlarına göre sağ ve sol ayağa ait ölçüm sonuçları için bağımsız örneklem t testi sonuçları.

		Ayak Postürü Sağ		Ayak Postürü Sol	
		t	p	t	p
FDT (düşme sayısı)		-0,74	0,46	-0,74	0,46
FUT (cm)		0,17	0,87	0,17	0,87
Ayak Açısı (°)	Sol	0,63	0,53	0,63	0,53
	Sağ	-0,29	0,77	-0,29	0,77
STJA Min (°)	Sol	1,06	0,29	1,06	0,29
	Sağ	0,55	0,58	0,55	0,58
STJA Max (°)	Sol	-0,54	0,59	-0,54	0,59
	Sağ	0,69	0,50	0,69	0,50
Ayak Uzunluğu (cm)	Sol	-1,08	0,28	-1,08	0,28
	Sağ	-1,46	0,15	-1,46	0,15
Ayak Genişliği (cm)	Sol	-1,83	0,07	-1,83	0,07
	Sağ	-1,98	0,05	-1,98	0,05
YO ön (%)	Sol	2,55	0,01*	2,55	0,01*
	Sağ	-0,31	0,75	-0,31	0,75
YO arka (%)	Sol	-0,45	0,66	-0,45	0,66
	Sağ	-1,56	0,12	-1,56	0,12
YO toplam (%)	Sol	1,57	0,12	1,57	0,12
	Sağ	-1,59	0,12	-1,59	0,12
Statik Max Basınç	Sol	0,61	0,54	0,61	0,54
	Sağ	0,50	0,62	0,50	0,62
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	-1,23	0,22	-1,23	0,22
	Sağ	0,11	0,91	0,11	0,91
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	-1,35	0,18	-1,35	0,18
	Sağ	0,09	0,93	0,09	0,93
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	0,25	0,80	0,25	0,80
	Sağ	2,23	0,03*	2,23	0,03*
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	0,71	0,48	0,71	0,48
	Sağ	1,03	0,31	1,03	0,31
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	-0,35	0,73	-0,35	0,73
	Sağ	-1,67	0,10	-1,67	0,10
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	-2,24	0,03*	-2,24	0,03*
	Sağ	-2,16	0,03*	-2,16	0,03*
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	-0,46	0,65	-0,46	0,65
	Sağ	-1,44	0,16	-1,44	0,16



**Tablo 4.24.** (devam) İşitme engeli olmayan grubun ayak postur durumlarına göre sağ ve sol ayağa ait ölçüm sonuçları için bağımsız örneklem t testi sonuçları.

		Ayak Postürü Sağ		Ayak Postürü Sol	
		t	p	t	p
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	-3,72	0,00**	-3,72	0,00**
	Sağ	-2,65	0,01*	-2,65	0,01*
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	2,77	0,01*	2,77	0,01*
	Sağ	0,42	0,68	0,42	0,68
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	Sol	0,29	0,77	0,29	0,77
	Sağ	0,93	0,36	0,93	0,36
Max kuvvet T1 (N)	Sol	-1,46	0,15	-1,46	0,15
	Sağ	-0,59	0,55	-0,59	0,55
Max kuvvet T2-4 (N)	Sol	-1,52	0,13	-1,52	0,13
	Sağ	-0,46	0,65	-0,46	0,65
Max kuvvet M1 (N)	Sol	-0,70	0,49	-0,70	0,49
	Sağ	0,54	0,59	0,54	0,59
Max kuvvet M2 (N)	Sol	-0,77	0,44	-0,77	0,44
	Sağ	-1,07	0,29	-1,07	0,29
Max kuvvet M3 (N)	Sol	-2,19	0,03*	-2,19	0,03*
	Sağ	-2,28	0,03*	-2,28	0,03*
Max kuvvet M4 (N)	Sol	-2,52	0,01*	-2,52	0,01*
	Sağ	-2,59	0,01*	-2,59	0,01*
Max kuvvet M5 (N)	Sol	-1,11	0,27	-1,11	0,27
	Sağ	-2,63	0,01*	-2,63	0,01*
Max kuvvet OA (N)	Sol	-4,87	0,00**	-4,87	0,00**
	Sağ	-4,31	0,00**	-4,31	0,00**
Max kuvvet TM (N)	Sol	0,43	0,67	0,43	0,67
	Sağ	-1,67	0,10	-1,67	0,10
Max kuvvet TL (N)	Sol	-0,98	0,33	-0,98	0,33
	Sağ	-0,76	0,45	-0,76	0,45
YH (m/sn)		0,59	0,56	0,59	0,56
Adım Uzunluğu (cm)		-0,04	0,97	-0,04	0,97
VKİ		-1,94	0,06	-1,94	0,06

\*p<0,05; \*\*p<0,01, FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOToplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı, STJA: subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5. metatars başı, OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, VKİ: Vücut Kitle İndeksi, Maks: Maksimum, Min: Minimum.

Tablo 4.25'te yer alan sağ ve sol ayağa ait AUDF toplam puanlarına göre işitme engeli olan ve işitme engeli olmayan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı sonucu elde edilmiştir (p>0,05).

**Tablo 4.25.** Gruplara göre AUDF toplam puan değerleri.

	İşitme Engeli Olan Grup	İşitme Engeli Olmayan Grubu	p
	X ± SD	X ± SD	
AUDF Sağ	11.27 ± 1.8	11.13 ± 1.5	0.65
AUDF Sol	11.27 ± 1.8	11.15 ± 1.5	0.68

AUDF: Ayakkabı uygunluğu değerlendirme formu, X: ortalama, SD: Standart sapma

AUDF toplam puanları ile VKİ, FDT ve FUT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmadığı sunucuna ulaşılmıştır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.26).

**Tablo 4.26.** İşitme engeli olan çocuklarda AUDF toplam puanları ile VKİ, FDT ve FUT değerleri ile ilişkisi.

	VKİ		FDT		FUT	
	p	r	p	r	p	r
AUDF Sağ	0,47	-0,90	0,17	-0,17	0,52	0,08
AUDF Sol	0,36	-0,11	0,27	-0,14	0,48	0,09

VKİ: Vücut Kütle İndeksi, AUDF: Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu, FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi.

AUDF toplam puanları ile VKİ, FDT ve FUT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmadığı sonucu elde edilmiştir ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.27).

**Tablo 4.27.** İşitme engeli olmayan çocuklarda AUDF toplam puanları ile VKİ, FDT ve FUT değerleri ile ilişkisi.

	VKİ		FDT		FUT	
	p	r	p	r	p	r
AUDF Sağ	0,63	-0,06	0,93	0,01	0,49	-0,09
AUDF Sol	0,58	-0,07	0,98	0,01	0,29	-0,13

\* $p<0,05$ ; \*\* $p<0,01$ , VKİ: Vücut Kütle İndeksi, AUDF: Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu, FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi.

İşitme engeli olan çocuklarda sağ ayağa ait AUDF toplam değerlerinde artış ile yine sağ ayağa yapılan toplam yüklenme oranlarında artış olduğu sonucu bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Tablo 4.28’te yer alan diğer veriler arasındaki ilişkilerin ise istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna ulaşılmıştır ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.28.** İşitme engeli olan çocuklarda AUDF toplam puanları ile ayakta meydana gelen statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri arasındaki ilişki.

	Sağ ayağa ait veriler							
	YO Toplam		YO Ön		YO Arka		Statik Max Basınç	
	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>
AUDF Sağ	0,05*	0,24	0,70	0,05	0,09	0,21	0,34	0,12
	Sol ayağa ait veriler							
	YO Toplam		YO Ön		YO Arka		Statik Max Basınç	
	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>
AUDF Sol	0,06	-0,23	0,19	-0,16	0,38	-0,11	0,74	-0,04

\*p<0,05, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOToplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı, AUDF: Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu.

Sağ ayağa ait AUDF toplam puanlarının artışı ile ayağın arka bölümünde meydana gelen yüklenme oranının azaldığı; sol ayakta ise AUDF toplam puan değerlerinin artışı ile ayağın öne bölümünde meydana gelen yüklenme oranının arttığı sonucu elde edilmiştir (p<0,05). Tablo 4.29’da yer alan diğer veriler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı sonucuna ulaşılmıştır (p>0,05).

**Tablo 4.29.** İşitme engeli olmayan çocuklarda AUDF toplam ile ayakta meydana gelen statik yüklenme oranları ve statik maksimum basınç değerleri arasındaki ilişki.

	Sağ ayağa ait veriler							
	YO Toplam		YO Ön		YO Arka		Statik Max Basınç	
	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>
AUDF Sağ	0,07	-0,22	0,93	-0,10	0,04*	-0,26	0,29	-0,13
	Sol Ayağa Ait Veriler							
	YO Toplam		YO Ön		YO Arka		Statik Max Basınç	
	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>r</b>
AUDF Sol	0,08	0,22	0,02*	0,29	0,90	-0,02	0,15	-0,18

\*p<0,05, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOToplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı, AUDF: Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu, Max: Maksimum.

Sağ ve sol ayağa ait AUDF toplam puanları ile ayak açısı, minimum ve maksimum subtalar eklem açıcı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk

mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişkilerin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna ulaşılmıştır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.30).

**Tablo 4.30.** İşitme engeli olan çocuklarda sağ ve sol ayağa ait AUDF toplam puanları ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.

Sağ Ayağa Ait Veriler	AUDF Toplam Sağ		Sol Ayağa Ait Veriler	AUDF Toplam Sol	
	p	r		p	r
Ayak Açısı (°)	-0,85	-0,02	Ayak açısı (°)	0,83	0,03
STJA Min (°)	0,18	0,17	STJA Min (°)	0,21	0,16
STJA Max (°)	0,73	0,04	STJA Max (°)	0,32	0,12
Ayak Uzunluğu (Cm)	0,82	0,03	Ayak uzunluğu (cm)	0,83	0,03
Ayak Genişliği (Cm)	0,60	0,07	Ayak genişliği (cm)	0,46	0,09
Max Basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,55	-0,07	Max Basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,55	-0,08
Max Basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,25	-0,14	Max Basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,32	-0,12
Max Basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,52	0,08	Max Basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,71	-0,05
Max Basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,89	-0,02	Max Basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,98	-0,01
Max Basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,74	0,04	Max Basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,35	-0,1
Max Basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,59	0,07	Max Basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,91	0,02
Max Basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,81	0,03	Max Basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,40	0,10
Max Basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,66	-0,06	Max Basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,85	0,02
Max Basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,34	-0,12	Max Basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,93	0,01
Max Basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,07	-0,23	Max Basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,63	0,06
Max kuvvet T1 (N)	0,64	-0,06	Max kuvvet T1 (N)	0,91	0,01
Max kuvvet T2-4 (N)	0,39	-0,11	Max kuvvet T2-4 (N)	0,36	-0,11
Max kuvvet M1 (N)	0,50	0,08	Max kuvvet M1 (N)	0,62	-0,06
Max kuvvet M2 (N)	0,80	0,03	Max kuvvet M2 (N)	0,93	0,01
Max kuvvet M3 (N)	0,99	-0,01	Max kuvvet M3 (N)	0,43	-0,10
Max kuvvet M4 (N)	0,90	-0,02	Max kuvvet M4 (N)	0,87	-0,02
Max kuvvet M5 (N)	0,75	-0,04	Max kuvvet M5 (N)	0,56	0,07
Max kuvvet OA (N)	0,25	-0,14	Max kuvvet OA (N)	0,86	0,02
Max kuvvet TM (N)	0,57	-0,07	Max kuvvet TM (N)	0,82	0,03
Max kuvvet TL (N)	0,27	-0,14	Max kuvvet TL (N)	0,76	-0,04
YH (m/sn)	0,96	0,01	YH (m/sn)	0,73	-0,04
Adım Uzunluğu (Cm)	0,54	-0,08	Adım uzunluğu (cm)	0,27	-0,14

FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOToplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı, STJA: subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5. metatars başı, OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, Maks: Maksimum, Min: Minimum.

Tablo 4.31'a göre sağ ve sol ayağa ait AUDF toplam puanları ile ayak açısı, minimum ve maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişkilerin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucu elde edilmiştir ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.31.** İşitme engeli olmayan çocuklarda sağ ve sol ayağa ait AUDF toplam puanları ile ayak açısı, minimum subtalar eklem açısı, maksimum subtalar eklem açısı, adım uzunluğu, yürüme hızı, ayak uzunluğu, ayak genişliği, 1. parmak, 2-5. parmak, 1., 2., 3., 4., 5. metatars başı, orta ayak, topuk mediali ve topuk lateralinin altında oluşan maksimum basınç ve kuvvet değerleri arasındaki ilişki.

Sağ Ayağa Ait Veriler	AUDF Toplam Sağ		Sol Ayağa Ait Veriler	AUDF Toplam Sol	
	p	r		p	r
Ayak açısı (°)	0,05	0,24	Ayak açısı (°)	0,24	0,15
STJA Min (°)	0,60	-0,07	STJA Min (°)	0,13	0,19
STJA Max (°)	0,87	-0,02	STJA Max (°)	0,25	-0,14
Ayak uzunluğu (cm)	0,61	-0,06	Ayak uzunluğu (cm)	0,59	-0,07
Ayak genişliği (cm)	0,31	-0,13	Ayak genişliği (cm)	0,79	-0,03
Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,80	-0,03	Max basınç T1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,15	-0,18
Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,86	-0,02	Max basınç T2-4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,41	-0,10
Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,21	0,16	Max basınç M1 (N/cm <sup>2</sup> )	0,70	0,05
Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,15	0,18	Max basınç M2 (N/cm <sup>2</sup> )	0,48	0,09
Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,43	-0,10	Max basınç M3 (N/cm <sup>2</sup> )	0,36	0,11
Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,45	-0,09	Max basınç M4 (N/cm <sup>2</sup> )	0,52	-0,08
Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,18	-0,17	Max basınç M5 (N/cm <sup>2</sup> )	0,57	0,07
Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,49	-0,09	Max basınç OA (N/cm <sup>2</sup> )	0,71	-0,05
Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,85	-0,02	Max basınç TM (N/cm <sup>2</sup> )	0,50	0,09
Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,63	-0,06	Max basınç TL (N/cm <sup>2</sup> )	0,65	0,06
Max kuvvet T1 (N)	0,24	-0,15	Max kuvvet T1 (N)	0,06	-0,23
Max kuvvet T2-4 (N)	0,53	-0,08	Max kuvvet T2-4 (N)	0,27	-0,14
Max kuvvet M1 (N)	0,27	0,14	Max kuvvet M1 (N)	0,96	-0,01
Max kuvvet M2 (N)	0,34	0,12	Max kuvvet M2 (N)	0,66	0,06
Max kuvvet M3 (N)	0,51	-0,08	Max kuvvet M3 (N)	0,27	0,14
Max kuvvet M4 (N)	0,36	-0,12	Max kuvvet M4 (N)	0,74	0,04
Max kuvvet M5 (N)	0,09	-0,21	Max kuvvet M5 (N)	0,93	0,01
Max kuvvet OA (N)	0,59	-0,07	Max kuvvet OA (N)	0,59	-0,07
Max kuvvet TM (N)	0,32	-0,12	Max kuvvet TM (N)	0,70	-0,05
Max kuvvet TL (N)	0,25	-0,14	Max kuvvet TL (N)	0,98	-0,01
YH (m/sn)	0,40	0,11	YH (m/sn)	0,36	0,12
Adım uzunluğu (cm)	0,99	-0,01	Adım uzunluğu (cm)	0,95	0,01

FDT: Flamingo Denge Testi, FUT: Fonksiyonel Uzanma Testi, YOön: Bir ayakta ön kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOarka: Bir ayakta arka kısma verilen yüklenme yüzde oranı, YOToplam: Bir ayak tabanında meydana gelen toplam yüklenme yüzde oranı, Statik max basınç: Statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı, STJA: subtalar eklem açısı, YH: Yürüme hızı, T1: 1. parmak, T2-5: 2., 3., 4. ve 5. parmak, M1: 1. metatars başı, M2: 2. metatars başı, M3: 3. metatars başı, M4: 4. metatars başı, M5: 5. metatars başı, OA: Orta ayak, TM: Topuk mediali, TL: Topuk laterali, Maks: Maksimum, Min: Minimum.

## 5. TARTIŞMA

İşitme engeli olmayan çocuklara göre işitme engeli olan çocuklarda statik ve dinamik ayak taban basınç değerleri ile denge ve yürüme değişkenleri farklılık göstermektedir. Daha zayıf bir denge fonksiyonuna ve daha düşük yürüme parametre değerlerine sahip işitme engelli çocuklar ayak tabanlarında da farklı bölgelere yüklenmektedirler. İşitme engeli olan çocuklarda denge problemlerinin yaşanması çok sık karşılaşılan bir durumdur ve buna bağlı olarak bu çocuklar birçok fonksiyonun yerine getirilmesinde sıkıntı yaşamaktadırlar. Bununla birlikte çocukların normal postur ve yürüyüş paternlerinin gelişimi, ayaklarının normal gelişimi olmadan elde edilemez. Gelişen bir ayak, hareket ihtiyacını karşılamak için yapısal olarak da değişir. Bu değişiklikler ayağın fizyolojik gelişimi için gereklidir (388). Literatürde işitme engeli olan çocuklarda dengenin ayakla olan bağlantısını doğrudan araştıran çalışmaların olmamasından dolayı ayağın biyomekanik özellikleri ile denge arasındaki ilişkinin ve yine bağlantı olarak yürümenin etkilenip etkilenmediğini veya ne şekilde, ne ölçüde etkilendiğini, bu değişkenlere ayakkabının herhangi bir etkisinin olup olmadığını araştırmak önem kazanmaktadır. Bu fikirler doğrultusunda çalışmamız, işitme engeli olan çocuklarda pedobarografik cihazla ayağa ilişkin statik ve dinamik biyomekanik parametrelerin, denge, yürüme fonksiyonu ve ayakkabı uygunluğunun değerlendirilmesi ve aynı yaş gurubundaki işitme engeli olmayan çocuklarla karşılaştırılması amacıyla planlanmıştır. Hipotezimizin gelişmesine ise, işitme engeli olan çocukların işitme engeli olmayan çocuklara göre daha fazla denge kaybı ve bu denge kaybına bağlı olarak birçok alanda sıkıntılar yaşaması, ayağın denge ile olan ilişkisi, günümüzde ayakkabının vücut fonksiyonlarını etkilediğinin farkedilmesi ancak ne denli etkilediğinin hala tam olarak bilinmemesi ve literatürde işitme engeli olanlarda ayağın denge ve yürümedeki rolünün ortaya konması fikri katkı sağlamıştır. Denge, duyu ve motor entegrasyonu içeren karmaşık bir süreçtir. İnsan ayağı da birçok bileşenden oluşan karmaşık bir yapıdır. Bu birleşenler uyumlu bir şekilde çalışarak vücut desteği, hareket ve denge için gerekli olan esnek ve eklemliler bir yapı oluşturur (389). Denge kontrolüne katkı sağladığı bilinen klasik duyu sistemleri görsel, somatosensoryel ve vestibuler sistemlerdir. Sistemlerden sağlanan girdiler çevreye ve sistemlerdeki noksanlara bağlı olarak değişecek olsa da somatosensoryel girdilerin, vestibuler ve

görsel girdilerden daha fazla katkı sağladığı ifade edilmiştir (66). İşitme sisteminin çeşitli bölümlerindeki hasar veya işlev bozukluğu, farklı tip ve derecelerde geçici veya kalıcı işitme kaybına yol açar. İşitme problemleri, bebeklikten ileri yaşlara kadar tüm yaşamları boyunca insanları etkileyebilir. İşitme kaybı erken tespit edilmez ve tedavi edilmezse, bir bireyin bilişsel, duygusal, sosyal ve eğitimsel gelişimi üzerinde uzun vadeli etkileri olabilir (70). Bununla birlikte denge disfonksiyonu vestibuler sistemin tutulması nedeniyle işitme engeli olan çocuklarda karşılaşılan yaygın bir sorundur. Postural kontrol gelişiminde temel unsurlardan biri olduğu için dengenin iyileştirilmesi bireyin bağımsızlığı için gereklidir (74). Eksternal yük, kuvvetler ve zaman gibi faktörler, vücut dengesinin bozulmasına ve normal ayak basıncını sürdürmede zorluklara yol açan farklı statik veya dinamik posture neden olur. Hayatımızda önemli bir yeri olan ayakkabıyla ilgili yapılan ilk çalışmalar sadece ayak deformateleri veya ayak hastalıklarına vurgu yapmaktadır. Ancak 1985 yılından itibaren araştırmacılar, teknolojinin de ilerlemesine paralel olarak ergonomi, spor ve ayakkabı endüstrilerini keşfetmeye başlamıştır (312).

Mevcut literatüre bakıldığında işitme engeli olan çocuklarda denge, yürüme ve ayak biyomekanisini değerlendiren farklı çalışmalar mevcuttur. Bu alanda yapılan çalışmaların birçoğu ise işitme engeli olmayan çocuklarla yapılmıştır. Ancak işitme engeli olan çocuklarda statik ve dinamik ayak biyomekanik özelliklerini, ayakkabı seçimlerini, denge ve yürümelerini değerlendiren ve bu değişkenler arasındaki ilişkiyi araştıran herhangi bir çalışmaya ulaşamamıştır. Ayağın denge ve yürüme fonksiyonunu doğrudan etkilediği düşünüldüğünde ayak biyomekanik özelliklerinin, tercih edilen ayakkabı çeşitlerinin değerlendirilmesi, denge ve yürüme ile ilişkisinin analiz edilerek aynı yaş grubundaki çocuklarla karşılaştırılması, çocukluk çağında alınacak önlemler sayesinde yaşamlarının ilerleyen dönemlerinde meydana gelebilecek olumsuzlukların önüne geçilmesinin sağlayacağı yararlar ayrı bir önem taşımaktadır.

Elde ettiğimiz sonuçlara göre; hem işitme engeli olan hem de işitme engeli olmayan çocuklar grubunda ayağın farklı bölgelerinde, farklı miktarlarda yüklenmelerin meydana geldiği görülmüştür. Literatürle uyumlu olarak işitme engeli olan çocuklarda işitme engeli olmayan çocuklara göre denge performansının daha

fazla etkilendiği ortaya konmuştur. Ayakkabı ile denge ve yürüme değişkenleri arasında bir ilişki olmadığı sonucu elde edilmiştir. Ancak ayakkabının ayağın statik yüklenme oranı ile ilişkili olduğu görülmüştür. Dengenin ayak biyomekanik değerlerinin bir kısmı ile ilişkili olduğu sonucuna ulaşılmıştır. İşitme engeli olan çocuklarla işitme engeli olmayan çocukların statik ve dinamik ayak biyomekanik parametreleri arasında farklılıklar olduğuna ilişkin sonuçlar elde edilmiştir. Bununla birlikte işitme engeli olan çocukların ayak biyomekanik değerlerinin denge ve yürüme fonksiyonları ile daha fazla ilişkili olduğu sonucuna varılmıştır.

### 5.1. Demografik Özellikler

Çalışmamızın verilerine göre her iki grupta da VKİ ile ayak taban basınç analiz değerleri arasında orta düzeyde pozitif bir korelasyon bulunmuştur. Elnaggar işitme engeli olmayan çocuklarda yapmış olduğu çalışmasında VKİ ile topuk, orta ayak, metatars başları, ayak başparmağı ve dört parmak basınç dağılımı arasında istatistiksel olarak anlamlı pozitif korelasyon olduğunu bildirmiştir (390). Bizim çalışmamızda ise iki ayakta da aynı şekilde başparmak ve diğer dört parmak hariç diğer bölgelerde basınç artışı görülmüştür. Daha önce yapılan çalışmalarda da gösterildiği gibi VKİ'nin artışı ile ayağa binen yüklerde de artış meydana gelmektedir. VKİ yüksek olan çocukların iskelet sisteminde meydana gelen uzamalarda hiçbir değişiklik meydana gelmeyeceğini ifade eden çalışmaların yanı sıra VKİ yüksek olan çocukların, VKİ düşük olan akranlarına göre önemli ölçüde daha büyük ayak boyutlarına sahip olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur (161, 391). Mueller ve ark. (392), çalışmalarında tipik olarak gelişen çocuklara kıyasla obez olan çocuklarda, orta ayak bölgesinde ayak taban basıncında 3,5 kata kadar artış elde etmişlerdir. Elnaggar ise VKİ ile ayak biyomekaniği arasındaki ilişkinin anlamlı olmadığını bildirmiştir. Bu bulguların kas-iskelet sistemi değişikliklerine ve artan yaşla ayak boyutlarındaki orantılı artıştan kaynaklanabileceğini, muhtemelen VKİ yüksek olan çocukların daha fazla kilo aldıklarını ve boylarının uzamadığını veya çok az uzadığını ifade etmiştir (390). Farklı çalışmalarda ise VKİ ile yüklenme kuvveti veya ayak taban basıncı arasında anlamlı ancak zayıf bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir. Bu sonucu da çocukların



ağırlığı ile birlikte ayak boyutlarında ve temas alanında orantılı bir artışın olacağı şeklinde açıklamışlardır (393, 394).

İşitme engeli olmayan çocuklarda yapılan bir çalışmada ayak uzunluğunun 18- 25,80 cm, ayak genişliğini 7- 9,4 cm arasında değiştiği bildirilmiştir (390). Çalışmamızda da benzer değerler ölçülmüştür. Ayrıca işitme engeli olan grupta VKİ artışı ayak uzunluğu ve genişliğinde artış ile sonuçlanmıştır. Bu sonuç ayakta meydana gelen yüklenmelerin karşılanmasında doğal bir süreç olarak yorumlanabilir. İşitme engeli olan çocukların yaşlarının daha küçük olmasından dolayı çok daha esnek bir yapıya sahip olmaları da yüklenmeler karşısında daha yetersiz kalmalarına katkıda bulunmuş olabilir. Bosch ve Rosenbaum ise, vücut ağırlığının orta ayak genişliği üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu ve vücut kütleindeki her bir kilogramlık artışın çocuklar için ayak genişliğinde 0,08 cm artışa neden olduğunu bulmuşlardır (265). Ancak Elnaggar çalışmasında VKİ ile ayak uzunluğu ve ayak genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulmamıştır (390).

VKİ ve ayağın işlevi göz önünde bulundurulduğunda, VKİ'nin lokomotif işlevlerde etkili olduğu ve VKİ arttıkça vücut yapılarına ait dokuların morfolojik özelliğini koruyamayacağı ileri sürülmektedir (395). Antropometrik değişkenler stabilite sınırlarını ve denge kontrolü ile bağlantılı hareket stratejilerini de etkileyebilmektedir (396-398). Błaszczuk ve ark. (396), statik koşullar altında ayakta durma pozisyonunun, vücut kütlesi daha büyük, ağırlık merkezi daha aşağıda ve destek alanı daha büyük olduğunda daha stabil olduğunu bildirmiştir. Ancak stabilite konusunun dinamik koşullar altında farklı olduğu vurgulanmaktadır, çünkü büyük vücut külesine sahip bireylerde denge kaybı, stabilitenin yeniden kazanılması için kas sisteminin önemli ölçüde daha fazla çaba göstermesi gerektiği anlamına gelmektedir. Değişen koşullarda (destek alanları, gözler açık, gözler kapalı) stabilite ile vücut kütlesi, boy uzunluğu, vücut kompozisyon değişkenleri, VKİ (sağlıklı yetişkinlerde) arasındaki korelasyonlar üzerine birçok çalışma yapılmıştır (397, 399-404). Ancak araştırmacılar arasında bir fikirbirliği bulunmamaktadır. Bizim çalışmamızda ise işitme engeli olan çocuklara ait VKİ ile FUT ve FDT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığı bulunmuştur. İşitme engeli olmayan çocuklarda ise sadece VKİ ile FDT değerleri arasında anlamlı bir ilişki

bulunmuştur. Bu sonuca göre çocukların VKİ değerleri arttıkça düşme sayısı da artmakta yani statik dengelerinde bozulmalar meydana gelmektedir. Ancak işitme engeli olan çocuklarda dengeyi etkileyen önemli bir faktör olarak karşımıza çıkmamaktadır.

## 5.2. Ayakkabı Uygunluk Değerlendirmesi

Optimal ayak gelişiminin çıplak ayakla meydana geldiğini ve erken çocukluk döneminde ayakkabı kullanımının da medial longitudinal ark gelişimi üzerinde etkili olabileceği ifade edilmiştir (332, 337, 340, 405). Sachithanandam ve Joseph, 6 yaşından önce ayakkabı giymenin bir çocuğu, 6 yaşından sonra ayakkabı giyen başka bir çocuğa kıyasla, yaşamının ilerleyen dönemlerinde daha düz tabanlı bir ayağa yatkın hale getireceğini öne sürmüştür (406). Bu nedenle, bazı araştırmacılar, çıplak ayakla yürümenin bağ kuvvetini artıracığına inandıkları için çocuklarda ayakkabı giyilmemesi ve bu durumun arkların gelişimine yardımcı olabileceğini ifade etmişlerdir (407, 408). Ancak yaşları 4-6 yıl arası değişen çocuklarda çalışma yapan Karatel ve ark. (409), çalışmalarında ayakkabı uygunluğu ile kaba motor gelişim ve statik ayak taban basınçları arasında anlamlı bir ilişki bulmamışlardır. Çalışmamızda çocukların 6 yaşa kadar giyilen ayakkabının çocukların ayaklarında daha etkin olacağını ifade edilmesinden dolayı yaş farkı gözetilmemiştir.

Ayakkabılarla ilgili yaşa uygun ve anlamlı tavsiyelerin klinik uygulamaya dönüştürülmesinin anahtarı olmasına rağmen çocukluk ve ergenlik döneminde ayakkabının rolü ve önemi hakkında çok az bilgi vardır (338). Ayakkabıya ait bilgilerin güvenilir olması ve mevcut en iyi kanıtlara dayanması ihtiyaç duyulan bir konudur (410). Ayakkabıların uygunluğu uzunluk, genişlik, çevre ölçüleri, parmak kutusunun yüksekliği ve şekli gibi çeşitli değişkenlerle tanımlanır (411). Çalışmamıza katılan çocukların büyük bölümünün sosyoekonomik seviyelerinin düşük olması sebebiyle kullanmış oldukları ayakkabının büyük numara olması, kız çocuklarının daha gösterişli olmasından dolayı babet tarzında tabanı daha alçak olan ayakkabılar tercih etmeleri AUDF skorlarını düşürürken; ucuz olması nedeni ile çok çeşitli ayakkabıya ulaşılmasından dolayı topukların aşınmamış olması, yine birçok çocuğun (özellikle erkeklerin) spor ayakkabı gibi bağcıklı ve tabanı yüksek ayakkabı tercih etmeleri ise AUDF skorlarında yükselme sağlamıştır.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlara göre her iki grupta da ayakkabı uygunluğu ile dinamik ayak taban basıncı arasında ilişki olmadığı bulunmuştur. Ancak statik taban basıncı değerlerine bakıldığında; her iki gruptaki olgularımızın sağ ve sol ayak için AUDF skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamasına rağmen ayakkabı uygunluğu daha iyi olan işitme engeli olan çocuklarda sağ (dominant) ayaktaki yüklenme oranı yüzdesinin arttığı, işitme engeli olmayan çocuklarda ise ayakkabı uygunluğu arttıkça sağ ayakta ayağın arka bölümüne, sol ayakta ise ayağın ön bölümüne daha fazla yüklenildiği görülmüştür. Bu sonuca göre işitme engeli olan çocuklarda var olan denge kaybından kaynaklanan korku ve güvensizlik duygusundan dolayı sağ (dominant) ayağa daha yüksek oranda yüklenmiş oldukları söylenebilir.

Çalışmamızda Klein ve ark.'nın (335) yapmış oldukları çalışmaya benzer şekilde ayakkabı uygunluğu ile VKİ değerleri arasında anlamlı ilişki olmadığı bulunmuştur. Tümü ayakkabısız yapılmış olan değerlendirmelerin sonucunda elde edilen verilere göre işitme engeli olmayan çocuklarla karşılaştırıldığında işitme engeli olan çocukların denge yeteneklerinin daha zayıf olmasına rağmen her iki grupta da ayakkabı uygunluğu ile denge arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulunmuştur. Coelho ve ark. (412), yaşları 10-16 yıl arasında değişen çocuklarla yapmış oldukları çalışmada ayakkabılı koşullarda genel denge yeterliliğinin ayakkabısız duruma göre anlamlı ölçüde daha iyi olduğunu bildirmiştir. Denge yeterliliği, yürüme paternleri ve motor beceri performansı gibi alt ekstremitelerin koordinasyonunu etkilemektedir. Denge yeterliliğini etkileyen faktörler incelendiğinde ayakkabı, tartışma yaratan çevresel bir kısıtlama olarak görülmektedir (413). Bu konuda yapılan çalışmalara bakıldığında, kapalı ayakkabılarla benzer yapıdaki ayakkabılı koşullarda önemli ölçüde daha iyi lokomotor performans veya yürüyüş paternlerinin de varlığı bildirmiştir (326, 344, 346). Wegener ve ark. (334), 16 yaş ve altı işitme engeli olmayan çocuklarla yapılan araştırmaları inceledikleri çalışmalarında ayakkabılarla çocukların daha uzun adımlarla ve daha hızlı yürüyebildiklerini, ayak hareketini azaltabildiklerini ve yürüme döngülerinde stance fazlarını uzatarak ayak stabilitesini iyileştirebileceklerini bulmuşlardır. Robinson ve ark. (344) da ayakkabının yürüyüş performansı hem de lokomotor beceriler üzerine olumlu sonuçları olduğu konusunda hemfikirdir. Ayakkabı, stabilizasyonun

sağlanması gereken durumlarda fonksiyonel performans bakımından olumlu etkilere sahipken; kompensatuar veya fizyolojik hareketlerin yapılmasına engel olabileceği için olumsuz etkilere de sahiptir (414). Bizim çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında ise ayakkabı uygunluğu ile yürüme hızı ve adım uzunluğu arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığı bulunmuştur.

Rao ve Joseph, 4-13 yaş arası 2300 çocukta ayakkabı kullananlarda flat foot insidansının (% 8,6) kullanmayanlara (% 2,8) göre anlamlı derecede yüksek olduğunu göstermiştir ve bu etki tüm yaş gruplarında bulunmuştur. Dahası, flatfoot açısından kapalı ayakkabı giyen çocukların sandalet veya terlik giyenlerden daha yüksek oranda yatkın olduğu görülmüştür (337). Çalışmamıza katılan çocukların ayak posturleri ile ayakkabı uygunluğu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığı bulunmuştur. Ayakkabı uygunluğunu etkileyen bir çok faktör bulunmaktadır. Çocukların sık ayakkabı değiştirme imkanlarının olması değerlendirmeler sırasında giydikleri ayakkabıların almış olduğu uygunluk skoru ile ayak postürü arasında ilişkinin çıkmamasına neden olmuş olabilir.

### **5.3. Ayağa İlişkin Değerlendirmeler**

Ayak taban basıncı dağılımının ölçümü yani pedobarografi, ayak ve yürüme patolojilerinin değerlendirilmesi için yararlı bir uygulamadır ve ayak problemi olan çocukların değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (390, 415). Çok hafif değişiklikleri bile tespit etme hassasiyeti nedeniyle çocukların yürüyüşlerinin değerlendirmesi için dinamik bir pedobarografik analiz yapılması önerilmektedir (416-419). Bizim de çalışmamıza dahil edilen çocuklarda ayağa ilişkin biyomekanik değişkenlerin değerlendirilmesinde pedobarografik cihaz kullanılmıştır.

İşitme engeli olan ve olmayan grupların ayak biyomekanik değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasında yüklenme oranı yüzdeleri (%) bakımından sağ ve sol ayak arasında ve ayağın ön ve arka bölümü arasında anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur. Ancak işitme engeli olan çocukların ayak tabanında meydana gelen tepe basınç miktarı ( $N/cm^2$ ) işitme engeli olmayan çocuklara göre daha az bulunmuştur. Bu farkın, gruplar arasında VKİ açısından anlamlı fark olmamasına rağmen, işitme

engeli olan çocuklarda daha düşük ölçülen, vücut ağırlıkları bakımından anlamlı farklılıktan kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Bireylerin ayak uzunluğu ve genişliğinin değerlendirilmesinden elde edilen veriler karşılaştırıldığında, işitme engeli olmayan gruba göre işitme engeli olan gruptaki çocukların her iki ayak uzunluğu ve genişliğinin daha az değerlere sahip olduğu ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür. Çocuk popülasyonunda ayak uzunluğu ve ayak genişliğinin yaşla birlikte arttığı daha önceki çalışmalarda gösterilmiştir. (104, 106). Ayak uzunluğu ve genişliğinin boy uzunluğu ölçüleri ile olan ilişkisi göz önünde bulundurulduğunda işitme engeli olan çocukların boylarının daha kısa olmasının bu sonuca neden olabileceği söylenebilir.

Subtalar eklem normal ayak ve ayak bileği fonksiyonunun ayrılmaz bir parçasıdır. Ayrıca mekaniği karmaşıktır ve kavramsallaştırılması zordur. Subtalar eklem, ayak bileği ve tarsal eklemlere ve çevresindeki kaslara entegre bir şekilde bağlanır. Ekseni, hareket aralığı ve mekaniği kişiden kişiye değişiklik gösterir. Tüm bu faktörlerin spor yaralanmaları, deformite ve dejeneratif eklem hastalığı gibi durumlarda önemli klinik etkileri vardır (84). Çalışmamızda bireylerin subtalar eklem açıları (*Subtalar Joint Angle- STJA*)'na ait en yüksek (STJAm<sub>ax</sub>) ve en düşük (STJAm<sub>in</sub>) açı değerleri gruplar arası karşılaştırıldığında işitme engeli olmayan çocuklara göre işitme engeli olan çocukların her iki ayakta STJAm<sub>ax</sub> ve STJAm<sub>in</sub> değerleri daha düşük derecelerde ölçülmüştür. Bu sonuçlara göre yürüyüş sırasında işitme engeli olan çocukların ayaklarının daha düşük derecelerde valgus ve varus açılarna sahip olduğunu söyleyebiliriz. İşitme engeli olmayan olgularda, yürüyüş sırasında kaydedilen maksimum subtalar eklem açıları, her iki ayak için daha fazla valgus ve minimum açı değerleri ise dominant olan sağ ayakları için daha fazla varus pozisyonunu işaret etmekteydi. Bu sonuç, işitme engeli olmayan olgularda, yaş, vücut ağırlığı ve boy uzunluğunun daha fazla olmasıyla birlikte, bu çocukların ayaklarına ilişkin fleksibilitenin fazla olmasına bağlanabilir. STJA'nın daha dar bir aralıkta hareket ediyor olması ayağın esnekliği ile ilişkili olabileceği gibi işitme engeli olan çocukların denge probleminden dolayı korkuya bağlı olarak ayak eklem hareketlerini kısıtlayacak şekilde yürümüş olma ihtimallerinin de bu duruma neden olabileceğini ifade edebilir.

Çocukların ayak taban basınç dağılımı ölçümlerine göre işitme engeli olan gruba ait statik yüklenme oranı yüzdeleri hariç diğer tüm statik ve dinamik değerleri işitme engeli olmayanlardan daha düşüktür. Her iki gruba ait değerler karşılaştırıldığında işitme engeli olan gruba ait sağ ayak T1-5, M1, sol ayak M5, OA ve her iki ayak M2, M3, M4 ve TM, TL bölgelerinde meydana gelen tepe kuvvet ve tepe basınç değerleri istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük bulunmuştur. Bu sonuçlar yürüme sırasında işitme engeli olan çocukların her iki ayakta ön ve arka ayağa; sağ ayakta parmaklar ve sol ayakta da orta ayağa daha az yüklendiğini ortaya koymaktadır. Sağ ayağın dominant olduğu göz önünde bulundurulursa işitme engeli olan çocukların dinamik faaliyetlerde ön ve arka ayağa daha az miktarda yük bindirdiğini söyleyebiliriz. Yapılan çalışmalarda çocukların büyüdükçe ayak taban basınç dağılımının da etkilendiği, topuğa daha fazla ve orta ayağa daha az basınç uygulamaya başladığı ortaya konmuştur (416, 417, 421). MLA'dan dolayı orta ayak, normal bir ayağa uygulanan toplam basıncın yalnızca küçük bir yüzdesini aldığı bu nedenle, ayağın medialinde meydana gelen yüklenmenin ön ayağa doğru kaydırıldığı da daha önce yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (422). Bu değişikliğin MLA'nın gelişiminden dolayı itme kuvvetinin orta ayaktan topuk ve ön ayağa kaymasından kaynaklanabileceği ifade edilmiştir (421). Bu sonuca göre işitme engeli olan çocukların ayaklarında normal bir yüklenmenin meydana gelmediğini sonucuna varabiliriz. Bununla birlikte karşılaştırma sonucu kuvvet değerlerinin işitme engeli olan grupta daha düşük çıkması işitme engeli olan çocuklarda daha düşük vücut ağırlığı ile de ilişkilendirilebilir.

Ayağın statik değerleri ile dinamik değerlerinin korelasyon analizi sonuçlarına göre, işitme engeli olmayan çocuklarda ayağın ön bölümünde meydana gelen yüklenme oranı yüzdesi ile ayağın dinamik değerleri arasında herhangi bir ilişki olmadığı bulunmuştur. Sağ ayağın arka bölümünde meydana gelen yüklenme oranı yüzdesi ile STJAmaz değeri ile T1 basınç değerlerinde artış; sol ayağın M3 kuvvet değerlerinde azalma gözlenmiştir. Toplam yüklenme oranı yüzdelerine bakıldığında her iki ayakta yüklenme oranı yüzdesi arttıkça yürüme sırasında meydana gelen ayak açısında azalma olduğu görülmüştür. Ayrıca statik ayakta durma sırasında sağ ayak tabanında ölçülen tepe basınç miktarı artışının yürüme sırasında

subtalar eklem açısında meydana gelen valgus açısında artış ile ilişkili olduğu bulunmuştur.

İşitme engeli olmayan çocuklarla benzer şekilde, statik pozisyonda sağ ayağın arka bölümüne daha fazla yük bindiren işitme engeli olan çocukların yürüme sırasında meydana gelen valgus açılarında artış olduğu sonucu elde edilmiştir. Ayağın arka bölümüne daha fazla oranda yüklenen çocuğun yine yürüme sırasında ön ayağının medialinde daha fazla kuvvet ve basınç uyguladığı görülmüştür. Statik koşullarda sağ ayağına daha fazla yüklenme oranı yüzdesine sahip işitme engeli olan bir çocuk dinamik koşullarda ön ayak ve topuk medialine daha fazla yük bindirdiği görülmüştür.

Statik pozisyonda yüklenme oranı yüzdesi artan sol ayakta ise yürüme sırasında ön ayağın medialinde meydana gelen tepe kuvvet ve tepe basınçları değerleri azalmıştır. Ayrıca sol ayakta STJAmin değerinde yani varus açısında azalma meydana geldiği görülmüştür. Ayakta statik durma pozisyonunda sağ ayak tabanında oluşan statik tepe basınç değerleri daha fazla olan işitme engeli olan çocukların yürüme sırasında ön ayak mediali ve arka ayak tabanlarında daha fazla tepe kuvvet ve basınç değerleri ölçülmüştür. Sol ayakta ise sadece ön ayağın tabanındaki tepe kuvvet ve basınçlarda artış elde edilmiştir. İşitme engeli olan çocukların grubunda sağ arka ayakta meydana gelen tepe basınç ve tepe kuvvet değerlerindeki artış ile yüklenme oranlarında artış görülmüştür. Bu duruma ön ve arka ayak medialinin tabanında meydana gelen kuvvet ve basınçların eklenmesi ile çocukların subtalar eklemlerinin pronasyon pozisyonuna doğru yer değiştirmesi de olağan bir sonuç olarak karşımıza çıkmaktadır.

Bu sonuçlara göre; işitme engeli olmayan çocuklarla karşılaştırıldığında işitme engeli olan çocuklarda statik pozisyonda ayak tabanında meydana gelen yüklenme oranları ve tepe basınç değerleri ile dinamik aktiviteler sırasında meydana gelen kuvvet ve basınçlar arasında daha fazla ilişki olduğu görülmüştür. Bu bilgiler ışığında, işitme engeli olan çocukların belki de güvensizlik duygusundan dolayı kendilerini daha fazla statik pozisyonda tutma eğiliminde olabileceği ve daha çok dominant ayağa yükledikleri söylenebilir. Bununla birlikte işitme engeli olan çocuklar değişen koşullarda daha çok ön ayağa ve ayağın medialine, bazı durumlarda

da arka ayağa yük bindirmekte ve bu durum bölgelerdeki tepe kuvvet ve basınç değerlerinde artışla kendini göstermektedir.

Ayağın ikinci ve üçüncü metatars başları arasındaki bölüm olarak tanımlanan ayağın longitudinal ekseni ile yürüyüşün ilerleme çizgisi arasında ölçülen ayak açısı, ayak rotasyon profillerinin toplamıdır ve ayağın şeklini tanımlar. Ayak açısı daha küçük çocuklarda internal rotasyon eğilimindedir, ancak bu durum çocukların çoğunda, femoral anteversiyon geriledikçe, 8 yaşına kadar kendiliğinden nötr bir pozisyona veya dış rotasyon pozisyonuna geçiş yapar (423, 424). Çalışmamızda işitme engeli olan ve olmayan olguların ayak açı değerleri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Bununla birlikte işitme engeli olmayan çocuklarda sağ ayakta toplam yüklenme oranı yüzdesi ve sol ayakta statik tepe basıncın fazla olan çocuklarda yürüme sırasında ayak açısında azalma meydana geldiği; işitme engeli olan çocuklarda ise statik pozisyonda sol ayağının ön bölümüne daha fazla oranda yük veren bir çocuğun yürüme sırasında meydana gelen ayak açısının da daha fazla olduğu görülmüştür. Elde edilen bu değerler ile işitme engeli olan çocukların ayağın ön bölgesine daha fazla statik yük bindirdiği ayaklarında, işitme engeli olmayanlar ise ayağın tamamına daha yüksek oranda statik yük bindirdiği ayaklarında yürüme sırasında ayağın uygun açılarda pozisyonlanmasının etkilendiği ve ilgili bölgelerde yüklenmelerin artmasına neden olduğu şeklinde yorumlanabilir. Ayak açısı, yaş ve cinsiyete bakılmaksızın çocuklarda ayak basıncı dağılımını etkilemektedir. Ayak parmaklarının toe out yürüyüşü basıncı medial ve distal yönlerde doğru kaydırır ve toe in yürüyüşü yükü laterale ve proksimale doğru aktarır. Pedobarografik ölçüm yapılırken ve çocuklarda ayak patolojilerinin tedavisinin bir parçası olarak plantar basıncı değerlendirirken ayak açısının plantar basınç dağılımı üzerindeki etkisi dikkate alınmalıdır (421). Çalışmamızdan elde edilen veriler de bu bilgiyi doğrular niteliktedir.

Çalışmamıza dahil olan işitme engeli olan çocukların 58'inde pesplanus ve 2'sinde hafif peskavus; işitme engeli olmayan çocukların ise 58'inde pesplanus ve 1'inde peskavus varlığı tespit edilmiştir. Sadece 7 (%10,4) işitme engeli olan ve 6 (%9,1) işitme engeli olmayan çocuğun normal ayağa sahip olduğu görülmüştür. Jerosch ve Mamsch, 10-13 yaş arası çocuklarda sadece% 36,5'inin normal ayakları



olduğunu bildirmişlerdir. Geri kalanların hafiften önemli derecelere varan deformitelere, genellikle valgusa (% 39,4) sahip olduğu, çocukların % 19,1'inde düztaban deformitesi ve % 17,1'inde halluks valgus saptandığı ortaya konmuştur (425). Bizim çalışmamıza dahil olan çocukların yaş aralığının fazla olmasında dolayı bu oranlarda farklı sonuçlara ulaşılmış olabilir. Çocuklarda supinasyonda bir ayak postürünün varlığı, genellikle sıkıntı yaratmayacak bir pediyatrik düztabandan daha fazla klinik şüphe gerektirdiği de unutulmamalıdır (110). İstatistiksel olarak sayıların yetersiz olmasından dolayı sadece hafif pesplanus ile pesplanusu olan çocukların taban basınç değerlerinin karşılaştırılması sonucunda işitme engeli olmayan çocuklarda sağda ön ve arka ayakta; solda ise ek olarak topuk medialinde ölçülen değerler bakımından pesplanusu olanlarla hafif pesplanusu olan çocuklar arasında fark olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Statik taban basınç değerlerinde ise sadece sol ayakta ayağın ön bölümüne yapılan yüklenme oranı yüzdesinde fark bulunmuştur. Ancak işitme engeli olan çocuklarda statik ve dinamik taban basınç değerleri bakımından hafif pesplanus ile pesplanusu olanların arasında herhangi bir fark elde edilmemiştir. Bu sonuçlar, denge ve plantar dağılım parametrelerindeki farklılıkların ayak postürü ile ilgili olmadığını göstermesi açısından önemlidir.

Ayak deformiteleri, azalmış plantar doku kalınlığı ve sınırlı eklem hareketliliği ile ilişkili olan yüksek ayak taban basıncı ayak gelişimi için önemli bir risk faktörüdür. Yürüme sırasında fazla olan ön ayak üzerindeki tepe plantar basıncın azaltılması, bu durumun önlenmesi ve tedavisinin birincil odak noktası haline gelmiştir (426).

#### **5.4. Dengeye İlişkin Değerlendirmeler**

Çalışmamızda çocukların dinamik dengesini Fonksiyonel Uzanma Testi (FUT) ile, statik dengesini ise Flamingo Denge Testi (FDT) ile değerlendirdik. Jafari ve ark. (427), 6-9 yaş arasında 30'u normal işiten, 30'u işitme kaybı olan 60 çocukta statik dengeyi değerlendirmiş, işitme kaybı olan çocukların normal işiten çocuklardan daha zayıf bir dengeye sahip olduğunu bulmuştur. An ve ark. (27), 57'si normal işiten ve 57'si işitme kaybı olan, 4-14 yaş arası 114 öğrencinin tek ayak üzerinde statik dengesini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada da işitme kaybı olan çocukların normal işiten çocuklardan daha fazla statik denge problemi yaşadıkları

sonucuna varmışlardır. Gayle ve ark. (428) ise 20'si normal işiten, 20'si işitme kaybı olan ve yaş ortalaması  $12,3 \pm 5,6$  yıl olan 40 çocukta dinamik dengeyi değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında, işitme kaybı olan çocuklar, normal işiten çocuklardan daha düşük dinamik denge performansı göstermişlerdir.

Çalışmamızda, FDT sırasında işitme engeli olan olguların düşme sayısı işitme engeli olmayanlara göre anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. FDT sonuçları işitme engeli olan çocuklar için  $8,13 \pm 4,99$  iken, işitme engeli olmayan çocuklarda  $2,03 \pm 2,48$  olarak saptanmıştır. FDT testinin çalışmamıza dahil edilen yaş grubu için belirlenen norm değerlerine bakıldığında işitme engeli olmayan çocukların %95; işitme engeli olanların ise % 70 denge başarı yüzdesine sahip olduğu gösterilmiştir (429).

Deshmukh ve ark. (430), 6-12 yaş arası çocuklarda FUT skorlarının normal değerlerinin  $22,7 \pm 3$  cm ile  $37 \pm 4,4$  cm arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise işitme engeli olanlarda FUT ortalama değeri  $15,62 \pm 2,99$  cm iken işitme engeli olmayanlarda  $31,38 \pm 6,71$  cm olarak ölçülmüştür. Bu verilere göre işitme engeli olmayan çocuklarla karşılaştırıldığında işitme engeli olan çocuklarda FUT skoru oldukça düşüktür. Sonuçlarımız, işitme engeli olan çocuklarda dengenin dinamik olarak korunmasında ve sürdürülmesindeki sınırlılıklar konusunda literatür ile benzerlik göstermektedir. Elde ettiğimiz her iki sonuca göre de bir kez daha işitme engeli olan çocukların denge yeteneklerinin işitme engeli olmayanlara göre daha kötü olduğunu söylemek mümkündür.

Statik denge performans testleri ile ayak taban basınç sonuçları arasındaki korelasyon incelendiğinde; işitme engeli olmayan çocuklarda FDT'de düşme sayılarının artması yani dengelerinin daha da bozulması ile çocukların sağ ayaklarının T1, M3, OA, TM ve TL bölgelerinde tepe basınç ve M2, M3 ve OA'da tepe kuvvet değerlerinin artışı arasında pozitif korelasyon bulunmuştur. İşitme engeli olan çocuklarda ise FDT'de düşme sayıları ile sağ ayaklarının T1, M1 ve TM bölgelerinde tepe basınç ve M1 ve TM bölgelerinde ise tepe kuvvet değerleri arasında pozitif korelasyon elde edilmiştir. Bu sonuçlara göre; işitme engeli olmayan çocuklar dengelerinin bozulması durumunda daha çok orta ve arka ayağa yüklenirken, işitme engeli olan çocuklar ayağın medialine daha fazla

yüklenmektedirler. FDT ile statik olarak elde edilen plantar basınç dağılımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı her hangi bir ilişki olmadığı bulunmuştur. FDT’de çocuklar sağ ayakları üzerinde durduğu için sadece sağ ayak olan sağ ayak değerleri baz alınmıştır.

Dinamik denge testi olan FRT ile taban basınç dağılımı değerlerinin korelasyon analizi sonuçlarına göre işitme engeli olmayan çocuklarda ileri uzanma mesafesi arttıkça her iki ayakta STJAmin ve OA bölgesine ait tepe kuvvet değerlerinde azalma meydana gelmiştir. İşitme engeli olan çocuklarda ise FUT değerlerindeki artış ile sağ ayak M2, M3 ve M5 ile sol ayak M1 tepe kuvvetlerinde yani ön ayağa binen yüklerde artış olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar ışığında işitme engeli olmayan çocuklarda valgus açısının artışı ile uzanma miktarının azaldığını yani stabilitenin azalması ile daha düşük bir dinamik denge performansı sergilediğini ve bununla birlikte dinamik faaliyetlerde orta ayağa daha az yüklendiklerinde çocukların dengesinin daha iyi olduğunu söyleyebiliriz. İşitme engeli olan çocuklar ise dinamik değerlendirmede, ön ayağa daha fazla yüklendiklerinde daha iyi bir denge performansı açığa çıkarmaktadırlar.

İşitme engeli olan çocukların FUT değerleri ile her iki ekstremitenin ayak uzunluğu arasında da pozitif bir korelasyon bulunmuştur. Bu sonuç, destek yüzeyi artışına bağlı olarak daha iyi bir denge performansı oluşturabileceğini düşündürmektedir. Dinamik dengenin sağlanmasında farklı faktörlerin etkisinin yanı sıra Melo ve ark. (431), 7 ile 17 yaş arası işitme kaybı olan öğrencilerde denge ve yürüyüşü araştırdıkları çalışmalarında, işitme kaybı olan çocukların dinamik koşullarda dengede kalmayı başarmak için doğru duruş stratejileri oluşturamadıklarını ifade etmişlerdir.

### **5.5. Yürümeye İlişkin Değerlendirmeler**

Literatürde yürüme hızının adım uzunluğu ve adım sayısının bir sonucu olduğu için değerlendirme sürecinde mutlaka hesaplanması gerektiği bildirilmiştir (109). Çalışmamızda çocukların yürüyüşleri pedobarografik cihazla değerlendirilmiştir. Çocukların yürüme hızları incelendiğinde işitme engeli olanların işitme engeli olmayanlara göre daha yavaş yürüdüğü sonucuna ulaşılmıştır. Bizim

çalışmamızı destekler nitelikte, Atasavun Uysal ve ark. (432), işitme engeli olan ve işitme engeli olmayan çocukların adım uzunluğunu, adım genişliğini, ayak açısını, dakikadaki adım sayısını ve yürüyüşün hızını değerlendirdikleri çalışmalarında işitme kaybı olan çocukların normal işiten çocuklardan daha düşük performans gösterdikleri sonucunu elde etmişlerdir.

Benzer şekilde Majlesi ve ark. (433), çalışmalarında genel olarak işitme engeli olan çocuklarda ortalama yürüme hızının işitme engeli olmayan çocuklara göre anlamlı derecede düşük olduğunu bulmuşlardır. Yürüme hızını işitme engeli olan çocuklarda 1,10 m/s; işitme engeli olmayan çocuklarda 1.25 m/s olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise yürüme hızı işitme engeli olan çocuklarda  $0,80 \pm 0,26$  m/s; işitme engeli olmayan çocuklarda ise  $0,92 \pm 0,23$  m/s olarak ölçülmüştür. Çalışmamızdan elde edilen verilere göre yürüme hızı işitme engeli olan çocuklarda daha düşük çıkmasına rağmen iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur. Aralarında anlamlı bir yaş farkı olmasına rağmen çalışmamıza katılan bireylerin sayısı Majlesi ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmaya katılanların sayısından daha fazladır. Ancak yürüme hızları arasında anlamlı bir fark olmamasının nedeni farklı faktörlerin de yürümeye etkisinin olması olabilir.

Çalışmamıza katılan çocukların adım uzunluğu değerlendirme sonuçlarına bakıldığında işitme engeli olan çocukların adım uzunluğunun işitme engeli olmayan çocuklara göre daha kısa olduğu görülmüştür. İşitme engeli olan çocukların boyları işitme engeli olmayan çocuklara göre daha kısa idi. Bu da orantısal bir açıyla baktığımızda adım uzunluğunun daha kısa olmasının bir nedeni olarak ifade edilebilir. Allet ve ark. (434), yapmış oldukları çalışmada tepe plantar basınçlarının (metatarsal bölgede) adım uzunluğu ile birlikte azaldığı veya değişmediği sonucuna ulaşmışlardır. Ayrıca adım uzunluğunun azalmasıyla birlikte plantar basınçların ayağın arka bölgelerinden ön bölgelerine doğru yer değiştirdiğini ifade etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da işitme engeli olan çocuklarda orta ayak değerlerinde değil ancak sağ ayağın arka bölümünde meydana gelen yüklenme oranı ile adım uzunluğu ve yürüme hızı arasında pozitif bir korelasyon elde edilmiştir. Bu sonuçlar yürüme parametreleri ile ayak taban basınç değerlerinin birbirleri üzerinde etkili olduğunu,

işitme engeli olan çocuklarda ayağın ön ve medial bölgelerinde daha fazla yüklenme oranının artışının yürümeyi de olumsuz yönde etkileyebileceği fikrini desteklemektedir. Yapılan çalışmalarda işitme kaybının neden olduğu iletişim bozukluklarının bireylerin hayatında sosyal izolasyona yol açabileceğini ve bu durumun sosyal ve fiziksel aktivitelerin ve yürüme hızının yavaşlaması ile sonuçlanabileceğini savunulmaktadır. Ayrıca işitme kaybındaki artış ile daha zayıf fiziksel hareketlilik ve daha yavaş yürüme hızı arasında bir ilişkinin varlığından bahsetmektedirler (433).

Ayak yapısındaki farklılıkların, statik duruş veya dinamik hareket sırasında ayak işlevindeki farklılıklarla ilişkili olduğu varsayılmaktadır. Birçok ayak patolojisi biyomekanik kökenlidir ve sıklıkla ayak tipi ile ilişkilidir (88-92). Belirli ayak patolojilerinin neden belirli ayak tipleriyle ilişkili olduğu açık değildir. Ayak patolojilerini, tedaviye yanıtları ve önleme yöntemlerini sistematik olarak incelemek için ayak tipleri arasında farklılık gösteren objektif ayak yapısı ve işlevinin değerlendirilmesine ihtiyaç vardır (92).

Çalışmamızda işitme engeli olan çocuklarda ölçmüş olduğumuz ayak taban basınç değerlerinin farklı ayak biyomekaniğine neden olabileceği ve buna bağlı olarak denge ve yürüme fonksiyonunu gerçekleştirmede problemler yaşayabileceğini söyleyebiliriz. Bununla birlikte denge ve yürüme sırasında ayakta meydana gelen uygun olmayan yüklenmelerin de yine ayakta farklı patolojik durumlara yol açma riskinin olması çocuklarda bir kısır döngüye neden olabilir. Bu nedenle bu alanda daha fazla yapılacak çalışmaların ve elde edilen sonuçlara göre erken dönem müdahalelerin önemi vurgulamak gerektiği düşüncesindeyiz.

### **Çalışmanın Limitasyonları**

Çalışmamızda bazı limitasyonlar mevcuttur.

Çalışmamıza dahil edilen birey sayısı daha önce yapılmış çalışmalardan elde edilen bilgiler ışığında belirlenmesine rağmen bireylerin yaş ortalamasının homojen olmaması verilerin daha geniş bir aralıkta olmasına neden olmuş olabilir. Ancak ülkemizin gündeminde varolan istismar probleminden dolayı işitme engeli olmayan

küçük yaştaki çocukların çalışmaya dahil edilmesinde sıkıntı yaşanmıştır. Bu nedenle daha güvenilir sonuçlar elde edebilmek için daha fazla kişinin dahil edildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çocuklara ait VKİ değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamasına rağmen çocukların boy uzunlukları ile vücut ağırlıkları arasında varolan anlamlı fark özellikle pedobarografik ölçüm sonuçlarının etkilenmesine neden olmuş olabilir. Bu nedenle ileride yapılacak olan çalışmalar daha homojen gruplarla yapılabilir.

Pedobarografik ölçümler sırasında, özellikle ayakkabı uygunluğunun diğer değişkenler üzerindeki etkisini değerlendirmek için ayakkabı içi sensörler kullanıldığı çalışmalar da yine bu konuya ışık tutmaya yardımcı olacaktır.

Ayakkabının etkilerini değerlendirmek için yapılan ölçümler sırasında bireylerin aynı süre ile aynı ayakkabıyı kullandıkları konusundaki eksik bilgiler çalışmamızın limitasyonu olarak karşımıza çıkmaktadır.

Pes planus ve pes cavus ayakların da ne denli etkin olduğunu belirlemek için farklı ayak posturlerine sahip bireylerden oluşturulan gruplarla daha fazla çalışma yapılabilir.

Ailelerin ayakkabı ve sağlık konusundaki fikirlerini öğrenmek için uygulanan anketler birebir uygulanamamıştır. Bu durum da anketlerin geri dönüşlerinde sıkıntıya neden olarak yeterli veri elde edilememesine neden olmuştur.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda, işitme engeli olan çocuklarda ayağa ilişkin statik ve dinamik biyomekanik değişkenler ile denge ve yürüme değişkenleri değerlendirilmiştir.

Çalışma sonunda ulaşılan sonuçlar ise şunlardır:

- İşitme engeli olan çocuklarda vücut kitle indeksinin artışı ile ayak uzunluğu ve genişliğinde artışın meydana geldiği sonucu elde edilmiştir.
- Vücut kitle indeksinin her iki grupta da denge ve yürüme fonksiyonu ile ilişkili olmadığı sonucu elde edilmiştir.
- Her iki grupta da ayakkabı uygunluğu ile denge ve yürüme fonksiyonu arasında ilişki olmadığı sonucu elde edilmiştir.
- Her iki grupta da ayakkabı uygunluğu ile dinamik ayak taban basınç değerleri arasında ilişki olmadığı sonucu elde edilmiştir.
- İşitme engeli olan çocuklarda ayakkabı uygunluğu ile sağ ayakta meydana gelen yüklenme oranı yüzdesinde artış meydana geldiği; işitme engeli olmayan çocuklarda ise sağ ayakta ön ayağa ve sol ayakta arka ayağa yüklenemelerde artışın görüldüğü sonucuna ulaşılmıştır.
- Her iki grupta da ayak postürünün denge ve yürüme fonksiyonları ile ilişkili olmadığı sonucu elde edilmiştir.
- İşitme engeli olan çocuklarla işitme engeli olmayan çocuklar arasında statik pedobarografik değerler arasında fark olmadığı sonucu elde edilmiştir.
- İşitme engeli olan çocukların işitme engeli olmayan çocuklara göre dinamik pedobarografik ölçümler sırasında elde edilen verilere göre sağ ayakta ön ve arka ayağa; sol ayakta ise ön, orta ve arka ayağa daha az yüklendiği sonucu elde edilmiştir.
- İşitme engeli olan çocukların subtalar eklem açısı değerleri bakımından daha dar bir hareket aralığına sahip olduğu sonucu elde edilmiştir.
- Her iki grupta da ayak açısı değerlerinin birbirine benzer olmasına rağmen işitme engeli olan çocuklarda ön ayağa statik yüklenmenin arttığı ayak ile ayak açısı arasında ilişki olduğu sonucu elde edilmiştir.

- İşitme engeli olan çocukların statik ve dinamik pedobarografik değerlerinin birbiriyle daha fazla ilişkili olduğu sonucu elde edilmiştir.
- İşitme engeli olan çocukların denge fonksiyonlarının daha kötü olduğu görülmüştür.
- Statik dengeleri iyi olmayan işitme engeli olan çocukların daha çok ön ve arka ayaklarının medialine; işitme engeli olmayan çocukların ise orta ve arka ayağa yüklendikleri sonucuna ulaşılmıştır.
- İşitme engeli olan çocukların ön ayağa daha fazla yüklendiklerinde dinamik dengelerinde artış görülürken; işitme engeli olmayan çocukların orta ayaktan yükü aldıklarında ve valgus açılarını azalttıklarında daha iyi bir denge performansı sergiledikleri sonucuna ulaşılmıştır.
- Yürüme değişkenleri bakımından işitme engeli olan çocukların daha yavaş hızda ve daha az adım uzunluğu ile yürüdüğü sonucu elde edilmiştir.
- İşitme engeli olan çocuklarda sağ ayağın arka bölümünde meydana gelen statik yüklenmeler ile adım uzunluğu ve yürüme hızı arasında pozitif ilişki olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

### 6.1. Öneriler

Çalışmamızda işitme engeli olmayan çocuklara göre statik ve dinamik denge performansları daha düşük olan işitme engeli olan çocuklarda statik ve dinamik ayak taban basınç değerleri de farklılık göstermektedir. Dengenin sağlanmasında görevli yapılardan vestibüler sistemin fonksiyon kaybında yine denge için önemli olan proprioseptif duyunun iyileştirilerek artırılması işitme engeli olan çocuklarda daha iyi bir denge fonksiyonunun elde edilmesine katkıda bulunabilir. Bu amaçla rehabilitasyon programına dahil edilen ayak tabanında uygun kuvvet ve basınç miktarları ve dağılımları sağlayan egzersizlerin dahil edilmesi bu çocuklarda denge performansının iyileştirilmesi sağlanabilir.

İşitme engeli olan çocuklarda, ayak taban basınçlarının statik ve dinamik dengenin artırılması için uygun şekilde dağılmasının sağlanması, ayakta meydana gelebilecek anormal biyomekaniksel değişimlerin ve buna bağlı ortaya çıkabilecek



patolojik durumların belirlenmesi ve engellenmesi konularına dikkat çekmesi açısından önemlidir.

Ayakta meydana gelen statik yüklenmeler ile dinamik ayak taban basınç değerleri arasındaki ilişkinin daha fazla olduğu işitme engeli olan çocuklarda rehabilitasyon programına sadece dinamik değil aynı zamanda statik yüklenmelerin de iyileştirilmesine yönelik çalışmalar eklenebilir.

Denge performansının yürüme fonksiyonu için de önemli bir faktör olduğu göz önünde bulundurulursa uygun ayak biyomekaniğinin de sağlanması ile daha iyi bir yürüme fonksiyonu elde edilebilir.

Ayak ile birebir temas halinde olan ve hayatımızın vazgeçilmezi olan ayakkabının uygun özelliklere sahip olması hem ayak biyomekaniği hem denge hem de yürüme fonksiyonları açısından oldukça önemlidir. Çalışmamızdan elde ettiğimiz veriler ışığında işitme engeli olmayan çocuklara göre ayaklarının farklı bölgelerine daha fazla yüklenen işitme engeli olan çocuklarla birlikte çalışan disiplinlerde çocukların tabanlarında uygun yüklenmelerin sağlanması ve ayak biyomekanilerinde doğru dizilimlerin sağlanarak yaşanabilecek sorunların önüne geçilmesi veya ayak sağlığı ile problem yaşayanlarda tedavi sürecine uygun ayakkabıların da dahil edilmesi rehabilitasyon programına önemli katkılar sağlayabilir. Ayrıca proprioseptif duyunun arttırılması konusunda da ayakkabılarda yapılan müdahalelerin etkisi olabilir. Bunun için de her bir çocuğun ayağı değerlendirildikten sonra çocuğun ayağına ve ihtiyacına yönelik özel üretilmiş ayakkabı veya ortezlerle ayakta doğru biyomekaniksel dizilim ve ayak tabanında uygun yüklenmeler sağlanabilir. Çalışmamızda ayakkabı uygunluğu ile diğer değişkenler arasında ilişki bulunmamasına rağmen ayakkabı içi sensörlerin kullanılarak pedobarografik ölçümlerin yapıldığı, denge ve yürüme fonksiyonlarının değerlendirildiği çalışmaların bu konuya daha çok ışık tutacağı düşüncesindeyiz.

Çalışmamızdan elde edilen verilere göre özellikle özel gereksinimi olan çocuklar için faydalı uygulamaların geliştirilmesi sağlanabilir. Çocukluk çağında erken dönemde alınacak önlemler sayesinde hem çocukların gelişimi sırasında hem de yetişkinlik döneminde karşılaşılabilecekleri problemlerin önüne geçme konusunda

olumlu katkılar sağlayabilir. Bu anlamda çalışmamızın sonunda elde ettiğimiz sonuçlar ve limitasyonların bu alanda çalışanlara ve araştırma yapanlara faydalı olacağı düşüncesindeyiz.

## 7. KAYNAKÇA

1. Haskell A, Mann RA. Biomechanics of the foot and ankle. 9th ed. Philadelphia: Elsevier; 2014. Mann's surgery of the foot and ankle;3-36.
2. Monk A, Van Oldenrijk J, Riley ND, Gill RH, Murray D. Biomechanics of the lower limb. Surgery (Oxford). 2016;34(9):427-35.
3. Reinschmidt C, Nigg B. Current issues in the design of running and court shoes. Sportverletzung· Sportschaden. 2000;14(03):72-81.
4. Verdejo R, Mills N. Heel–shoe interactions and the durability of EVA foam running-shoe midsoles. Journal of Biomechanics. 2004;37(9):1379-86.
5. Schwanitz S, Odenwald S. Long-term cushioning properties of running shoes (P152). The Engineering of Sport 7. 2008:95-100.
6. Lippa NM, Collins PK, Bonacci J, Piland SG, Rawlins JW, Gould TE. Mechanical ageing performance of minimalist and traditional footwear foams. Footwear Science. 2017;9(1):9-20.
7. Goonetilleke RS, Luximon A, Tsui KL. The Quality of Footwear Fit: What we know, don't know and should know. Proceedings Of The Human Factors And Ergonomics Society Annual Meeting. 2000;44(12);2-515-2-518.
8. Chapman J, Preece S, Braunstein B, Höhne A, Nester C, Brueggemann P, et al. Effect of rocker shoe design features on forefoot plantar pressures in people with and without diabetes. Clinical Biomechanics. 2013;28(6):679-85.
9. Opila-Correia K. Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1990;71(11):905-9.
10. Esenyel M, Walsh K, Walden JG, Gitter A. Kinetics of high-heeled gait. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2003;93(1):27-32.
11. Kerrigan DC, Todd MK, Riley PO. Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. The Lancet. 1998;351(9113):1399-401.
12. Melvin J, Preece S, Nester C, Howard D. An investigation into plantar pressure measurement protocols for footwear research. Gait & Posture. 2014;40(4):682-7.
13. Jordan C, Bartlett R. Pressure distribution and perceived comfort in casual footwear. Gait & Posture. 1995;3(4):215-20.
14. Silvino N, Evanski PM, Waugh TR. The Harris and Beath footprinting mat: diagnostic validity and clinical use. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1980(151):265-9.
15. Frykberg RG, Lavery LA, Pham H, Harvey C, Harkless L, Veves A. Role of neuropathy and high foot pressures in diabetic foot ulceration. Diabetes Care. 1998;21(10):1714-9.

16. Yung-Hui L, Wei-Hsien H. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied Ergonomics*. 2005;36(3):355-62.
17. van Schie C, Ulbrecht JS, Becker MB, Cavanagh PR. Design criteria for rigid rocker shoes. *Foot & Ankle International*. 2000;21(10):833-44.
18. Sullivan J, Burns J, Adams R, Pappas E, Crosbie J. Plantar heel pain and foot loading during normal walking. *Gait & Posture*. 2015;41(2):688-93.
19. Peyer KE, Brassey CA, Rose KA, Sellers WI. Locomotion pattern and foot pressure adjustments during gentle turns in healthy subjects. *Journal of Biomechanics*. 2017;60:65-71.
20. Rosenbaum D, Becker HP. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*. 1997;3(1):1-14.
21. Jameson EG, Davids JR, Anderson JP, Davis III RB, Blackhurst DW, Christopher LM. Dynamic pedobarography for children: use of the center of pressure progression. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2008;28(2):254-8.
22. Bell F. *Principles of mechanics and biomechanics*: Nelson Thornes; 1998.
23. Berg K. Balance and its measure in the elderly: a review. *Physiotherapy Canada*. 1989;41(5):240-6.
24. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995;3(4):193-214.
25. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clinical Rehabilitation*. 2000;14(4):402-6.
26. Rajendran V, Roy FG. An overview of motor skill performance and balance in hearing impaired children. *Italian Journal of Pediatrics*. 2011;37(1):1-5.
27. An M-h, Yi C-h, Jeon H-s, Park S-y. Age-related changes of single-limb standing balance in children with and without deafness. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2009;73(11):1539-44.
28. Shah LM, Wiggins RH. Imaging of hearing loss. *Neuroimaging Clinics*. 2009;19(3):287-306.
29. Alberti PW. The anatomy and physiology of the ear and hearing. *Occupational exposure to noise: Evaluation, Prevention, and Control*. 2001:53-62.
30. Kasmauski K. Hearing loss: time for sound action. *The Lancet*. 2017;390(10111):2414.
31. Palmer CV, Ortmann A. Hearing loss and hearing aids. *Neurologic Clinics*. 2005;23(3):901-18.
32. Wilson BS, Tucci DL, Merson MH, O'Donoghue GM. Global hearing health care: new findings and perspectives. *The Lancet*. 2017;390(10111):2503-15.
33. Uy J, Forcica MA. In the clinic. Hearing loss. *Annals of internal medicine*. 2013;158(7):ITC4-1; quiz ITC4.

34. Middleton A, Turner GH, Bitner-Glindzicz M, Lewis P, Richards M, Clarke A, et al. Preferences for communication in clinic from deaf people: A cross-sectional study. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*. 2010;16(4):811-7.
35. Alnaçık Erdoğan A. Yaşlılık Döneminde İşitme Kaybı ve İşitme Kaybına Yaklaşımlar. *TJFM&PC*. 2016;10(1):25-33. .
36. Kurosaki Y, Tanaka YO, Itai Y. Malleus bar as a rare cause of congenital malleus fixation: CT demonstration. *American Journal of Neuroradiology*. 1998;19(7):1229-30.
37. Wiggling RH. EAC exostoses. Harnsberger HR, editor. 3th ed. *Diagnostic imaging: head and neck*. Philadelphia: Elsevier; 2016.
38. Nadol Jr JB. Hearing loss. *New England Journal of Medicine*. 1993;329(15):1092-102.
39. Ohgami N, Iida M, Yajima I, Tamura H, Ohgami K, Kato M. Hearing impairments caused by genetic and environmental factors. *Environmental Health and Preventive Medicine*. 2013;18(1):10-5.
40. Parnes LS, Shimotakahara SG, Pelz D, Lee D, Fox AJ. Vascular relationships of the vestibulocochlear nerve on magnetic resonance imaging. *The American Journal of Otology*. 1990;11(4):278-81.
41. Harnsberger HR. Acoustic schwannoma. Harnsberger HR, et al, editors. *Diagnostic imaging head and neck*. Philadelphia: Elsevier; 2004.
42. Harnsberger HR. Menigoma, CPA-IAC. Harnsberger HR, et al, editors. *Diagnostic imaging head and neck*. Philadelphia: Elsevier; 2004.
43. Harnsberger HR. Epidermoid cyst, CPA-IAC. Harnsberger HR, et al, editors. *Diagnostic imaging head and neck*. Philadelphia: Elsevier; 2004.
44. Harnsberger HR. Metastases, CPA-IAC. Harnsberger HR, et al, editors. *Diagnostic imaging head and neck*. Philadelphia: Elsevier; 2004.
45. Harnsberger HR. Fenestral otosclerosis. Harnsberger HR, et al, editors. *Diagnostic imaging head and neck*. Philadelphia: Elsevier; 2004.
46. Harnsberger HR. Cochlear otosclerosis. Harnsberger HR, et al, editors. *Diagnostic imaging head and neck*. Philadelphia: Elsevier; 2004.
47. Shaikh MAM, Hall III JW, McManus C, Lew HL. Hearing and balance disorders in the state of hawai 'i: demographics and demand for services. *Hawai'i Journal of Medicine & Public Health*. 2017;76(5):123.
48. Brown SD, Hardisty-Hughes RE, Mburu P. Quiet as a mouse: dissecting the molecular and genetic basis of hearing. *Nature Reviews Genetics*. 2008;9(4):277-90.
49. Lalwani A. Sensorineural hearing loss, the aging inner ear, and hereditary hearing impairment. *Current Diagnosis & Treatment in Otolaryngology-Head & Neck Surgery*. 2008:683-704.
50. Harrison M, Roush J, Wallace J. Trends in age of identification and intervention in infants with hearing loss. *Ear and Hearing*. 2003;24(1):89-95.

51. Denoyelle F, Marlin S, Weil D, Moatti L, Chauvin P, Garabédian É-N, et al. Clinical features of the prevalent form of childhood deafness, DFNB1, due to a connexin-26 gene defect: implications for genetic counselling. *The Lancet*. 1999;353(9161):1298-303.
52. Mehl AL, Thomson V. Newborn hearing screening: the great omission. *Pediatrics*. 1998;101(1):e4-e.
53. Sokol J, Hyde M. Hearing screening. *Pediatrics in Review*. 2002;23(5):155-62.
54. Windmill IM. Universal screening of infants for hearing loss: further justification. Elsevier; 1998.
55. Newton VE, Macharia I, Mugwe P, Ototo B, Kan S. Evaluation of the use of a questionnaire to detect hearing loss in Kenyan pre-school children. *International journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2001;57(3):229-34.
56. Smith AW, Hatcher J, Mackenzie IJ, Thompson S, Bal I, Macharia I, et al. Randomised controlled trial of treatment of chronic suppurative otitis media in Kenyan schoolchildren. *The Lancet*. 1996;348(9035):1128-33.
57. Rajendran V, Roy FG, Jeevanantham D. Postural control, motor skills, and health-related quality of life in children with hearing impairment: a systematic review. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2012;269(4):1063-71.
58. McCormick B. Screening and surveillance for hearing impairment in preschool children. *Paediatric Otolaryngology Volume*. 1977;6:1-6.
59. Davis A. Epidemiology of hearing impairment. Kerr AG, Stephens D, editors. *Scott Brown's Otolaryngology*. 6th ed. Oxford: Butterworth Heinemann; 1997.
60. Brannon Jr JB, Murry T. The spoken syntax of normal, hard-of-hearing, and deaf children. *Journal of Speech and Hearing Research*. 1966;9(4):604-10.
61. Davis J. Performance of young hearing-impaired children on a test of basic concepts. *Journal of Speech and Hearing Research*. 1974;17(3):342-51.
62. Fortnum HM, Marshall DH, Summerfield AQ. Epidemiology of the UK population of hearing-impaired children, including characteristics of those with and without cochlear implants—audiology, aetiology, comorbidity and affluence: Epidemiología de la población infantil de hipoacúsicos en el Reino Unido, incluyendo las características de aquellos con y sin implante coclear—audiología, etiología, co-morbilidad y nivel económico. *International journal of audiology*. 2002;41(3):170-9.
63. Fernandes R, Hariprasad S, Kumar VK. Physical therapy management for balance deficits in children with hearing impairments: a systematic review. *Journal of Paediatrics and Child Health*. 2015;51(8):753-8.
64. Russ SA, Hanna D, DesGeorges J, Forsman I. Improving follow-up to newborn hearing screening: a learning-collaborative experience. *Pediatrics*. 2010;126(1):59-69.

65. Hearing JCoI. Year 2007 position statement: principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *Pediatrics*. 2007;120(4):898-921.
66. Rine RM, Cornwall G, Gan K, LoCascio C, O'Hare T, Robinson E, et al. Evidence of progressive delay of motor development in children with sensorineural hearing loss and concurrent vestibular dysfunction. *Perceptual and Motor Skills*. 2000;90(3):1101-12.
67. Rine RM, Lindeblad S, Donovan P, Vergara K, Gostin J, Mattson K. Balance and motor skills in young children with sensorineural hearing impairment: a preliminary study. *Pediatric Physical Therapy*. 1996;8(2):55-61.
68. Horak FB, Shumway-Cook A, Crowe TK, Black FO. Vestibular function and motor proficiency of children with impaired hearing, or with learning disability and motor impairments. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 1988;30(1):64-79.
69. Association AS-L-H. Effect of Hearing Loss on Development. *Audiology Information Series*. 2015 2016. [20 April 2016]. Available from: <https://www.asha.org/siteassets/uploadedFiles/AIS-Hearing-Loss-Development-Effects.pdf>.
70. Johnson CE. *Introduction to auditory rehabilitation: A contemporary issues approach*: Pearson Higher Ed; 2011.
71. Hall JW. *Introduction to audiology today*: Pearson Higher Ed; 2013.
72. Lin FR, Metter EJ, O'Brien RJ, Resnick SM, Zonderman AB, Ferrucci L. Hearing loss and incident dementia. *Archives of Neurology*. 2011;68(2):214-20.
73. Li-Korotky H-S. Age-related hearing loss: quality of care for quality of life. *The Gerontologist*. 2012;52(2):265-71.
74. Rajendran V, Roy FG, Jeevanantham D. Reliability of pediatric reach test in children with hearing impairment. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2012;76(6):901-5.
75. Xiao M, Luximon Y, Luximon A. Foot Structure and Anatomy. Salvendy G, ed. *The Science of Footwear*. London: CRC Press Taylor & Francis Group; 2012.
76. Abboud R. (i) Relevant foot biomechanics. *Current Orthopaedics*. 2002;16(3):165-79.
77. Ridola C, Palma A. Functional anatomy and imaging of the foot. *Italian journal of anatomy and embryology= Archivio Italiano di Anatomia ed Embriologia*. 2001;106(2):85-98.
78. Okita N, Meyers SA, Challis JH, Sharkey NA. Midtarsal joint locking: new perspectives on an old paradigm. *Journal of Orthopaedic Research*. 2014;32(1):110-5.

79. Epeldegui T, Delgado E. Acetabulum pedis. Part I: Talocalcaneonavicular joint socket in normal foot. *Journal of Pediatric Orthopedics Part B*. 1995;4(1):1-10.
80. Inman VT, Ralston H, Todd F. *A locomoção humana*. Rose J, Gamble JG *Marcha humana 2ª ed* São Paulo: Premier. 1998:1-21.
81. Jacquelin Perry M. *Gait analysis: normal and pathological function*. New Jersey: SLACK. 2010.
82. Blackwood CB, Yuen TJ, Sangeorzan BJ, Ledoux WR. The midtarsal joint locking mechanism. *Foot & Ankle International*. 2005;26(12):1074-80.
83. Huson A. Functional anatomy of the foot. *Disorders of the Foot and Ankle*. 1991;1:409-31.
84. Jastifer JR, Gustafson PA. The subtalar joint: biomechanics and functional representations in the literature. *The foot*. 2014;24(4):203-9.
85. Jenkyn TR, Anas K, Nichol A. Foot segment kinematics during normal walking using a multisegment model of the foot and ankle complex. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2009;131(3):1-7.
86. Krauss I, Mauch M. Foot morphology. *The science of footwear*. 2012;1:19-46.
87. Mathewson E. *Foot Posture in school children from the western cape: Differences between footwear use, gender and race: Stellenbosch: Stellenbosch University; 2016.*
88. Ledoux WR, Shofer JB, Ahroni JH, Smith DG, Sangeorzan BJ, Boyko EJ. Biomechanical differences among pes cavus, neutrally aligned, and pes planus feet in subjects with diabetes. *Foot & Ankle International*. 2003;24(11):845-50.
89. Naudi S, Dauplat G, Staquet V, Parent S, Mehdi N, Maynou C. Anterior tarsectomy long-term results in adult pes cavus. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2009;95(4):293-300.
90. Sugathan HK, Sherlock DA. A modified Jones procedure for managing clawing of lesser toes in pes cavus: long-term follow-up in 8 patients. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2009;48(6):637-41.
91. Levy JC, Mizel MS, Wilson LS, Fox W, McHale K, Taylor DC, et al. Incidence of foot and ankle injuries in West Point cadets with pes planus compared to the general cadet population. *Foot & Ankle International*. 2006;27(12):1060-4.
92. Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & Posture*. 2013;37(3):445-51.
93. Root ML. Normal and abnormal function of the foot. *Clinical Biomechanics*. 1977;2.
94. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *The American Journal of Sports Medicine*. 1999;27(5):585-93.



95. Ledoux WR, Shofer JB, Smith DG, Sullivan K, Assal M, Reiber GE. Relationship between foot type, foot deformity, and ulcer occurrence in the high-risk diabetic foot. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2005;42(5):665-72.
96. Jahss MD. Examination. *Disorders of the foot*. Philadelphia: W.B. Saunders; 1982. p. 81-102.
97. Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, Hauser G, Sluga M. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics*. 2006;118(2):634-9.
98. Stavlas P, Grivas TB, Michas C, Vasiliadis E, Polyzois V. The evolution of foot morphology in children between 6 and 17 years of age: a cross-sectional study based on footprints in a Mediterranean population. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2005;44(6):424-8.
99. Tudor A, Ruzic L, Sestan B, Sirola L, Prpić T. Flat-footedness is not a disadvantage for athletic performance in children aged 11 to 15 years. *Pediatrics*. 2009;123(3):386-392.
100. Waseda A, Suda Y, Inokuchi S, Nishiwaki Y, Toyama Y. Standard growth of the foot arch in childhood and adolescence—derived from the measurement results of 10,155 children. *Foot and Ankle Surgery*. 2014;20(3):208-14.
101. Dick I. Foot measurements of New Zealand children. *NZJ Sci Technol*. 1952;33:415-29.
102. Anderson M, Blais M, Green WT. Growth of the normal foot during childhood and adolescence; length of the foot and interrelations of foot, stature, and lower extremity as seen in serial records of children between 1-18 years of age. *American Journal of Physical Anthropology*. 1956;14(2):287-308.
103. Rai J, Prakash S. Dimensional study of arch height and girths of foot in Panjabi children. *Indian J Med*. 1978;68:121-129.
104. Cheng J, Leung S, Leung A, Guo X, Sher A, Mak A. Change of foot size with weightbearing. A study of 2829 children 3 to 18 years of age. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1997(342):123-31.
105. Wenger DR, Mauldin D, Morgan D, Sobol MG, Pennebaker M, Thaler R. Foot growth rate in children age one to six years. *Foot & Ankle*. 1983;3(4):207-10.
106. Müller S, Carlsohn A, Müller J, Baur H, Mayer F. Static and dynamic foot characteristics in children aged 1–13 years: a cross-sectional study. *Gait & Posture*. 2012;35(3):389-94.
107. Bosch K, Gerß J, Rosenbaum D. Development of healthy children's feet—nine-year results of a longitudinal investigation of plantar loading patterns. *Gait & Posture*. 2010;32(4):564-71.
108. Bosch K, Nagel A, Weigend L, Rosenbaum D. From “first” to “last” steps in life—pressure patterns of three generations. *Clinical Biomechanics*. 2009;24(8):676-81.

109. Sutherland D. The development of mature gait. *Gait & Posture*. 1997;6(2):163-70.
110. Martínez-Nova A, Gijón-Noguerón G, Alfageme-García P, Montes-Alguacil J, Evans AM. Foot posture development in children aged 5 to 11 years: A three-year prospective study. *Gait & Posture*. 2018;62:280-4.
111. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: translating research into clinical practice*. 3th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
112. Nejc S, Jernej R, Loeffler S, Kern H. Sensitivity of body sway parameters during quiet standing to manipulation of support surface size. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2010;9(3):431.
113. Hsu Y-S, Kuan C-C, Young Y-H. Assessing the development of balance function in children using stabilometry. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2009;73(5):737-40.
114. Panjan A, Sarabon N. Review of methods for the evaluation of human body balance. *Sport Science Review*. 2010;19(5-6):131.
115. Wiener-Vacher SR. Vestibular disorders in children. *International Journal of Audiology*. 2008;47(9):578-83.
116. Winter DA, Patla AE, Frank JS. Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol*. 1990;16(1-2):31-51.
117. Woollacott MH, Tang P-F. Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Physical Therapy*. 1997;77(6):646-60.
118. Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. *Handbook of balance function testing*: Mosby Elsevier Health Science; 1993.
119. Rine RM, Braswell J, Fisher D, Joyce K, Kalar K, Shaffer M. Improvement of motor development and postural control following intervention in children with sensorineural hearing loss and vestibular impairment. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2004;68(9):1141-8.
120. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*. 1998;80(3):1211-21.
121. Bardy BG, Oullier O, Bootsma RJ, Stoffregen TA. Dynamics of human postural transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. 2002;28(3):499.
122. Merlo A, Zemp D, Zanda E, Rocchi S, Meroni F, Tettamanti M, et al. Postural stability and history of falls in cognitively able older adults: The Canton Ticino study. *Gait & Posture*. 2012;36(4):662-6.
123. Trojian TH, McKeag DB. Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*. 2006;40(7):610-3.
124. Moghadam M, Ashayeri H, Salavati M, Sarafzadeh J, Taghipoor KD, Saeedi A, et al. Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait & Posture*. 2011;33(4):651-5.

125. Duclos NC, Maynard L, Barthelemy J, Mesure S. Postural stabilization during bilateral and unilateral vibration of ankle muscles in the sagittal and frontal planes. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2014;11(1):1-10.
126. Suponitsky Y, Verbitsky O, Peled E, Mizrahi J. Effect of selective fatiguing of the shank muscles on single-leg-standing sway. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18(4):682-9.
127. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal Of Sports Medicine*. 2015;49(5):290-.
128. Baczkowicz D, Szczegielniak J, Proszkowiec M. Relations between postural stability, gait and falls in elderly persons--preliminary report. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*. 2008;10(5):478-85.
129. de Noronha M, Refshauge KM, Herbert RD, Kilbreath SL. Do voluntary strength, proprioception, range of motion, or postural sway predict occurrence of lateral ankle sprain? *British Journal of Sports Medicine*. 2006;40(10):824-8.
130. Júnior PF, Barela JA. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos: uso da informação visual. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*. 2006;6(1):94-105.
131. Bankoff ADP, Bekedorf RG, Schmidt A, Ciol P, Zamai CA. Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodômetro eletrônico. *Conexões*. 2006;4(2):19-30.
132. Jankowicz-Szymanska A, Mikolajczyk E, Wardzala R. Arch of the foot and postural balance in young judokas and peers. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*. 2015;24(5):456-60.
133. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2005;60(12):1546-52.
134. Twomey D, McIntosh A, Simon J, Lowe K, Wolf S. Kinematic differences between normal and low arched feet in children using the Heidelberg foot measurement method. *Gait & Posture*. 2010;32(1):1-5.
135. Riemann BL, Guskiewicz KM, Shields EW. Relationship between clinical and forceplate measures of postural stability. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1999;8(2):71-82.
136. Shepard NT, Telian A. *Practical Management of the Balance Disorder Patient*. San Diego: Singular Publishing Group; 1996.
137. Emery CA. Is there a clinical standing balance measurement appropriate for use in sports medicine? A review of the literature. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2003;6(4):492-504.
138. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2001;31(10):546-66.

139. Zhang X, Schütte KH, Vanwanseele B. Foot muscle morphology is related to center of pressure sway and control mechanisms during single-leg standing. *Gait & Posture*. 2017;57:52-6.
140. Kelly LA, Kuitunen S, Racinais S, Cresswell AG. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(1):46-51.
141. Kelly L, Lichtwark G, Cresswell A. Dynamic function of the plantar intrinsic foot muscles during walking and running. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2013;16:e4.
142. O'Sullivan SB, Schmitz TJ. *Physical rehabilitation: assessment and treatment*. Philadelphia: FA Davis; 1994.
143. Shumway-Cook A, Woollacott MH. The growth of stability: postural control from a developmental perspective. *Journal of Motor Behavior*. 1985;17(2):131-47.
144. Crosby BR. *Analysis of Barefoot and Preferred Footwear in Functional Movement Screen Scores*: Illinois State University; 2016.
145. Staheli LT. Shoes for children: a review. *Pediatrics*. 1991;88(2):371-5.
146. Wenger DR, Mauldin D, Speck G, Morgan D, Lieber RL. Corrective shoes and inserts as treatment for flexible flatfoot in infants and children. *JBJS*. 1989;71(6):800-10.
147. Tan JS. The balance control of young children under different shod conditions in a naturalistic environment. *Gait & Posture*. 2019;68:68-71.
148. Nashner LM, Black FO, Wall C. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *Journal of Neuroscience*. 1982;2(5):536-44.
149. Black FO, Wall C, Nashner LM. Effects of visual and support surface orientation references upon postural control in vestibular deficient subjects. *Acta Oto-Laryngologica*. 1983;95(1-4):199-210.
150. Black FO. Vestibulospinal function assessment by moving platform posturography. *The American Journal of Otology*. 1985:39-46.
151. Ornitz EM. Normal and pathological maturation of the vestibular function in the human child. *Development of Auditory and Vestibular Systems*. 1983:479-536.
152. Forssberg H, Nashner LM. Ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance. *Journal of Neuroscience*. 1982;2(5):545-52.
153. Steindl R, Kunz K, Schrott-Fischer A, Scholtz A. Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Developmental Medicine and Child Neurology*. 2006;48(6):477-82.
154. Brandt T, Wenzel D, Dichgans J. Die Entwicklung der visuellen Stabilisation des aufrechten Standes beim Kind: ein Reifezeichen in der Kinderneurologie. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*. 1976;223(1):1-13.

155. Hirabayashi S-i, Iwasaki Y. Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain and Development*. 1995;17(2):111-3.
156. Riach C, Hayes K. Maturation of postural sway in young children. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 1987;29(5):650-8.
157. Aust G. Visuell-propriozeptive Interaktionen–Posturographie mit visuellem Feedback bei Kindern. *Oto-Rhino-Laryngologia Nova*. 1996;6(5-6):277-82.
158. Cherng R-J, Chen J, Su F. Vestibular system in performance of standing balance of children and young adults under altered sensory conditions. *Perceptual and Motor Skills*. 2001;92(3\_suppl):1167-79.
159. Chen J, Woollacott MH. Lower extremity kinetics for balance control in children with cerebral palsy. *Journal of Motor Behavior*. 2007;39(4):306-16.
160. Figura F, Cama G, Capranica L, Guidetti L, Pulejo C. Assessment of static balance in children. *J Sports Med Phys Fitness*. 1991;31(2):235-42.
161. Mauch M, Grau S, Krauss I, Maiwald C, Horstmann T. Foot morphology of normal, underweight and overweight children. *International Journal of Obesity*. 2008;32(7):1068-75.
162. Furgal W AA. Foot arch formation in children depending on physical activity level. *Pol J Sport Med* 2008;24:111-22.
163. Tenenbaum S, Hershkovich O, Gordon B, Bruck N, Thein R, Derazne E, et al. Flexible pes planus in adolescents: body mass index, body height, and gender—an epidemiological study. *Foot & Ankle international*. 2013;34(6):811-7.
164. Lin C-J, Lai K-A, Kuan T-S, Chou Y-L. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2001;21(3):378-82.
165. Rome K, Ashford RL, Evans A. Non-surgical interventions for paediatric PEs planus. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2010(7).
166. Mergner T, Maurer C, Peterka RJ. Sensory contributions to the control of stance. *Sensorimotor Control of Movement and Posture*: Springer; 2002. p. 147-52.
167. Nakajima Y, Kaga K, Takekoshi H, Sakuraba K. Evaluation of vestibular and dynamic visual acuity in adults with congenital deafness. *Perceptual and Motor Skills*. 2012;115(2):503-11.
168. Greenwald BD, Gurley JM. Balance and vestibular function. *NeuroRehabilitation*. 2013;32(3):433-5.
169. Martin W, Jelsma J, Rogers C. Motor proficiency and dynamic visual acuity in children with bilateral sensorineural hearing loss. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2012;76(10):1520-5.
170. Schwab B, Kontorinis G. Influencing factors on the vestibular function of deaf children and adolescents-evaluation by means of dynamic posturography. *The Open Otorhinolaryngology Journal*. 2011;5(1).

171. Pajor A, Jozefowicz-Korczynska M. Prognostic factors for vestibular impairment in sensorineural hearing loss. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2008;265(4):403-7.
172. Wilson V, Peterson B. The role of the vestibular system in posture and movement. *Medical Physiology*. 1980;1:813-36.
173. Kaga K. Vestibular compensation in infants and children with congenital and acquired vestibular loss in both ears. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 1999;49(3):215-24.
174. Azevedo M, Samelli A. Comparative study of balance on deaf and hearing children. *Rev CEFAC*. 2009;11(Supl 1):85-91.
175. Mangabeira Albernaz PL, Ganança MM, Caovilla HH, Ito YI, Novo NF, Juliano Y. Aspectos clínicos e terapêuticos das vertigens. *Acta Awho*. 1986:49-109.
176. Northern J, Downs M. Hearing in children. 3rd Audição na infância. Baltimore: Williams e Wilkens; 2002.
177. Kanegaonkar R, Amin K, Clarke M. The contribution of hearing to normal balance. *The Journal of Laryngology & Otology*. 2012;126(10):984-8.
178. Raper S, Soames R. The influence of stationary auditory fields on postural sway behaviour in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1991;63(5):363-7.
179. Tanaka T, Kojima S, Takeda H, Ino S, Ifukube T. The influence of moving auditory stimuli on standing balance in healthy young adults and the elderly. *Ergonomics*. 2001;44(15):1403-12.
180. Park SH, Lee K, Lockhart T, Kim S. Effects of sound on postural stability during quiet standing. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2011;8(1):1-5.
181. Lin FR, Ferrucci L. Hearing loss and falls among older adults in the United States. *Archives of Internal Medicine*. 2012;172(4):369-71.
182. Viljanen A, Kaprio J, Pyykkö I, Sorri M, Koskenvuo M, Rantanen T. Hearing acuity as a predictor of walking difficulties in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2009;57(12):2282-6.
183. Viljanen A, Kaprio J, Pyykkö I, Sorri M, Pajala S, Kauppinen M, et al. Hearing as a predictor of falls and postural balance in older female twins. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*. 2009;64(2):312-7.
184. Lopez D, McCaul KA, Hankey GJ, Norman PE, Almeida OP, Dobson AJ, et al. Falls, injuries from falls, health related quality of life and mortality in older adults with vision and hearing impairment—is there a gender difference? *Maturitas*. 2011;69(4):359-64.
185. Da HK, Lee JD, Lee HJ. Relationships among hearing loss, cognition and balance ability in community-dwelling older adults. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015;27(5):1539-42.

186. Dozza M, Horak FB, Chiari L. Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Experimental Brain Research*. 2007;178(1):37-48.
187. Easton R, Greene AJ, DiZio P, Lackner JR. Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally blind people. *Experimental Brain Research*. 1998;118(4):541-50.
188. Lackner JR. The role of posture in sound localization. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*. 1974;26(2):235-51.
189. Lackner JR, DiZio PA. Aspects of body self-calibration. *Trends in Cognitive Sciences*. 2000;4(7):279-88.
190. Sartini M, Cristina M, Spagnolo A, Cremonesi P, Costaguta C, Monacelli F, et al. The epidemiology of domestic injurious falls in a community dwelling elderly population: an outgrowing economic burden. *European Journal of Public Health*. 2010;20(5):604-6.
191. Sterling DA, O'connor JA, Bonadies J. Geriatric falls: injury severity is high and disproportionate to mechanism. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. 2001;50(1):116-9.
192. Gallahue DL. Understanding motor development: Infants, children. Adolescents. 1989:200-36.
193. Lieberman LJ, Volding L, Winnick JP. Comparing motor development of deaf children of deaf parents and deaf children of hearing parents. *American Annals of the Deaf*. 2004;149(3):281-9.
194. Branta C, Haubenstricker J, Seefeldt V. Age changes in motor skills during childhood and adolescence. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 1984;12:467-520.
195. Rarick G. The emergence of the study of human motor development. *Perspectives on the Academic Discipline of Physical Education*. 1981:163-89.
196. Butterfield S, Van der Mars H, Chase J. Fundamental motor skill performances of deaf and hearing children ages 3 to 8. *Clinical Kinesiology*. 1993;47(1):2-6.
197. Dummer GM, Haubenstricker JL, Stewart DA. Motor skill performances of children who are deaf. *Adapted Physical Activity Quarterly*. 1996;13(4):400-14.
198. Fisher A, Reilly JJ, Kelly LA, Montgomery C, Williamson A, Paton JY, et al. Fundamental movement skills and habitual physical activity in young children. *Med Sci Sports Exerc*. 2005;37(4):684-8.
199. Shah J, Rao K, Malawade M, Khatri S. Effect of motor control program in improving gross motor function and postural control in children with sensorineural hearing loss-A pilot study. *Pediat Ther*. 2013;3:1-4.
200. Crowe TK, Horak FB. Motor proficiency associated with vestibular deficits in children with hearing impairments. *Physical Therapy*. 1988;68(10):1493-9.

201. Nadol Jr JB, Hsu W. Histopathologic correlation of spiral ganglion cell count and new bone formation in the cochlea following meningogenic labyrinthitis and deafness. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*. 1991;100(9):712-6.
202. Rajendran V, Finita G. Motor development and postural control evaluation of children with sensorineural hearing loss: a review of three inexpensive assessment tools-PBS, TGMD-2, and P-CTSIB. *Iranian Journal of Child Neurology*. 2010;4(4):7-12.
203. Weisz S. Studies in equilibrium reaction. *The Journal of Nervous and Mental Disease*. 1938;88(2):150-62.
204. Maurer C, Mergner T, Peterka R. Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research*. 2006;171(2):231-50.
205. Rine R, Spielholz N, Buchman C. Postural control in children with sensorineural hearing loss and vestibular hypofunction: deficits in sensory system effectiveness and vestibulospinal function. *Control of Posture and Gait*. 2001:40-5.
206. Chilosi AM, Comparini A, Scusa MF, Berrettini S, Forli F, Battini R, et al. Neurodevelopmental disorders in children with severe to profound sensorineural hearing loss: a clinical study. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2010;52(9):856-62.
207. Rine RM. Growing evidence for balance and vestibular problems in children. *Audiological Medicine*. 2009;7(3):138-42.
208. Shall MS. The importance of saccular function to motor development in children with hearing impairments. *International Journal of Otolaryngology*. 2009;2009.
209. Gheysen F, Loots G, Van Waelvelde H. Motor development of deaf children with and without cochlear implants. *Journal of Deaf Studies and Deaf Education*. 2008;13(2):215-24.
210. Suarez H, Angeli S, Suarez A, Rosales B, Carrera X, Alonso R. Balance sensory organization in children with profound hearing loss and cochlear implants. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2007;71(4):629-37.
211. Cushing SL, Papsin BC, Rutka JA, James AL, Gordon KA. Evidence of vestibular and balance dysfunction in children with profound sensorineural hearing loss using cochlear implants. *The Laryngoscope*. 2008;118(10):1814-23.
212. Kaga K, Shinjo Y, Jin Y, Takegoshi H. Vestibular failure in children with congenital deafness. *Int J Audiol*. 2008;47(9):590-9.
213. Angeli S. Value of vestibular testing in young children with sensorineural hearing loss. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*. 2003;129(4):478-82.
214. Herdman SJ, Clendaniel RA, Mattox DE, Holliday MJ, Niparko JK. Vestibular adaptation exercises and recovery: acute stage after acoustic



- neuroma resection. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*. 1995;113(1):77-87.
215. Krebs DE, Gill-Body KM, Riley PO, Parker SW. Double-blind, placebo-controlled trial of rehabilitation for bilateral vestibular hypofunction: preliminary report. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*. 1993;109(4):735-741.
  216. Cohen H. Vestibular rehabilitation reduces functional disability. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, 1992;107(5):638-643.
  217. De Kegel A, Dhooge I, Peersman W, Rijckaert J, Baetens T, Cambier D, Van Waelvelde H. Construct validity of the assessment of balance in children who are developing typically and in children with hearing impairments. *Physical Therapy*. 2010;90(12):1783-1794.
  218. del Pino BG, Femia P, Pérez-Fernández N. Vestibular examination of children with alterations in balance (II): results by pathologies. *Acta Otorrinolaringologica (English Edition)*. 2011;62(5):385-391.
  219. Formigoni FG. Avaliação vestibular na criança. In: Ganança MM, editor. *Vertigem tem cura: o que aprendemos nestes últimos 30 anos*. São Paulo: Lemos; 1998. p.117-26.
  220. Yoo JH, and Nixon MS. Markerless Human Gait Analysis via Image Sequences Proceedings of the ISB. XIXth Congress; July 2003; Dunedin, New Zealand.
  221. Perry J, Burnfield JM. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated; 2010.
  222. Murray MP, Drought AB., and Kory RC. Walking Patterns of Normal Men, *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1964;46A(2):335-360..
  223. Yoo J-H, Hwang D, Moon K-Y, Nixon MS, editors. Automated human recognition by gait using neural network. 2008 First Workshops on Image Processing Theory, Tools and Applications; 2008: IEEE.
  224. Sugandhi K, Wahid FF, Raju G, editors. Detection of human gait cycle: An overlap based approach. 2017 International Conference on Infocom Technologies and Unmanned Systems (Trends and Future Directions)(ICTUS); 2017: IEEE.
  225. Singh D. Normal Gait Cycle / Bone and Spine 2017. Available from: <http://boneandspine.com/normal-gait-cycle/>.
  226. Mohammed S, Same A, Oukhellou L, Kong K, Huo W, Amirat Y. Recognition of gait cycle phases using wearable sensors. *Robotics and Autonomous Systems*. 2016;75:50-9.
  227. MacDonald C, Smith D, Brower R, Ceberio M, Sarkodie-Gyan T, editors. Determination of human gait phase using fuzzy inference. 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics; 2007: IEEE.

228. Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1987;67:402–11.
229. Tirosh O, Sangeux M, Wong M, Thomason P, Graham HK. Walking speed effects on the lower limb electromyographic variability of healthy children aged 7–16 years. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2013;23(6):1451-1459.
230. Tickle C. How the embryo makes a limb: determination, polarity and identity. *J. Anat.* 2015;227(4):418-30.
231. Chester VL, Tingley M, Biden EN. A comparison of kinetic gait parameters for 3–13 year olds. *Clin Biomech (Bristol Avon).* 2006;21:726–32.
232. Ganley KJ, Powers CM. Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait & Posture.* 2005;21:141–5.
233. Hillman SJ, Stansfield BW, Richardson AM, Robb JE. Development of temporal and distance parameters of gait in normal children. *Gait & Posture.* 2009;29:81–5.
234. Vaughan CL, Langerak NG, O'Malley MJ. Neuromaturation of human locomotion revealed by non-dimensional scaling. *Exp Brain Res.* 2003;153:123–7.
235. Brill B, Breniere Y. Postural requirements and progression velocity in young walkers. *J. Mot. Behav.* 1992;24:105–16.
236. Rose-Jacobs R. Development of gait at slow, free, and fast speeds in 3- and 5-year-old children. *Phys. Ther.* 1983;63:1251–9.
237. Menkveld SR, Knipstein EA, Quinn JR. Analysis of gait patterns in normal school-aged children. *J. Pediatr. Orthop.* 1988;8:263–7.
238. Runge M, Hunter G. Determinants of musculoskeletal frailty and the risk of falls in old age. *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.* 2006;6:167–73.
239. Bisi MC, Stagni R. Complexity of human gait pattern at different ages assessed using multiscale entropy: from development to decline. *Gait & Posture.* 2016;47:37-42.
240. Ounpuu S, Gage JR, Davis RB. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *Journal of Pediatric Orthopedics.* 1991;11(3):341-349.
241. Chester VL, Wrigley AT. The identification of age-related differences in kinetic gait parameters using principal component analysis. *Clinical Biomechanics.* 2008;23(2):212-220.
242. Oeffinger DJ, Augsburger S, Cupp T. Age Related Changes In Able-Bodied Populations. *Gait & Posture.* 1997;2(5):155-156.
243. Cupp T, Oeffinger D, Tylkowski C, Augsburger S. Age-related kinetic changes in normal pediatrics. *Journal of Pediatric Orthopaedics.* 1999;19(4):475-478.

244. Samson W, Van Hamme A, Desroches G, Dohin B, Dumas R, Chèze L. Biomechanical maturation of joint dynamics during early childhood: Updated conclusions. *Journal of Biomechanics*. 2013;46(13):2258-2263.
245. Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME, Lawson AA, Mann AM, Loudon IR, Robb, J. E. (2001). Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 21(3):403-411.
246. Botton J, Heude B, Maccario J, Ducimetière P, Charles MA, FLVS Study Group. Postnatal weight and height growth velocities at different ages between birth and 5 y and body composition in adolescent boys and girls. *The American Journal of Clinical Nutrition*. 2008;87(6):1760-1768.
247. Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, Woo SL. The development of mature gait. *J. Bone Jt. Surg. Am*. 1980;62:336–53.
248. Beck RJ, Andriacchi TP, Kuo KN, Fermier RW, Galante JO. Changes in the gait patterns of growing children. *J. Bone Jt. Surg. Am*. 1981;63:1452–7.
249. Hausdorff JM, Zemaný L, Peng C, Goldberger AL. Maturation of gait dynamics: stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *J. Appl. Physiol*. 1999;86:1040–7.
250. Gallahue DL, Ozmun JC. *Understanding Motor Development: Infants, Children, Adolescents, Adults*. 6th ed. McGraw-Hill; 2006.
251. Chang WN, Lipton JS, Tsirikos AI, Miller F. Kinesiological surface electromyography in normal children: range of normal activity and pattern analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007;17:437–45.
252. Okamoto T, Okamoto K, Andrew PD. Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking. *Gait & Posture*. 2003;17:18–27.
253. Shiavi R, Bugle HJ, Limbird T. Electromyographic gait assessment, Part 1: Adult EMG profiles and walking speed. *J Rehabil Res Dev*. 1987;24:13–23.
254. Shiavi R, Green N, McFadyen B, Frazer M, Chen J. Normative childhood EMG gait patterns. *J Orthop Res*. 1987;5:283–95.
255. Detrembleur C, Willems P, Plaghki L. Does walking speed influence the time pattern of muscle activation in normal children? *Dev Med Child Neurol*. 1997;39:803–7.
256. Schwartz MH, Rozumalski A, Trost JP. The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *J Biomech*. 2008;41:1639–50.
257. Chester VL, Tingley M, Biden EN. A comparison of kinetic gait parameters for 3–13 year olds. *Clin Biomech (Bristol Avon)* 2006;21:726–32.
258. Lord S, Galna B, Rochester L. Moving forward on gait measurement: toward a more refined approach. *Movement Disorders*. 2013;28(11):1534-1543.
259. Montes J, Dunaway S, Montgomery MJ, Sproule D, Kaufmann P, De Vivo DC, et al. Fatigue leads to gait changes in spinal muscular atrophy. *Muscle & Nerve*. 2011;43(4):485-488.

260. Bovonsunthonchai S, Vachalathiti R, Pisarnpong A, Khobhun F, Hiengkaew V. Spatiotemporal gait parameters for patients with Parkinson's disease compared with normal individuals. *Physiotherapy Research International*. 2014;19(3):158-165.
261. Morrison SC, Ferrari J, Smillie S. Are spatiotemporal gait characteristics reliable outcome measures in children with developmental coordination disorder?. *Pediatric Physical Therapy*. 2012;24(1):46-50.
262. Rinehart NJ, Tonge BJ, Ianseck R, McGinley J, Brereton AV, Enticott PG, Bradshaw JL. Gait function in newly diagnosed children with autism: cerebellar and basal ganglia related motor disorder. *Developmental Medicine and Child Neurology*. 2006;48(10):819-824.
263. Elbaz A, Mor A, Segal G, Debi R, Shazar N, Herman A. Novel classification of knee osteoarthritis severity based on spatiotemporal gait analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2014;22(3):457-463.
264. Patterson KK, Nadkarni NK, Black SE, McIlroy WE. Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age. *Gait & Posture*. 2012;35(4):590-594.
265. Bosch K, Rosenbaum D. Gait symmetry improves in childhood—a 4-year follow-up of foot loading data. *Gait & Posture*. 2010;32(4):464-468.
266. Öberg T, Karsznia A, Öberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1993;30:210-210.
267. Studenski S, Perera S, Patel K, Rosano C, Faulkner K, Inzitari M, et al. Gait speed and survival in older adults. *Jama*. 2011;305(1):50-58.
268. Yang JF, Winter DA. Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1985;60(6):485-491.
269. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*. 1999;14(5):297-308.
270. Harbourne RT, Stergiou N. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*. 2009;89(3):267-282.
271. Sanger TD. Controlling variability. *Journal of Motor Behavior*. 2010;42(6):401-407.
272. Nakayama Y, Kudo K, Ohtsuki T. Variability and fluctuation in running gait cycle of trained runners and non-runners. *Gait & Posture*. 2010;31(3):331-335.
273. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001;82(8):1050-1056.

274. Herman T, Giladi N, Gurevich T, Hausdorff JM. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a “cautious” gait: why do certain older adults walk fearfully?. *Gait & Posture*. 2005;21(2):178-185.
275. Giest TN, Chang YH. Biomechanics of the human walk-to-run gait transition in persons with unilateral transtibial amputation. *Journal of Biomechanics*. 2016;49(9):1757-1764.
276. Pires NJ, Lay BS, Rubenson J. Joint-level mechanics of the walk-to-run transition in humans. *Journal of Experimental Biology*. 2014;217(19):3519-3527.
277. Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB, Landorf KB. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & Posture*. 2013;38(3):363-372.
278. Houck JR, Tome JM, Nawoczenski DA. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait & Posture*, 2008;28(1):29-37.
279. Cobb SC, Tis LL, Johnson JT, Geil MD, McCarty FA. The effect of low-mobile foot posture on multi-segment medial foot model gait kinematics. *Gait & Posture*. 2009;30(3):334-339.
280. Powell DW, Long B, Milner CE, Zhang S. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high-and low-arched females during dynamic loading tasks. *Human Movement Science*. 2011;30(1):105-114.
281. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*. 2004;19(4):391-397.
282. Oliveira LF, Vieira TM, Macedo AR, Simpson DM, Nadal J. Postural sway changes during pregnancy: a descriptive study using stabilometry. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*. 2009;147(1):25-28.
283. Bricot BP. *Icone*. São Paulo. 1999
284. Gagey PM, Weber B, Cunha HM, Ikeda M. *Posturologia: regulação e distúrbios da posição ortostática*. 2000.
285. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics*. 2006;21(1), 89-98.
286. Mathewson E. *Foot Posture in school children from the western cape: differences between footwear use, gender and race [PhD thesis]*. Stellenbosch: Stellenbosch University; 2016.
287. Stavlas P, Grivas TB, Michas C, Vasiliadis E, Polyzois V. The evolution of foot morphology in children between 6 and 17 years of age: a cross-sectional study based on footprints in a Mediterranean population. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2005;44(6):424-428.

288. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*. 2002;15(3):282-291.
289. Dahle LK, Mueller M, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1991;14(2):70-74.
290. Tsai LC, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2006;36(12):942-953.
291. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The Orthopedic Clinics of North America*. 1982;13(3):541-558.
292. Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*. 1987;20(5):547-551.
293. Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*. 1977;10(4):261-268.
294. Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear?. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1997;45(3):313-320.
295. Fritz S, Lusardi M. White paper: "walking speed: the sixth vital sign". *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2009;32(2):2-5.
296. Najafi B, Khan T, Wrobel J. Laboratory in a box: wearable sensors and its advantages for gait analysis. In 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 2011;6507-6510). IEEE.
297. Skopljak A, Muftic M, Sukalo A, Masic I, Zunic L. Pedobarography in diagnosis and clinical application. *Acta Informatica Medica*. 2014;22(6):374.
298. S E. King Khalid University; [11 December 2015]. Available from: <http://www.slideshare.net/shimaa2022/gait-analysis-15743497>.
299. Oladeji O, Stackhouse C, Gracely E, Orlin M. Comparison of the two-step and midgait methods of plantar pressure measurement in children. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2008;98(4):268-277.
300. Bryant A, Singer K, Tinley P. Comparison of the reliability of plantar pressure measurements using the two-step and midgait methods of data collection. *Foot & Ankle International*. 1999;20(10):646-650.
301. Hughes J. The clinical use of pedobarography. *Acta Orthopaedica Belgica*. 1993;59:10-10.
302. Bellizzi M, Rizzo G, Bellizzi G, Ranieri M, Fanelli M, Megna G, et al. Electronic baropodometry in patients affected by ocular torticollis. *Strabismus*. 2011;19(1):21-25.
303. Kaercher CW, Genro VK, Souza CA, Alfonsin M, Berton G, Cunha Filho JS. Baropodometry on women suffering from chronic pelvic pain-a cross-sectional study. *BMC Women's Health*. 2011;11(1), 51.

304. Martínez-Nova A, Sánchez-Rodríguez R, Cuevas-García JC, Sánchez-Barrado E. Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitación*. 2007;41(4):155-160.
305. Bennetts CJ, Owings TM, Erdemir A, Botek G, Cavanagh PR. Clustering and classification of regional peak plantar pressures of diabetic feet. *Journal of Biomechanics*. 2013;46(1):19-25.
306. Morasiewicz P, Dragan S, Dragan SŁ, Wrzosek Z, Pawik Ł. Pedobarographic analysis of body weight distribution on the lower limbs and balance after Ilizarov corticotomies. *Clinical Biomechanics*. 2016;31:2-6.
307. Menezes LTD, Barbosa PHFDA, Costa AS, Mundim AC, Ramos G C, Paz CCDSC, Martins EF. Baropodometric technology used to analyze types of weight-bearing during hemiparetic upright position. *Fisioterapia em Movimento*. 2012;25(3):583-594.
308. Keijsers NLW, Stolwijk NM, Nienhuis B, Duysens J. A new method to normalize plantar pressure measurements for foot size and foot progression angle. *Journal of Biomechanics*. 2009;42(1), 87-90.
309. Bricot B. Total postural reprogramming. Santa Monica: Dux Lucis Books. 2008.
310. Xiong S, Goonetilleke RS, Rodrigo WAS, Zhao J. A model for the perception of surface pressure on human foot. *Applied Ergonomics*. 2013;44(1):1-10.
311. Rosa SDS, Colon D, dos Reis CA, Balthazar JM, Silveira M, Fleury R et al. Mathematical modelling of passive diabetic step. Uberlândia-Minas Gerais-Brasil, 2014.
312. Zulkifli SS, & Loh, WP. A state-of-the-art review of foot pressure. *Foot and Ankle Surgery*. 2020;26(1):25-32.
313. Saltzman CL, Nawoczinski DA, Talbot KD. Measurement of the medial longitudinal arch. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1995;76(1):45-49.
314. Cobey JC, Sella E. Standardizing methods of measurement of foot shape by including the effects of subtalar rotation. *Foot & Ankle*. 1981;2(1):30-36.
315. Koo S, Chun S, Lee KM, Cho BC, Koo YJ, Kang, DW, Park MS. Sex differences in pedobarographic findings and relationship between radiographic and pedobarographic measurements in young healthy adults. *Clinics in Orthopedic Surgery*. 2018;10(2):216-224.
316. Koo S, Park MS, Chung CY, Yoon JS, Park C, Lee KM. Effects of walking speed and slope on pedobarographic findings in young healthy adults. *PloS One*. 2019;14(7).
317. Jasiewicz B, Klimiec E, Młotek M, Guzdek P, Duda S, Adameczyk J, et al. Quantitative Analysis of Foot Plantar Pressure During Walking. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*. 2019;25:4916.

318. Morton DJ. Structural factors in static disorders of the foot. *The American Journal of Surgery*. 1930;9(2):315-328.
319. Elftman H. A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot. *The Anatomical Record*. 1934;59(4):481-491.
320. Rupérez MJ, Martín-Guerrero JD, Monserrat C, Alcañiz M. Artificial neural networks for predicting dorsal pressures on the foot surface while walking. *Expert Systems with Applications*. 2012;39(5):5349-5357.
321. Luo ZP, Berglund LJ, An KN. Validation of F-Scan pressure sensor system: a technical note. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1998;35:186-191.
322. Sánchez-Rodríguez R, Martínez-Nova A, Escamilla-Martínez E, Pedrera-Zamorano JD. Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures?. *Gait & Posture*. 2012;36(3):591-595.
323. Wallace J, White H, Augsburger S, Shapiro R, Walker J. Foot pressure analysis using the emed® in typically developing children and adolescents: A summary of current techniques and typically developing cohort data for comparison with pathology. *The Foot*. 2018;37:28-37.
324. Trinkaus E, Shang H. Anatomical evidence for the antiquity of human footwear: Tianyuan and Sunghir. *Journal of Archaeological Science*. 2008;35(7):1928-1933.
325. Cressman LS. Western prehistory in the light of carbon 14 dating. *Southwestern Journal of Anthropology*. 1951;7(3):289-313.
326. Trinkaus E. Anatomical evidence for the antiquity of human footwear use. *Journal of Archaeological Science*. 2005;32(10):1515-1526.
327. Morrison SC, Price C, McClymont J, Nester C. Big issues for small feet: developmental, biomechanical and clinical narratives on children's footwear. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2018;11(1):39.
328. Leveau B F, Bernhardt DB. Developmental biomechanics: effect of forces on the growth, development, and maintenance of the human body. *Physical Therapy*. 1984;64(12):1874-1882.
329. 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.
330. Stolze H, Kutz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke A, Jöhnk K, Deuschl G, et al. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*. 1997;105(6):490-497.
331. Parikh SN, Weesner M, Welge J. Postnatal growth of the calcaneus does not simulate growth of the foot. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2012;32(1):93-99.



332. Walther M, Herold D, Sinderhauf A, Morrison R. Children sport shoes—a systematic review of current literature. *Foot and Ankle Surgery*. 2008;14(4):180-189.
333. Morrison SC, Durward BR, Watt GF, Donaldson MD. Prediction of anthropometric foot characteristics in children. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2009;99(6):497-502.
334. Wegener C, Hunt AE, Vanwanseele B, Burns J, Smith RM. Effect of children's shoes on gait: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2011;4(1):3.
335. Klein C, Groll-Knapp E, Kundi M, Kinz W. Increased hallux angle in children and its association with insufficient length of footwear: a community based cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2009;10(1):159.
336. Echarri JJ, Forriol F. The development in footprint morphology in 1851 Congolese children from urban and rural areas, and the relationship between this and wearing shoes. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*. 2003;12(2):141-146.
337. Rao UB, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 2300 children. *The Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume*. 1992;74(4):525-527.
338. Branthwaite H, Chockalingam N, Grogan S, Jones M. (). Footwear choices made by young women and their potential impact on foot health. *Journal of Health Psychology*. 2013;18(11):1422-1431.
339. Yurt Y, Sener G, Yakut Y. Footwear suitability in Turkish preschool-aged children. *Prosthetics and Orthotics International*. 2014;38(3):224-231.
340. Davies N, Branthwaite H, Chockalingam N. Where should a school shoe provide flexibility and support for the asymptomatic 6-to 10-year-olds and on what information is this based? A Delphi yielded consensus. *Prosthetics and Orthotics International*. 2015;39(3):213-218.
341. Tong J W, Kong P W. Medial longitudinal arch development of children aged 7 to 9 years: longitudinal investigation. *Physical Therapy*. 2016;96(8):1216-1224.
342. Tan JS. The balance control of young children under different shod conditions in a naturalistic environment. *Gait & Posture*. 2019;68:68-71.
343. Hillstrom HJ, Buckland MA, Slevin CM, Hafer JF, Root LM., Backus SI, et al. Effect of shoe flexibility on plantar loading in children learning to walk. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2013;103(4):297-305.
344. Robinson LE, Rudisill ME, Weimar WH, Shroyer JF, Breslin CM, Morera M. Footwear and locomotor skill performance in preschoolers. *Perceptual and Motor Skills*. 2011;113(2):534-538.
345. Hatzitaki V, Zlsi V, Kollias I, Kioumourtzoglou E. Perceptual-motor contributions to static and dynamic balance control in children. *Journal of Motor Behavior*. 2002;34(2):161-170.

346. Hill M, Healy A, Chockalingam N. Key concepts in children's footwear research: a scoping review focusing on therapeutic footwear. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2019;12(1):25.
347. Wegener C, Greene A, Burns J, Hunt AE, Vanwanseele B, Smith RM. In-shoe multi-segment foot kinematics of children during the propulsive phase of walking and running. *Human Movement Science*. 2015;39:200-211.
348. Zeininger A, Schmitt D, Jensen JL, Shapiro LJ. Ontogenetic changes in foot strike pattern and calcaneal loading during walking in young children. *Gait & Posture*. 2018;59:18-22.
349. Mueller S, Baur H, Hirschmueller A, Mayer F. Effects of orthotic insoles on biomechanical gait characteristics in healthy children. In 3rd congress of the European interdisciplinary Society for Clinical and Sports Application (EISCSA). 2004.
350. Hollander K, Riebe D, Campe S, Braumann KM, Zech A. Effects of footwear on treadmill running biomechanics in preadolescent children. *Gait & Posture*. 2014;40(3):381-385.
351. Wenger DR, Mauldin D, Speck G, Morgan D, Lieber RL. Corrective shoes and inserts as treatment for flexible flatfoot in infants and children. *JBJS*. 1989;71(6):800-810.
352. Morris C, Liabo K, Wright P, Fitzpatrick R. Development of the Oxford ankle foot questionnaire: finding out how children are affected by foot and ankle problems. *Child: care, Health and Development*. 2007;33(5):559-568.
353. Lim PQ, Shields N, Nikolopoulos N, Barrett JT, Evans AM, Taylor NF, et al. The association of foot structure and footwear fit with disability in children and adolescents with Down syndrome. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2015;8(1):4.
354. Ivanyi B, Schoenmakers M, van Veen N, Maathuis K, Nollet F, Nederhand M. The effects of orthoses, footwear, and walking aids on the walking ability of children and adolescents with spina bifida: A systematic review using International Classification of Functioning, Disability and Health for Children and Youth (ICF-CY) as a reference framework. *Prosthetics and Orthotics International*. 2015;39(6):437-443.
355. Ramstrand N, Björk Andersson C, Rusaw D. Effects of an unstable shoe construction on standing balance in children with developmental disabilities: a pilot study. *Prosthetics and Orthotics International*. 2008;32(4):422-433.
356. Wolf S, Simon J, Patikas D, Schuster W, Armbrust P, Döderlein L. Foot motion in children shoes—a comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. *Gait & Posture*. 2008;27(1):51-59.
357. Penkala S. Health Literacy: Implications for Shoe Choices Promoting Foot Health in Children. *International Journal of Health, Wellness & Society*. 2011;1(4).

358. Hockey J, Dilley R, Robinson V, Sherlock A. The temporal landscape of shoes: a life course perspective. *The Sociological Review*. 2014;62(2):255-275.
359. Hawes MR, Sovak D, Miyashita M, Kang SJ, Yoshihuku Y, Tanaka S. Ethnic differences in forefoot shape and the determination of shoe comfort. *Ergonomics*. 1994;37(1):187-196.
360. Kouchi M, Mochimaru M. The feet of runners: do they differ from the non-runners' feet?. 2003.
361. Mauch M, Grau S, Krauss I, Maiwald C, Horstmann T. A new approach to children's footwear based on foot type classification. *Ergonomics*. 2009;52(8):999-1008.
362. Krauss I, Valiant G, Horstmann T, Grau S. Comparison of female foot morphology and last design in athletic footwear—Are men's lasts appropriate for women?. *Research in Sports Medicine*. 2010;18(2):140-156.
363. McPoil Jr TG. Footwear. *Physical therapy*. 1988;68(12):1857-1865.
364. Krauss I, Langbein C, Horstmann T, Grau S. Sex-related differences in foot shape of adult Caucasians—a follow-up study focusing on long and short feet. *Ergonomics*. 2011;54(3):294-300.
365. Mickle KJ, Munro BJ, Lord SR, Menz HB, Steele JR. Foot pain, plantar pressures, and falls in older people: a prospective study. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2010;58(10):1936-1940.
366. Kouchi M. Foot dimensions and foot shape: differences due to growth, generation and ethnic origin. *Anthropological Science*. 1998;106:161-188.
367. Tomassoni D, Traini E, Amenta F. Gender and age related differences in foot morphology. *Maturitas*. 2014;79(4):421-427.
368. Adolph KE, Vereijken B, Shrout PE. What changes in infant walking and why. *Child Development*. 2003;74(2):475-497.
369. James AM, Williams CM, Haines TP. Effectiveness of footwear and foot orthoses for calcaneal apophysitis: a 12-month factorial randomised trial. *Br J Sports Med*. 2016;50(20):1268-1275.
370. Hendry G, Gardner-Medwin J, Watt GF, Woodburn J. A survey of foot problems in juvenile idiopathic arthritis. *Musculoskeletal Care*. 2008;6(4):221-232.
371. Powell M, Seid M, Szer IS. Efficacy of custom foot orthotics in improving pain and functional status in children with juvenile idiopathic arthritis: a randomized trial. *The Journal of Rheumatology*. 2005;32(5):943-950.
372. Williams CM, Tinley P, Rawicki B. Idiopathic toe-walking: have we progressed in our knowledge of the causality and treatment of this gait type?. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2014;104(3):253-262.
373. Mahaffey R, Morrison SC, Drechsler WI, Cramp MC. Evaluation of multi-segmental kinematic modelling in the paediatric foot using three concurrent foot models. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2013;6(1):43.

374. Barton CJ, Bonanno D, Menz HB. Development and evaluation of a tool for the assessment of footwear characteristics. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2009;2(1):10.
375. Byrne M, Curran MJ. The development and use of a footwear assessment score in comparing the fit of children's shoes. *The Foot*. 1998;8(4):215-218.
376. Hughes J. *Footwear and Footcare for Disabled Children*. Disabled Living Foundation. 1982.
377. Janisse DJ. The art and science of fitting shoes. *Foot & Ankle*. 1992;13(5):257-262.
378. Otman AS, Köse N. Tedavi hareketlerinde temel değerlendirme prensipleri. 2014. 6. Baskı. Pelikan yayınevi. Ankara. 124.
379. Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJ, Young MJ, Deffner KT, Pammer SE. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech*. 1997;30:243-50.
380. Hodge MC, Bach TM, Carter GM. Orthotic management of plantar pressure and pain in rheumatoid arthritis. *Clin Biomech*. 1999;14:567-75.51.
381. Zhang S, Pan J, & Li L. Non-linear changes of lower extremity kinetics prior to gait transition. *Journal of Biomechanics*. 2018;77:48-54.
382. Barabas A, Bretz K, Kaske RJ. Stabilometry of the flamingo balance test. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*. 1996.
383. Jakobsen MD, Sundstrup E, Krstrup P, Aagaard P. (). The effect of recreational soccer training and running on postural balance in untrained men. *European Journal of Applied Physiology*. 2011;111(3):521-530.
384. Adam C, Klissouras V, Ravasollo M. *Eurofit: Handbook for the Eurofit Tests of Physical Fitness*: Rome: Council of Europe. Committee for the Development of Sport. 1988.
385. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*. 1990;45(6):192-197.
386. Smith PS, Hembree JA, Thompson ME. Berg Balance Scale and Functional Reach: determining the best clinical tool for individuals post acute stroke. *Clinical Rehabilitation*. 2004;18(7):811-818.
387. Onerg, K, Akalan NE, Leblebici G, Kuchimov S. How does walking with looking down influence foot pressure distribution?. *Gait & Posture*. 2017;57:252-253.
388. Bosch K, Gerss J, Rosenbaum D. Preliminary normative values for foot loading parameters of the developing child. *Gait & posture*. 2007;26(2):238-47.
389. Xiao M, Luximon Y, Luximon A. Foot structure and anatomy. In: GoonetillekeRS, editor. *The science of footwear*. CRC Press; 2012:21-35.
390. Elnaggar, R. K. Static Pedobarographic Profiles in Normal School Aged Saudi Arabian Children.

391. Mickle KJ, Steele JR, Munro BJ. Does excess mass affect plantar pressure in young children? *International journal of pediatric obesity*. 2006;1(3):183-8.
392. Mueller S, Carlsohn A, Mueller J, Baur H, Mayer F. Influence of obesity on foot loading characteristics in gait for children aged 1 to 12 years. *PLoS One* 2016:e0149924.
393. Hills A, Hennig E, McDonald M, Bar-Or O. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *International journal of obesity and related metabolic disorders*. 2001;25(11): 1674-9.
394. Phethean J, Nester C. The influence of body weight, body mass index and gender on plantar pressures: results of a cross-sectional study of healthy children's feet. *Gait & posture*. 2012;36(2):287-90.
395. Miller CE, Basu C, Fritsch G, Hildebrandt T, Hutchinson JR. Ontogenetic scaling of foot musculoskeletal anatomy in elephants. *Journal of the Royal Society, Interface*. 2008;5(21):465-75
396. Błaszczuk J. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa, Biomechanika kliniczna (Clinical Biomechanics). 2004;214.
397. Greve JM, Cuğ M, Dülgeroğlu D, Brech GC, & Alonso, A. C. Relationship between anthropometric factors, gender, and balance under unstable conditions in young adults. *BioMed research international*, 2013.
398. Kejonen P, Kauranen K, Vanharanta H. The relationship between anthropometric factors and body-balancing movements in postural balance, *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 2003;84(1):17–22.
399. Alonso AC, Brech GC, Bourquin AM, Greve JM, The influence of lower-limb dominance on postural balance. *Sao Paulo Med. J*. 2011;129(6):410–413.
400. Alonso AC, Luna NMS, Mochizuki L, Barbieri F, Santos S, Greve JM. The influence of anthropometric factors on postural balance: the relationship between body composition and posturographic measurements in young adults. *Clinics*. 2012;67(12); 1433–1441.
401. Hue O, Simoneau M, Marcotte J, Berrigan F, Doré J, Marceau P, et al. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait&Posture*. 2007;26(1):32–38
402. Ku PX, Abu Osman NA, Yusof A, Abas WAW. Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. *J. Biomech*. 2012;45(9):1638–1642.
403. Molikova R, Bezdickova M, Langova K, Holibka V, David O, Michalikova Z, Rehorova J, The relationship between morphological indicators of human body and posture. *Biomed. Pap. Med. Fac. Univ. Palacky Olomouc Czech Repub*. 2006;150(2):261–265.
404. Wyszomirska I, Krynicky B, Kaczmarczyk K, Gajewski J. The impact of functional training on postural stability and body composition in women over 60, *J. Sports Med. Phys. Fitness*. 2015;55:654–662.

405. Mauch M, Mickle KJ, Munro BJ, et al. Do the feet of German and Australian children differ in structure? Implications for children's shoe design. *Ergonomics*. 2008; 51: 527–539
406. Sachithanandam V, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot: a survey of 1846 skeletally mature persons. *J Bone Joint Surg Br*. 1995;77: 254–257.
407. Lin CJ, Lai KA, Kuan TS, Chou YL. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *J Pediatr Orthop*. 2001;21:378–382.
408. Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, et al. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics*. 2006;118:634–639.
409. Karatel KM, Bulut Zİ, Çınar MA, Bayramlar K, & Yakut Y. Okul öncesi kız ve erkek çocukların ayak basınç dağılımları, ayakkabı uygunluğu ve kaba motor gelişimleri açısından incelenmesi: pilot çalışma. *Zeugma Sağlık Araştırmaları Dergisi*. 2019;1(1):1-8.
410. Morrison SC, Stewart C, McClymont J, & Nester C.. "Big issues for small feet: developmental, biomechanical and clinical narratives on children's footwear." *Journal of Foot and Ankle Research*. 2018;11(1):1-5..
411. Cheng FT, Perng DB: A systematic approach for developing a foot size information system for shoe last design. *Int J Ind Ergon*. 1999;25:171-185.
412. Coelho L, Amaro N, Morouço P, Santos N, Cruz J, & Matos R. Footwear influence on ktk backward balancing test performance. *Revista da UIIPS*. 2016;4(1).
413. Jernice SY. Does footwear affect the balance control of young children?. *Gait & Posture*. 2019;68:68-71..
414. Güçhan Z, Özaydınlı EI, Demirel S, Yüzlü V, & Bek N. Ayakkabı kullanımı ile ayak deformiteleri, denge ve fonksiyonel performans arasındaki ilişkinin incelenmesi. *Journal of Exercise Therapy and Rehabilitation*, 2014;1(1):35-42.
415. Pauk J, Daunoraviciene K, Ihnatouski M, Griskevicius J, & Raso, JV. Analysis of the plantar pressure distribution in children with foot deformities. *Acta Bioeng Biomech*. 2010;12(1):29-34.
416. Alvarez C, Vera M, Chhina H, & Black A. Normative data for the dynamicpedobarographic profiles of children. *Gait & Posture*. 2008;28:309–315.
417. Bertsch C, Unger H, Winkelmann W, & Rosenbaum D. Evaluation of early walking patterns from plantar pressure distribution measurements. First year results of 42 children. *Gait Posture*. 2004;19:235–242.
418. Bosch K, Gerss J, & Rosenbaum D. Development of healthy children's feet-Nine-year results of a longitudinal investigation of plantar loading patterns.*Gait & Posture*. 2010;32:564–571.
419. Halleman A, De Clercq D, Van Dongen S, & Aerts P. Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of

- independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait Posture*. 2006;23:142–148.
420. Zhang S, Pan J, & Li L. Non-linear changes of lower extremity kinetics prior to gait transition. *Journal of biomechanics*, 2018;77:48-54.
  421. Lai YC, Lin HS, Pan HF, Chang WN, Hsu CJ, & Renn JH. Impact of foot progression angle on the distribution of plantar pressure in normal children. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(2):196-200.
  422. Bowen TR, Miller F, Castagno P, Richards J, Lipton G. A method of dynamic foot-pressure measurement for the evaluation of pediatric orthopaedic foot deformities. *J. Pediatr. Orthop*. 1998;18:789–793.
  423. 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;20:14–19.
  424. Ho CS, Lin CJ, Chou YL, Su FC, Lin SC. Foot progression angle and ankle joint complex in preschool children. *Clin. Biomech*. 2000;15:271–277.
  425. Jerosch J, & Mamsch H. Deformities and misalignment of feet in children--a field study of 345 students. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete*. 1998;136(3):215-220.
  426. Know OY, Mueller MJ. Walking patterns used to reduce forefoot plantar pressure in people with diabetic neuropathies, *Phys. Ther*. 2001;81:828–835.
  427. Jafari Z, Asad-Malayeri S. The effect of saccular function on static balance ability of profound hearing-impaired children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2011;75(7):919-24.
  428. Gayle GW, Pohlman RL. Comparative study of the dynamic, static, and rotary balance of deaf and hearing children. *Percept Mot Skills*. 1990;70(3 Pt 1):883-888.
  429. Tomkinson GR, Carver KD, Atkinson F, Daniell ND, Lewis LK, Fitzgerald JS, et al. European normative values for physical fitness in children and adolescents aged 9–17 years: results from 2 779 165 Eurofit performances representing 30 countries. *British Journal of Sports Medicine*. 2018;52(22):1445-56.
  430. Deshmukh AA. Normal values of functional reach and lateral reach tests in children with knee hypermobility. *Pediatric Physical Therapy*. 2014;26(2):230-236.
  431. Melo RS, Silva PW, Tassitano RM, Macky CF, Silva LV. Balance and gait evaluation: comparative study between deaf and hearing students. *Rev Paul Pediatr*. 2012;30(3):385-91.
  432. Atasavun Uysal S, Erden Z, Akbayrak T, Demirtürk F. Comparison of balance and gait in visually or hearing impaired children. *Percept Mot Skills*. 2010;111(1):71-80.

433. Majlesi M, Farahpour N, Azadian E, & Amini M. The effect of interventional proprioceptive training on static balance and gait in deaf children. *Research in Developmental Disabilities*. 2014;35(12):3562-3567.
434. Allet L, IJzerman H, Meijer K, Willems P, Savelberg H. The influence of stride-length on plantar foot-pressures and joint moments. *Gait & Posture*, 2011;34(3):300-306.



## 8. EKLER

### EK-1: Etik Kurul İzni



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

Sayı : 16969557-1325

Konu : ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

**Toplantı Tarihi** : 22 EYLÜL 2020 SALI  
**Toplantı No** : 2020/15  
**Proje No** : GO 19/1081(Onay Tarihi: 03.12.2019)  
**Karar No** : 2020/15-18

Kurulumuzun 03.12.2019 tarihli toplantısında GO 19/1081 kayıt numarası ile onaylanmış olan, Üniversitemiz Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi öğretim üyelerinden Prof. Dr. Nilgün BEK'in sorumlu araştırmacı olduğu, Prof. Dr. Lütfiye Hilal ÖZCEBE ile birlikte çalışacakları ve Uzm. Fzt. Seher Erol ÇELİK'in doktora tezi olan, GO 19/1081 kayıt numaralı, "*Ankara İli İşitme Engelli Okul Çağı Çocuklarında Ayak Biyomekaniği, Denge ve Yürüme Parametrelerinin Değerlendirilmesi*" başlıklı projeniz için vermiş olduğumuz 17.09.2020 tarihli süre uzatma ve sorumlu araştırmacı revizyonu dilekçemiz Kurulumuzun 22.09.2020 tarihli toplantısında değerlendirilmiş ve proje yürütücüsü Prof. Dr. Nilgün BEK'in projeye yardımcı araştırmacı olarak devam etmesi ve proje yardımcı araştırmacılarından Üniversitemiz Tıp Fakültesi Halk Sağlığı Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. Lütfiye Hilal ÖZCEBE'nin sorumlu araştırmacı olması **uygun bulunmuştur**. Projenin yeni sonlanım tarihi 23 Eylül 2021 olarak belirlenmiştir. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

1. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN	(Başkan)	7. Doç. Dr. Nüket Paksoy ERBAYDAR	(Üye)
		İZİNLİ	
2. Prof. Dr. G. Burçay AYDIN	(Üye)	8. Doç. Dr. Betül Çelebi SALTIK	(Üye)
3. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye)	9. Doç. Dr. Hande Güneş DENİZ	(Üye)
4. Prof. Dr. Ayşe Kin İŞLER	(Üye)	10. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
5. Doç. Dr. H. Tuna Çuk ESEN	(Üye)	11. Av. Serap MORALIOĞLU	(Üye)
6. Doç. Dr. Can Ebru KURT	(Üye)		

## EK-2: Orjinallik Ekran Çıktısı

## ANKARA İLİ İŞİTME ENGELLİ OKUL ÇAĞI ÇOCUKLARINDA AYAK BİYOMEKANİĞİ, DENGE VE YÜRÜME PARAMETRELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ


## ORJİNALLİK RAPORU

% <b>8</b>	% <b>8</b>	% <b>3</b>	% <b>2</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

## BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<a href="http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	% <b>5</b>
<b>2</b>	<a href="http://openaccess.hku.edu.tr">openaccess.hku.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>3</b>	<a href="http://www.jettr.org.tr">www.jettr.org.tr</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>4</b>	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>
<b>5</b>	<a href="http://openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>6</b>	<a href="http://www.phdernegi.org">www.phdernegi.org</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>7</b>	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>
<b>8</b>	<a href="http://i-rep.emu.edu.tr:8080">i-rep.emu.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>

### EK-3: Dijital Makbuz




## Digital Receipt

This receipt acknowledges that Turnitin received your paper. Below you will find the receipt information regarding your submission.

The first page of your submissions is displayed below.

Submission author:	Seher Erol Çelidk
Assignment title:	ANKARA İLİ İŞİTME ENGELLİ OKUL ÇAĞI ÇOCUKLARINDA AYA...
Submission title:	ANKARA İLİ İŞİTME ENGELLİ OKUL ÇAĞI ÇOCUKLARINDA AYA...
File name:	turnit_inSEHER_EROL_EL_K_DOKTORA_TEZ.docx
File size:	5.82M
Page count:	115
Word count:	30,328
Character count:	189,321
Submission date:	07-Oct-2021 09:21PM (UTC+0300)
Submission ID:	1667971715



Copyright 2021 Turnitin. All rights reserved.

## **EK-4: Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Ebeveyn Onam Formu**

### **Çalışma Grubu (İşitme Engeli Olan Çocuklar)**

#### **(Fizyoterapistin Açıklaması)**

**Bir bilimsel araştırma olan çalışmamıza çocuğunuzu davet etmekteyiz.** Kararınızı vermeden önce, bu çalışmada neler yapılacağını ve nedenini iyice anlamanız önemlidir. Lütfen aşağıdaki açıklamaları dikkatlice okuyunuz; derseniz aileniz, arkadaşlarınız ve hekiminizle tartışınız. Açık olmayan hususlar varsa veya daha fazla açıklama istiyorsanız, bize sorunuz. Araştırmanın ismi “**Ankara İli İşitme Engelli Okul Çağı Çocuklarında Ayak Biyomekaniği, Denge ve Yürüme Parametrelerinin Değerlendirilmesi**” dir.

**Bu çalışmanın amacı nedir?** İşitme engellilerde denge sistemin etkilenmesine bağlı olarak kas kontrolünde ve dengede problemler meydana gelebilmektedir. Bunun sonucunda ise bireyin kas kuvveti ve motor fonksiyonları olumsuz etkilenmektedir. Doğuştan veya sonradan işitme duyusunu kısmen ya da tamamen kaybeden kişilerde bu sorunlara sık rastlanmaktadır.

Bilindiği gibi ayak yapılarındaki değişim, vücudun farklı bölgelerinde ağrıya neden olmakla birlikte yürüme, denge, günlük yaşam aktiviteleri gibi birçok fonksiyonu etkilemektedir. Öyle ki düşme gibi kişinin hayatını tehlikeye sokabilecek durumlara bile neden olabilmektedir. Hacettepe Üniversitesi ve Ankara Üniversitesi olarak işitme engellilerde ayağın mekanik değerleri, denge ve yürümenin özellikleri ile ilgili yeni bir bilimsel araştırma yapmaktayız.

Çalışmamızın Ankara ilinde Milli Eğitim Bakanlığı'na bağlı eğitim-öğretimine devam eden iki işitme engelliler okulunda yapılması planlanmaktadır. Çocuğunuz bu çalışmaya katılırsa, günlük hayatını, derslerini ve sağlığını etkileyen hiçbir durum olmayacaktır. Ancak çocuğunuzun yapılacak bu çalışmaya katılımı araştırmanın başarısı için çok önemlidir. Çocuğunuzun da bu araştırmaya katılmasını öneriyoruz. Ancak hemen söyleyelim ki çocuğunuzun bu araştırmaya katılıp katılmamasına izin vermekte serbestsiniz. Çalışmaya katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Kararınızdan önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra araştırmaya çocuğunuzun katılmasını isterseniz formu imzalayınız.

Amacımız işitme engelli çocuklarda sıklıkla karşılaşılan denge ve ayağa ilişkin biyomekanik özelliklerin değerlendirilmesi ve buna bağlı olarak da gelişen yürüme problemleri belirleyerek gerek çocuk yaşta gerek yetişkin yaşlarda meydana gelebilecek yaralanmaları önlemek, bireyin bağımsızlığını arttırarak yaşam kalitesini yükseltmektir. Bu çalışma kapsamında yapılan değerlendirmeler 1 defa yapılacak ve çocuğunuz gibi işitme engelli çocukların demografik bilgileri kaydedilecektir. Eğer araştırmayı kabul ederseniz Uzman Fizyoterapist Seher EROL ÇELİK tarafından çocuğunuzun önce boy uzunluğu ve vücut ağırlığı ölçülecektir. Bu ölçümler, çocuğunuz üzerindeki hafif elbiseler ile yapılacaktır. Daha sonra çocuğunuzun ayak kaslarının kuvvetlerinin belirlenmesi için kas kuvvet testi yapılacaktır. Daha sonra çocuğunuzun ayağının statik ve dinamik olarak değerlendirilmesi için bir analiz zemini üzerinde sabit durması ve ardından yürümesi istenecektir. Başka bir testte ise dengenin değerlendirilmesi için ayakta dururken çocuğunuzdan dengesini bozmayacak şekilde öne doğru uzanması istenecektir. Bununla birlikte yine bir denge testi olan ve çocuklar için de kullanılabilen bir yöntem olan Flamingo Denge Testi uygulanacaktır. Bu testte ise sadece çocuğunuzdan denge tahtası üzerinde bir dakika süresince tek ayak üzerinde durması istenecektir. Ayrıca çocuğunuzun ayakkabısının yapısını değerlendiren bir anket olan Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu (AUDF) uygulanacaktır.

#### **EK-4: (devam) Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Ebeveyn Onam Formu**

Çalışmamız kapsamında toplamda 1 kez değerlendirme yapılacaktır. Çalışmamızın deneysel bir özelliği bulunmamaktadır. Bu çalışmada çocuğunuz herhangi bir riske veya rahatsızlığa maruz kalmayacak ve herhangi bir alternatif tıbbi tedavi yöntemi kullanmayacaktır. Bu çalışmadan ötürü çocuğunuzun herhangi bir yarar veya zarar görmesi söz konusu değildir. Bu çalışmaya katılırsanız, kişisel bir avantajınız (maddi – manevi) olmayacaktır.

##### **Yapılacak değerlendirmelerin getireceği olası yararlar:**

- Elde edilecek bulgular, ayak mekanik değerleri ile denge ve yürümenin ne ölçüde etkilendiği konusunda bilgi sağlayacaktır.
- Elde edilecek bulgular, tespit edilen bir problem olması durumunda çocuğunuzun sağlığı için en erken dönemde gerekli önlemlerin alınması açısından kolaylık sağlayacaktır.

Çalışma protokolüne göre değerlendirmeler sonunda elde edilen veriler ışığında çocuklarda işitme kaybına bağlı olarak ne tür etkilenimler meydana geldiği ve bu konuda ne tür önlemler alınabileceği ve uygulamalar yapılabileceği konusunda çalışmaya katılan tüm bireylere bildirilecek ve çalışmada yer almayan bireylere aynı tedavi şekli uygulanacaktır.

Araştırma konumuzla ilgili ve çocuğunuzun araştırmaya devam etmesini etkileyebilecek yeni bilgiler elde edildiği takdirde zamanında bilgilendirileceksiniz. Gönüllü açısından hedeflenen herhangi bir klinik yarar olmadığına araştırmacı tarafından bilgilendirileceksiniz.

Bu çalışmaya katılmak zorunda değilsiniz. Tamamen gönüllülerle yapılacak isteğe bağlı olarak katılınan bir çalışmadır. Bu çalışmaya katıldığınız için herhangi bir katılım ücreti almayacaksınız. Her zaman için cezaya veya yaptırıma maruz kalmaksızın çalışmaya katılmamak veya ayrılmak hakkına sahipsiniz. O zaman size ait verileri sileceğiz. İlgili mevzuat gereğince çalışmalarda **kişisel bilgiler hiçbir zaman isim ile paylaşılmaz ve her zaman gizli tutulur**. Size ve çocuğunuza ait bilgilerin bulunduğu forma verilen bir numara olacak ve bilgiler bu numaranın olacaktır. Bununla birlikte verileriniz şifreli bir bilgisayarda saklanacaktır. Dolayısı ile size ait bilgileri çalışma ekibinden başka kimse bilmeyecektir. Daha önce de değinildiği gibi, bu çalışmaya katılımınız, size ait tüm kişisel ve tıbbi bilgiler gizli tutulacak, söz konusu bilgilere, araştırmayı gerçekleştiren bilim insanları dışında kimse tarafından ulaşılamayacaktır. İzleyiciler, yoklama yapan kişiler, Etik Kurul, Kurum ve diğer ilgili sağlık otoritelerinin orijinal tıbbi kayıtlara doğrudan erişimleri vardır ancak bu bilgiler gizlidir ve size verilen numaranın bilgileridir. Yazılı bilgilendirilmiş gönüllü olur formunun imzalanmasıyla siz söz konusu erişime izin vermiş olmaktadır. Çalışma bitiminde elde edilen bilgileri, kişi hakları korunarak, uygun istatistik yöntemlerle değerlendirilecek ve diğer bilim insanları ve kamuoyuyla paylaşılacaktır.

Sorumlu araştırmacısı **Prof. Dr. Nilgün BEK**, yardımcı araştırmacıları **Prof. Dr. L. Hilal ÖZCEBE** ve **Uzm. Fzt. Seher EROL ÇELİK** olan bu çalışma ile ilgili olarak veya siz veya çocuğunuz hakkında **Uzm. Fzt. Seher EROL ÇELİK'e 05XX XXX XX XX nolu telefon numarasından ulaşabilirsiniz.**

## **EK-4: (devam) Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Ebeveyn Onam Formu**

### ***(Katılımcının/Hastanın Beyanı)***

Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana, yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama Uzm. Fzt. Seher EROL ÇELİK tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabileceğimi biliyorum. Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum. “Ankara İli İşitme Engelli Okul Çağı Çocuklarında Ayak Biyomekaniği, Denge ve Yürüme Parametrelerinin Değerlendirilmesi” araştırması kapsamında alınan bilgilerimin ileride yapılması planlanan tüm araştırmalarda kullanılmasına izin veriyorum. Bu formun bir kopyası, gereği halinde tekrar okumam ve bilgi almam amacıyla bana verilmiştir.

#### **Katılımcı;**

**Adı, soyadı:**

**Adres :**

**Tel :**

**İmza :**

#### **Görüşme tanığı;**

**Adı, soyadı:**

**Adres :**

**Tel :**

**İmza :**

#### **Görüşmeyi yapan fizyoterapist;**

**Adı, soyadı:**

**Adres :**

**Tel :**

**İmza :**

## **EK-4: (devam) Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Ebeveyn Onam Formu**

### **Kontrol (İşitme Engeli Olmayan Çocuklar) Grubu (Fizyoterapistin Açıklaması)**

**Bir bilimsel araştırma olan çalışmamıza çocuğunuzu davet etmekteyiz.** Kararınızı vermeden önce, bu araştırmada neler yapılacağını ve nedenini iyice anlamanız önemlidir. Lütfen aşağıdaki açıklamaları dikkatlice okuyunuz; dilerseniz aileniz, arkadaşlarınız ve hekiminizle tartışınız. Açık olmayan hususlar varsa veya daha fazla açıklama istiyorsanız, bize sorunuz. Araştırmanın ismi “**Ankara İli İşitme Engelli Okul Çağı Çocuklarında Ayak Biyomekaniği, Denge ve Yürüme Parametrelerinin Değerlendirilmesi**” dir.

Bu çalışmanın amacı nedir? Bilindiği gibi ayak yapılarındaki değişim, vücudun farklı bölgelerinde ağrıya neden olmakla birlikte yürüme, denge, günlük yaşam aktiviteleri gibi birçok fonksiyonu etkilemektedir. Öyle ki düşme gibi kişinin hayatını tehlikeye sokabilecek durumlara bile neden olabilmektedir. Hacettepe Üniversitesi ve Ankara Üniversitesi olarak ilkökul ve ortaokul çağı çocuklarında ayağın mekanik değerleri, denge ve yürümenin özellikleri ile ilgili yeni bir bilimsel araştırma yapmaktayız.

Çalışmamızın Ankara ilinde Milli Eğitim Bakanlığı’na bağlı eğitim-öğretimine devam eden okullarda yapılması planlanmaktadır. Çocuğunuz bu çalışmaya katılırsa, günlük hayatını, derslerini ve sağlığını etkileyen hiçbir durum olmayacaktır. Ancak çocuğunuzun yapılacak bu çalışmaya katılımı araştırmanın başarısı için çok önemlidir. Çocuğunuzun da bu araştırmaya katılmasını öneriyoruz. Ancak hemen söyleyelim ki çocuğunuzun bu araştırmaya katılıp katılmamasına izin vermekte serbestsiniz. Çalışmaya katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Kararınızdan önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra araştırmaya çocuğunuzun katılmasını isterseniz formu imzalayınız.

Amacımız ilkökul/ortaokul çağı çocuklarında denge ve ayağa ilişkin biyomekanik özelliklerin değerlendirilmesi ve buna bağlı olarak da gelişen yürüme problemlerinin belirleyerek gerek çocuk yaşta gerek yetişkin yaşlarda meydana gelebilecek yaralanmaları önlemek, bireyin bağımsızlığını arttırarak yaşam kalitesini yükseltmektir. Bu çalışma kapsamında yapılan değerlendirmeler 1 defa yapılacak ve çocuğunuz gibi normal gelişim gösteren çocukların demografik bilgileri kaydedilecektir. Eğer araştırmayı kabul ederseniz Uzman Fizyoterapist Seher EROL ÇELİK tarafından çocuğunuzun önce boy uzunluğu ve vücut ağırlığı ölçülecektir. Bu ölçümler, çocuğunuz üzerindeki hafif elbiseler ile yapılacaktır. Daha sonra çocuğunuzun ayak kaslarının kuvvetlerinin belirlenmesi için kas kuvvet testi yapılacaktır. tarafından çocuğunuza ayak kaslarının kuvvetlerinin belirlenmesi için kas kuvvet testi yapılacaktır. Daha sonra çocuğunuzun ayağının statik ve dinamik olarak değerlendirilmesi için bir analiz zemini üzerinde sabit durması ve ardından yürümesi istenecektir. Başka bir testte ise dengenin değerlendirilmesi için ayakta dururken çocuğunuzdan dengesini bozmayacak şekilde öne doğru uzanması istenecektir. Bununla birlikte yine bir denge testi olan ve çocuklar için de kullanılabilen bir yöntem olan Flamingo Denge Testi uygulanacaktır. Bu testte ise sadece çocuğunuzdan denge tahtası üzerinde bir dakika süresince tek ayak üzerinde durması istenecektir. Ayrıca çocuğunuzun ayakkabısının yapısını değerlendiren bir anket olan Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu (AUDF) uygulanacaktır.

#### **EK-4: (devam) Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Ebeveyn Onam Formu**

Çalışmamız kapsamında toplamda 1 kez değerlendirme yapılacaktır. Çalışmamızın deneysel bir özelliği bulunmamaktadır. Bu çalışmada çocuğunuz herhangi bir riske veya rahatsızlığa maruz kalmayacak ve herhangi bir alternatif tıbbi tedavi yöntemi kullanmayacaktır. Bu çalışmadan ötürü çocuğunuzun herhangi bir yarar veya zarar görmesi söz konusu değildir. Bu çalışmaya katılırsanız, kişisel bir avantajınız (maddi – manevi) olmayacaktır.

##### **Yapılacak değerlendirmelerin getireceği olası yararlar:**

- Elde edilecek bulgular, ayak mekanik değerleri ile denge ve yürümenin ne ölçüde etkilendiği konusunda bilgi sağlayacaktır.
- Elde edilecek bulgular, tespit edilen bir problem olması durumunda çocuğunuzun sağlığı için en erken dönemde gerekli önlemlerin alınması açısından kolaylık sağlayacaktır.

Çalışma protokolüne göre değerlendirmeler sonunda elde edilen veriler ışığında çocuklarda ayak biyomekaniği, denge ve yürüme değerlerine bağlı olarak ne tür etkilenimler meydana geldiği ve bu konuda ne tür önlemler alınabileceği ve uygulamalar yapılabileceği konusunda çalışmaya katılan tüm bireylere bildirilecek ve çalışmada yer almayan bireylere aynı tedavi şekli uygulanacaktır.

Araştırma konumuzla ilgili ve çocuğunuzun araştırmaya devam etmesini etkileyebilecek yeni bilgiler elde edildiği takdirde zamanında bilgilendirileceksiniz. Gönüllü açısından hedeflenen herhangi bir klinik yarar olmadığında araştırmacı tarafından bilgilendirileceksiniz.

Bu çalışmaya katılmak zorunda değilsiniz. Tamamen gönüllülerle yapılacak isteğe bağlı olarak katılınan bir çalışmadır. Bu çalışmaya katıldığınız için herhangi bir katılım ücreti almayacaksınız. Her zaman için cezaya veya yaptırıma maruz kalmaksızın çalışmaya katılmamak veya ayrılmak hakkına sahiptir. O zaman size ait verileri sileceğiz. İlgili mevzuat gereğince çalışmalarda **kişisel bilgiler hiçbir zaman isim ile paylaşılmaz ve her zaman gizli tutulur**. Size ve çocuğunuza ait bilgilerin bulunduğu forma verilen bir numara olacak ve bilgiler bu numaranın olacaktır. Bununla birlikte verileriniz şifreli bir bilgisayarda saklanacaktır Dolayısı ile size ait bilgileri çalışma ekibinden başka kimse bilmeyecektir. Daha önce de değinildiği gibi, bu çalışmaya katılımınız, size ait tüm kişisel ve tıbbi bilgiler gizli tutulacak, söz konusu bilgilere, araştırmayı gerçekleştiren bilim insanları dışında kimse tarafından ulaşılamayacaktır. İzleyiciler, yoklama yapan kişiler, Etik Kurul, Kurum ve diğer ilgili sağlık otoritelerinin orijinal tıbbi kayıtlara doğrudan erişimleri vardır ancak bu bilgiler gizlidir ve size verilen numaranın bilgileridir. Yazılı bilgilendirilmiş gönüllü olur formunun imzalanmasıyla siz söz konusu erişime izin vermiş olmaktadır. Çalışma bitiminde elde edilen bilgileri, kişi hakları korunarak, uygun istatistik yöntemlerle değerlendirilecek ve diğer bilim insanları ve kamuoyuyla paylaşılacaktır.



#### **EK-4: (devam) Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Ebeveyn Onam Formu**

Sorumlu araştırmacısı **Prof. Dr. Nilgün BEK**, yardımcı araştırmacıları **Prof. Dr. L. Hilal ÖZCEBE** ve **Uzm. Fzt. Seher EROL ÇELİK** olan bu çalışma ile ilgili olarak veya siz veya çocuğunuz hakkında **Uzm. Fzt. Seher EROL ÇELİK'e 05XX XXX XX XX nolu telefon numarasından ulaşabilirsiniz.**

##### ***(Katılımcının/Hastanın Beyanı)***

Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana, yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama Uzm. Fzt. Seher EROL ÇELİK tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabileceğimi biliyorum. Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum. “Ankara İli İşitme Engelli Okul Çağı Çocuklarında Ayak Biyomekaniği, Denge ve Yürüme Parametrelerinin Değerlendirilmesi” araştırması kapsamında alınan bilgilerimin ileride yapılması planlanan tüm araştırmalarda kullanılmasına izin veriyorum. Bu formun bir kopyası, gereği halinde tekrar okumam ve bilgi almam amacıyla bana verilmiştir.

##### **Katılımcı;**

**Adı, soyadı:**

**Adres :**

**Tel :**

**İmza :**

##### **Görüşme tanığı;**

**Adı, soyadı:**

**Adres :**

**Tel :**

**İmza :**

##### **Görüşme yapıyan fizyoterapist;**

**Adı, soyadı:**

**Adres :**

**Tel :**

**İmza :**

**EK-5: Değerlendirme Formu****Tarih:**

Çocuk No:

Doğum Tarihi (gün/ay/yıl): ...../...../.....

Yaş:

Cinsiyet:

Boy uzunluğu:

Vücut ağırlığı:

BKI:

Tanı (İşitme Engeli çeşidi):

Derecesi:

Ek engel olma durumu:

**Ayak Kasları Manuel Kas Testi**

	Sağ	Sol
Ayak fleksörleri:		
Ayak ekstansörleri:		
Ayak evertörleri:		
Ayak invertörleri:		

**Ayakkabı Uygunluğu Değerlendirme Formu (AUDF)**

Ayakkabı materyali-üst kısım	
Ayakkabı materyali-taban	
Ayakkabının topuk-tarak mesafesi	
Ayakkabı genişliği	
Parmak kutusu yüksekliği	
Yürüme esnasında girip çıkma	
Topuk yüksekliği	
Ayakkabı stili	
Topukta aşınma	
Parmak ucu ayakkabı arası boşluk	
Toplam	

**EK-5: (devam) Değerlendirme Formu****Ayakkabı Alışkanlıkları**

İnce tabanlı spor ayakkabılar	
Kalın tabanlı spor ayakkabı	
Kösele tabanlı kunduralar	
Lastik tabanlı kunduralar	
Kalın tabanlı botlar	
Kauçuk/ lastik tabanlı botlar	
Birden fazla ayakkabı türü	
Yüksek topuklu ayakkabı	

**Denge Testi:****Flaminge Denge Testi**

Skor:

**Fonksiyonel Uzanma Testi**

Skor:

**Statik ve Dinamik Ayak Basınç Dağılım Analizi Sonuçları**

**EK-6: Kullanılan Anket**

1. Annenin doğum yılını yazınız 19.....
2. Annenin öğrenim durumunuzu işaretleyiniz.
  - 1) Okuma yazması yok
  - 2) Sadece okuryazar, herhangi bir okul bitirmedi, ilkokuldan terk
  - 3) İlkokul mezunu (ilkokul beşinci sınıfı tamamlamış)
  - 4) Ortaokul mezunu
  - 5) Lise veya dengi okul mezunu
  - 6) Yüksekokul mezunu
  - 7) Üniversite mezunu
  - 8) Yüksek lisans yada doktorasını tamamlamış

**Çocuğun annesi yaşamıyor ise lütfen soru 5'e geçiniz**

3. Annenin halen gelir getiren bir işte çalışma durumunu işaretleyiniz.
  - 1) Evet, gelir getiren işte çalışıyor
  - 2) Hayır, ancak iş arıyor (Lütfen 5. Soruya geçiniz)
  - 3) Hayır, gelir getiren işte çalışmıyor (Lütfen 5. Soruya geçiniz)
4. Annenin halen yaptığı işi belirtiniz.
  - 1) Profesyonel meslek sahibi (hekim, mühendis gibi)/ teknisyen
  - 2) Yönetici (müdür, daire başkanı, birim amiri gibi)/ İşletme sahibi
  - 3) Sekreter/ Büro işlerinde çalışan memur
  - 4) Satış temsilcisi, pazarlamacı
  - 5) Esnaf, zanaatkâr
  - 6) Operatör, müracaat elemanı
  - 7) İşçi
  - 8) Hizmet işlerinde çalışan (garson, posta, şöfor gibi)
  - 9) Emekli
  - 10) Ev kadını
  - 11) Diğer (Lütfen belirtiniz).....
5. Babanın doğum yılını yazınız 19.....
6. Babanın öğrenim durumunuzu işaretleyiniz.
  - 1) Okuma yazması yok
  - 2) Sadece okuryazar, herhangi bir okul bitirmedi, ilkokuldan terk
  - 3) İlkokul mezunu (ilkokul beşinci sınıfı tamamlamış)
  - 4) Ortaokul mezunu
  - 5) Lise ve dengi okul mezunu
  - 6) Yüksekokul mezunu
  - 7) Üniversite mezunu
  - 8) Yüksek lisansını tamamlamış

**EK-6: (devam) Kullanılan Anket****Çocuğun babası yaşamıyor ise soru 9'a geçiniz**

7. Babanın halen gelir getiren bir işte çalışma durumunu işaretleyiniz.
- 1) Evet, gelir getiren işte çalışıyor
  - 2) Hayır, ancak iş arıyor (Lütfen 9. Soruya geçiniz)
  - 3) Hayır, gelir getiren işte çalışmıyor (Lütfen 9. Soruya geçiniz)
8. Babanın halen yaptığı işi belirtiniz.
- 1) Profesyonel meslek sahibi (hekim, mühendis gibi)/ teknisyen
  - 2) Yönetici (müdür, daire başkanı, birim amiri gibi)/ İşletme sahibi
  - 3) Sekreter/ Büro işlerinde çalışan memur
  - 4) Satış temsilcisi, pazarlamacı
  - 5) Esnaf, zanaatkar
  - 6) Operatör, müracaat elemanı
  - 7) İşçi
  - 8) Hizmet işlerinde çalışan (garson, posta, şöfor gibi)
  - 9) Emekli
  - 10) Diğer (Lütfen belirtiniz).....
9. Evinizde siz de dâhil olmak üzere kimler yaşamaktadır? (Birden fazla seçenek işaretleyebilirsiniz)
- 1) Anne
  - 2) Baba
  - 3) Kardeş (ler)
  - 4) Büyükanne, anneanne, babaanne, nene
  - 5) Büyükbaba, dede
  - 6) Uzak akrabalar
  - 7) Akraba olmayan diğer bir erişkin
  - 8) Diğer (Lütfen belirtiniz).....
- .....
10. Evde kaç kişi yaşamaktadır? .....
11. Evde kaç çocuk yaşamaktadır? .....
12. Aşağıdakilerden hangisi ailenizin ekonomik durumu hangisine uymaktadır?
- 1) Çok kötü
  - 2) Kötü
  - 3) Orta
  - 4) İyi
  - 5) Çok iyi

**EK-6: (devam) Kullanılan Anket**

13. Sağlıkla ilgili bilgileri en çok nereden öğrenirsiniz? (birden fazla seçenek işaretleyebilirsiniz)

- 1) Televizyon
- 2) Radyo
- 3) İnternet
- 4) Gazete, dergi
- 5) Kitap
- 6) Arkadaşlar/aile
- 7) Doktor
- 8) Diğer sağlık personeli (Hemşire, ebe, fizyoterapist gibi)
- 9) Okullar
- 10) Diğer (belirtiniz.....)

14. Çocuğunuzun ayakkabılarını nereden alıyorsunuz?

- 1) Market
- 2) Pazar
- 3) Ayakkabıcı
- 4) Özel yapım
- 5) Diğer (açıklayınız.....)

15. Çocuğunuz genellikle nasıl ayakkabı giymeyi tercih eder?

- 1) Spor ayakkabı
- 2) Yumuşak deri ayakkabı
- 3) Bez ayakkabı
- 4) Sert kalıplı ayakkabı
- 5) Özel yapım
- 6) Diğer (açıklayınız.....)

16. Ayakkabı seçimi için herhangi bir kişi ile konuştunuz mu?

- 1) Evet
- 2) Hayır
- 3) Hatırlamıyorum

17. Kimden bilgi aldınız?

- 1) Televizyon
- 2) Radyo
- 3) İnternet
- 4) Gazete, dergi
- 5) Kitap
- 6) Arkadaşlar/aile
- 7) Doktor
- 8) Fizyoterapist
- 9) Diğer sağlık personeli (Hemşire, ebe gibi)
- 10) Okullar
- 11) Diğer (belirtiniz.....)

## 9. ÖZGEÇMİŞ