

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BEBEKLERDE VE ANNELERİNDE BEBEK-TAŞIYICISININ POSTÜRAL
DENGİ ÜZERİNDEKİ AKUT ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Sevgi PEHLİVAN

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Tezli Yüksek Lisans Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Müberra TANRIVERDİ

HAZİRAN 2023

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BEBEKLERDE VE ANNELERİNDE BEBEK-TAŞIYICISININ POSTÜRAL
DENGİ ÜZERİNDEKİ AKUT ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Sevgi PEHLİVAN
(215323002)**

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Tezli Yüksek Lisans Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Müberra TANRIVERDİ

HAZİRAN 2023

Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün 215323002 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Sevgi PEHLİVAN, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “BEBEKLERDE VE ANNELERİNDE BEBEK-TAŞIYICISININ POSTÜRAL DENGİ ÜZERİNDEKİ AKUT ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Dr. Öğr. Üyesi Müberra TANRIVERDİ**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Hülya Nilgün GÜRSES**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Doç. Dr. Semiramis ÖZYILMAZ
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Doç. Dr. Gökşen KURAN ASLAN
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Dr. Öğr. Üyesi Seda SAKA
Haliç Üniversitesi

Teslim Tarihi : 12 Temmuz 2023
Savunma Tarihi : 13 Haziran 2023



Annem'e ve Ablam'a,

ÖNSÖZ

Mesleki bilgileri ve tecrübeleri ile yol gösteren, akademik sürecimde değerli görüşleriyle her zaman yanımda yer alan, tez sürecimde desteğini hep hissettiğim ve ben henüz lisans öğrencisiyken akademik hayata adım atma kararı almam için duruşuyla bizlere rol model olan kıymetli, saygıdeğer ve değerli bölüm başkanımız hocam Prof. Dr. Hülya Nilgün Gürses'e,

Akademik hayatım boyunca tüm tecrübesini, yardımlarını ve hoşgörüsünü benimle paylaşan, mesleki her konuda bana olan destekleri ve inancıyla beni her konuda cesaretlendiren, her koşulda yanımda olan ve akademik başarısıyla hem lisans hem de yüksek lisans sürecimde bana ışık olan, birlikte çalışmaktan mutluluk ve onur duyduğum değerli danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Müberra Tanrıverdi'ye,

Lisansüstü eğitimim boyunca değerli bilgi ve mesleki tecrübeleri ile bana ışık tutan, fizyoterapinin farklı alanlarıyla ilgili kıymetli bilgiler öğreten sayın hocalarım anabilim dalı başkanım Doç. Dr. Semiramis Özyılmaz ve Doç. Dr. Alis Kostanoğlu'na,

Tezimde birlikte çalıştığım, katılımcıların yönlendirilmesini sağlayarak bilimsel çalışmalarımıza desteklerini sunan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Türkan Uygur Şahin'e,

Tez çalışmamı yürütebilmem için uygun fiziksel şartları oluşturan, beni her durumda motive eden ve destek olan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Hande Argunşah Bayram başta olmak üzere Altunizade Acıbadem Hastanesi Hareket Analizi Laboratuvar'ı sorumlu hekim sayın hocam Dr. Enis Şaban ve ekibine,

Sonsuz sevgi, güven ve fedakarlıklarla beni yetiştiren, kelimelerle ifade edilemeyecek kadar emek veren, varlıkları ile güç bulduğum, her koşulda arkamda olan canım aileme; annem Serap Pehlivan'a, babam Timur Pehlivan'a ve canımdan öte ablam Seray Pehlivan'a,

Ailem olan biricik dostum meslektaşım Sema'ya,

Tüm nazımı çeken her an yanı başımda olan bana duyduğu sonsuz güven ve sevgi için Dr. M. Furkan Bodur'a

Tüm içtenliğimle teşekkürlerimi sunarım.

Haziran 2023

Sevgi Pehlivan
(Fizyoterapist)

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Sevgi Pehlivan

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	iv
BEYAN	iv
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMALAR	viii
SEMBOLLER	ix
TABLO LİSTESİ	x
ŞEKİL LİSTESİ	xi
ÖZET	xiii
SUMMARY	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 Yürüme	4
2.1.1 Yürümenin Biyomekanik Tanımı	4
2.1.2 Yürümenin Nörofizyolojisi	4
2.1.3 Yürümenin Gelişimi	5
2.1.4 Yürümenin Terminolojisi	6
2.1.5 Yürümenin Fazları	8
2.1.5.1 Duruş fazı	9
2.1.5.2 Sallanma fazı	16
2.2 Yürüyüş Değerlendirmesi	17
2.2.1 Yürüme Analizi Tarihçesi	18
2.2.2 Yürüyüş Analizi Yöntemleri	18
2.2.2.1 Gözlemsel yürüyüş analizi	21
2.2.2.2 Kantitatif yürüyüş analizi	22
2.3 Gebelik	25
2.3.1 Kardiyopulmoner Sistem Değişiklikleri	26
2.3.2 Endokrinal Değişiklikler	27
2.3.3 Kas-İskelet Sistemi Değişiklikleri	28
2.3.4 Postüral Değişiklikler	29
2.3.5 Biyomekanik Değişiklikler	31
2.3.5.1 Gebelikte motor kontrol değişiklikleri	33
2.3.5.2 Gebelikte basınç merkezi değişiklikleri	34
2.3.5.3 Gebelikte yürüyüş değişiklikleri	35
2.3.6 Postpartum Dönem	36
2.4 Bebek-taşıyıcısı	37
2.4.1 Bebek-Taşıyıcısı Uygulaması	38
2.4.2 Bebek-Taşıyıcısı Pozisyonu	39
2.4.3 Bebek-Taşıyıcısı ve Büyüme ve Gelişme	40

3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	41
3.1 Çalışma Yer ve Zamanı.....	41
3.2 Bireyler.....	41
3.3 Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi.....	44
3.4 Değerlendirme.....	44
3.4.1 Demografik Bilgiler	44
3.4.2 Genel Fizyoterapi Değerlendirmesi	45
3.4.2.1 Ağrı Şiddetinin Değerlendirmesi	45
3.4.2.2 Eklem Hareket Açıklığı Değerlendirmesi	46
3.4.2.3 3D Hareket Analiz Sistemi Değerlendirmesi	53
3.5 İstatistiksel Analiz	70
4. BULGULAR.....	72
5. TARTIŞMA	83
6. SONUÇLAR	89
KAYNAKLAR	90
EKLER.....	101
ÖZGEÇMİŞ.....	108

KISALTMALAR

AE	: Alt Ekstremit
Art.	: Articularis
BMI	: Body Mass Index
COM	: Center of Mass
CG	: Center of Gravity
COG	: Center of Gravity
COP	: Center of Pressure
EMG	: Elektromyografi
GRF	: Ground Reaction Force
IMU	: Inertial Measurement Unit
KMC	: Kanguru Anne Bakımı
M.	: Musculus
MÖ	: Milattan Önce
VKİ	: Vücut Kitle İndeksi
VAS	: Vizüel Analog Skala
YRK	: Yer Reaksiyon Kuvveti

SEMBOLLER

°	: Açısal Derece
kg	: Ağırlık
m	: Uzunluk
t	: Zaman
dk	: Dakika
m ²	: Metrekare
n	: Katılımcı Sayısı
%	: Yüzdelik



TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 2.1 : Gebelikte ideal kilo artışı.	29
Tablo 4.1 : Bebeklerin demografik özellikleri.	72
Tablo 4.2 : Annelerin demografik özellikleri.	72
Tablo 4.3 : VAS ağrı şiddeti değerlendirmesi.	75
Tablo 4.4 : VAS ile yorgunluk değerlendirmesi.	76
Tablo 4.5 : VAS ile konfor seviyesi değerlendirmesi.	76
Tablo 4.6 : Kadınların kalça eklem hareket açıklığı değerlendirmesi.....	77

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1	: Yürümenin gelişimi.	5
Şekil 2.2	: Yürümenin fazları.	8
Şekil 2.3	: Duruş fazında yer reaksiyon kuvveti.	9
Şekil 2.4	: Yüklenme cevabı sırasında yer reaksiyon kuvveti.	11
Şekil 2.5	: Yürüyüş fazları kinetik analizi (aktif ve inaktif).	13
Şekil 2.6	: Terminal duruş fazı ayak bileği eklemi hareketleri.	14
Şekil 2.7	: Yürüyüş fazları kinetik analiz (eksentrik, konsentrik ve inaktif kaslar).	16
Şekil 2.8	: Yürüme analizi yöntemleri.	19
Şekil 2.9	: Kantitatif yürüyüş analizi.	22
Şekil 2.10	: Çok boyutlu hareket analizi sistemleri.	24
Şekil 2.11	: VICON Motion Capture System (MX3, 100 Hz).	25
Şekil 2.12	: Gebelikte göğüs çevresi, anterioposterior çap ve subkostal açı değişimleri.	27
Şekil 2.13	: Diastazis rekti.	29
Şekil 2.14	: Gebelikte artmış lumbal lordoz ve anterior pelvik tilt.	30
Şekil 2.15	: Gebelikte görülen postüral değişiklikler.	31
Şekil 2.16	: Gebelikte yerçekimi merkezi.	32
Şekil 2.17	: Gebelikte biyomekanik değişiklikler (pronasyon, tibial torsiyon, anterior pelvik tilt).	33
Şekil 2.18	: Bebek taşımanın ve bebek-taşıyıcısı kullanmanın bakıcıların biyomekanikleri üzerine etkileri.	38
Şekil 2.19	: Bebek-taşıyıcısı uygulamaları.	38
Şekil 2.20	: Gebelikte yerçekimi merkezi.	39
Şekil 3.1	: Akış diyagramı.	43
Şekil 3.2	: Vizüel analog skala.	46
Şekil 3.3	: Kalça fleksiyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi.	49
Şekil 3.4	: Kalça ekstansiyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi.	50
Şekil 3.5	: Kalça internal rotasyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi.	51
Şekil 3.6	: Kalça eksternal rotasyon açısının gonyometre ile değerlendirilmesi. ..	52
Şekil 3.7	: Marker-yansıtıcıların anneye yerleştirilmesi.	53
Şekil 3.8	: Yürüme analizi laboratuvarı, VICON hareket analiz sistemi, kuvvet platformu (Kistler 9082E, 100 Hz), reflektör marker takibi yapan kamera sistemleri.	54
Şekil 3.9	: Değerlendirme planı.	55
Şekil 3.10	: Yürüme analizi; (A), (B) 15 dakika bebek olmadan normal yürüme değerlendirmesi, (C), (D) 15 dakika bebek kucakta kolları ile taşıyarak yürüme değerlendirmesi, (E), (F), (G), (H), (İ), (J) 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile önde taşıma sırasında değerlendirmesi, (K), (L), (M), (N) 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile arkada taşıma sırasında değerlendirmesi.	69
Şekil 3.11	: Baby Plus Class Bel Destekli Kanguru.	70

Şekil 4.1	: Çalışmaya katılan kadınların bakıcı desteği oranı.	73
Şekil 4.2	: Çalışmaya katılan kadınların bakıcı desteği oranı.	74
Şekil 4.3	: Çalışmaya katılan annelerin bebek-taşıyıcısı kullanma oranı.	74
Şekil 4.4	: Annelerin yerçekimi merkezi.	78
Şekil 4.5	: Normal yürümedeki COM ve bebeklerini kucakta taşıdıklarında COM	78
Şekil 4.6	: Normal yürüme sırasında valgus/varus momenti ve bebeklerini kucakta taşıırken gözlemlenen artmış valgus/varus momenti.	79
Şekil 4.7	: Normal yürüme sırasında diz eklemi rotasyon momenti ve önde bebek- taşıyıcısı ile yürürken gözlemlenen diz eklemi rotasyon momenti.	79
Şekil 4.8	: Normal yürüme sırasında diz eklemi fleksiyon-ekstansiyon momenti ve önde bebek-taşıyıcısı ile yürürken diz eklemi fleksiyon-ekstansiyon momenti.	80
Şekil 4.9	: Normal yürüme sırasında diz ekleminde geçen COM ve bebek- taşıyıcısı önde kullanırken diz ekleminde geçen COM.	80
Şekil 4.10	: Yürüme sırasında postüral denge ve bebek-taşıyıcısı önde kullanırken postüral denge.	81
Şekil 4.11	: Normal yürümede kalça rotasyonu derecesi ve bebek-taşıyıcısı arkada iken kalça rotasyonu derecesi.	81
Şekil 4.12	: Normal yürüme ile kalça ekleminde geçen GRF ve bebek-taşıyıcısı arkada taşınırken kalça ekleminde geçen GRF.	82

BEBEKLERDE VE ANNELERİNDE BEBEK-TAŞIYICISININ POSTÜRAL DENGİ ÜZERİNDEKİ AKUT ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

ÖZET

Bir bebeği taşımak insanlık tarihi boyunca var olan, doğal ve evrensel bir insan davranışdır. Bebek-taşıyıcıları birçok kültürde yaygın bir uygulamadır. Bebek-taşıyıcısı, bebekle annenin ve/veya bakım verenin duygusal ilişkisinde gelişme sağlaması, taşıyıcıya sunduğu kolaylık ve hareket özgürlüğü ile de yaygın bir şekilde kullanılmaya devam etmektedir. Bu çalışmada bebeklerde ve annelerinde bebek-taşıyıcısının postüral denge üzerine akut etkisini incelemek amaçlanmıştır. Çalışmaya Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakóltesi Hastanesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı Çocuk Nörolojisi Bölümü'nden Sağlıklı Çocuk Polikliniği'ne yönlendirilen 4-10 ay yaşında 30 bebek ve anneleri dahil edilmiştir. Araştırmalar Altunizade Acıbadem Hastanesi Yürüyüş Analizi Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Bebek-taşıyıcısının bebeklerde ve annelerinde postüral denge üzerindeki akut etkileri araştırılacak olup bu doğrultuda öncelikle bebekler ve anneleri için demografik değerlendirme formu uygulanmıştır. Çalışmaya katılmayı kabul eden ve dahil edilme kriterlerini karşılayan annelerin demografik bilgi formu doldurulurken boy (m) ve ağırlık (kg) ölçümleri araştırmacı fizyoterapist tarafından gerçekleştirilen ağırlık (kg) / boy² (m²) formülü ile vücut kitle indeksi hesaplamaları yapılmıştır. Bu antropometrik ölçümlere ek olarak kalça eklemi hareket açıklığı ölçümleri yapılmıştır. Sonrasında 3D hareket analizi sistemi (VICON) ile 15 dakika normal yürüme sırasında, 15 dakika bebeklerini kucakta taşıma sırasında, 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile önde taşıma sırasında ve 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile arkada taşıma sırasında kütle ağırlık merkezi değişimi ve postüral denge değerlendirilmiştir. Ayrıca VICON değerlendirme yürüyüşlerinden önce ve sonra Visual Analog Skalası ile yorgunluk, ağrı ve konfor sorgulanarak toplam değerlendirme ve uygulama süresi 1 saat olmuştur. Çalışmanın sonunda, annelerde bebek-taşıyıcısı kullanımıyla kütle çekim merkezinin denge sınırları içinde korunduğu, yerçekimi tepki kuvvetinin kontrolünün arttığı ve postüral dengenin

geliştiği görölmüştür. Postüral dengenin, bebek-taşıyıcısının önde kullanıldığında bebeğin kollarda taşınmasına veya bebek-taşıyıcısının arkada kullanılmasına oranla daha stabil olduğu saptanmıştır. Ayrıca lordotik postürde normal yürümeye göre önde bebek-taşıyıcısı kullanılmasının postürün korunmasına destek olabildiği, kütle çekim merkezinin kontrolünü arttırabildiği ve postüral dengenin geliştirilmesini sağlayabildiği görölmüştür. Literatür ve çalışmamızın sonuçları göz önüne alınırsa, bebek-taşıyıcısı kullanımının sağlıklı tüm annelere önerilebileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Bebek, postüral denge, yürüme analizi, yürüyüş



INVESTIGATION OF THE ACUTE EFFECT OF BABY-CARRIER ON POSTURAL BALANCE IN BABIES AND THEIR MOTHERS

SUMMARY

Carrying a baby is an inherent and prevalent human behavior that has been observed throughout the entirety of human history. It is a customary practice in numerous cultures worldwide. The employment of baby-carriers remains widespread due to its positive impact on enhancing the emotional bond between the baby and the mother or caregiver, while concurrently facilitating the carrier's mobility and flexibility. This study was conducted, encompassing a cohort of 30 infants aged between 4 and 10 months. These infants, along with their respective mothers, were referred to the Healthy Child Department, the Department of Pediatrics, and the Department of Pediatric Neurology at Bezmialem Vakıf University Medical Faculty Hospital. The investigations were carried out within the Gait Analysis Laboratory situated at Altunizade Acibadem Hospital. The present scientific investigation aims to explore the immediate effects of baby-carriers on postural balance in both infants and their mothers. To achieve this objective, a comprehensive evaluation was undertaken, including the administration of a demographic assessment form for the participating infants and their respective mothers. During the completion of the demographic information form, the mothers who volunteered for the study and fulfilled the predetermined inclusion criteria underwent height (m) and weight (kg) measurements performed by a research physiotherapist. Furthermore, body mass index (BMI) calculations were derived using the weight (kg) divided by the square of the height (m). In addition to these anthropometric measurements, measurements of the range of motion in the hip joint were conducted. Subsequently, utilizing a sophisticated 3D motion analysis system (VICON), alterations in the center of gravity and postural balance were evaluated during various activities. These activities encompassed normal walking for a duration of 15 minutes, carrying babies on the lap for 15 minutes, carrying babies in a front-facing position using a baby-carrier for 15 minutes, and carrying babies on the back for 15 minutes utilizing baby-carriers.

Through this comprehensive methodology, the acute effects of baby-carriers on postural balance in both infants and their mothers will be examined, shedding light on the intricate dynamics involved in this mode of carrying and its impact on the overall balance of the individuals involved.

Keywords: baby, baby-carrier, postural balance, gait analysis, biomechanics



1. GİRİŞ

Bir bebeği tutmak ve taşımak doğal ve evrensel bir insan davranışıdır. Bebek-taşıyıcıları birçok kültürde yaygın bir uygulamadır [1,2]. İnsanlık tarihi boyunca var olan ve günümüz toplumunda da giderek daha fazla kullanılan bebek-taşıyıcısı, bebekle annenin ve/veya bakım verenin duygusal ilişkisinde ve bakımında gelişme sağlaması ve taşıyıcıya sunduğu kolaylık ve hareket özgürlüğü ile de yaygın bir şekilde kullanılmaya devam etmektedir [3]. Bebek-taşıyıcısı kullanımının rahatlık, kolay taşınabilirlik, fiziksel gelişimin teşviki, ajitasyon eliminasyonu, çocuğun mental ve fiziksel sağlığı, güvenliği, bebeğin anneye bağlanmasında artış ve bakım veren için daha iyi sağlık gibi öngörülen faydaları vardır [4-8].

Literatür bu iddialardan bazılarını desteklemiştir ve bebek-taşıyıcısı ile yürüyen bir anne tarafından taşınan bebeklerin, oturan bir anne tarafından tutulanlara kıyasla ağlama [6], istemli hareket ve kalp atış hızında hızlı bir düşüş sergilediğini göstermektedir [9]. Bununla birlikte, bebek-taşıyıcısının bakıcının kas-iskelet sistemi üzerindeki etkileri ve biyomekaniği ile ilgili araştırmalar sınırlıdır. Literatürde, 15 m'lik bir pistte kısa süreli yürüyüş sırasında önde taşınan bebek-taşıyıcısını araştıran bir çalışmada yüksüz yürümeye kıyasla vuruş tepe noktalarında, itici ve frenleyici uyarılarda ve yükleme hızlarında bir artış gözlemlenmiştir; ancak alt ekstremit (AE) eklemler momentleri bildirilmemiştir [10]. Bebekleri taşımak için tercih edilen bebek-taşıyıcısının önden, arkadan ve yandan taşıma gibi birçok farklı kullanım yöntemi vardır. Çeşitli bebek-taşıyıcısı tiplerinin gövde kaslarının aktivitesi ve omuz taktik basıncı üzerindeki etkilerini araştıran ayrı bir çalışmada, denekler 20 dakika boyunca sürekli yürümüştür [8]. Bu çalışma bebek-taşıyıcısı ile daha uzun süreli yürüyüşü incelerken, AE araştırılmamıştır.

Bebek taşıma ile ilgili bir diğer görev ise bakıcılar arasında hala yaygın bir uygulama olan bir yöntem olan bebeği kucakta taşımaktır. Bir bebeği kollarda taşımak, yürüme sırasında ortaya çıkan doğal kol salınım modellerini kısıtlar. Kol salınımının gövdenin rotasyonlarını azalttığı ve swing fazdaki bacakların neden olduğu serbest vertikal

momentlere karşı koyduğu düşünülmektedir [11,12]. Kol salınımı kısıtlandığında, yürüme sırasında stabiliteyi korumak için diğer biyomekanik adaptasyonlar meydana gelebilir. Bebek-taşıyıcısı kullanan kadınların yürüyüş sırasındaki postürleri üzerindeki etkilerini araştıran bir çalışma, sagittal düzlemde üst vücut postürünün değiştiğini bildirmiştir; ancak, AE yürüyüş biyomekaniği araştırılmamıştır [13].

Bebek-taşıyıcısının önde ve arkada taşınmasıyla kadınların postürel değişikliklerini takip etmek için yapılan bir çalışmada, bebek-taşıyıcısı kullanırken servikal fleksiyon, pelvik tilt, başın yer değiştirmesi ve skapular yer değiştirme açıları değerlendirilmiştir. Sonuç olarak bebek-taşıyıcısı kullanım çeşitlerinin her birinin, genç kadınların postürlerini etkilediği gösterilmiştir [14,15]. Bebek-taşıyıcısının taşıyıcı biyomekaniği üzerindeki etkilerini araştıran bu çalışmada postürel tepkiler yalnızca Image J yöntemiyle yapılmıştır ve değerlendirmelerde bebekler yer almamıştır.

Hareket veya yürüyüş analizi, yalnızca spor biliminde veya temel biyomekanik araştırmalarda kullanılan geçerli bir değerlendirme aracı haline gelmemiş, aynı zamanda klinik teşhis, fonksiyonel iyileşmenin izlenmesi ve kas-iskelet rehabilitasyonunda çok değerli bir araç haline gelmiştir [16]. Gözlemsel ölçekler yürüyüş değerlendirmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunlar, erişilebilir ve kullanımı kolaydır. Ancak, bu testler değerlendiricilerin öznelliğinden muaf değildir [17].

Yürüyüş değerlendirmesi için üç boyutlu hareket analiz sistemleri altın standart olarak kabul edilmektedir. Kinematik ve uzay-zamansal parametrelerle ilgili nesnel ve nicel veriler sağlarlar. Bununla birlikte, bu sistemler, yüksek ekipman maliyeti, eğitimli personel ihtiyacı, uzun işlem süreleri ve kurulum için geniş alan gereksinimi gibi çeşitli dezavantajlar sunar [18].

Gözlemsel ölçeklerden daha objektif verilere ulaşmak ve üç boyutlu hareket yakalama sistemlerinin maliyetlerini azaltmak için son yıllarda düşük maliyetli yeni hareket analizi yöntemleri geliştirilmiştir [19]. Bunlar, daha fazla analiz için video kameralar veya mobil akıllı cihazlar tarafından yakalanan videoların kullanımına dayanmaktadır.

Farklı yürüme analizi yöntemleri ile bebeklerde ve annelerinde bebek-taşıyıcısının postürel denge üzerindeki akut etkisini araştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Tezin amacı; bebeklerde ve annelerinde bebek-taşıyıcısının postüral denge üzerindeki akut etkisini araştırmaktır.

Çalışmamızın sonuçlarının bebek-taşıyıcısı kullanan kadınlara ve bu kadınlarla çalışan fizyoterapist ve sağlık profesyonellerine yol göstereceğini düşünmekteyiz. Ayrıca bu doğrultuda edinilecek bilgiler ışığında sağlık ekibine, çocuklara ve yakınlarına karşı davranış modaliteleri, tedavi politikası geliştirmelerine yardımcı olmak ve diğer gönüllülere öncülük etmek önerilen araştırma projesinin özel amacıdır. Bu sayede bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile taşıyan annelerin, ebeveynlerin, aile fertlerinin postüral dengelerini korumayı, ağırlık merkezini ideal alanda tutmayı, yürüyüş dengesini geliştirmeyi, postür bozukluklarının azaltılmasını ve yaşam kalitesinin artırılmasını sağlamak bir diğer amacımızdır.

Hipotez 1: Annelerde, bebek-taşıyıcısının postüral denge üzerinde olumlu akut etkisi vardır.

Hipotez 2: Annelerde, bebek-taşıyıcısının postüral denge üzerinde olumlu akut etkisi yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Yürüme

Yürüme; sagittal düzlemde kütle merkezinin öne doğru yer değiştirmesi ile gövde ve ekstremitelerin ritmik hareketleri olarak tanımlanır ve fizyolojik sistemler, kas-iskelet sistemi ve kardiyopulmoner sistemin ayrılmaz bir şekilde çalıştığı merkezi ve periferik sinir sisteminin entegre olduğu karmaşık bir motor görevdir [20].

Normal yürüyüş; vizüel, propriyoseptif ve bilişsel entegrasyonun yanı sıra merkezi ve periferik sinir sistemi, kas-iskelet yapısı ve kardiyovasküler sistemi içerir [21].

2.1.1 Yürümenin Biyomekanik Tanımı

Kütle merkezinin (Center of Mass-COM) yörüngeleri, diğer bir deyişle vücudun tüm ağırlığının yoğunlaştığı tek bir hayali nokta ve alt ekstremitelerin yörüngeleri oldukça düzenli ve tekrarlanabilir. Alt ekstremit segmentlerinin rotasyon ve translasyon kombinasyonu ile belirlenebilir [22].

2.1.2 Yürümenin Nörofizyolojisi

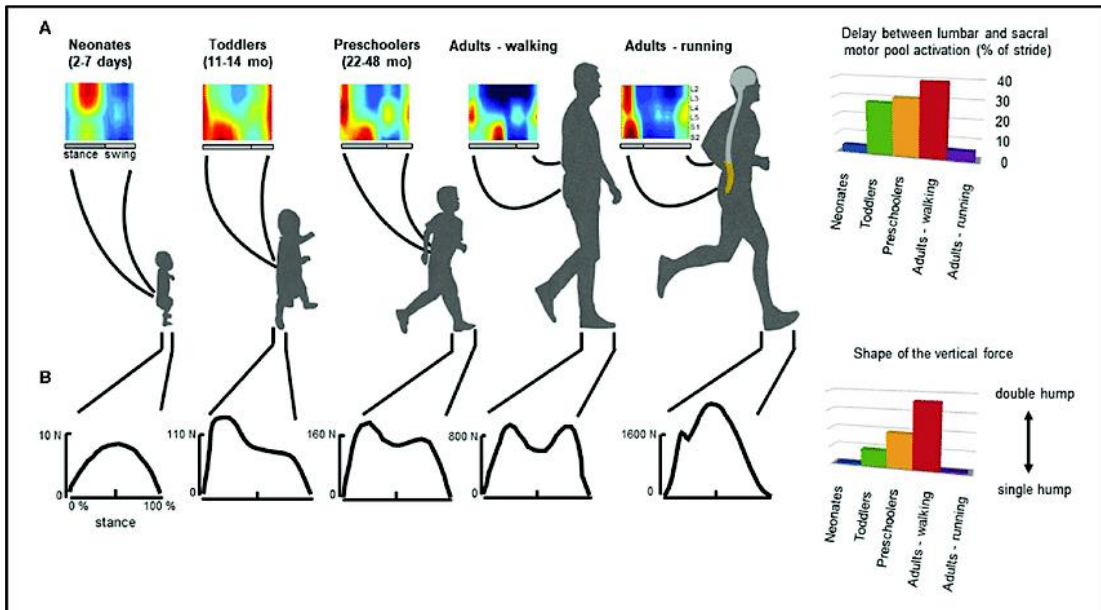
Yürüme sırasında ekstremitelerin, eklemlerin ve kasların koordineli hareketleri merkezi sinir sisteminin kontrolü altındadır. Birincil motor korteks, pre-motor korteks, vizüel ve somatosensoriyel korteks hareketin istemli kontrolünü sağlarken istemsiz kontrol beyincik, beyin sapı, omurilik ve kaslardaki proprioseptörler tarafından sağlanır [21].

Beyin sapı ve omurilikteki santral patern jeneratörleri; vücut yapılarıyla koordineli çalışır ve hareketler dizilerini başlatmaktan ve sürdürülmesinden sorumludur. Çeşitli işlevlere (çiğneme, yutma, esneme) ek olarak yürümenin kontrol edilmesinde de önemli rol oynar. Uyarıcı ve inhibitör etkiler ile agonist ve antagonist kasların koordineli aktivasyonunu sağlar [22].

2.1.3 Yürümenin Gelişimi

Normal şartlarda çocukların bağımsız yürüme becerisini 11-18 aylıkken kazanmaları beklenir. Yürümeye yeni başlamış çocuklar daha büyük bir denge yüzeyine, daha kısa adımlara ve daha yüksek ritme sahiptir. Yürüme sırasında stabiliteyi arttırmak için kalça eklemlerinde eksternal rotasyon, diz eklemlerinde semifleksiyon ve ayakta kalkaneal valgus hareketi gerçekleşir. Topuk vuruşunda daha az ayak bileği plantar fleksiyonu ve salınımında daha az dorsifleksiyon vardır. Yürüyüşün plantar destek fazı uzundur ancak destek yüzeyi geniştir.

Temas alanı 18 aylıkken azalır. 2 yaşında pelvik tilt, eksternal rotasyon ve kalça abduksiyonu, diz fleksiyonu azalır. Buna karşılık, 3 yaşındaki çocuklar için tek destek fazı yürüyüş döngüsünün %35'ini oluşturur ve çocukların %90'ında kol salınımı vardır. Erişkin yürümenin tam tersi olacak şekilde, destek fazı sırasında diz fleksiyonunda, pelvik rotasyonda ve kalça rotasyonunda artış gözlemlenir. Pelvik tilt 3 yaşından sonra progresif azalmaktadır. Yürüyüş sırasında diğer eklem hareket açıklığı değerleri yetişkinlere yaklaşır. 3-5 yaşları arasında daha uzun adımlar ve daha hızlı yürüme gözlemlenir. Bu zaman-mesafe parametresindeki değişikliklerin kas-iskelet gelişimi ile ilişkili olduğu bildirilmiştir. Bipedal hareketin kritik aşaması olan destek aşaması sınırlıdır, ancak 4 yaşına kadar neredeyse yetişkin seviyelerine iner.



Şekil 2.1 : Yürümenin nörofizyolojik gelişimi [23].

Yedi yaş civarındaki çocuklarda yetişkinlere benzer yürüme paternleri görülür. Yetişkinlerdeki normal yürüyüş paterni, yakın destek yüzeyi, minimum basınç merkezi osilasyonlar ile düzgün hareket ve respirokal kol salınımları ile karakterize edilir. Yürüyüş, nöromotor kontrolü etkileyebilen vücut segmentlerinin gelişimi, eklem eksen, rotasyonları ve postür gibi fizyolojik değişikliklerden etkilenir [20,24].

2.1.4 Yürümenin Terminolojisi

Yürüyüş Periyodu:

Yürüyüş periyodu veya yürüyüş döngüsü, yürüme ve koşma gibi çeşitli aktivitelerle ilgili zamansal ve mekansal parametreleri tanımlar. Yürüyüş döngüsü, ayağın yer ile ilk teması ve aynı ayağın yer ile ikinci teması arasında geçen süre olarak tanımlanır [21].

Destek Süresi:

Ayağın yerle temasta olduğu stance fazda geçen süredir.

Salınım Süresi:

Ayağın yerle temasta olmadığı swing fazda geçen süredir.

Adım Süresi:

Bir ayağın yaptığı topuk vuruşu ile diğer ayağın topuk vuruşu arasında geçen süredir. Saniye (sn) ile ölçülür.

Çift Adım Süresi:

Her iki adımın olduğu bir yürüme periyodu için geçen süredir. Saniye (sn) ile ölçülür.

Çift Destek Periyodu Süresi:

Her iki ayağın da zeminde olduğu süredir. Saniye (sn) ile ölçülür.

Çift Destek Periyodu (Double Support Period):

Her iki ayağın da yerle temas ettiği aşamadır. Bir alt ekstremité ilk temas ve yüklenme fazı arasındayken diğer alt ekstremité itme ve sallanma öncesi arasındadır. Çift destek periyodu normal hızlı yürüyüşün %25'ini oluşturur. Yavaş yürüyüşte çift destek periyodu süresi uzarken hızlı yürüyüşte azalır. Koşmada ise tamamen ortadan kalkarak yürüme ve koşmayı birbirinden ayırır.

Adım Uzunluğu:

Bir ayağın yere temas eden noktası ile diğer ayağın yere temas eden noktası arasında ölçülen uzunluktur.

Çift Adım Uzunluğu:

Bir yürüme döngüsünün içindeki aynı ayağın topuk vuruşu ile aynı ayağın takip eden topuk vuruşu arasındaki mesafedir. Sağ ve sol adım uzunluklarının toplamına eşittir. Stride length olarak tanımlanır.

Adım Genişliği:

İki topuğun orta noktaları arasındaki horizontal mesafedir.

Yürüyüş Hızı:

Birim zamanda kat edilen mesafe yürüme hızı olarak adlandırılır ve m/s ile gösterilir.

Tempo (Kadans):

Belirli bir zamandaki adım sayısına kadans denir. Genellikle adım/dakika ile gösterilir.

Yürüyüşün Ahengi (Tempo-Kadans):

Dakikada yaklaşık 90-110 arasında adım sayısına normal yürüme, 70 adım ile yürümeye yavaş yürüme, 130 ve üzeri adımla yürümeye ise hızlı yürüme denir.

Yer Reaksiyon Kuvveti (YRK):

Yerin hareket sırasında temas halinde olduğu kişiye uyguladığı kuvvettir.

Vücut Ağırlık Merkezi:

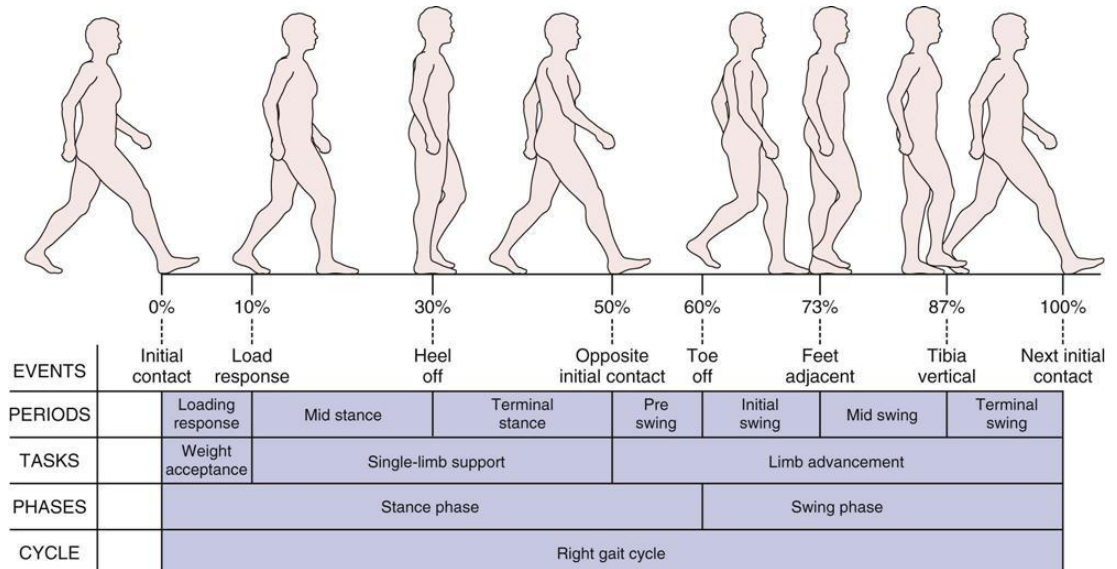
Kişi anatomik pozisyondayken art. lumbosakralis'in önünde olduğu varsayılır. Vücutta minimal hareketlerle yeri değişmektedir.

Destek Alanı Merkezi:

Her iki ayak tabanının yerle temasta olduğu alanların orta noktası destek alanı merkezidir ve yürüme ile yer değiştirebilir. Ağırlık kuvveti vektörünün destek alanı merkezinden geçmesiyle denge sağlanır.

2.1.5 Yürümenin Fazları

Yürüyüş döngüsü, duruş fazı (*stance*) ve sallanma (*swing*) fazı olmak üzere sınıflandırılmaktadır [21].



Şekil 2.2 : Yürüyüş döngüsü [25].

Yetişkin kişilerde duruş fazı yürüme periyodunun %60'ını, maksimum %70'ini, kapsar. Sallanma ise %40'ını oluşturur [20].

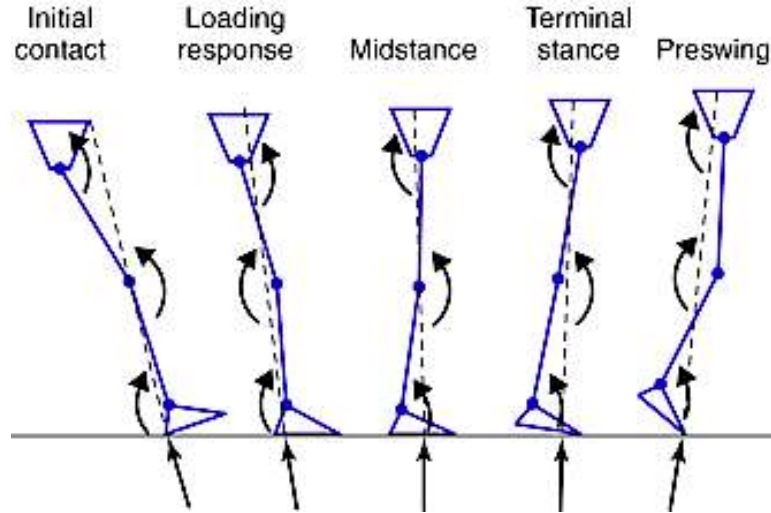
2.1.5.1 Duruş fazı

Duruş fazı, ayağın yere değdiği ve yürüyüş döngüsünün ortalama %60'ını kapladığı zamandır. Bu fazda stabilite ayakların yere stabilitesi, normal alt ekstremite hareketi, core stabilite ve vücut dengesi için önemlidir. Destek noktaları göz önüne alındığında ise yürüme siklusu tek destek (*single support*) ve çift destek (*double support*) olmak üzere iki evreye ayrılır. Tek destekte sadece tek ayak, çift destekte ise her iki ayak zemin ile temas eder. Hızın artması ile çift destek evresinin oranı azalır, tek destek evresinin oranı ise artar. Hızın daha da artması ile çift destek evresi tamamen ortadan kalkar ve “koşma” olarak tanımlanan hareket siklusu oluşur [26].

İlk temas (%0-%2)

Kinematik Analiz: Ayak bileği nötral pozisyonundadır (bir miktar supinasyon-inversiyon ve adduksiyondadır). Diz tam ekstansiyonda ya da maksimum 5° fleksiyondadır. Kalça ise yaklaşık 30° fleksiyondadır.

Kinetik Analiz: Yer reaksiyon kuvveti ayak bileği ekleminin arkasından, diz ve kalça ekleminin önünden geçer.



Şekil 2.3 : Duruş fazında yer reaksiyon kuvveti [27].

Aktif ve İnaktif Kaslar :

Ayak Bileği Eklemi : Ayak bileği nötral pozisyonundadır. Ayak bileğinin nötral pozisyonu m. tibialis anterior, m. ekstansör digitorum longus ve m. ekstansör hallucis longus gibi pretibial kaslar ile sağlanır. Pretibial kaslar ayağın ağırlığını destekler ve ayağın plantar fleksiyonunu kontrol eder.

Diz Eklemi : Diz tam ekstansiyonda ya da maksimum 5° fleksiyondadır ve yer reaksiyon kuvveti diz ekleminin önünden geçtiğinden ekstansör moment oluşur ve quadriceps kas aktivasyonu gerekli değilken hamstring kas aktivitesi ve posterior eklem kapsülü bu momente karşı koyar ve diz eklem stabilitesini sağlar.

Kalça Eklemi : Kalça ekleminde ilk temas için 30°'lik bir fleksiyon gereklidir. Yer reaksiyon kuvveti kalça ekleminin önünden geçer ve bir fleksör moment yaratır. M. gluteus maksimus ve hamstring grubu kaslar konsentrik kasılarak fleksör momente karşı koyarlar.

M. erectör spinae bu fazda kasılarak omurgada oluşan fleksör eksternal momenti dengeler ve gövdede mediolateral stabilizasyon sağlarlar. Karın kasları da gövdenin stabilizasyonunda rol alırlar. İlk temas fazında üst ekstremitede ise dirsek 8° ve omuz 45° fleksiyona gitmektedir [28-30].

Yüklenme Cevabı (%2-%10)

Bu fazda hızla bir bacağa ağırlık aktarılırken yer reaksiyon kuvvetini absorbe etmek ve vücut parçalarının 3 düzlemdeki stabilitesini sağlamak için büyük bir kas aktivitesi gereklidir.

Kinematik Analiz : Ayak bileği 10° plantar fleksiyonda, diz eklemi 15-20° fleksiyonda ve kalça eklemi 20° fleksiyondadır.

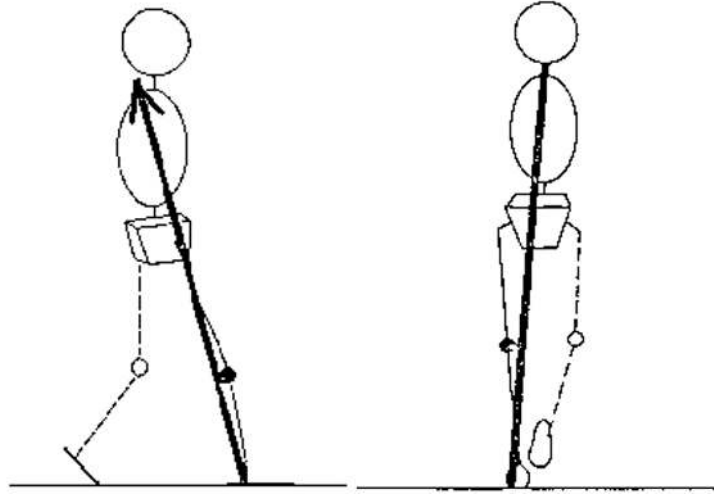
Kinetik Analiz : Yer reaksiyon kuvveti ayak bileği, diz eklem merkezinin arkasından, kalça ekleminin önünden geçer.

Aktif ve İnaktif Kaslar :

Ayak Bileği Eklemi : Pretibial kaslar eksentrik kasılarak plantar fleksiyonu kontrol eder ve şok absorbsiyonunu sağlarlar. Bu kaslar bu fazdan itibaren duruş fazının diğer aşamalarında ayak invertör ve evertör olarak da görev yaparak mediolateral stabiliteyi sağlarlar.

Pretibial kasların eksentrik kontraksiyonu ile gerçekleşen plantar fleksiyon 10° 'yi geçmez. Bu hareket ile tibianın, erken yüklenme cevabında dizi bir miktar fleksiyona çekmesi sağlanır. Buna *heel rocker* denir.

Diz Eklemi : Yer reaksiyon kuvveti diz ekleminin arkasından geçer. Ayak üzerine ağırlık verildikçe diz fleksiyonu artar ve yaklaşık $15-20^\circ$ olur. M. Quadriceps femoris dizin fleksiyonunu kısıtlamak eksentrik aktive olur. Bu fazda vücut ağırlığı ekstremitelere üzerine tamamen verilmez. Diz ilk temasta tama yakın ekstansiyondadır. Ancak yüklenme cevabında dizin quadriceps kontrolünde 20° 'yi aşmayan fleksiyona gidişi başlar.



Şekil 2.4 : Yüklenme cevabı sırasında yer reaksiyon kuvveti [31].

Kalça Eklemi : Yer reaksiyon kuvveti kalça ekleminin önünden geçer. Kalça 20° fleksiyonda ve 5° adduksiyondadır. Hızlı ve güçlü m. gluteus maximus, hamstringler ve m. adduktor magnus kas aktivitesi ile kalçanın daha fazla fleksiyona gitmesi engellenir. Kalça ekstansörlerindeki kasılma kontrolsüz kalça fleksiyonunu önler. Kalça ekstansör aktivitesi terminal stance'e kadar sürer [30,32,33].

Orta Duruş Fazı (Mid Stance) (%10- %30)

Tek destek fazının başlangıcıdır. Yürüme periyodunun ilk %10-30'luk bölümünü oluşturur. Yer reaksiyon kuvveti ayak bileği eklem merkezinin önünden, diz eklemine arkasından ve kalça eklem merkezinden veya çok az arkasından geçer. Kontralateral parmak kalkışı ile total vücut ağırlığı orta duruş fazındaki bacağı aktarılır.

Kinematik Analiz : Ayak bileği 5° dorsifleksiyonda, diz eklemi ekstansiyonda, kalça eklemi nötral pozisyonda veya yaklaşık 10° ekstansiyondadır.

Kinetik Analiz : Yer reaksiyon kuvveti ayak bileği eklem merkezinin önünden geçer, mid stance'de yer reaksiyon kuvveti diz eklemine arkasından (fleksör moment), diz eklemine önüne (ekstansör moment) yer değiştirir, yer reaksiyon kuvveti kalça eklem merkezinden veya çok az arkasından geçer [24].

Aktif ve İnaktif Kaslar :

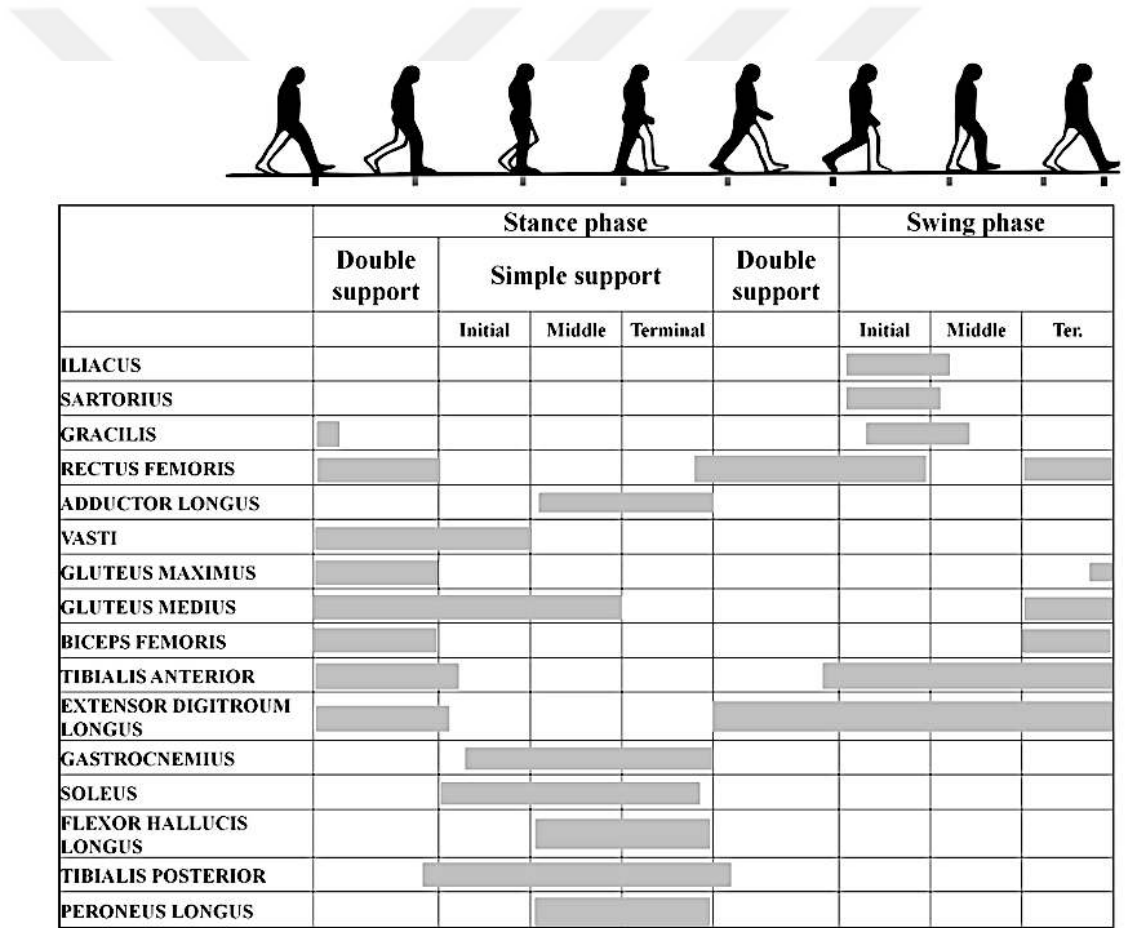
Ayak Bileği Eklemi : Alt ekstremitte yerle temasta olan ayak üzerinde ayak bileğinde yuvarlanma rocker (ankle rocker) mekanizması ile ilerlerken yer reaksiyon kuvvetinin ortaya çıkardığı giderek artan dorsifleksiyon hareketi yapar.

Kontralateral parmak kalkışı ile total vücut ağırlığı orta duruştaki bacağı aktarılır. Yer reaksiyon kuvveti ayak bileğinin önünden geçer. Orta duruş fazının ilk yarısında kontralateral bacağın sallanma fazının başlamasıyla oluşan moment ayakta 10° dorsifleksiyon ortaya çıkarır. Orta duruş fazının son yarısında bacak stabilitesini sağlamak için gastrocnemius ve soleus kasları eksentrik olarak kasılır ve bu aktivite ayağı 5° dorsifleksiyona götürür. Tibialis anterior kontraksiyonu triceps surae kontraksiyonu ile yer değiştirerek ayağı plantar fleksiyondan dorsifleksiyona götürür. Bu fazda, sallanma öncesi fazında olan diğer ekstremitte vücut ağırlığını yerdeki ekstremitteye aktardığı için planta fleksörlerin etkinliği çok önemlidir.

Diz Eklemi : Yer reaksiyon kuvveti orta duruş fazının başlarında dizin arkasından geçer. Femurun tibia üzerinde anterior translasyonu için vastus kasları minimal burst kuvvet üreterek fleksiyon açısını küçültür. Orta duruş fazının başlarında, vücut ağırlığının tek ekstremitte üzerine aktarılması ile diz 15-20° fleksiyondan nötral

pozisyona doğru gelir. Quadriceps Femoris, yer reaksiyon kuvveti dizin anterioruna geçip dizde pasif ekstansör stabilite sağlanana kadar aktivasyonunu sürdürür. Bu fazda ağırlık tamamen ekstremitenin üzerine biner [30,34].

Kalça Eklemi : M. Gluteus Maksimus fazın başında etkinken kalça femur üzerinde dik pozisyona geldiğinde pasif duruma geçer. Sallanma fazındaki diğer ekstremitenin ortaya çıkardığı yukarı moment etkisiyle yerdeki ekstremitenin karşı karşıya kaldığı yer reaksiyon kuvvetinin büyüklüğü azalır ve stabilitesi artar. Böylece, M. Gluteus Maksimus'a bir ekstansör olarak ihtiyaç azaldığından bu kas daha çok bir kalça abduktörü olarak etkin görev görür. Kalça ekleminde oluşan ekstansör momenti kalça fleksörleri konsentrik kasılarak frenler [24,30,35].



Şekil 2.5 : Yürüyüş fazları kinetik analizi (aktif ve inaktif) [36].

Terminal Duruş Fazı (%30- %50)

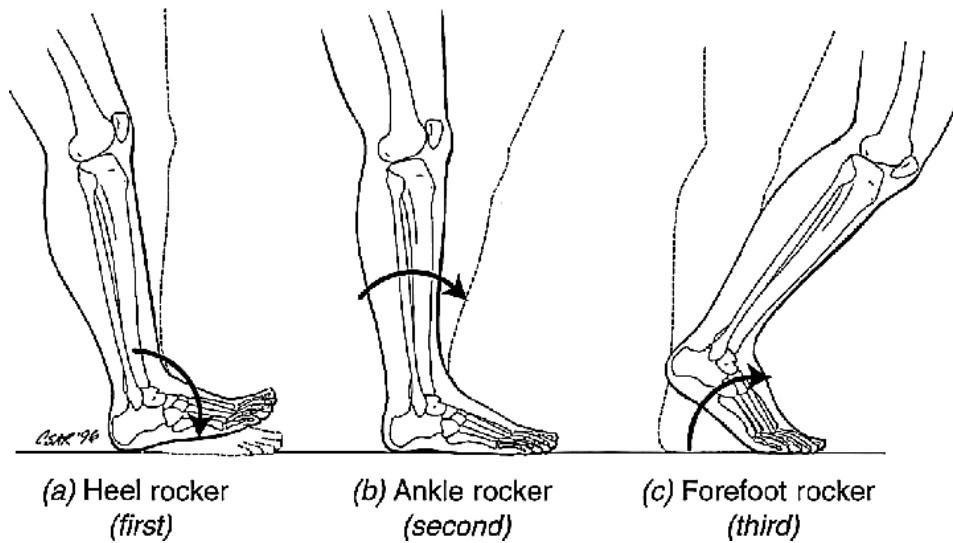
Topuk kalkışı başlar. Tek destek fazının son bölümüdür. Topuğun yerden kalkmasıyla başlar ve diğer ekstremitenin topuğunun yere değmesi ile biter. Ayak bileği dorsifleksiyonu 10° , diz ekstansiyonu ve kalça hiperekstansiyonu 20° 'dir. Yer reaksiyon kuvveti kalça ekleminin merkezi üzerinden ve diz ve ayak bileği eklemlerinin merkezinin önünden geçmektedir. Destek fazında, gövde ve ekstremiteler alt ekstremiteler üzerinde dengeli bir şekilde ileri doğru ilerletilir.

Kinematik Analiz : Ayak bileği eklemi 10° dorsifleksiyonda, diz eklemi ekstansiyonda, kalça eklemi 20° hiperekstansiyondadır.

Kinetik Analiz : Yer reaksiyon kuvveti kalça eklem merkezinin arkasından, diz eklem merkezinin ve ayak bilek eklem merkezinin önünden geçer.

Aktif ve İnaktif Kaslar :

Ayak Bileği Eklemi: Bu fazda, vücut ağırlığının daha öne düşmesi yer reaksiyon kuvvetini ayak bileğinin daha da önüne taşır ve daha büyük bir dorsifleksiyon momenti oluşmasını sağlar. Topuğun yerden kalkmasından dolayı plantar fleksör kasların etkin olduğu fazdır. M. Soleus ve M. Gastrocnemius konsentrik kasılarak tibianın öne gitmesini engeller, topuğun metatarsların başları üzerinde yerden kalkmasını ve vücudun hızlanmasını sağlarlar. Bu duruma *forefoot rocker* adı verilir [37].



Şekil 2.6 : Terminal duruş fazı ayak bileği eklem hareketleri [38].

Diz Eklemi: Yer reaksiyon kuvveti diz eklem merkezinin önünden geçer, ekstansör moment yaratır. Bu fazda diz tam ekstansiyondadır. Diz stabilizasyonu kuvvetli soleus, gastrocnemius, M. Tensor Fascia Latae kas aktiviteleri ve yer reaksiyon kuvvetinin diz eklemine önünden geçmesi ile sağlanır [24,35,39].

Kalça Eklemi: Vücudun öne doğru hareketi ve yer reaksiyon kuvvetinin kalça eklemine arkasından geçmesiyle kalça ekstansiyonu gerçekleşir, kalça 20° hiperekstansiyondadır. Ayrıca pelvis 5° eksternal rotasyona ulaşarak bir miktar anterior tilt gerçekleşir. Kalça eklemine oluşan ekstansör moment nedeniyle kalça fleksörleri konsentrik çalışır, aktivasyonundaki artma ile kalça ekstansiyonu limitlenir. Topuk kalkışı ve parmak kalkışı arasında gravite merkezinin sagittal düzlemde öne doğru aktarılmasını sağlayan itme fazı yer alır ve plantar fleksörlerin kuvvetli aktivasyonunu gerektirir [20].

Pre-Swing Fazı (Sallanım Öncesi) (%50-60)

Terminal çift destek fazını oluşturur. Karşı ekstremitenin yere temas ettiğinde başlar, parmakların yerden kalkmasıyla sonlanır. Duruş fazının bitip sallanma fazının başladığı aşamadır.

Kinematik Analiz : Ayak bileği eklemi 20° plantar fleksiyondadır. Diz eklemi 40° fleksiyonda ve kalça eklemi 20° hiperekstansiyondadır.

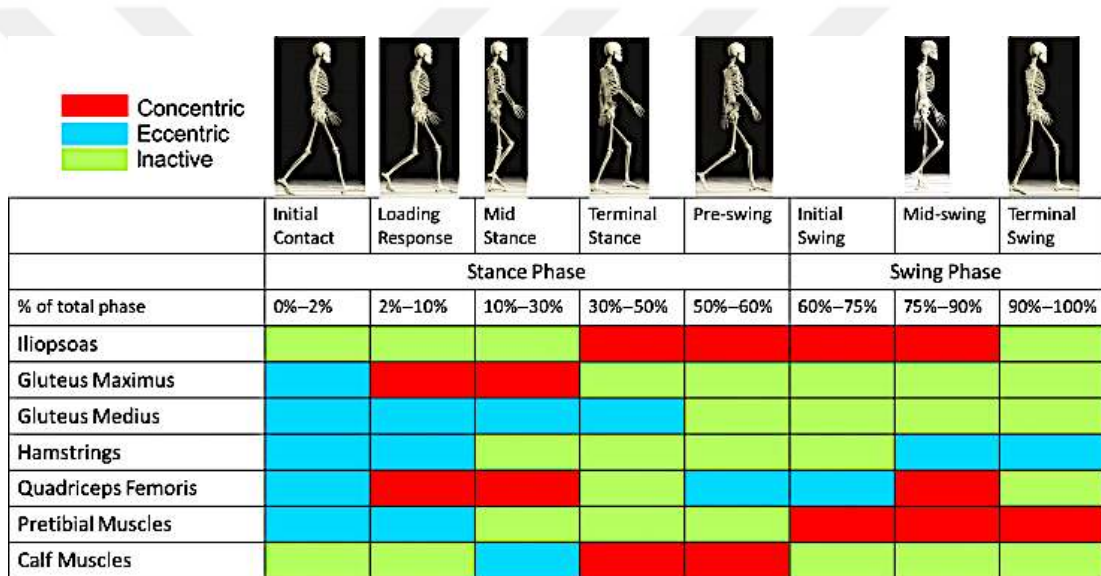
Kinatik Analiz : Yer reaksiyon kuvveti kalça ve diz eklemi merkezinin arkasından ve ayak bileği eklem merkezinin önünden geçer.

Aktif ve İnaktif Kaslar :

Ayak Bileği Eklemi : Yer reaksiyon kuvveti ayak bileği eklemine önünden geçer. Ayak bileği eklemi 20° plantar fleksiyondadır. Ayak bileği plantar fleksörleri konsentrik çalışır. Sallanım fazı öncesinde karşı taraf ekstremitenin yerle teması başlayınca vücut ağırlığı hızla öndeki ekstremitenin aktarılır. Böylece arkadaki ekstremitenin binen yük azalır plantar fleksiyon hareketi kolaylaşır. Bu fazda ayak bileği eklemi 10°'lik dorsi fleksiyondan 20°'lik plantar fleksiyona geçtiğinden total olarak 30° plantar fleksiyon gerçekleşir.

Diz Eklemi : Yer reaksiyon kuvveti diz eklemi 40° fleksiyondayken eklemin arkasından geçer. Diz fleksiyonu, parmak kalkışı ve yer reaksiyon kuvvetinin desteğiyle pasif olarak yapılır. Eksentrik quadriceps kontraksiyonu diz fleksiyonunu kontrol eder [24].

Kalça Eklemi : Yer reaksiyon kuvveti kalça eklemi 20° hiperkestansiyondayken eklemin arkasından geçer. İliopsoas, Rectus Femoris, Adductor Longus ve Magnus gibi kalça fleksörleri kaslar konsentrik kasılarak sagittal düzlemde stabilizasyonu sağlar. M. Adductor Longus pasif abduksiyonu engeller. Topuk kalkışı ve parmak kalkışı arasında gravite merkezinin sagittal düzlemde öne doğru aktarılmasını sağlayan itme fazı vardır ve plantar fleksörlerin kuvvetli aktivasyonunu gerektirir [40,41].



Şekil 2.7 : Yürüyüş fazları kinetik analiz (eksentrik, konsentrik ve inaktif kaslar) [42].

2.1.5.2. Sallanma Fazı (Swing)

Salınım aşaması parmak kalkışıyla başlamaktadır. Aynı alt ekstremitenin takip eden topuk vuruşuyla biter. Total yürüme periyodunun %40'ını oluşturur. Erken sallanma (Hızlanma), orta sallanma ve terminal faz olmak üzere 3 alt bölümden oluşur. Bu fazda ayağın anterior yönlü hareketi için alt ekstremitenin destek fazında stabil ve uygun şekilde konumlandırılmış olması gerekir. Salınım fazındaki ekstremitede ayak bileği dorsifleksiyonu, kalça ve diz fleksiyonu yeterli ve vücut dengesi kontrollü olmalıdır [20,30].

Erken Sallanma-Hızlanma Fazı (Initial Swing) (%60-%73)

Sallanma fazının yaklaşık üçte birlik başlangıcını oluşturur. Sallanma fazındaki ekstremiteler ile karşı ekstremitenin aynı hizaya gelmesi hızlanma fazını oluşturur. Parmak kalkışıyla ekstremiteler fonksiyonel kısmi bir kısalık kazanır ve bacak anteriora ilerler. Ayak bileğinde 5° plantar fleksiyon, diz ekleminde 60-70° fleksiyon ve kalça ekleminde 20°'lik fleksiyon hareketi vardır.

Orta Sallanma Fazı (Mid-Swing) (%73-%87)

Salınım fazındaki ekstremiteler ile duruş fazındaki ekstremitenin aynı hizaya gelmesi ile başlar. Anteriora hareket esnasında tibia vertikal konumlandığında sonlanır. Ayak bileği eklemi nötral pozisyondayken diz ekleminde 30° fleksiyon ve kalça ekleminde 20-30°'lik fleksiyon vardır.

Terminal Faz (%87-%100)

Alt ekstremiteler hızının kontrollü bir şekilde azaldığı ve yürüyüşün yavaşladığı fazdır. Sallanma fazının ortasının sonundan başlar ve aynı ekstremitenin topuk vuruşunu tamamlamasıyla biter. Ayak bileği nötral pozisyonunda, diz eklemi ekstansiyonda ve kalça eklemi 30° fleksiyondadır.

2.2 Yürüyüş Değerlendirmesi

Yürümenin amacı; vücudu istenilen hızda ve doğrultuda, farklı yönlerde hareket ettirmektir. Bu nedenle yürüme biyomekaniğinin incelenmesi aslında insan vücudu için alt ekstremitelere ait bütün yapıların ve yürümenin evrelerinin tek tek incelenmesini gerektirir [43].

Yürüme analizi, kas-iskelet muayenesinin temel basamaklarından biridir. Yürüme değerlendirme fonksiyon kaybını veya tanıyı doğrular, yürüyüş patolojilerini ve kompensatuar mekanizmaları tanımlar, çözümler önerir, tedavi planı geliştirmeye yardımcı olur, tedavi öncesi ve sonrası farklılıkları tanımlar, sonuçları değerlendirir ve sonuçlara dayalı olarak tedavi modifikasyonları için yapılır [44,45].

2.2.1 Yürüme Analizi Tarihçesi

Yürüyüş değerlendirmesi, insan yürüyüşünü teorik olarak analiz etmeye başlayan Aristoteles tarafından MÖ 384'te bir şekilde başlatıldı. 1836'da Eduard ve Willhelm Weber kardeşler, yürüme hızının adım uzunluğu ve kadans üzerindeki etkisini göstermek için bir kronometre, ölçüm bandı ve bir teleskop kullanarak mevcut yürüyüş deneylerini genişletti.

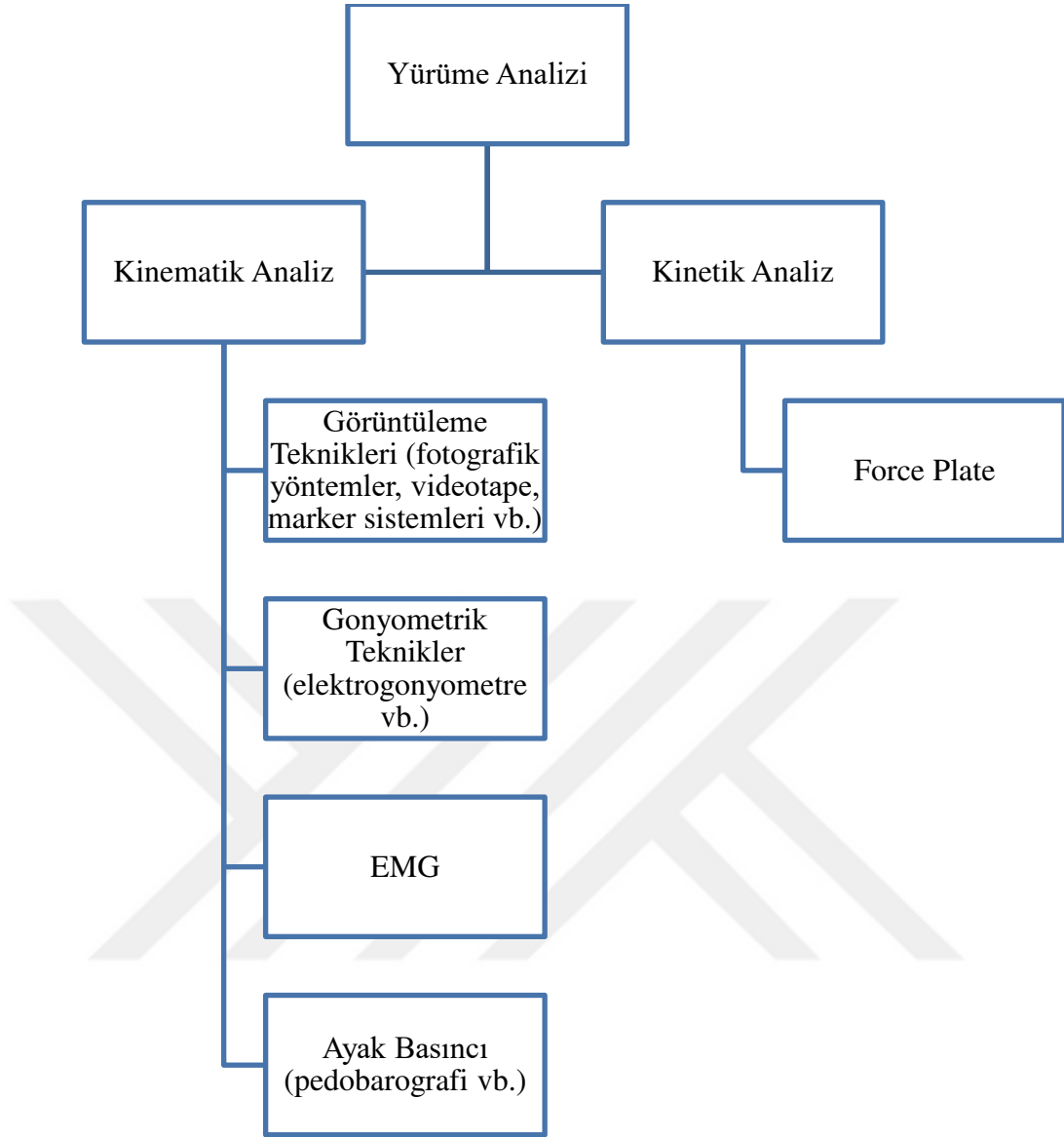
Modern ölçüm teknolojisi yönündeki ilk adımlar Marey ve Carlet (1849-1892) tarafından atıldı ve böylece ilk kez yürüme sırasında meydana gelen yer tepki kuvvetinin karakteristik M-şekli hakkında bir fikir verildi. İlk üç boyutlu yürüyüş analizi, deneklerine parlayan gaz deşarj tüpleri yapıştıran ve onlara karanlıkta yürümelerini söyleyen Alman matematikçi Otto Fischer (1861-1917) tarafından yapıldı. O zamanki ölçüm sistemlerinin ortak noktası, kullanımlarının çok zaman alıcı ve zahmetli olması, bu nedenle günlük ve klinik uygulamalar için uygun olmamasıydı.

1972'de David Sutherland ve John Hagy, o zamanlar için çok ciddi derecede hızlı olan, yürütmesi yalnızca 20 dakika ve 2 saat veya veri işleme alan video tabanlı bir hareket izleme sistemi bildirdiler [16].

2.2.2 Yürüyüş Analizi Yöntemleri

Yürüyüş, gözlem veya kantitatif yürüyüş analizi ile değerlendirilebilir. Gözlemsel yürüyüş analizi rutin pratikte yaygın olarak kullanılmasına rağmen, bu yöntem daha kompleks yürüyüş parametrelerini tanımlamada yetersizdir, bu nedenle objektif veriler sağlayan kantitatif yürüyüş analizinin kullanılması önerilmektedir [20].

Kantitatif yürüyüş analizi, zaman-mesafe ölçümlerini, kinematik ve kinematik analizleri, temel basınç ölçümlerini ve elektromyografi ölçümlerini içerir. Üç boyutlu hareket analiz sistemleri, iki boyutlu koordinatlarda elde edilen verilerin optoelektronik sistemler tarafından veri toplanarak üç boyutlu mekansal konum bilgisine dönüştürülmesi için kullanılmaktadır. Bu sistemler iyi donanımlı tesisler gerektirir ve pahalıdır, bu nedenle yaygın olarak kullanılamazlar.



Şekil 2.8 : Yürüme analizi yöntemleri.

Yürüyüşün kinematik analizi için alt ekstremitelerde belirli noktalara reflektör markerlar yerleştirilmektedir. Bu sayede ekstremitte pozisyonları, eklem açıları, lineer açısal hızlar ve ivmeler üç düzlemde ölçülebilir. Yürüyüşün kinetik analizi için kuvvet platformu kullanılır ve anteroposterior ve mediolateral yerçekimi merkezlerine ek olarak yer reaksiyon kuvveti, rotatör momentler, merkez vektörü belirlenir. Bu verilerden faydalanılarak alt ekstremitelerin agonist ve antagonistler için net internal ve eksternal momentleri ile güçleri hesaplanabilir [46].

Laboratuvar ortamında kinetik veri elde etmek için deneklerin bir kuvvet platformuna basması gerekir.

Deneğin platformun yerini bilmesi; yürüyüş şeklini değiştirmeye çalışması veya ayaklarını platform şeklinde yerleştirmesi gibi çeşitli zorluklar sunar [47].

-Gözlemsel Yürüyüş Analizi

-Kantitatif Yürüyüş Analizi

-Zaman-mesafe ölçümü

-Kinematik analiz (Tek Boyutlu Analiz Sistemleri, İki Boyutlu Analiz Sistemleri, Çok Boyutlu Analiz Sistemleri)

a. Görüntüleme teknikleri

-Fotografik sistemler

-Videotape yöntemleri

-Televizyon computer sistemleri

-Aktif marker sistemleri

-Optoelektrik izleyici

b. Gonyometrik teknikler

-Elektrogonyometre

-Potansiyometre

-Bükülebilen gergin cihazlar

-Cıvalı plastik cihazlar

-Polarize ışık gonyometresi

c. Kinetik analiz

-Eksternal kuvvetler (force plate)

-İnternal kuvvetler (force plate)

d. Kinetik ve kinematik analiz kombinasyonları

e. EMG (Elektromyografi)

f. Metabolik enerji tüketimi

g. Ayak basıncı

-Düz cam muayenesi

-Pedobarografi

-Yüklü hücre sistemleri

-Ayakkabı içine yerleştirilen cihazlar

2.2.2.1 Gözlemsel yürüyüş analizi

Yürüyüşü değerlendirmek için klinikte kullanılan standart yöntemlerden biridir. Yürümeyi değerlendirirken hastanın tüm eklemlerine ayrı bakılan ve kalça, diz ve ayak bileği eklemlerini tek tek inceleyen görsel bir değerlendirme yöntemidir. Fizyoterapist özel ekipman kullanmadan majör yürüme bozukluklarını gözlemleyebilir. Gözlemsel yürüyüş analizinin güvenilirliğini arttırmak için hastanın yürüyüşü video ile ağır çekimde tekrar tekrar izlenerek hastanın yürüyüşü iki boyutlu olarak gözlemlenebilir [48]. Literatürdeki gözlemsel yürüyüş analizlerine bakıldığında;

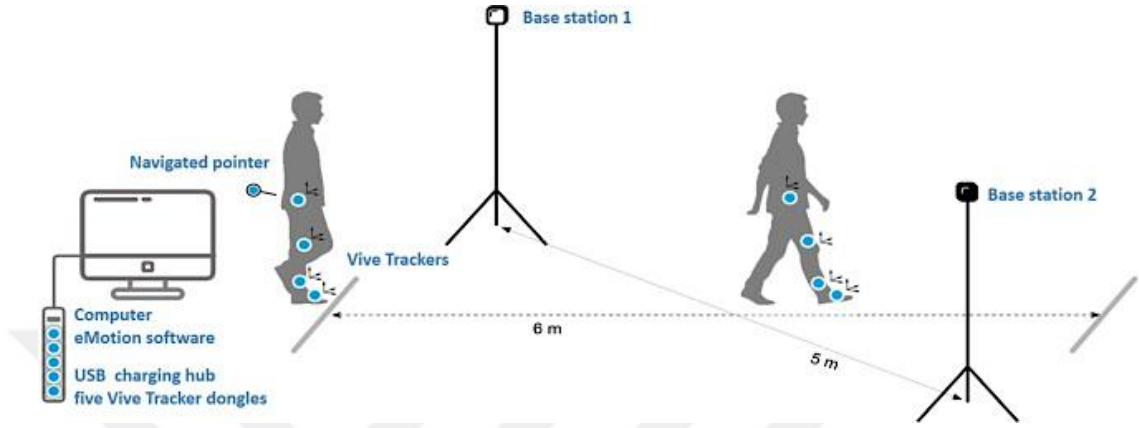
- Rahcho Amigos Hospital Observational Gait Scale
- Visual Gait Assessment
- Scale Observational Gait Scale
- Physicians Rating Scale
- Edinburgh Visual Gait Analysis
- Rivermead Visual Gait Assessment [49,50] yaygın olarak kullanılmıştır.

Tam bir gözlemsel yürüyüş analizi, bir kişinin yürürken sağdan, soldan, anterior ve posterior plandan yürüyüşünün gözlemlenmesini önerir. Yürüme sırasında belirli yürüme bozukluklarının ve azalan veya artan eklem hareketlerinin varlığı veya yokluğu değerlendirilmelidir. Bazı yaygın yürüme bozuklukları;

- Omuzlarda asimetri
- Kol salınımında asimetri
- Lateral gövde fleksiyonunda artma-azalma
- Gövde fleksiyon ve ekstansiyonunda artma-azalma
- Lumbal lordozda artma-azalma
- Anormal pelvik tilt ve pelvik elevasyon
- Anormal kalça rotasyonları ve abduksiyon-adduksiyon
- Diz fleksiyon ve ekstansiyonunda artma-azalma
- Yetersiz dorsi fleksiyon
- Anormal ayak teması ve rotasyonu
- Yetersiz parmak kalkışı
- Anormal tempo-kadans ve adım mesafeleri
- Adım genişliğinde artma-azalma
- Ayak açısında değişikliklerdir.

2.2.2.2 Kantitatif yürüyüş analizi

Bu yürüyüş analizinde eklemlerin açı değerleri ve yürüme sırasında eklemlere etki eden internal ve eksternal kuvvetler ölçülür. Ayrıca oksijen tüketimi, basınç analizi ve EMG değerleri kaydedilir ve değerlendirilir [51].



Şekil 2.9 : Kantitatif yürüyüş analizi [52].

Tek boyutlu analiz sistemleri

Tek boyutlu yürüyüş analizi teknikleri yalnızca bir serbestlik derecesini ölçebilir. Örneğin, ayağın sadece öne doğru yer değiştirmesi için tek boyutlu bir yürüyüş analizi yöntemi, yani sadece adım uzunluğu verilerinin elde edilmesine yönelik bir yöntem düşünülebilir [53].

İki boyutlu analiz sistemleri

İki boyutlu yürüme analizi yöntemi, hareketin iki doğrusal ve bir rotasyonel olmak üzere üç serbestlik derecesinde incelenmesine olanak sağlayan bir sistemdir [53].

Çok boyutlu analiz sistemleri

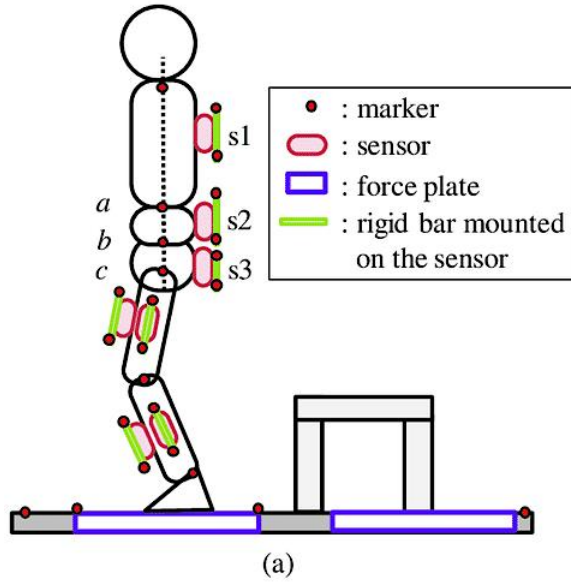
3D yürüyüş analizi yöntemi, hareketleri tüm serbestlik derecelerinde değerlendirebilir [53]. Bu sayede vücudun tüm eklemlerinin açısal değerlerini ve tüm segmentlerin yer değiştirme derecelerini ölçmek mümkün hale gelir. Kameralar ve atalet ölçüm cihazları, hareketin üç boyutlu olarak değerlendirilmesini sağlar [54].

Kameraların kullanıldığı 3 boyutlu yürüyüş analizi yöntemleri, birden çok kameranın kullanılmasını gerektirir. Bu en az iki kamera ile yapılabilmesine rağmen, tüm vücut kinematikliğini analiz etmek için en az altı kameranın kullanılması en ideal yöntemdir. Sistem, kameraları senkronize ederek üç boyutlu bir alan oluşturma ve sistem kameralarının gördüğü alanı tanımlama prensibine dayanmaktadır. Böylece kamera görüntüsündeki her bir piksel, 3 boyutlu koordinat düzleminde tanımlanan X, Y ve Z eksenlerinde değerleri olan bir noktayı temsil eder.

Sistem içindeki segmentler ve eklemler, analiz edilen kişiye yerleştirilen yansıtıcı işaretleyiciler ile tanımlanır. Bu işaretleyiciler, kişi hareket ettiğinde hareket eder, böylece yapılan herhangi bir hareket sistem tarafından tanınır. Kamerayı farklı yönlere yerleştirerek yapılan her hareket değerlendirilebilir.

Kameralar senkronize edilip kalibrasyon yapıldıktan sonra, sistemde yürüme alanı ve zemin kalibre edilmeli ve tanımlanmalıdır. Ardından, yürüyüş değerlendirmesini yapan fizyoterapist sistemde tanımlanan modele karşılık gelen belirli anatomik noktalara işaretleyiciler yerleştirilmelidir. Bu tür sistemlerde vücudu tamamen kaplayan özel giysiler kullanmak veya çıplak vücuda işaretleyiciler yerleştirmek mümkündür. İşaretleyicileri yerleştirdikten sonra sistemin değerlendirilecek kişiye özel tanımlama yapılması gerekir. Kalibrasyon yapıldıktan sonra yürüme yapılarak veriler toplanır, analiz edilir ve raporlanır. Tüm işaretleyicilerin doğru yerleştirilmesi ve kalibrasyonu, ölçüm doğruluğu için kritik öneme sahiptir. Bu detaylar, değerlendirme süreci için zaman alıcı olabilmektedir [55].

3D yürüyüş analizi için başka bir yöntem, Inertial Measurement Unit (IMU) kullanılan giyilebilir hareket analizi sistemleridir. Bu sistemlerde, her atalet ölçüm birimi bir 3D akselerometre, jiroskop ve manyetometre içermektedir. Sensörlerden elde edilen veriler analiz edilerek yürüyüşün tam kinematik verileri elde edilebilir. Bu sistemde üzerine sensörlerin yerleştirildiği özel bir giysi bulunmakta ve sensörleri kişiye takmak için askı, saç bandı ve eldiven kullanılabilir. Sistem kablolu olduğundan ve kamera sistemleri gibi ışığı referans olarak almadığından özel bir laboratuvar ortamı gerektirmez. Kamera ve ortam kalibrasyonu ihtiyacını ortadan kaldırarak ölçüm süresini daha da kısaltır [56].



Şekil 2.10 : Çok boyutlu hareket analizi sistemleri [57].

IMU ile hassas ve doğru ölçümler için doğru kalibrasyon çok önemlidir. Öncelikle doğru kalibrasyon yapabilmek için değerlendirilecek kişinin referans pozisyonunda duruşunu engelleyecek ya da bir süre bu pozisyonunda manuel olarak sabit durmasını engelleyecek eklem limitasyonları olmamasına ek olarak stereotipik hareketler çıkarmamalı ve kooperasyonu iyi olmalıdır.

IMU kullanılarak yapılan üç boyutlu yürüyüş analizi literatürde geçerli ve güvenilir olarak tanımlanmıştır [56]. Kısa ölçüm süresi ve ayrı muayene odasına ihtiyaç olmaması gibi avantajları olmasına rağmen, ölçüm doğruluğu ve güvenilirliği açısından biplanar videoradyografi sonrası işaretleyici kullanan kamera hareket analiz sistemi en etkili yöntemdir.

VICON motion capture system (MX3, 100 Hz):

VICON bir marker kullanılan işaretleyici tabanlı hareket yakalama sistemidir. Bu konumları üç boyutlu uzayda almak için farklı vücut parçalarına yapıştırılmış yapışkan yansıtıcı işaretçileri izleyen bir dizi dijital kamera kullanıldı. Ancak bu hareket izleme sistemleri maliyetlidir, uzun kurulum süresi gerektirir ve saha ayarlarına aktarılması zordur. İşaretçisiz (marker kullanılmayan) hareket yakalama teknolojisi, bir bireyin hareketlerinin kaydedilmesini ve basitleştirilmiş bir dijital model olarak temsil edilmesini sağlar. Hareket yakalama giysileri gibi bazı hareket yakalama sistemleri,

endüstrideki yaygın kullanımlarını sınırlayabilecek oldukça pahalı olsa da bazı kamera tabanlı hareket yakalama sistemleri oldukça düşük maliyetli olarak mevcuttur.

VICON (bir optik sistem) sistemi çözünürlük, çalışma aralıkları, kare hızı ve doğruluk açısından iyi performans göstermektedir. Ayrıca, VICON sistemi çalışma aralığı, mesafe üzerinde önemli bir sınırlama olmaksızın çok doğru hareket yakalama sonuçları üretebilmesi ile yüksek kaliteli lenslerle daha iyi bir menzile sağlar. Öte yandan, VICON'nın deneysel koşullar üzerinde bazı kısıtlamaları vardır: Kinect, katılımcının özel bir kıyafet giymesini gerektirmez, vücuduna işaretleyiciler bağlamaz ve katılımcıyı dairesel bir konfigürasyonda çevreleyen birden fazla kamera kullanmaz [58].



N	Yerleşim Yeri	Tanım
2	ASI	anterior spina iliaca superior
2	PSI	posterior spina iliaca
2	Knee axis	lateral epicondyle of knee
2	2 nd toes	metatarsal heads
2	Lat malleol	lateral malleolus
2	Heels	
1	Left thigh	1/3 surface of the thigh
1	Right thigh	2/3 surface of the thigh
1	Left tibia	1/3 of the shank
1	Right tibia	2/3 of the shank

Şekil 2.11 : VICON Motion Capture System (MX3, 100 Hz) [59].

2.3 Gebelik

Gebelik yaklaşık 40 hafta süren ve fetüs ile annenin ihtiyaçlarını karşılamak için anatomik ve fizyolojik değişikliklere yol açan, kas-iskelet sistemini etkileyen, yürüyüş ve postür özelliklerinde ve vücudun çeşitli sistemlerinde, hormonlarda ve psikososyal

durumda değişiklik gösteren bir süreçtir. Fetüsün büyümesi ile gövdede vücut ağırlığı büyük ölçüde artar ve bu da fiziksel değişikliklere yol açar [60,61].

2.3.1 Kardiyopulmoner Sistem Değişiklikleri

Fetüsün ihtiyaçlarını karşılamak için maternal kardiyovasküler sistemin yapısında ve işlevinde önemli değişiklikler meydana gelir. Genel hemodinamik değişimler incelendiğinde maternal kalp hızında %30'luk ve kan hacminde %40-45'lik bir artış görülür. Kırmızı kan hücreleri de gebelik sırasında artar, ancak bu artış kan hacminden daha azdır (%18 ila 25), bu da gebeliğe bağlı fizyolojik anemi ile sonuçlanır.

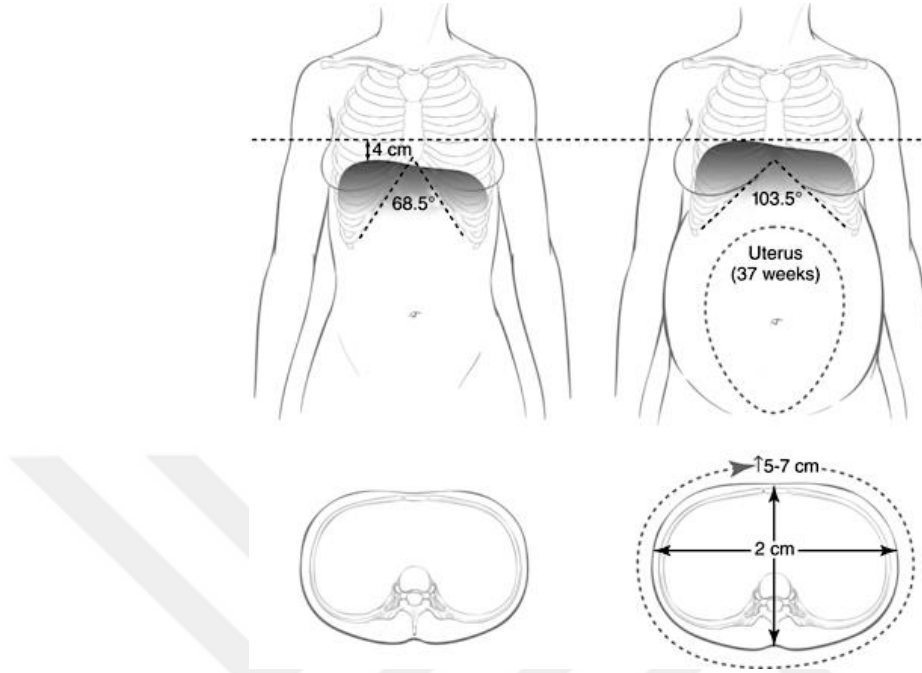
Gebelik sırasında meydana gelen hemodinamik değişiklikler her trimesterde farklıdır. Gebelikte kalpte meydana gelen hemodinamik değişiklikler, gebelik sırasında meydana gelen diğer hemodinamik ve fonksiyonel değişikliklerden daha uzun süre devam eder. Bu dönemde kalp yaklaşık %30 oranında yavaş bir hızla büyür. Normal gebelikte sol ventrikül sistolik hacminde hafif bir artış gözlenir.

Gebeliğin ilk haftalarında kalpteki stresi minimuma indirmek için kalp duvarlarında kalınlaşma meydana gelir. Bu yanıt genellikle eksantrik hipertrofi ile sonuçlanır. Anormal strüktürel adaptasyonlar ayrıca konsentrik yeniden şekillenmeye ve konsentrik hipertrofiye yol açabilir. Bu durum gebelik sırasında ve sonrasında sağlık sorunlarına yol açabilmektedir [62].

Gebelik sırasında ortaya çıkan fizyolojik talepler, kardiyovasküler ve solunum fonksiyonlarını etkiler. Oksijen ve karbondioksit atmosfer ile maternal ve fetüsün hücreleri arasında her iki yönde de taşınır. Bunu sağlamak için solunum sistemindeki adaptasyonlar anatomik ve fonksiyonel yapılarda değişikliklere yol açar. Bu değişiklikler gebeliğin erken döneminde belirgindir ve akciğer boyutu, akciğer kapasitesi ve solunum mekaniklerindeki farklılıkları içerir.

Uterus genişledikçe gebede diyaframın konumu ortalama 4 cm yükselir. Gebeliğin ilerleyen dönemlerinde, büyüyen uterus karın içi basıncı artırarak kostaları daha horizontal hale getirir. Bununla birlikte, kostalar göğüs kafesinin antero-posterior ve lateral çaplarını yaklaşık 2 cm artırarak kompanse eder. Bu dönemde göğüs çevresi yaklaşık 5-7 cm artar. Göğüs kafesi, gebelik sırasında solunum değişikliklerine ve

uterusun genişlemesine uyum sağlamak için 10-15 cm laterale doğru genişler. Göğüs çevresindeki bu artış, subkostal açığı artırır ve abdominal ve interkostal kasları gerer.



Şekil 2.12 : Gebelikte göğüs çevresi, anteroposterior çap ve subkostal açı değişimleri [63].

Gebeliğin erken döneminde, progesteron artışı solunumun derinleşmesine neden olur, ancak solunum sıklığını ve hızını arttırmaz. Oksijen tüketiminde ise %10-20'lik bir artış ve karbondioksit basıncında bir azalma vardır. Diyaframın işlevi arttığından solunum sırasında alınan oksijen miktarının da arttığı bilinmektedir [62].

2.3.2 Endokrinal Değişiklikler

Kadınlarda endokrinal değişiklikler gebelik boyunca oldukça değişkendir [64]. Fetal büyümeyi sağlayan ve sağlığı etkileyen östrojen gebelik sırasında plasentada önemli ölçüde üretilir. Östrojen, kemik, kıkırdak, bağlar, kas-iskelet yapıları ve sinir sistemi dahil olmak üzere birçok muskuloskeletal ve sinir dokuyu etkiler.

Gebe kadınlarda progesteron erken dönemde korpus luteum tarafından üretilir, ancak ilk trimesterden sonra çoğunlukla olarak plasenta tarafından üretilir. Progesteron gebeliğin sonlarında zirve yapar ve gebeliğin devamı için gereklidir. Progesteron ayrıca kemikleri, kıkırdakları, ligamentleri, muskuloskeletal sistemi ve sinir sistemini etkiler [65].

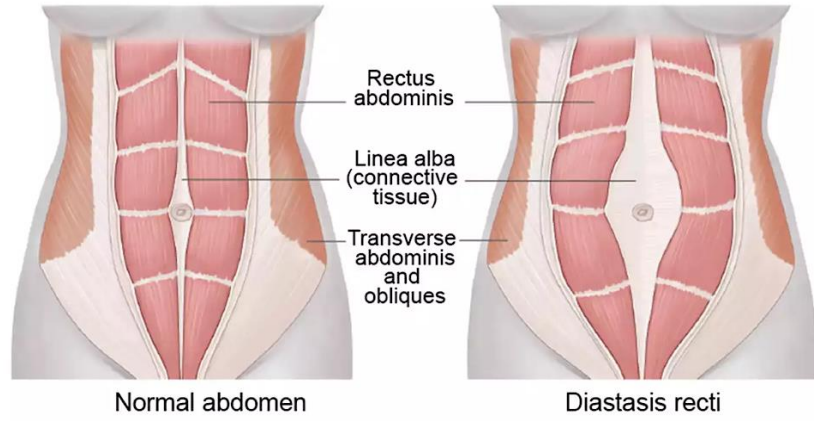
Gebelerde relaksin, pelvis ve periferik eklemlerde diğer hormonlara göre daha fazla ligamenet laksitesi sağladığı için hareket mekaniğinde daha belirleyici bir role sahip olabilir. Relaksinın peak konsantrasyonu, gebeliğin 12. haftasında gerçekleşir, bu da osteoartiküler yapıların gebeliğin sonuna kadar mobilitesinin olduğu anlamına gelir [64]. 17-24. haftalara kadar neredeyse yarısına düşer. Relaksin seviyeleri gebeliğin geri kalanında korunur. Relaksinın kıkırdak, bağ doku, kemikler ve kas-tendon birimleri dahil olmak üzere çeşitli dokular üzerinde efektif olduğu düşünülmektedir.

Testosteron seviyeleri gebelik sırasında artar. Androstenedion hormonu da gebelik ile artar, ancak 13-16. ve 37-40. haftalarda ciddi artış görülmektedir. Testosteron ve androstenedion doğum sırasında en yüksek seviyelerine ulaşır. Doğumdan sonraki ilk birkaç günde değerler gebelik öncesi seviyelere döner. Testosteron kıkırdak, bağlar, kemikler ve kas-tendon yapıları üzerinde etkilidir [65].

2.3.3 Kas-İskelet Sistemi Değişiklikleri

Gebelik, kas-iskelet sistemini etkileyen pek çok değişiklik ile kadınların hayatında eşsiz bir dönemdir [66]. 38-42 hafta arasında gebe kadınlar vücudun fizyolojisinde, morfolojisinde ve hormonal sisteminde çeşitli değişiklikler yaşarlar. Bu değişiklikler özellikle artan ağırlık ve postür dizilimi ile görülebilir. Daha az görünür değişiklikler, artan eklem laksitesi ve ağırlık merkezindeki değişikliktir. Bu değişiklikler dengeyi ve vücut stabilitesini etkiler ve rahatsızlık ve ağrıya neden olabilir [64].

Gebelikte m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis ve m. rektus abdominis kaslarının esnekliği artmaktadır. Ayrıca gebelerin önemli bir kısmında linea alba'da uzama ve kas liflerinde ayrılma meydana gelir. Linea alba genişliğinin 2-4 cm aralığında artması, rektus abdominis dekolmanına ve diastazis rekti tanısına karşılık gelir. Durum nadiren ilk trimesterde ortaya çıkar, ancak genellikle ikinci trimesterde başlar ve üçüncü trimesterde zirve yapar [67].



Şekil 2.13 : Diastasis rekti [67].

Kas-iskelet sistemini en çok etkileyen faktörlerden biri anne kilosundaki artıştır. Gebelik sırasında ideal kilo alımı, kadının gebelik öncesi kilosu ya da vücut kitle indeksi (VKİ) ile ilişkilidir. Kilo alımı, zayıf kadınlar için 12,5 kg ile 18 kg arasında değişebilir ($VKİ < 18,5$); normal kilolu kadınlar için 11,5 kg ile 16 kg arasında ($18,5 \leq VKİ < 25$); aşırı kilolu ($25 \leq VKİ < 30$) kadınlar için 7 kg ile 11,5 kg arasında; ve obez kadınlar için 5 kg ile 9 kg arasındadır [68].

Tablo 2.1 : Gebelikte ideal kilo artışı.

Gebelik öncesi vücut kitle indeksi (VKİ)	Normal ağırlık
$< 18,5$	12,5-18
$18,5 \leq VKİ < 25$	11,5-16
$25 \leq VKİ < 30$	7-11,5
$30 \leq VKİ$	5-9

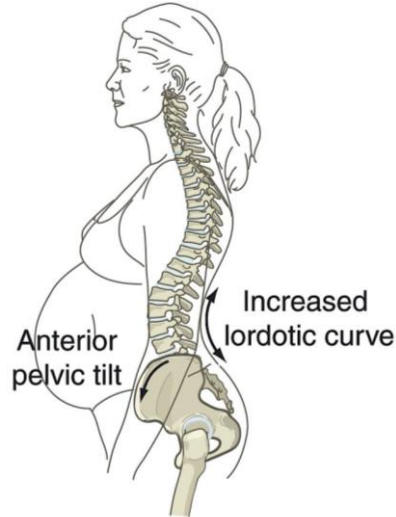
2.3.4 Postüral Değişiklikler

Gebelik sırasında meydana gelen hormonal ve biyomekanik değişikliklerin birçoğu kadının kas-iskelet sistemini etkiler. Bunun en bariz göstergesi postür değişikliğidir.

En önemli biyomekanik ve morfolojik değişikliklerin meydana geldiği dönem gebeliğin üçüncü trimesteridir. İkinci trimesterden itibaren, abdominal morfoloji uterusun artan boyutu ve fetüsün ağırlığı ile abdominal kitlede %30'luk bir artışla değişir [69].

Karın boyutunun artması, azalan statik stabilite ve postural dengeyi sağlamak için ağırlık merkezinin öne doğru yer değiştirmesini kompanse edecek spinal eğriliklerdeki adaptif değişikliklerle ilişkilendirilmiştir. Literatürde en sık bahsedilen postüral değişiklikler, artmış lomber eğrilik, pelvik anteversiyon, artmış torasik eğrilik, artmış servikal eğrilik, omuz kuşağının protraksiyonu, hiperekstansiyon dizler ve ayak bileklerinin ekstansiyonudur [70].

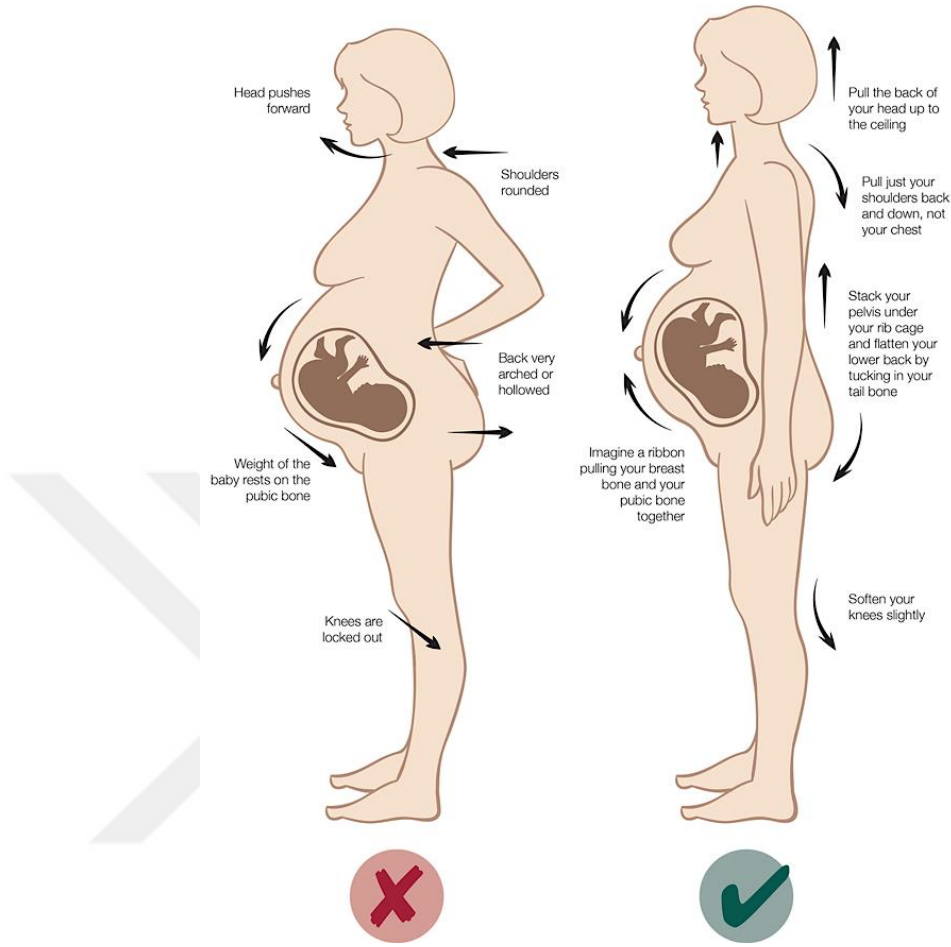
Omurga eğriliğindeki değişiklikler de bu dönemde gözlemlenebilir. En belirgin değişiklikler artan meme dokusuna bağlı olarak servikal kifoz artışı, torasik kifoz ve lomber lordozdur. Bu postür değişikliklerine yanıt olarak pektoral kaslar kısalır ve omuzlarda protraksiyon gözlemlenir. Lumbal bölgede, genişleyen uterusun neden olduğu lordoza karşın abdominal kaslarda kontraksiyon görülür ve paraspinal kaslar da kısalarak bu durumu kompanse eder. Uterus maksimum kütesinin yaklaşık %40'ına ulaştığında lomber lordozda önemli bir artış bildirilmiştir.



Şekil 2.14 : Gebelikte artmış lumbal lordoz ve anterior pelvik tilt [71].

Gebelik sırasında, kütle merkezinin anteriora yer değiştirmesine uyum sağlamak ve diyaframın altında genişleyen uterusu dengeleyerek akciğer kapasitesini artırmak için

anterior pelvik tilt artar. Bu, kalça ekstansörlerine, abdükörlere ve ayak bileği plantar fleksörlerine yük bindirir.



Şekil 2.15 : Gebelikte görülen postüral değişiklikler [72].

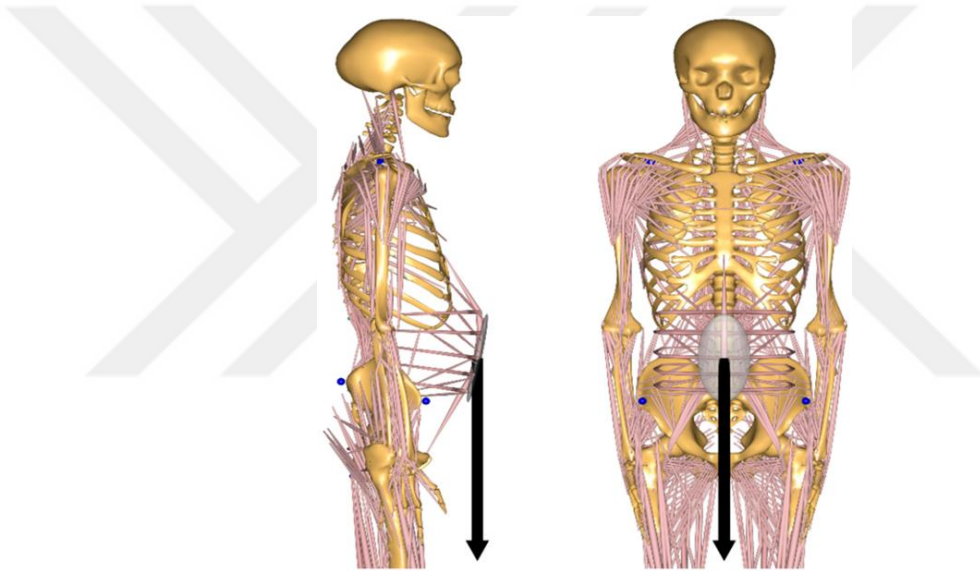
Hormonal ve biyomekanik değişimler pelvik kuşak stabilizasyonunu olumsuz etkiler. Normalde stabil olan simfizis pubis ve sakroiliak eklemler doğuma hazırlanırken genişler ve bu eklemlerin normal eklem hareket açıklığı artar. Gebeliğin 10-12. haftalarında simfizis pubis genişlemeye başlamaktadır. Eklem genişliği genellikle 3-5 mm olmakla birlikte gebelikte 5-8 mm olabilir. Genişliğin 10 mm'yi geçmesinin patolojik kabul edildiği bildirilmiştir [67].

2.3.5 Biyomekanik Değişiklikler

Gebelik sırasında, kadınların vücutları, gebeliğin fiziksel ve metabolik talepleriyle başa çıkmak ve uygun fetal gelişimi sağlamak için çok sayıda şiddetli adaptasyondan geçer [73]. Artmış eklem laksitesi, uterus büyümesi ve abdominal bölgede maternal kütle merkezini anteriora iten kilo alımı gibi biyomekanik adaptasyonlar yaygındır

[74]. Bu değişikliklerin gebelik süreci boyunca ilerlemesi, potansiyel olarak spinal ve abdominal kaslar üzerindeki baskıyı artırabilir [75]. Bununla başa çıkmak için, kadınlar, belirgin bir dorsal kama paterni ve artan lumbal lordoz geliştirirler. Bu, gebelik ilerledikçe öne doğru hareket eden ağırlık merkezlerini kalçaların ve destek tabanının üzerinde ayarlamalarına olanak tanır [76].

Yerçekimi merkezinin yer değiştirmesi yıllar içinde farklı açıklamalarla tartışılmıştır. Bazı çalışmalar yerçekimi merkezinin (Center of Gravity-CG) yukarı ve öne doğru hareket ettiğini göstermektedir [77,78]. Diğer çalışmalar, CG'nin superior ve posteriora doğru kaydığını belirtmektedir [79]. Sonuç olarak lordotik ayarlamalar artar ve daha yüksek biyomekanik eforla birlikte CG'nin kontrolünü sağlar [64].

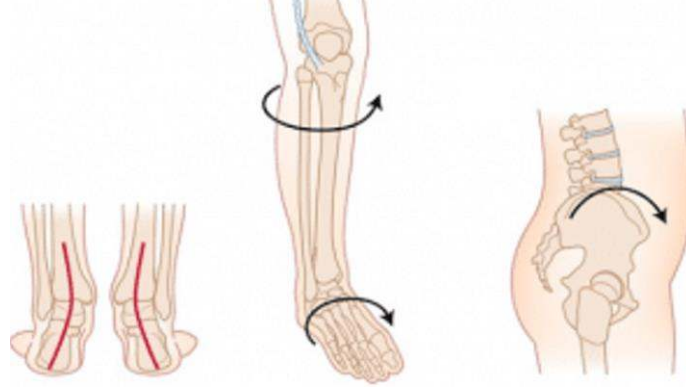


Şekil 2.16 : Gebelikte yerçekimi merkezi [80].

Gebelik sırasında abdominal bölgede gerçekleşen özel fiziksel farklılıkla birlikte alt ekstremitelerde de önemli değişiklikler yaşanmaktadır [81]. Longitudinal arkın sertliği ilk trimesterde önemli ölçüde azalırken son trimesterde belirgin değildir [67]. Gebeliğin son döneminde orta ayak plantar basıncında anlamlı artış vardır [83]. Bu durum gebelikte stabilitenin azalmasını ve gebelerde ayak pronasyonunun görülmesine sebep olur [84].

Eşlik eden arka ayak ve orta ayak pronasyonu instabiliteye katkıda bulunur ve bu durum denge kaybına neden olabilir [81]. Gebeler ikinci trimester, üçüncü trimester ve doğum sonrasında yüksek radial yer değiştirme oranı göstermektedir. Bu durumda gebelik postpartum döneme doğru ilerledikçe postüral stabilite azalmaktadır [85].

Plantar yükleme, vücut ağırlığı arttıkça ve kütle merkezi yer değiştirdikçe yeniden dağıtılır [86]. Böylece motor sistem, postüral dengeyi ve yürüyüş stabilitesini korumak için bu değişiklikleri kompanse eder [84].



Şekil 2.17 : Gebelikte biyomekanik değişiklikler (pronasyon, tibial torsiyon, anterior pelvik tilt) [67].

Gebelik boyunca endokrinal modifikasyonlar, vücut dizilimini etkileyebilecek laksitenin artmasına neden olur [87]. Böylece gebelik sırasında vücut kütlesi ve vücut kitle dağılımındaki önemli değişiklikler dengeyi ve düşme riskini etkileyebilir [88]. Bununla birlikte, gebelik sırasında denge ile vücut kütlesi arasındaki ilişkiyle ilgili çelişkili sonuçlar vardır [85,89]. Buna ek olarak yakın zamanda yapılan bir çalışma, düşme yaşayan ve yaşamayan hamile kadınlar arasında vücut kütlesi veya vücut kitle dağılımında bir fark olmadığını göstermiştir [88]. Gebelik sırasında postüral kontrol stratejilerindeki değişiklikler gibi nöral adaptasyonlar da düşme riskine katkıda bulunabilir [90].

2.3.5.1 Gebelikte Motor Kontrol Değişiklikleri

Gebelik sırasında fiziksel koşullar kadar mental durumlar da değişir. Anksiyete geç trimesterde artma eğilimindedir ve gebelikte yüksek anksiyete düzeyi postnatal depresyon için bir risk faktörüdür [91]. Anksiyete dahil ruh hali durumları, duyuşsal organizasyonu ve postüral denge için motor kontrolü etkiler [92].

Vücut imajı kaygısı ayakta duruş stabilitesini etkiler. Bu nedenle, fiziksel ve mental durumların gebelerde ayakta duruş kontrolünü etkileyebilmektedir. Geç trimesterde ayakta duruşun sürdürülmesi, fiziksel zorluklara yanıt verme sürecinde

somatosensoriyel ipuçlarına olan güvenin artmasıyla sağlanır. Gebelik sırasında anksiyete arttığında, ayakta duruş dengesizleşebilir [91].

2.3.5.2 Gebelikte Basınç Merkezi Değişiklikleri

Denge genellikle ayakta dururken vücudun ağırlık merkezinin destek tabanına göre hareketi ölçülerek değerlendirilir. Statik ayakta durma sırasında kütle merkezinin hareketi *postural sway* olarak adlandırılır ve yer reaksiyon kuvvetinin uygulama noktası olan basınç merkezinin (Center of Pressure-COP) yörüngesiyle güçlü bir şekilde ilişkilidir [93,94]. Vücut ağırlık merkezi iki kalça arasındaki mesafenin ortasında ve ikinci sakral vertebranın hemen önünde yer alır. Vücut ağırlık merkezi, postüral dengeyi sağlamak için sürekli aktif olarak çalışır ve yürüme esnasında dikey düzlemde yukarı-aşağı, yatay düzlemde ise her iki yana hareket eder [43].

Literatürde COP'u ölçerek gebelerde statik dengeyi araştıran çalışmalar çeşitli sonuçlar bildirmiştir [74]. Butler ve ark. [85] ve Danna-Dos-Santos ve ark. [95] kontrol grubuyla karşılaştırıldığında gebelerde daha fazla salınım büyüklüğü gözlemlenmiştir, Bey ve ark. [96] ve Fontana Carvalho ve ark. [97] fark bulamamıştır. Bu, çalışmalar metodolojik farklılıklardan, katılımcıların farklı gebelik evresinde olmalarından veya dengeyi değerlendirirken kullanılan koşullardan (ör. vizüel inputların mevcudiyeti, destek tabanının boyutu) kaynaklanabilir [74].

Gebe kadınlar gözleri açıkken bilateral ayakta durma sırasındaki basınç merkezi özelliklerinin önceki analizlerinde, gebe olmayanlara kıyasla artmış duruş genişliği, anteroposterior ve mediolateral yönlerde salınım [98], toplam salınımda artış ve daha çok tekrarlayan mediolateral salınım paterni [95] göstermiştir [90].

Postural stabilitenin kontrolünde ve yürümede ayak-ayak bileğinin oldukça önemli rol oynadığı bilinmektedir. Vücut ağırlığının taşınmasındaki görevinin yanında dengenin sağlanmasında da primer etkisi olan ayak, gebelik sürecinde önemli mekanik değişimlere uğrar [99]. Yürüme çizgisinin lateralizasyonu aynı zamanda ön ayak lateral basınçlarında da artışa neden olmaktadır [100].

Yapılan başka bir çalışmada, ayakta duruş postüründe, gözleri açık olan gebe ve post-partum bireyler arasında anteroposterior salınım farklılıklarının gözlemlenmediği bulunmuştur. Ancak, gözleri kapalıyken bilateral ayakta duruş postüründe, gebeler

daha fazla anteroposterior salınım göstermiş, bu da vizüel bozulmanın postüral farklılıkları artırabileceğini göstermiştir [89]. İlginç bir şekilde, gebe kadınlar kuvvet platformunda ayakta dururken pertürbasyonlar uygulandığında hem ikinci trimestere hem de hamile olmayan kontrollere kıyasla üçüncü trimesterde başlangıçtaki salınımında, toplam salınımında ve salınım hızında azalma göstermiştir [101].

Hamilelik sırasında artan dinamik dengesizlik, kuvvet platformunda translasyonel pertürbasyonları sırasında artan basınç merkezi (COP) hareketi ve düz yürüme analizi sırasında artan lateral kütle merkezi (COM) hareketi ile tanımlanmıştır [101,102]. Azalan dengenin olası bir nedeni, gebelik sırasında COM'daki üç boyutlu kaymadır [103]. Buna ekstremitelerde ödem [103] ve daha büyük lordotik lumbal eğrilik [76,104] eşlik eder [105].

2.3.5.3 Gebelikte Yürüyüş Değişiklikleri

Yürüyüş, gebelerde ve postpartum kadınlarda günlük fiziksel aktivitenin ayrılmaz bir parçasıdır [105]. Hamilelik sırasında yürüyüş paterninin değiştiği yaygın öznel bir gözlemdir ve kadınlar bu süre zarfında stabilite kaybı bildirmektedirler [106].

Gebeliğin yürüme paterniyle ilgili önceki çalışmalar, alt ekstremitelerdeki kinematiği, adım uzunluğu, hız, adım süresi ve tek ve çift destek fazları gibi değişkenlerde anlamlı bir fark olmadığını bildirmiştir. Bununla birlikte, gebelik ilerledikçe adım genişliğinde artış ve gebeliğin sonlarında kalça abduksiyon momentinde artış görülmektedir [107].

Yürüme sırasında basınç merkezinin (COP) ayak üzerinde lateral olarak hareket ettiğini, peak kuvvetin genellikle arttığını ve gebeliğin sonlarında ön ayağın orta kısmında tepe basınçları ve temas süresinin daha düşük olduğu gözlemlenmektedir [100]. Gebeliğin geç dönemlerinde ise kadınların adımlarını kısaltarak ve destek yüzeyini genişleterek yürüdükleri gözlemlenmiştir [107,108]. Gebelerin yürüme sırasında normal yürüyüşe kıyasla daha lateral bir paternde yürüdükleri de belirtilmiştir [100].

Farklı trimesterlerde alt ekstremitelerdeki yürüyüş kinematiği ve kinetiği değişkenlik gösterir [107,109,110]. Daha yavaş yürüme hızı ile azalan adım uzunluğu ve artan adım genişliği ve trimesterlerin ilerlemesiyle birlikte uzamış çift destek süresi stabilite gelişimi için gözlemlenen bir yürüyüş modelidir [84,107,109,111]. Gövde ve alt

ekstremit hareketi, özellikle pelvis ve kalça eklemi olmak üzere hamilelik sırasında büyük ölçüde değişmektedir [112].

Gebelik sırasında eklem kinematiğinin kalça ekstansiyonu ve adduksiyonunda ve ayak bileği plantar fleksiyonunda önemli derece azalmaktadır [113]. Genellikle superior yönlü aktarılan ağırlık merkezi nedeniyle, gövde denge kontrolü gebeliğin son trimesterlerinde azalmaktadır [114]. Gebelik sırasında pelvisin anterior tiltinde de önemli artışlar görülmektedir [77]. "Ördek", "penguen" veya "waddle" gebe yürüyüşü, eklemlerdeki ciddi varyasyonlar nedeniyle ortaya çıkmaktadır [77,114,115]. Bununla birlikte, gebeler tipik olarak postüral dengeyi korumak ve düşmeyi önlemek için ayak bileği sertliğini arttırma stratejisini benimserler [116]. Daha büyük oranda basınç merkezinin (COP) mediolateral yönde yer değiştirmesi ise gebelerin bir diğer adaptasyon stratejisidir [117].

2.3.6 Postpartum Dönem

Doğumla birlikte emzirme süreci başlayan annede çeşitli fizyolojik mekanizmalar rol oynar. Bu süreçte sıklıkla kemik rezorbsiyonu, postüral değişiklikler ve psikososyal dalgalanmalar meydana gelir ve hormonal kontrol ana odak noktasıdır.

Gebelikte memelerin büyümesi sonucu omuz çevresi ve üst torakal bölgede skapular protraksiyonla birlikte üst ekstremitelerde internal rotasyon görülür. Omuzlardaki protraksiyonu kompanse etmek için baş anteriora yer değiştirir ve servikal lordoz artar. Gravite merkezinin superior-anteriora doğru yer değiştirmesi nedeniyle ve yer çekimi hattını merkezin üzerine düşürmek için lumbal lordoz artar, yer çekimi merkezini biraz daha posteriora kaydırmak için vücut ağırlığı topuklarda taşınır ve diz eklemlerinde hiperekstansiyon vardır.

Postnatal 3. ayda vücut toparlanma evresine girmektedir. Tüm vücut sistemik olarak gebelik öncesi fonksiyonlarına dönse de anne vücudunda kalıcı değişiklikler olur. Gebelik sırasında hormonlar ve uterusun büyümesi abdominal kaslarının uzamasına, tonusunu kaybetmesine ve postüral dengeleyici rolünü tam olarak yerine getirememesine neden olur. Sonuç olarak lumbal lordoz artar ve paravertebral kaslar kısalır. Postpartum zayıflamış karın kasları, lomber omurga ve multifidus ve pelvik

taban kasları gibi pelvisin ana stabilizatör kasları etkilenir, bununla birlikte postürde değişikliklere neden olur [118].

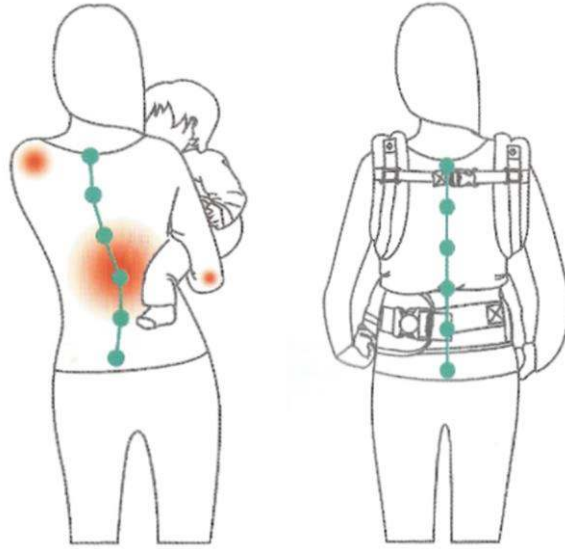
Doğum sonrası dönemde vertebra, yorgunluk, beslenme değişimleri, yanlış laktasyon postürü, laktasyon sırasında anne iskeletinden kalsiyum tüketimi, gebelik ve laktasyon döneminde annenin aşırı kilo alımı, infantın artan ağırlığına karşı önemli stres altındadır. Fiziksel stresin yanı sıra doğum sonrası adaptasyon süreci, psikososyal durumlar ve postpartum depresyon gibi faktörler de annenin genel sağlığını etkiler. Hamilelik sırasında ve sonrasında yaşanan fiziksel ve psikolojik stres, annelerin laktasyon sırasında bel ve boyun bölgesinde ağrı yaşamasına neden olabilir. Ağrı, fiziksel aktivite düzeylerini ve yaşam kalitesini olumsuz etkiler.

2.4 Bebek-Taşıyıcısı

Bebek-taşıyıcısı birçok kültürde yaygın bir uygulama olarak kullanılmaktadır [1,2]. İnsanlık tarihi boyunca var olan ve günümüz toplumunda da giderek daha fazla kullanılan bebek-taşıyıcısı, bebekle annenin ve/veya bakım verenin duygusal ilişkisinde ve bakımında gelişme sağlaması ve taşıyıcıya sunduğu kolaylık ve hareket özgürlüğü ile de yaygın bir şekilde kullanılmaya devam etmektedir [3].

Bu yaklaşım, son yirmi yılda gelişmiş ülkelerde önemli bir artış göstermektedir [10,119]. Bu eğilim kısmen *National Childbirth Trust* (2016), *Babywearing International* (2015) ve *Center for Babywearing Studies* (2016) gibi ebeveynlik kuruluşları tarafından teşvik edilmesine atfedilebilir.

Bebek taşımanın bakıcıların yürüyüş sırasındaki mekanikleri üzerinde de etkileri vardır. Artmış lomber lordoz ve torasik kifoza, gövdenin posteriora inklınasyonu ve paraspinal kas aktivitesi ortaya çıkmaktadır [13,120]. Bebek-taşıyıcısı kullanımı nihayetinde bir yük taşıma görevidir ve kuvvetler ve yük taşıma durumunda farklılıklar ortaya çıkmaktadır. Bebek-taşıyıcıları kullanılarak yürürken normalize edilmiş peak vertikal yer tepki kuvveti (Ground Reaction Force-GRF) ve ön-arka GRF impulsu bir artış gösterir [10]. Alt ekstremit eklemleri de farklılık göstermektedir. Ancak frontal düzlem değerlendirildiğinde diz ve kalça yükleme momentleri, yüksüz durumdayken ve bebek-taşıyıcısı kullanılırken, kolda taşımaya kıyasla daha benzerdir [2]. Bebek-taşıyıcısı bakıcıların biyomekaniğini etkilemektedir.



Şekil 2.18 : Bebek taşımanın ve bebek-taşıyıcısı kullanmanın bakıcıların biyomekanikleri üzerine etkileri [121].

2.4.1 Bebek-Taşıyıcısı Uygulaması

Bir bebeği tutmak ve taşımak doğal ve evrensel bir insan davranışıdır. Bir bebek-taşıyıcısı, bebeği güvenli ve rahat tutarken ebeveynlerin ve bakıcıların günlük aktiviteleri gerçekleştirmesini kolaylaştırır. Kültürler arası, bebekleri taşımak için tercih edilen bebek-taşıyıcısının önden, arkadan ve yandan taşıma gibi birçok farklı kullanım yöntemi vardır.

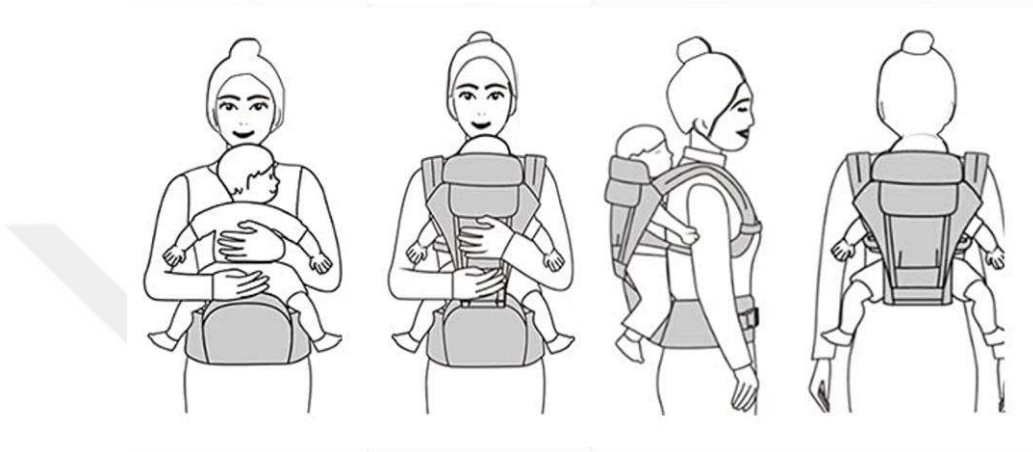


Şekil 2.19 : Bebek-taşıyıcısı uygulamaları [122].

Bir bebeği taşımak için son zamanlarda popülaritesi artan bebek-taşıyıcısı gibi ergonomik yardımcılarının kullanımının rahatlık, kolay taşınabilirlik, fiziksel gelişimin teşviki, ajitasyon eliminasyonu, çocuğun mental ve fiziksel sağlığı, güvenliği, bebeğin anneye bağlanmasında artış ve bakım veren için daha iyi sağlık öngörülen faydalar arasında yer alır [4-8].

2.4.2 Bebek-Taşıyıcısı Pozisyonu

Ön sargı, taşıyıcının vücuduna asılan veya bağlanan basit bir kumaş parçasıdır, böylece çocuğu içine alacak bir kese oluşturur. Bu tür bir bebek-taşıyıcısı modern toplumda, özellikle Güneydoğu Asya gibi sıcak iklimlerde hala görülmektedir. Öte yandan, ön sargı, öne takılan bir sırt çantası görünümüne dönüşmüştür ve daha çok Batı toplumunda görülmektedir.



Şekil 2.20 : Bebeklerin bebek-taşıyıcısında farklı pozisyonları [121].

Bebeklerin bebek-taşıyıcılarında fizyolojik 4 farklı duruşu vardır;

- (1) önde bebek-taşıyıcısında / içe dönük
- (2) önde bebek-taşıyıcısında / dışa dönük
- (3) arkada bebek-taşıyıcısında
- (4) yanda/kalçada bebek-taşıyıcısında

Bebek-taşıyıcıları bu taşıma teknikleri için farklı tasarımlara sahip olmalıdır. 6-18 aylık bebekler ebeveynleri ve çevreleri tarafından uyarılmalıdır, bu sebeple sağlıklı bir bebek-taşıyıcısı tasarımı bebeğe bu fırsatı sağlamalıdır. Önde bebek-taşıyıcısı dışa dönük kullanıldığında bebeğin desteklendiği yastıklı bir bebek-taşıyıcısı olmalıdır, uzun süre taşıyıcıyı yormadan kullanılabilmelidir. Bebeğin yüzünün ebeveynin gövdesinden uzağa, çevreye doğru bakmasına izin vermelidir. Bu bilgilerden yola çıkarak yapılan bir çalışmada 6-18 aylık bebekler için ergonomik bir bebek-taşıyıcısı tasarımı formüle etmek amacıyla Taylandlı ortalama bir yaşlının postüral verileri ve fiziksel parametreleri bir bilgisayar simülasyonu ile 4 farklı bebek-taşıyıcısı tasarımı ile sentezlenmiştir. Sonucunda ise araştırılan üç tasarımdan önde bebek-taşıyıcısında yüzü dışa dönük H tipi bebek-taşıyıcı, Taylandlı ortalama bir yaşlı için en ergonomik

tasarımdır. Ergonomik bir bebek-taşıyıcısı, bebeğe ve taşıyıcıya uyumlu olmalıdır, çok sıkı ya da gevşek olmamalıdır. Sırt destekli, yumuşak koltuklu ve çok uzun olmayan omuz kayışlarına sahip olmalıdır [123].

Yürüme sırasında bebeği kollarda taşımak, yürüyüş sırasında meydana gelen doğal kol salınım paternini kısıtlamaktadır. Kol salınımları, gövde rotasyonları üzerinde önemli derecede etkilidir. Kol salınımı kısıtlandığında, yürüme sırasında stabiliteyi korumak için bireyde farklı biyomekanik adaptasyonlar meydana gelebilir. Bir bebeği kollarda taşımak kadınların yürüyüş sırasındaki postürleri üzerinde etkilidir ve stabiliteyi korumak için farklı biyomekanik adaptasyonlara ihtiyaç duyarlar [13]. Bebek-taşıyıcısı kullanımı ve uygun pozisyonlanması bu etkileri minimuma indirmektedir.

2.4.3 Bebek-Taşıyıcısı Büyüme ve Gelişme

Kanguru anne bakımı (KMC) ilk olarak 1978'de Rey ve Martinez tarafından tanıtılmıştır. Bebeğin önü ile annenin göğsü arasında ten tene temas olan ve başlangıçta düşük doğum ağırlıklı bebek bakımı için tasarlanmış olan keseli hayvan bakımına benzerdir [124]. KMC'nin avantajları arasında; düşük doğum ağırlıklı infantlarda mortalite ve morbiditeyi azaltmak, yaygınlığı ve süresi bakımından emzirmenin arttırmak, hipotermi riskini azaltmak, daha iyi kalp ve solunum hızı performansını teşvik etmek, geliştirilmiş oksijen tüketimi, bebeklerde kan glukozu ve uyku paternini düzenlemek ve daha az psikolojik stres ve artan güven yer alır [8].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmanın amacı; bebeklerde ve annelerinde bebek-taşıyıcısının postüral denge üzerindeki akut etkisini araştırmaktır.

Çalışmamız, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulunda 17.05.2022 tarihli toplantıda değerlendirilmiş olup, 2022/127 karar numarası ile onay alınmıştır (EK A).

Çalışmamıza, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı Çocuk Nörolojisi Bölümü'nden Sağlıklı Çocuk Polikliniği'ne yönlendirilen bebekler ve anneleri dahil edilmiştir. Başhekimlik tarafından hastanede uygulama uygun bulunmuştur (EK B).

3.1 Çalışma Yer ve Zamanı

Bu çalışma Eylül 2022 – Haziran 2023 tarihleri arasında Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı Çocuk Nörolojisi Bölümü'nden Sağlıklı Çocuk Polikliniği'ne yönlendirilen bebekler ve annelerinin katılımı ile Altunizade Acıbadem Hastanesi Yürüyüş Analizi Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

3.2 Bireyler

Çalışmaya başlangıçta dahil edilen bebek sayısı, çalışmaya dahil edilmeyen bebek sayısı ve grup bilgileri Şekil 3.1'de yer alan akış diyagramında gösterildi. Çalışmaya dahil edilme kriterlerini karşılayan bebekler ve annelerinden çalışmaya katılmayı kabul etmeyen anneler ve bebekleri dışlandı. Çalışmaya katılmayı kabul eden tüm gönüllüler öncelikle araştırmayla ilgili olarak sözel olarak bilgilendirildi ve ardından “Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu’yla” yazılı geri bildirim sağlandı (EK C).

Bebekler için;

Dahil edilme kriterleri

- Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları bölümüne başvurmuş olmak.
- 4-10 ay yaşları arasında olmak.
- En az 1 hafta önce aşı ve/veya hastalık geçirmiş olmamak.

Dışlama kriterleri

- Herhangi bir tıbbi veya ortopedik bozukluğu olan bebekler.
- Tanımlanmış konjenital veya nörolojik anormallikler, gelişimsel gecikmeler ve/veya fiziksel aktiviteleri ve/veya motor beceri gelişimi bozuk olan bebekler.

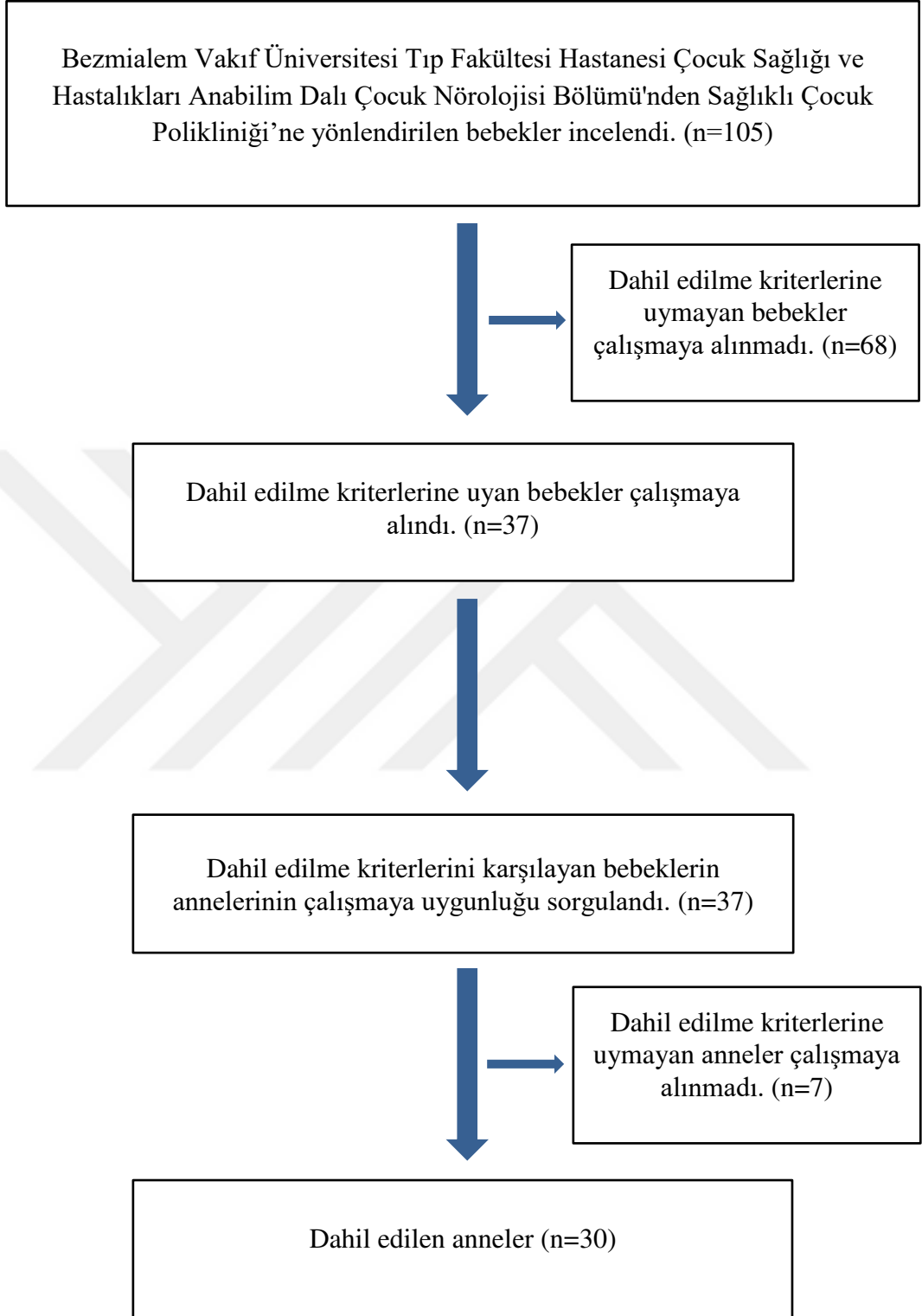
Anneler için;

Dahil edilme kriterleri

- Çalışmaya katılmaya gönüllü olmak.
- 4-10 ay yaşları arasında bebeğe sahip olmak.

Dışlama kriterleri

- Herhangi bir belirgin kas-iskelet sistemi ve nörolojik bozukluğu olan kadın.



Şekil 3.1: Akış diyagramı.

3.3. Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi

Çalışmaya dahil edilecek olan örneklem grubunun büyüklüğünün belirlenmesi için literatürde karşılaştığımız Brown ve ark. yaptığı çalışmadan faydalanarak power analizi yapılmıştır. Örneklem büyüklüğünün belirlenmesi G-Power (GPower-Universität Düsseldorf) sürüm 3.2.1 programı ile yapılmış ve 27 katılımcının 0.80 güç oranı ve 0.8 etki büyüklüğüne ulaşılmasında yeterli olacağı hesaplanmıştır (%10 standart sapma, %95 doğruluk oranı ($z=1.96$) [10].

3.4. Değerlendirme

Çalışmada Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları bölümü Çocuk nörolojisinden Sağlıklı Çocuk Polikliniği'ne yönlendirilen çocuk nörolojisi klinik muayenesi yapılmış 4-10 ay yaşında 30 bebek ve anneleri yer aldı.

Bebek-taşıyıcısının bebeklerde ve annelerinde postüral denge üzerindeki akut etkileri araştırılacak olup bu doğrultuda öncelikle bebekler için demografik değerlendirme formu uygulandı. Bebeklerin anneleri için demografik değerlendirme formu sorgulandı. Ardından üç boyutlu hareket analizi sistemi (VICON) ile 15 dakika normal yürüme sırasında, 15 dakika bebeklerini kucakta taşıma sırasında, 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile önde taşıma sırasında ve 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile arkada taşıma sırasında kütle ağırlık merkezi değişimi ve postüral denge değerlendirildi. Ayrıca VICON ile yapılan değerlendirme yürüyüşlerinden önce ve sonra Visual Analog Skalası ile yorgunluk, ağrı ve konfor değerlendirildi. Anneler, VICON değerlendirmelerine ayakkabısız olarak katıldı ve bir annenin toplam değerlendirme ve uygulama süresi 1 saat sürdü.

3.4.1. Demografik Bilgiler

Katılımcıların demografik bilgileri “Demografik Değerlendirme Formu” ile toplandı (EK D).

Bebek için kullanılan değerlendirme formunun içeriğini hasta hikayesi, doğum sırasındaki ve değerlendirmedeki boyu, doğum ağırlığı ve şimdiki kilosu, cinsiyeti, gestasyonel yaşı, şimdiki yaşı ve gerekliyse düzeltilmiş yaşı, natal değerlendirmeleri

(doğum haftası, doğum şekli, doğum ağırlığı, asfiksi, morarma, ağlama) ve postnatal değerlendirmeleri (varsa Yenidoğan Yoğun Bakım Ünitesi'nde kalma süresi, epilepsi/konvülsiyon, hiperbilirubinemi), genel postüral kontrol ve klinik değerlendirme oluşturdu.

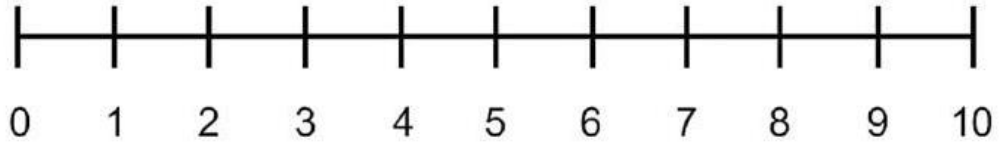
Anne için kullanılan demografik verilerin içeriğini sosyodemografik özellikleri (yaş, boy, kilo, vücut kütle indeksi, eğitim durumu, meslek), sigara-alkol kullanımını, bebek-taşıyıcısı kullanım durumu, eşlik eden kas – iskelet problemi olup olmadığı ve bebek-taşıyıcısı kullanımına bağlı ağrı durumu, konforu ve kişinin sağlık algısı ve genel fizyoterapi değerlendirmeleri (çevre ve uzunluk ölçümleri, eklem hareket açıklığı, esneklik ve kas kısalık testleri, kas kuvveti) ve yürüme değerlendirmesi (spatiotemporal yürüyüş parametreleri, pelvis açıları, omurganın torasik ve lumbal eğrilikleri) oluşturdu.

3.4.2. Genel Fizyoterapi Değerlendirmesi

Prospektif kontrollü çalışmaya dahil edilen tüm katılımcıların demografik ve klinik özellikleri kaydedildi. Üç boyutlu hareket analizinden önce kadınların normal eklem hareket açıklığı universal gonyometre ile ölçüldü. Dört farklı şartta yürüme biyomekaniği, postüral denge ve hareket analizi yapıldı. Her bir değerlendirmenin başlangıcında ve sonunda kadınların ağrı düzeyi, yorgunluk ve konfor seviyesi araştırmacı fizyoterapist tarafından ayrı ayrı değerlendirildi.

3.4.2.1. Ağrı şiddeti, yorgunluk ve konfor değerlendirme

Annelerin hissettiği ağrı şiddeti, yorgunluk ve konfor; istirahat pozisyonunda, bebek-taşıyıcısı ile ayakta dururken, bebek-taşıyıcısını önde kullanırken yürüdüğü sırada, arkada kullanırken yürüdüğü sırada Vizüel Analog Skala (VAS) kullanılarak değerlendirildi. VAS klinikte kullanımı en yaygın etkili, kısa ve uygulaması kolay, basit tek boyutlu ağrı şiddet ölçeklerinden biridir. Sözel değerlendirme ölçeği (yok, hafif, orta dereceli, şiddetli) veya Sayısal derecelendirme ölçeği ("0" yorgunluk yok ve "10" da akla gelebilecek en kötü yorgunluğa eşit 0-10 arası ölçek) olarak da uygulanabilmektedir [125].



Şekil 3.2: Vizüel Analog Skala [126].

Annelerden yürüme analizinin başlangıcında ve 3 farklı şekilde pozisyonlanan bebek-taşıyıcısı ile 15'er dakikalık yürüme analizlerinin başında ve sonunda ağırlarını, yorgunluklarını ve konfor seviyelerini gösteren noktayı işaretlemeleri istendi. Sonrasında işaretlenen nokta cetvelle ölçülüp “cm” cinsinden kaydedildi. Değerlendirmenin güvenilirliği $r=0.79$ 'dır ve yeniden test etme geçerliliği $r=0.97$ 'dir [127]. Ağırı şiddetini değerlendiren bu yöntem için klinik anlamlılık “1.37” cm'dir [128].

3.4.2.2. Eklem Hareket Açıklığı Değerlendirilmesi

Omuz ve kalça hareket açıklığının ölçümü için universal gonyometre kullanıldı. Kalça fleksiyon, ekstansiyon, internal ve eksternal rotasyon dereceleri ölçüldü ve kaydedildi (Şekil 3.3, Şekil 3.4, Şekil 3.5, Şekil 3.6). Değerlendirmeler sırtüstü, yüzüstü ve oturma pozisyonunda yapıldı. Aktif eklem hareket açıklığı normal sınırları fleksiyon hareketi için 120° , ekstansiyon için 20° , internal ve eksternal rotasyon için 45° olarak kabul edildi [129].

• Kalça eklemının fleksiyon hareket açıklığının değerlendirilmesi:

Sırtüstü pozisyonda diz fleksiyona yerleştirildi ve karşı tarafta alt ekstremitte ekstansiyonunu korudu ve lordoz kontrol altına alındı. Gonyometrenin pivot noktası trokanter majörde, sabit kol aksillaya doğru gövde eksenine paralel ve hareketli femur lateral orta hattına doğru konumlandırıldı. Kadınlara bacaklarını öne yukarı kaldırmaları talimatı verildi. Kalça fleksiyon aralığı gonyometre kullanılarak kaydedildi [129].

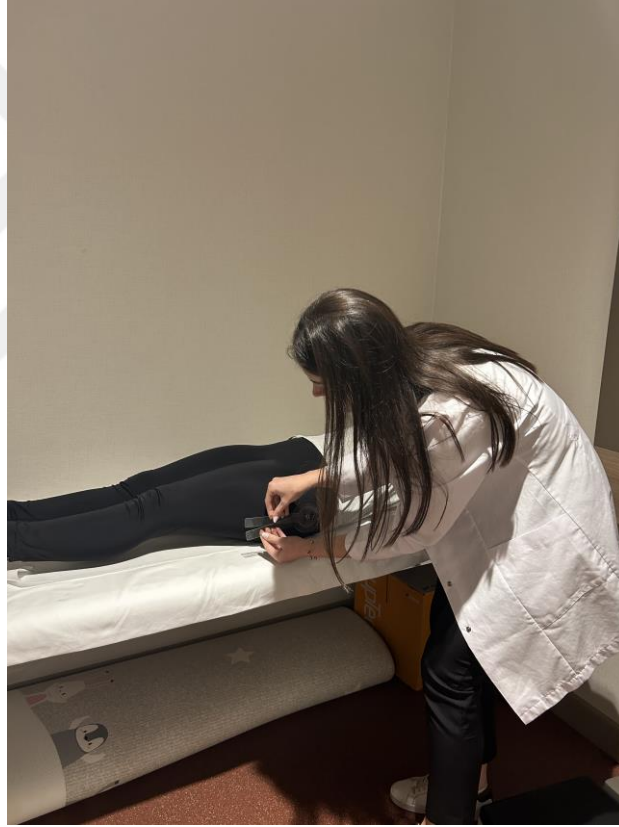
• Kalça eklemının ekstansiyon hareket açıklığının değerlendirilmesi:

Kadınlarda yüzüstü pozisyona yerleştirildi. Gonyometre kalça fleksiyon ölçümü ile aynı pozisyona yerleştirildi. Ölçüm sırasında lordozun artmaması ve pelviste elevasyon

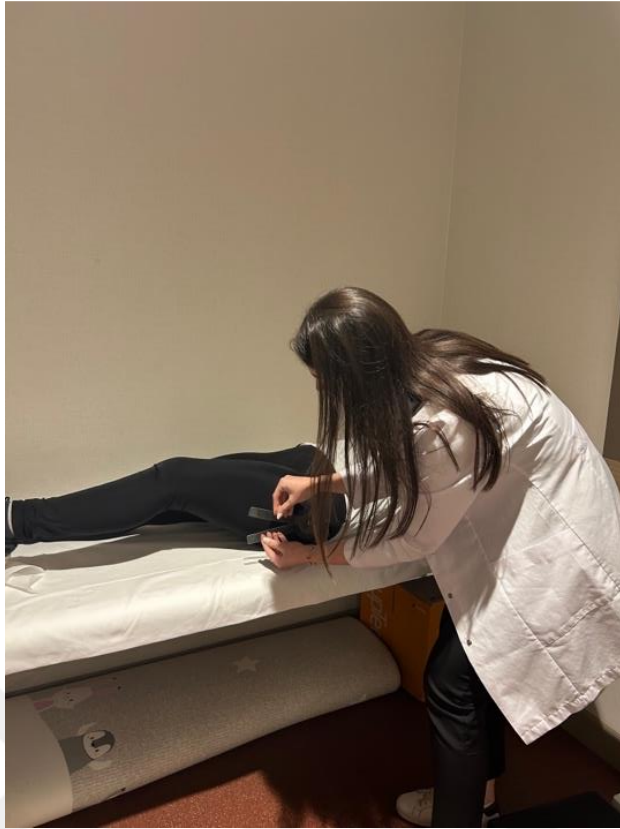
olmaması kontrol edildi. Kalça ekstansiyon aralığı gonyometre kullanılarak kaydedildi [129].

- **Kalça ekleminin internal ve eksternal rotasyon hareket açıklığının değerlendirilmesi:**

Kadınlar bacakları dizden itibaren sandalyeden sarkar pozisyonda oturtuldu. Gonyometrenin pivot noktası tuberositas tibia'da, sabit kol yere dik ve hareketli kol tibia'nın kristasını takip ederek ölçüm yapıldı. Ölçüm sırasında kalçada fleksiyon, abduksiyon ve adduksiyon olmamasına dikkat edildi. Kalça internal ve eksternal rotasyon aralığı gonyometre kullanılarak kaydedildi [129].



(A)



(B)



(C)



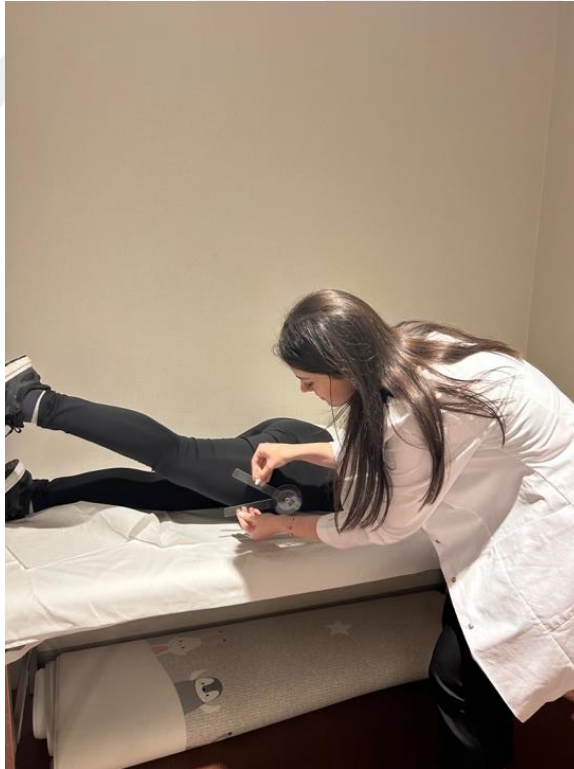
(D)

Şekil 3.3 : Kalça fleksiyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi.

- (A) : Kalça fleksiyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi
- (B) : Kalça fleksiyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi
- (C) : Kalça fleksiyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi
- (D) : Kalça fleksiyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi



(A)



(B)

Şekil 3.4 : Kalça ekstansiyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi.

(A) : Kalça ekstansiyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi

(B) : Kalça ekstansiyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi



(A)



(B)

Şekil 3.5 : Kalça internal rotasyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi.

(A) : Kalça internal rotasyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi

(B) : Kalça internal rotasyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi



(A)



(B)

Şekil 3.6 : Kalça eksternal rotasyon açısının gonyometre ile değerlendirilmesi.

(A) : Kalça eksternal rotasyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi

(B) : Kalça eksternal rotasyon açısının gonyometre ile değerlendirmesi

3.4.2.3. 3D hareket analiz sistemi değerlendirilmesi

Bu çalışmada üç boyutlu kinematik ve kinetik veriler VICON hareket sistemi (VICON MX3, 100 Hz) kullanılarak ölçüldü. Bu sistemle kablosuz yapılmasına eř zamanlı olarak katılımcıların hareket deseni ve tüm eklem ve vücut segmentlerinin kinematik verisi elde edildi. Böylelikle annelerin hareketleri, üç boyutlu modeli üzerinden anlık olarak takip edildi. Bununla beraber cihazdan alınan anlık tüm vücut kinematik bilgiler sayesinde annenin anlık verisi ile akut değerlendirme yapılırken farklı pozisyonlardaki biyomekanik ıktıları kıyaslandı.

Deneklerin antropometrik verileri sisteme her bir bireyi tanımlayıcı model için girildi. Sistem için gerekli olan antropometrik veriler; vücut ağırlığı (kg) ve boy uzunluğu (mm) cinsinden değerlendirildi. İnfraruj ışınlarını yansıtan markerlar VICON Plug-in Gait modeli Versiyon 1,9'a göre olguların alt ekstremitelerine bilateral olacak şekilde yerleştirildi (şekil 3.7).



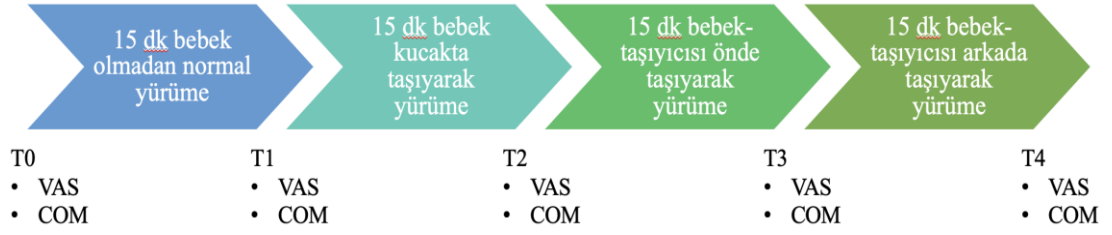
şekil 3.7 : Marker-yansıtıcıların anneye yerleştirilmesi.

Çalışmaya katılmayı kabul eden ve dahil edilme kriterlerini karşılayan annelerin demografik bilgi formu doldurulurken boy (m – metre) ve ağırlık (kg – kilogram) ölçümleri araştırmacı fizyoterapist tarafından gerçekleştirilerek ağırlık (kg) / boy²(m²) formülü ile vücut kitle indeksi hesaplamaları yapıldı. Ölçümler yapılırken katılımcıları ayakkabıları çıkarılarak ve ayakta dik bir pozisyonda durarak yapıldı.

İlk olarak kuvvet platformu (Kistler 9082E, 100 Hz) üzerinde deneme yürüyüşü gerçekleştirildi. Şekil 3.7’de gösterildiği gibi modelleme yapıldı ve statik kalibrasyon gerçekleştirildi. Bu modelleme diğer yürüyüş analizlerinde kullanılmak üzere kaydedildi. Üç boyutlu analiz için farklı referans noktalarına yapıştırdığımız yapışkan reflektör marker takibi için bir dizi dijital kamera kullanıldı (Şekil 3.8).



Şekil 3.8 : Yürüme analizi laboratuvarı, VICON hareket analiz sistemi, kuvvet platformu (Kistler 9082E, 100 Hz), reflektör marker takibi yapan kamera sistemleri.



T0: Taşıyıcının başlangıç değerlendirmesini ifade etmektedir.

T1: Taşıyıcının 15 dk bebek olmadan normal yürüme sonrası yapılan değerlendirmesini ifade etmektedir.

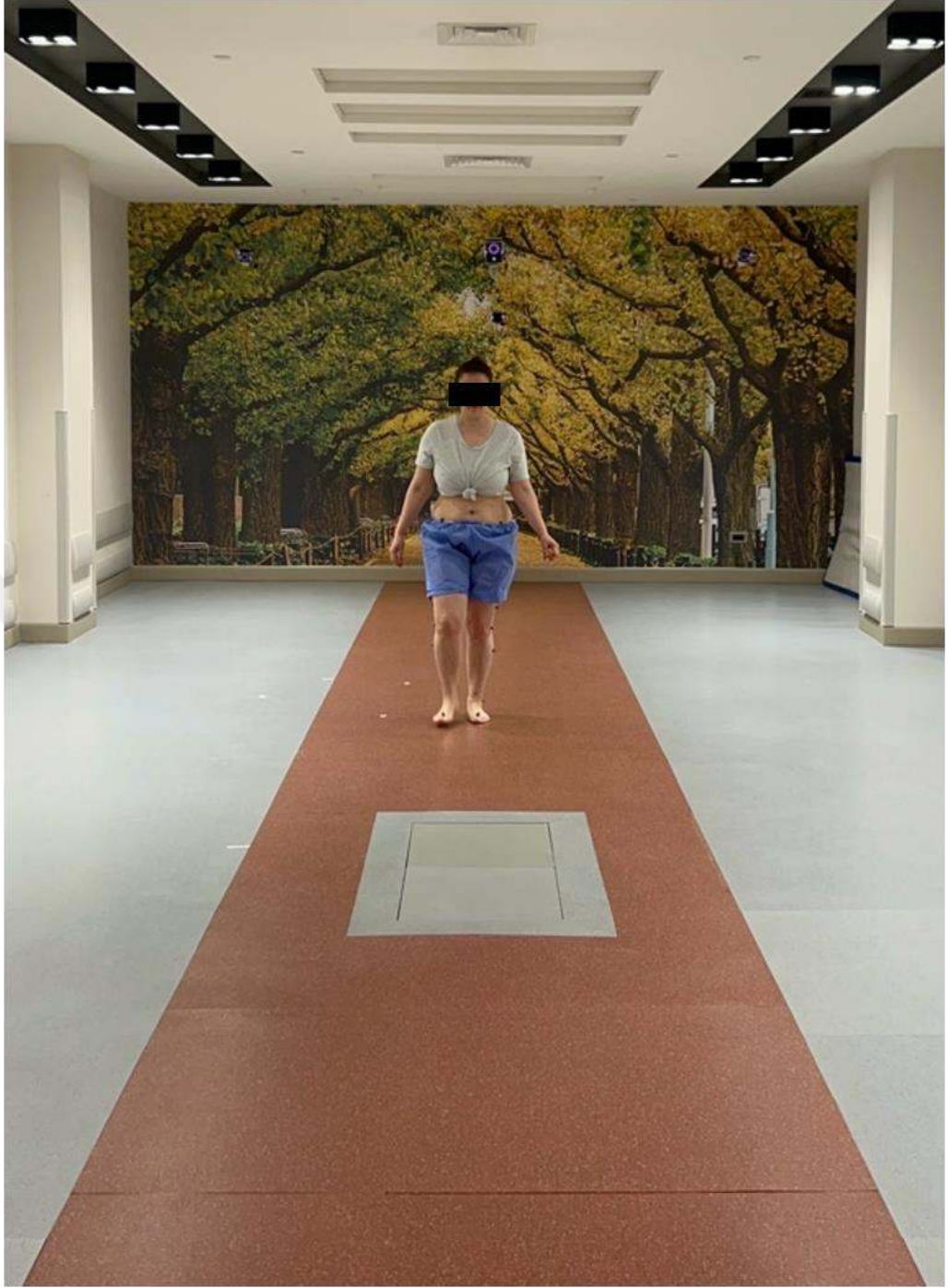
T2: Taşıyıcının 15 dk bebek kucakta kolları ile taşıyarak yürüme sonrası yapılan değerlendirmesini ifade etmektedir.

T3: Taşıyıcının 15 dk önden bebek-taşıyıcısı ile taşıyarak yürüme sonrası yapılan değerlendirmesini ifade etmektedir.

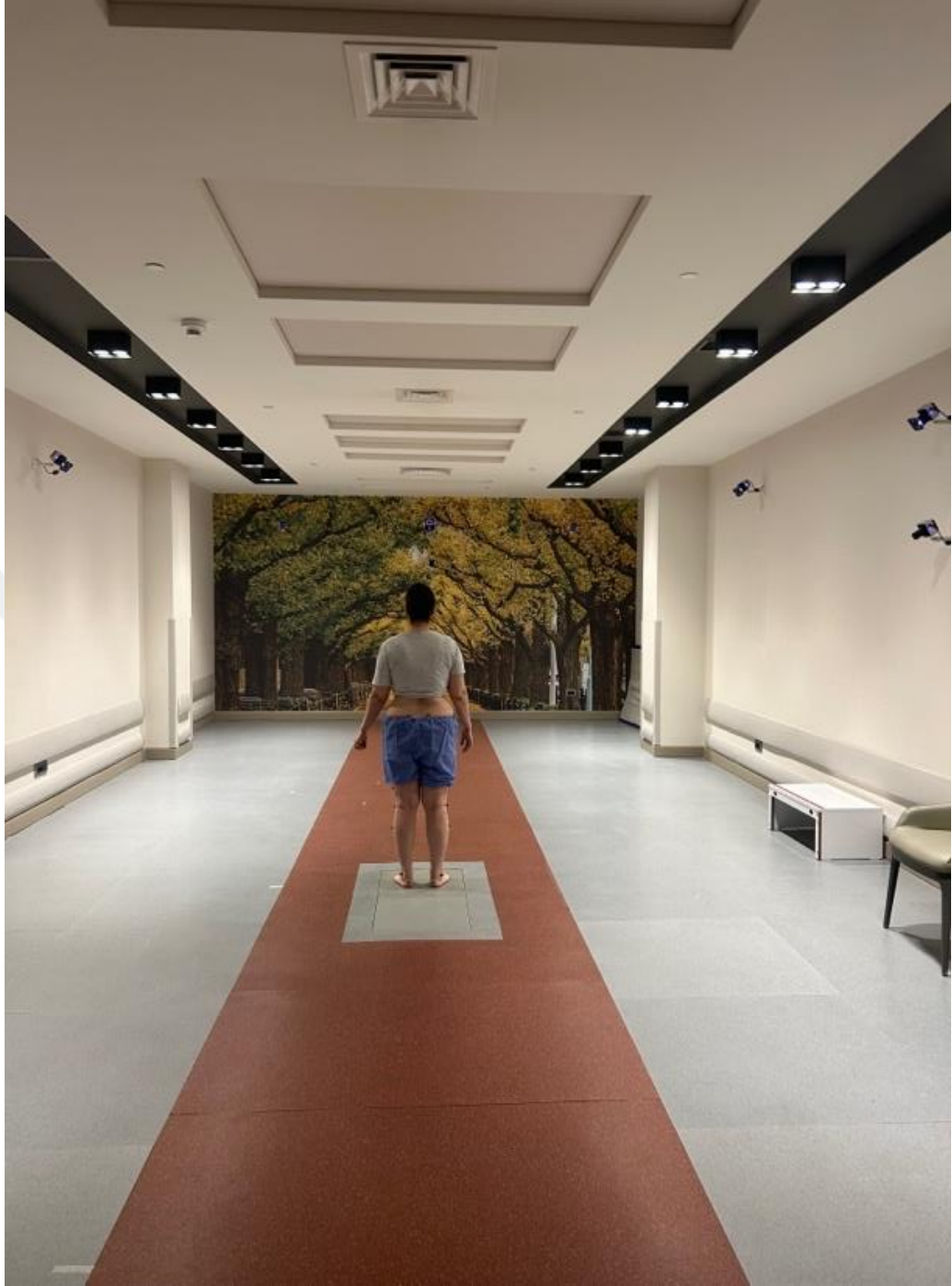
T4: Taşıyıcının 15 dk arkadan bebek-taşıyıcısı ile taşıyarak yürüme sonrası yapılan değerlendirmesini ifade etmektedir.

Şekil 3.9 : Değerlendirme planı.

Anneler ayakkabısız bir şekilde normal zeminde giyilebilir hareket analizi sistemi ile 15 dakika bebek olmadan normal yürüme sırasında, 15 dk bebek kucakta kolları ile taşıyarak yürüme sırasında, 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile önde taşıma sırasında ve 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile arkada taşıma sırasında uygulamaya katıldı (Şekil 3.10).



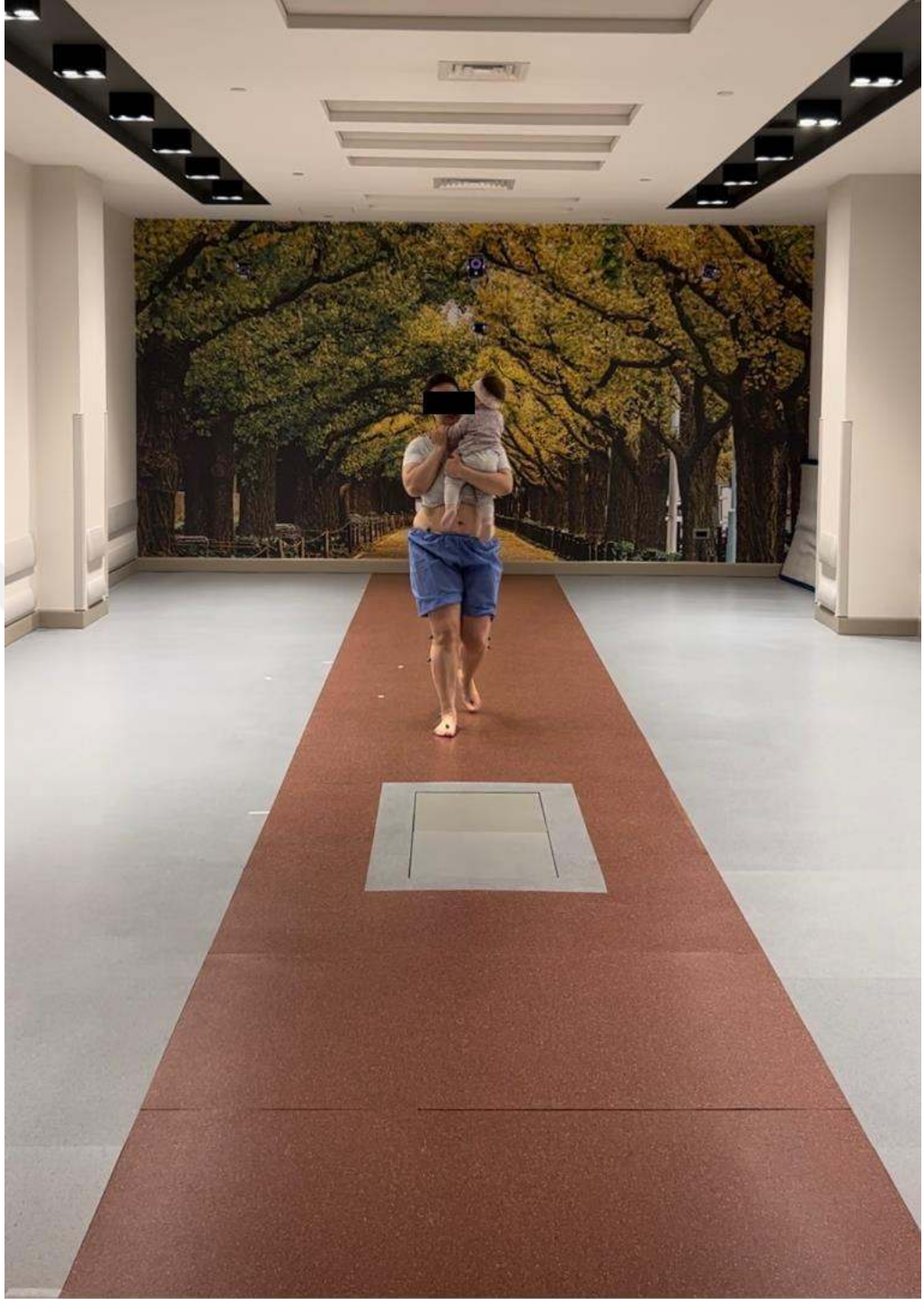
(A): 15 dakika bebek olmadan normal yürüme değ erlendirmesi (anterior)



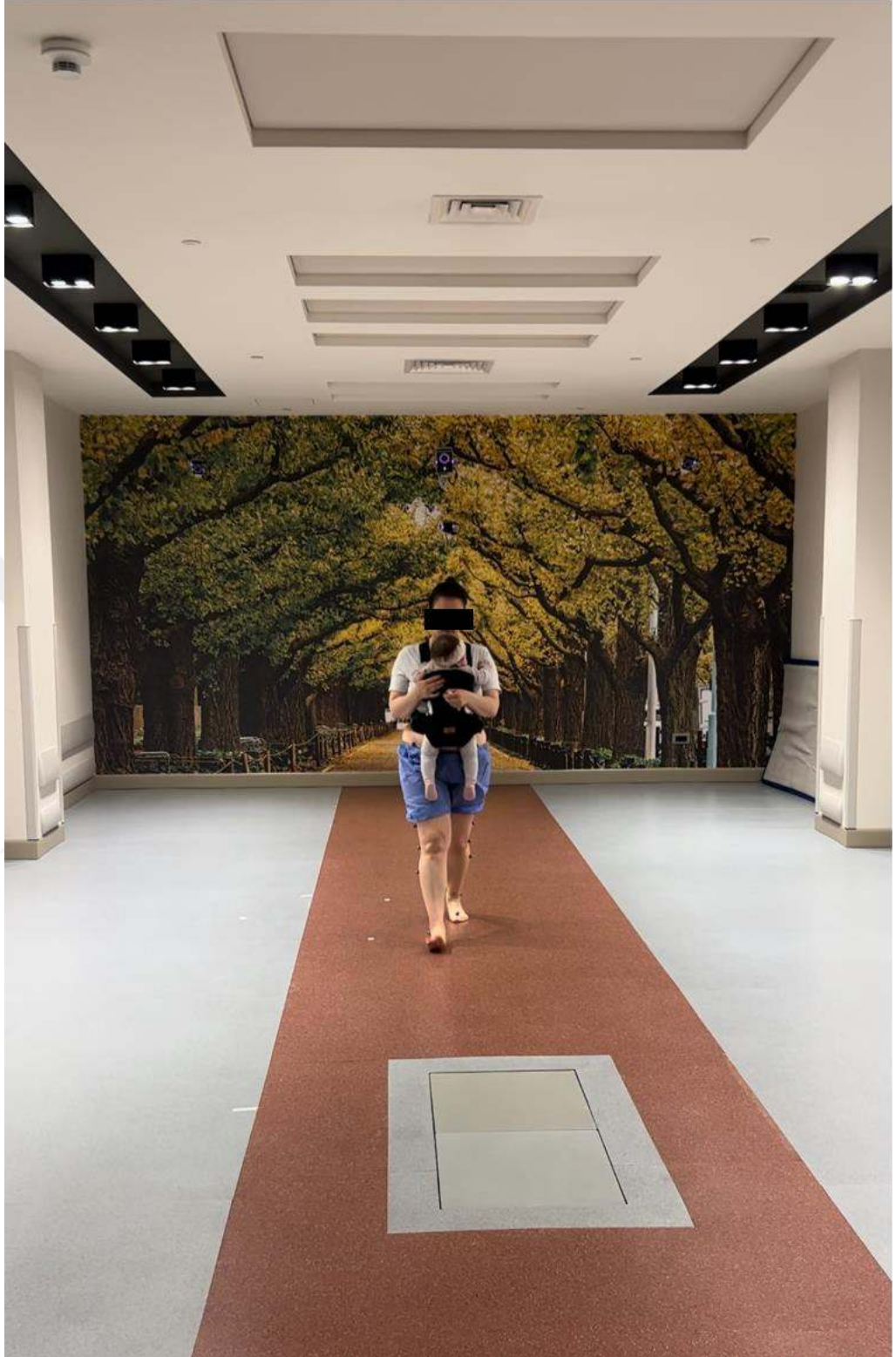
(B) : 15 dakika bebek olmadan normal yürüme değeri (posterior)



(C) : 15 dakika bebek kucakta kolları ile taşıyarak yürüme değeriendirme
(posterior)



(D) : 15 dakika bebek kucakta kolları ile taşıyarak yürüme değ erlendirmesi (anterior)



(E) : 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile önde taşıma sırasında frontal düzlem değerlendirmesi (anterior)



(F) : 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile önde taşıma sırasında frontal düzlem değerlendirmesi (posterior)



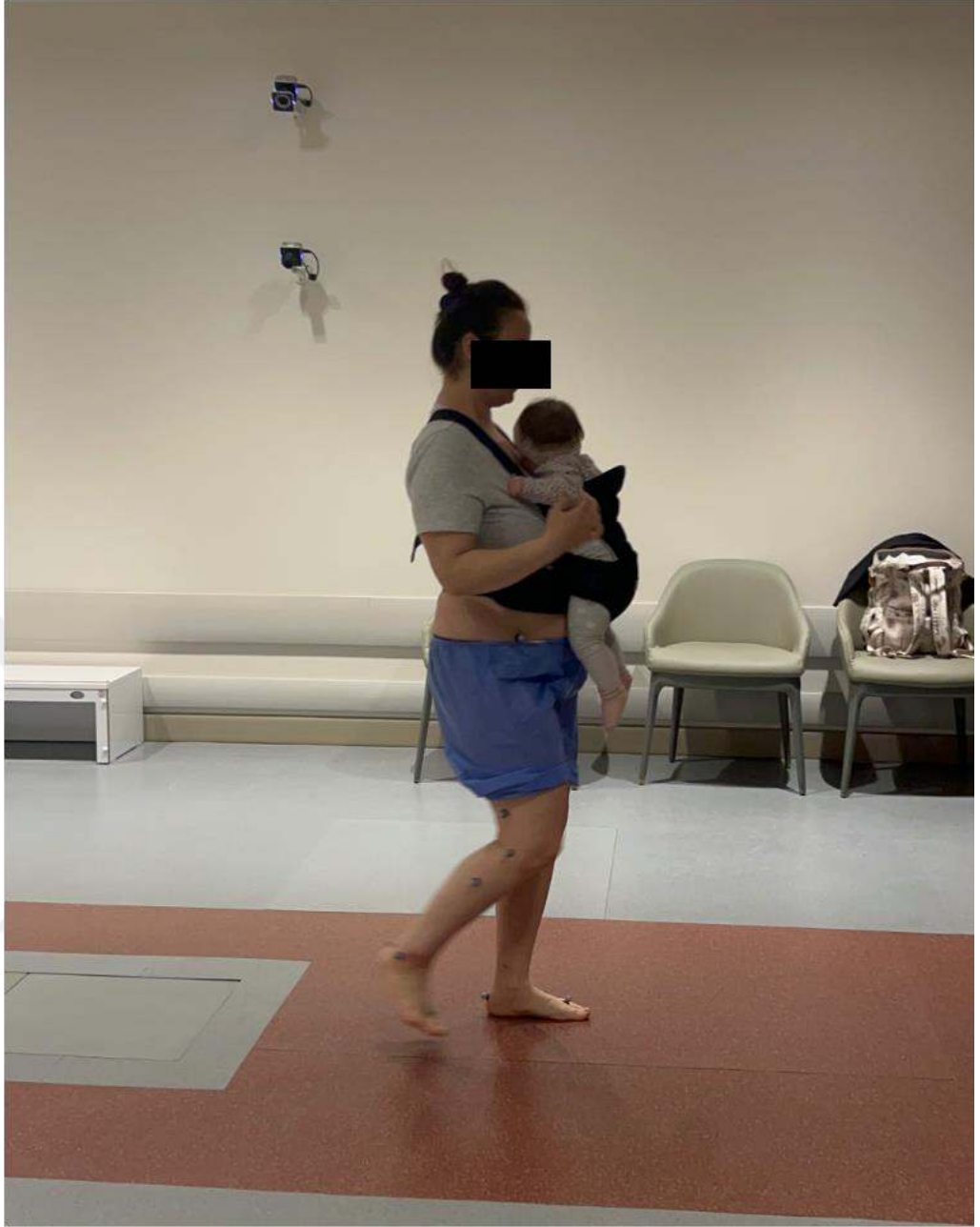
(G) : 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile önde taşıma sırasında değerlendirmesi



(H) : 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile önde taşıma sırasında değerlendirmesi



(İ) : 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile önde taşıma sırasında değerlendirmesi



(J) : 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile önde taşıma sırasında değerlendirmesi



(K) : 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile arkada taşıma sırasında değerlendirmesi



(L) : 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile arkada taşıma sırasında değerlendirmesi



(M) : 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile arkada taşıma sırasında değerlendirmesi



(N) : 15 dakika bebeklerini bebek-taşıyıcısı ile arkada taşıma sırasında değerlendirmesi

Şekil 3.10 : Yürüme analizi.

Çalışmada bebek-taşıyıcısı olarak Baby Plus Bebek-Taşıyıcısı (Class Bel Destekli Kanguru) kullanıldı (Şekil 3.11). Baby Plus Bebek-Taşıyıcısı; tüm taşıma pozisyonlarına sahiptir, 1-12 ay arasındaki bebeklerde kullanılabilir, %100 pamuktan üretilmiştir, yastıklı bel desteği ve bel kemeri ve 2 şekilde takma seçeneği olan ekstra yastıklı omuz askıları ile kişiselleştirilmiştir, alt sırt konforu sağlamaktadır. Ayarlanabilir koltuğu ile bebeği tüm taşıma pozisyonlarında ergonomik doğal konumunda desteklemektedir.



Şekil 3.11 : Baby plus class bel destekli kanguru.

3.5 İstatistiksel Analiz

Çalışmaya dahil edilecek olan örneklem grubunun belirlenmesi için literatürden Brown ve ark. [10] yaptığı çalışmadan faydalanarak power analizi yapıldı. Örneklem büyüklüğünün belirlenmesi G-Power (GPower-Universität Düsseldorf) sürüm 3.2.1 ile yapılmış ve 27 katılımcının 0.80 güç oranı ve 0.8 etki büyüklüğüne ulaşılmasında yeterli olacağı hesaplandı (%10 standart sapma, %95 doğruluk oranı ($z=1.96$)). Elde edilen verilerin analizinde statistical package for social sciences (SPSS) version 22.0 (spssinc. Chicago II. Abd) istatistik programı kullanıldı. Tüm istatistiksel farklılık analizlerinde sayısal büyüklükle ölçülen değerler için Student's t-testi (çift kuyruklu ve non-homojen veri kümeleri varsayarak), ikili seçimle var/yok şeklinde belirlenen parametreler için ise veri kümesinin niteliğine göre ki-Kare veya Fisher Kesin Olasılık testleri kullanıldı. Tüm farklılık analizlerinde $p<0,05$ seviyesi istatistiksel anlamlılık sınırı olarak kabul edildi. Korelasyon analizlerinin tümü Pearson korelasyon katsayısı ('r') hesabına dayandırıldı. Korelasyonların anlamlılık seviyesi r^2 değerinin

Student's t-testine (sıfır'a göre tek kuyruklu test) göre belirlenmiş, bu teste göre $p<0,05$ olan korelasyonların bir ilişkiye işaret ettiği kabul edildi. İlk olarak araştırmaya katılan katılımcıların tümünün demografik özellikler ve kullanılan ölçek sonuçlarının etkisi bakımından frekans dağılımı karşılaştırması amacıyla χ^2 analizi uygulandı. 4-10 aylık bebekleri olan 30 annenin bebek taşıyıcısı (Class Bel Destekli Kanguru), Baby Plus Bebek-Taşıyıcısı ile taşıma tipine göre (önde veya arkada) oluşturulan gruplar ile 15 dakikalık taşıma sırasında yapılan karşılaştırmalar için Mann Whitney U testi kullanıldı.



4. BULGULAR

Çalışmaya, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Bölümü Çocuk Nörolojisi Bölümü'nden üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon bölümümüze yönlendirilen 4-10 ay (yaş ortalaması 6,8 ay) yaşları arasında 17'si kız bebek (%56,6) ve 13'ü erkek bebek (%43,4) sağlıklı olmak üzere 30 bebek ve anneleri değerlendirmeye alındı.

Bebeklerin cinsiyeti, ortalama yaşı (ay) ve gestasyon haftası, ağırlık (kg) ve doğum ağırlığı, boy (cm) ve doğum boyu karşılaştırmalı olarak ve yüzde dağılımları Tablo 4.1'de gösterildi.

Tablo 4.1: Bebeklerin demografik özellikleri.

	Postnatal	Değerlendirme Sırasında
	X±SS	X±SS
Yaş (hafta)	37,08 ± 2,46	23,6 ± 1,2
Ağırlık (kg)	2,764 ± 1,79	6,339 ± 2,234
Boy (cm)	49 ± 3,604	60,3 ± 4,007

*Sonnuçlar X±SS (X: ortalama; SS: standart sapma) şeklinde verildi.

Annelerin gebelik öncesi ağırlığı, gebelik sürecinde aldığı kilo (kg), perinatal ağırlığı ve şu anki ağırlığı, boyu, vücut kitle indeksi (kg/m²) ve yüzde dağılımları Tablo 4.2'de gösterildi. Demografik özellikler benzerdi (p=0,297).

Tablo 4.2: Annelerin demografik özellikleri.

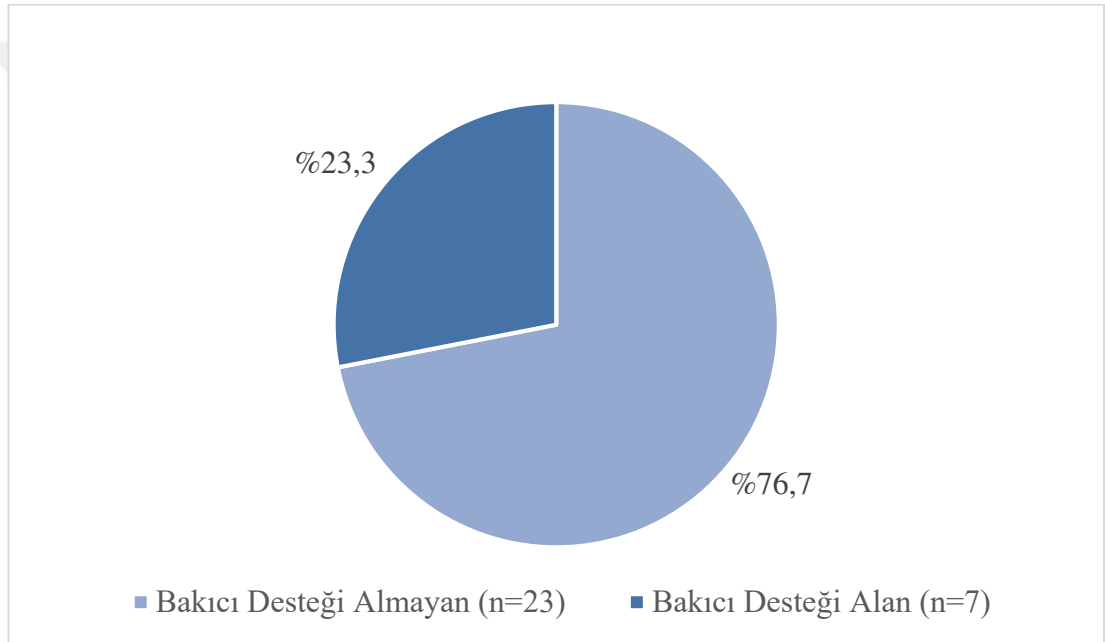
	X±SS
Gebelik Öncesi Ağırlık (kg)	59,5 ± 6,38
Gebelik Sürecinde Aldığı Kilo (kg)	16,5 ± 1,31

Tablo 4.2 (devam): Annelerin demografik özellikleri.

Prenatal Ağırlık (kg)	74,7 ± 8,62
Ağırlık (kg)	70 ± 10,80
VKİ (kg/m²)	27,34 ± 2,82

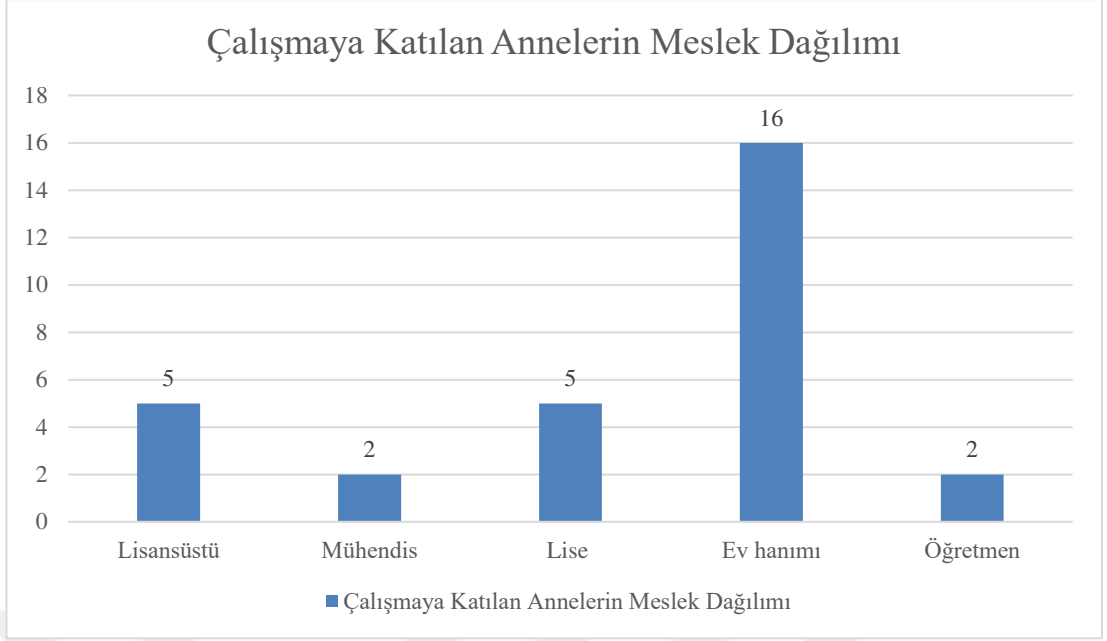
*Sonuçlar X±SS (X: ortalama; SS: standart sapma) şeklinde verildi. VKİ: Vücut Kitle İndeksi.

Çalışmamızdaki katılımcılardan 7 kişi (%23,3) bakıcı desteği alırken, 23 kişi (%76,7) almıyordu. Şekil 4.1’de gösterildi.



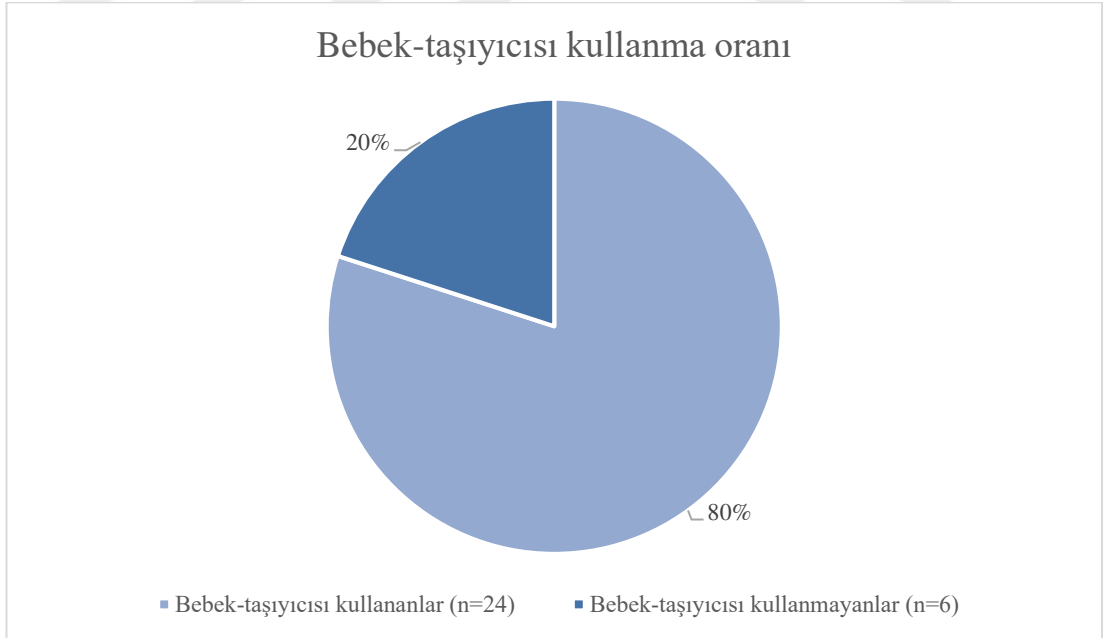
Şekil 4.1: Çalışmaya katılan kadınların bakıcı desteği oranı.

Değerlendirilen annelerden 5’i yüksek lisans/doktora mezunu, 2’si mühendis, 2’si öğretmen, 5’i lise mezunu fakat çalışmıyor ve 16’sı ev hanımı idi.



Şekil 4.2: Çalışmaya katılan kadınların bakıcı desteği oranı.

Çalışmaya dahil edilen annelerin 24'ünün (%80) bebek-taşıyıcısı kullanma alışkanlığı var iken 6'sı (%30) daha önce bebek-taşıyıcısı kullanmamıştı. Çalışmaya dahil olan kadınların bebek-taşıyıcısı kullanma oranları Şekil 4.3'te gösterildi.



Şekil 4.3: Çalışmaya katılan annelerin bebek-taşıyıcısı kullanma oranı.

Bebek-taşıyıcısını günlük yaşam aktivitelerinde aktif olarak kullanan 24 kadından 10'unun kas-iskelet sistemi şikâyeti olmadı ve vücudunda ağrı şikâyeti yoktu. Bebek-

taşıyıcısını günlük yaşam aktivitelerinde aktif olarak kullanan 24 kadının 14'ünde VAS ağrı şiddeti 5,3 bulundu. Bebek-taşıyıcısı kullanan annelerin ağrı düzeyi istatistiksel olarak kullanmayanlardan farklıydı ($p=0,006$).

Bebek-taşıyıcısını günlük yaşam aktivitelerinde aktif olarak kullanan annelerden 20'si yürürken konforlu bulmuştu. Annelerin bebek-taşıyıcısı kullanımına uyumları $6,29 \pm 4,15$ (min-max=0-10) bulundu. Bebek-taşıyıcısını günlük yaşam aktivitelerinde aktif olarak kullanan annelerden 22'si yürüyüş dengesini bozmadığını ve hareketlerini kısıtlamadığını ifade ederken 2'si hareketlerinin kısıtlandığını ifade etmişti.

Kadınlarda her yürüme analizinden önce ve sonra VAS ile değerlendirilen ağrı şiddeti değerlendirmesi Tablo 4.3.'te verildi. Bebek-taşıyıcısı kullanıldığında ve bebeği kucakta taşımada hissedilen VAS ağrı şiddeti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,336$).

Tablo 4.3 : VAS ağrı şiddeti değerlendirmesi.

	VAS (cm)
	X $\pm$ SS
Yürüme	6 $\pm$ 0,66
Bebek kucakta yürüme analizinden önce	6 $\pm$ 0,73
Bebek kucakta yürüme analizinden sonra	8 $\pm$ 0,75
Bebek-taşıyıcısı önde yürüme analizinden önce	5,3 $\pm$ 0,49
Bebek-taşıyıcısı önde yürüme analizinden sonra	6 $\pm$ 0,33
Bebek-taşıyıcısı arkada yürüme analizinden önce	5 $\pm$ 2,00
Bebek-taşıyıcısı arkada yürüme analizinden sonra	5,3 $\pm$ 1,85

*Sonaçlar X $\pm$ SS (X: ortalama; SS: standart sapma) şeklinde verildi. VAS: Vizüel Analog Skala

Kadınlarda her yürüme analizinden önce ve sonra VAS ile değerlendirilen yorgunluk seviyesi analizi Tablo 4.4'te verildi. Normal yürüme sırasında ve bebek-taşıyıcısı kullanıldığında veya bebeği kucakta taşımada hissedilen VAS yorgunluk seviyesi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma görüldü ($p=0,047$). Bebek-

taşıyıcısı kullanıldığında ve kullanılmadığında hissedilen VAS yorgunluk seviyesi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Tablo 4.4 : VAS ile yorgunluk değerlendirmesi.

VAS (cm)	
	X±SS
Yürüme	2,3 ± 0,82
Bebek kucakta yürüme analizinden önce	5 ± 0,62
Bebek kucakta yürüme analizinden sonra	8 ± 0,51
Bebek-taşıyıcısı önde yürüme analizinden önce	4 ± 0,59
Bebek-taşıyıcısı önde yürüme analizinden sonra	4 ± 0,63
Bebek-taşıyıcısı arkada yürüme analizinden önce	5 ± 0,88
Bebek-taşıyıcısı arkada yürüme analizinden sonra	5 ± 1,02

*Sonuçlar X±SS (X: ortalama; SS: standart sapma) şeklinde verildi. VAS: Vizüel Analog Skala

Kadınlarda her yürüme analizinden önce ve sonra VAS ile değerlendirilen konfor düzeyi Tablo 4.5'te verildi.

Tablo 4.5 : VAS ile konfor seviyesi değerlendirmesi.

VAS (cm)	
	X±SS
Yürüme	10
Bebek kucakta yürüme analizinden önce	8 ± 0,37
Bebek kucakta yürüme analizinden sonra	5 ± 0,43
Bebek-taşıyıcısı önde yürüme analizinden önce	8 ± 0,29
Bebek-taşıyıcısı önde yürüme analizinden sonra	8 ± 0,66

Tablo 4.5 (devam): VAS ile konfor seviyesi değeriendirilmesi.

Bebek-taşıyıcısı arkada yürüme analizinden önce	5 ± 0,09
Bebek-taşıyıcısı arkada yürüme analizinden sonra	3 ± 0,13

*Sonuçlar X±SS (X: ortalama; SS: standart sapma) şeklinde verildi. VAS: Vizüel Analog Skala

Kadınların kalça eklem hareket açıklık değeri Tablo 4.6’da verildi. Kadınların istirahat pozisyonunda ölçülen kalça fleksiyon, ekstansiyon, internal ve eksternal rotasyon hareketlerinde istatistiksel olarak benzerdir (p=0,258).

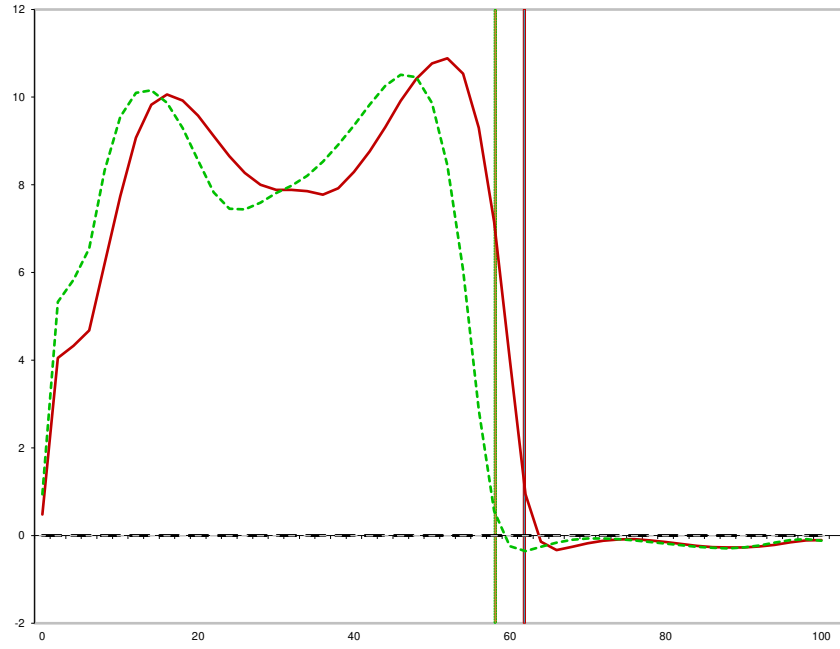
Tablo 4.6 : Kadınların kalça eklem hareket açıklığı değeriendirilmesi.

	Fleksiyon	Ekstansiyon	Abduksiyon	İnternal rotasyon	Eksternal rotasyon
	X±SS	X±SS	X±SS	X±SS	X±SS
İstirahat					
Kalça eklemi					
Sağ	116,5°± 2,69°	43° ± 0,84°	44° ± 0,69°	40°± 1,38°	37,6°± 1,08°
Sol	108,5°± 2,23°	40° ± 1,06°	42,1° ± 0,91°	39,6°± 1,59°	35,4°± 1,26°

*Sonuçlar X±SS (X: ortalama; SS: standart sapma) şeklinde verildi. (°): Derece cinsinden ifade edildi.

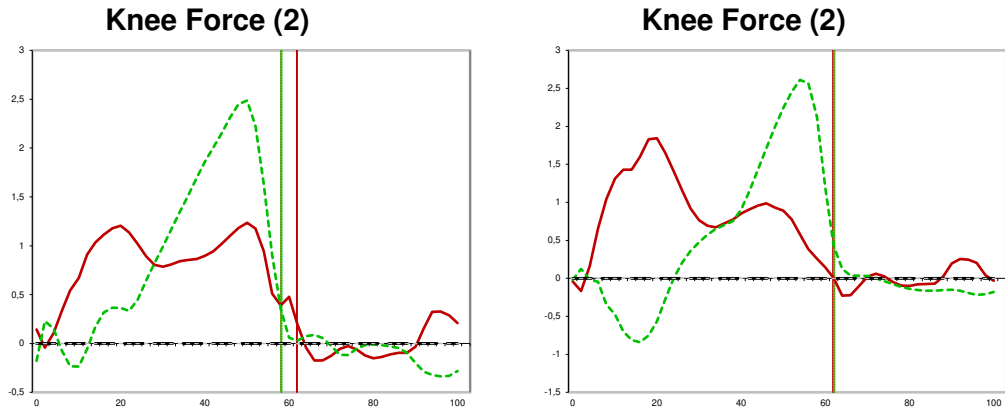
Değeriendirilen annelerin normal yürüme analizinin verilerine göre yerçekimi merkezi (COG) Şekil 4.4’te verildi. VICON hareket analiz sisteminde ayak bileği eklemi force (1) postüral denge verisini sağlar. Normal yürüme analizindeki postüral denge cevabı bebekle birlikte yapılan diğeri üç değeriendirmeye göre daha yüksek bulundu.

Ankle Force (1)



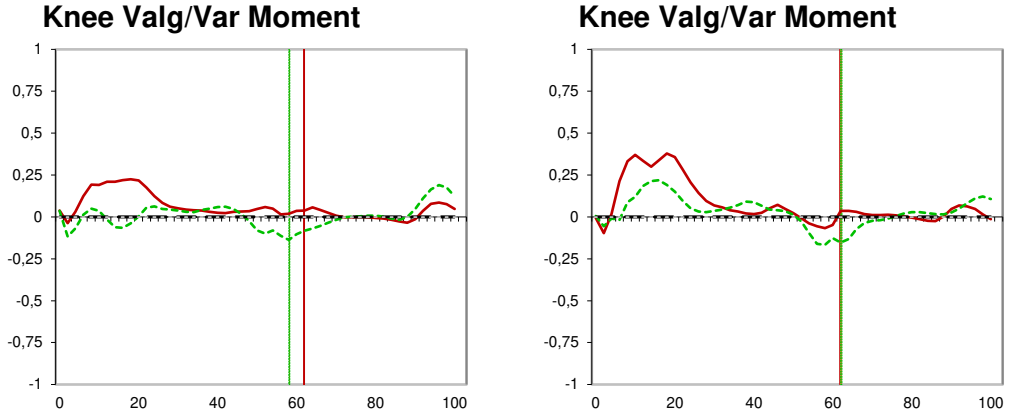
Şekil 4.4 : Annelerin ortalama yerçekimi merkezi (COG).

Annelerin normal yürüme paternine göre analiz edilen kütle ağırlık merkezi (COM) ile bebeklerini kucakta taşıdıklarında analiz edilen COM'un posteriora yer değiştirdiği Şekil 4.5'te gösterildi.



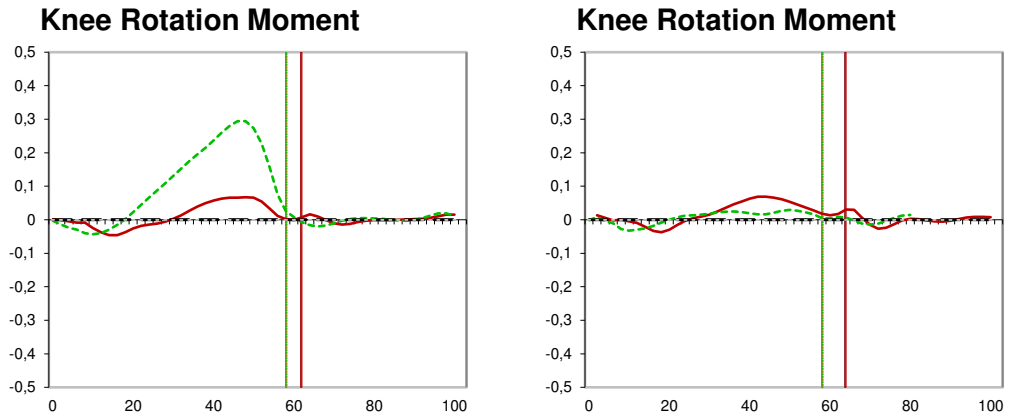
Şekil 4.5 : Normal yürümedeki COM ve bebeklerini kucakta taşıdıklarında COM.

Annelerin normal yürüme sırasında valgus/varus oranı normatif aralıktaydı. Bebeklerini kucakta taşıırken ise artmış diz eklemi valgus/varus momenti Şekil 4.6'da verildi.



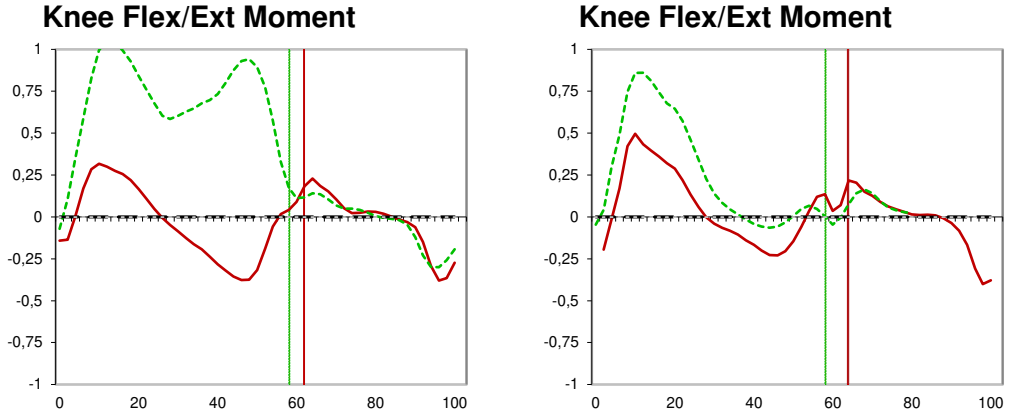
Şekil 4.6 : Normal yürüme sırasında valgus/varus momenti ve bebeklerini kucakta taşıırken gözlemlenen artmış valgus/varus momenti.

Annelerin normal yürüme sırasında diz eklemi rotasyonu, bebek-taşıyıcısını önde kullanırken yapılan yürüme analizinde gözlemlenen diz eklemi rotasyonuna göre majör bulundu.



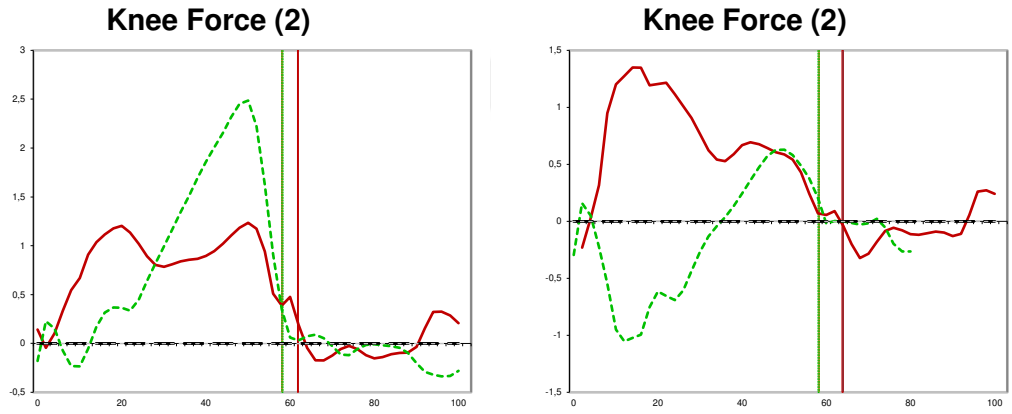
Şekil 4.7 : Normal yürüme sırasında diz eklemi rotasyon momenti ve önde bebek-taşıyıcısı ile yürürken gözlemlenen diz eklemi rotasyon momenti.

Annelerin normal yürüme sırasında diz eklemi fleksiyon-ekstansiyon momenti, bebek-taşıyıcısını önde kullanırken yapılan yürüme analizinde gözlemlenen diz eklemi fleksiyon-ekstansiyon momentinden daha büyüktü, Şekil 4.8’de verildi.



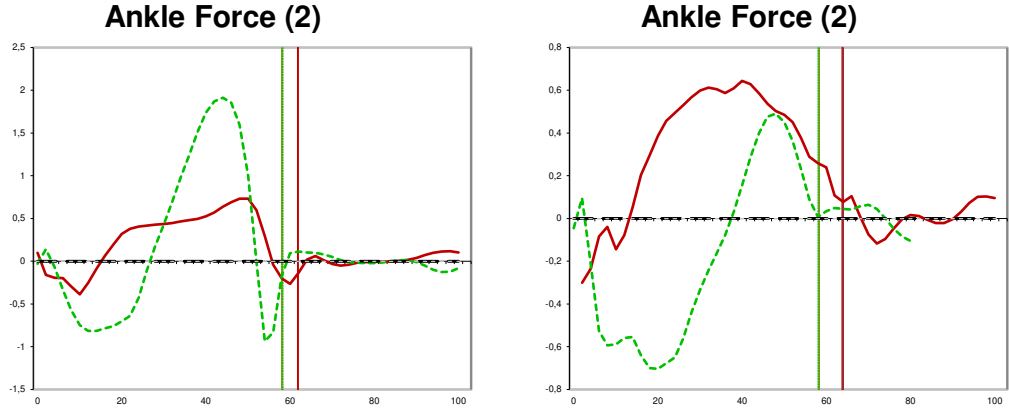
Şekil 4.8 : Normal yürüme sırasında diz eklemi fleksiyon-ekstansiyon momenti ve önde bebek-taşıyıcısı ile yürürken diz eklemi fleksiyon-ekstansiyon momenti.

Annelerin bebek-taşıyıcısını önde kullanırken yapılan yürüme analizinde gözlemlenen COM, normal yürüme sırasında diz ekleminin geçen COM'dan daha yakındı. Şekil 4.9'da verildi.



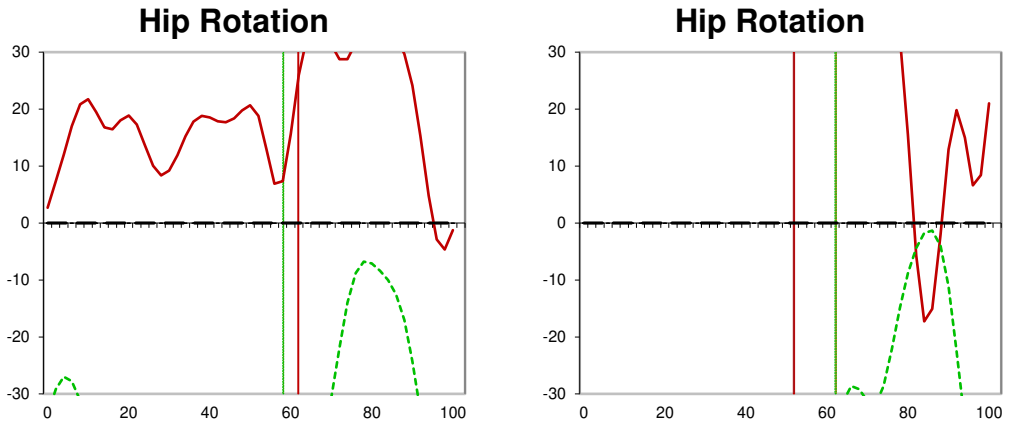
Şekil 4.9 : Normal yürüme sırasında diz ekleminin geçen COM ve bebek-taşıyıcısı önde kullanırken diz ekleminin geçen COM.

Annelerin bebek-taşıyıcısını önde kullanırken yapılan yürüme analizine göre postüral denge, normal yürüme sırasında analiz edilen postüral dengeden daha iyi bulundu.



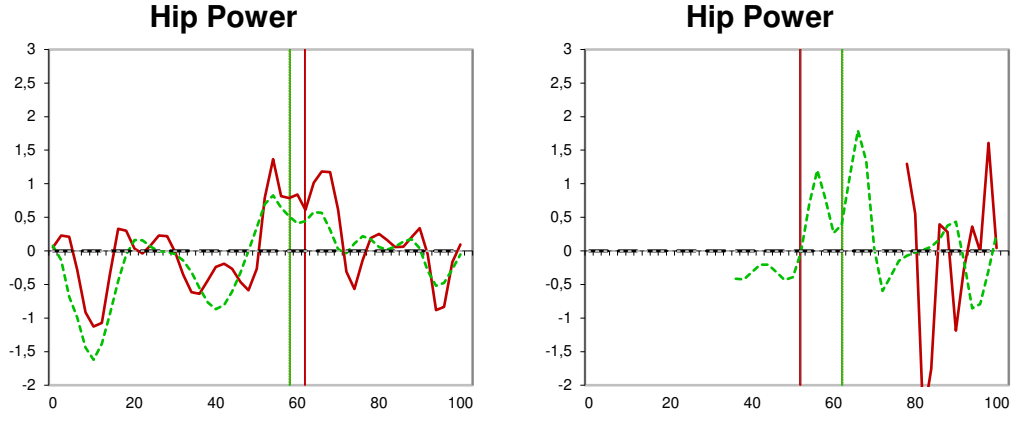
Şekil 4.10 : Yürüme sırasında postüral denge ve bebek-taşıyıcısı önde kullanırken postüral denge.

Normal yürüme analizi verilerine göre kalça rotasyonu ve bebek-taşıyıcısı arkada iken yapılan yürüme analizinde gözlemlenen kalça rotasyonu Şekil 4.11’de gösterildi.



Şekil 4.11 : Normal yürümede kalça rotasyonu derecesi ve bebek-taşıyıcısı arkada iken kalça rotasyonu derecesi.

Normal yürüme analizinde kalçadan geçen yerçekimi reaksiyon kuvveti (GRF) ve bebek-taşıyıcısı arkada taşınırken kalça eklemine etki eden GRF Şekil 4.12’de verildi.



Şekil 4.12 : Normal yürüme ile kalça ekleminden geçen GRF ve bebek-taşıyıcısı arkada taşınırken kalça ekleminden geçen GRF.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, bebeklerde ve annelerinde bebek-taşıyıcısının postüral denge üzerine akut etkisini incelemek amacıyla yapıldı. Çalışmanın sonunda, annelerde bebek-taşıyıcısı kullanımıyla kütle çekim merkezinin denge sınırları içinde korunduğu, yerçekimi tepki kuvvetinin kontrolünün arttığı ve postüral dengenin geliştiği görüldü. Postüral denge, bebek-taşıyıcısının önde kullanıldığında bebeğin kollarda taşınmasına veya bebek-taşıyıcısının arkada kullanılmasına oranla daha stabil olduğu saptandı. Ayrıca lordotik postürde normal yürümeye göre önde bebek-taşıyıcısı kullanılmasının postür koreksiyonuna destek olabildiği, kütle çekim merkezinin kontrolünü arttırabildiği ve postüral dengenin geliştirilmesini sağlayabildiği görüldü. Ancak tüm bebek-taşıyıcısı kullanma tekniklerinin aynı sonuçları vermediği ve diğer kullanım paternlerinde muskuloskeletal ağrısı olan bir annenin ağrı şiddetini arttırabileceği de görüldü.

Bebek-taşıyıcısı birçok kültürde yaygın bir uygulama olarak kullanılmaktadır [1,2]. İnsanlık tarihi boyunca var olan ve günümüz toplumunda da giderek daha fazla kullanılan bebek-taşıyıcısı, bebekle annenin duygusal ilişkisinde ve bakımında gelişme sağlaması ve taşıyıcıya sunduğu kolaylık ve hareket özgürlüğü ile de yaygın bir şekilde kullanılmaya devam etmektedir [3]. Bununla birlikte toplumda kullanımı yaygın olan bebek taşıyıcılarının bebeklerde doğru kullanımı, optimum faydalarını, potansiyel risklerini ve taşıyıcının vücut biyomekanikleri ile kas-iskelet sisteminde meydana gelebilecek olası bozulmaları, yürüyüş parametrelerini ele alan ve biyomekaniği üzerindeki etkileri araştıran çeşitli çalışmalar yapılmış olmasına rağmen kısıtlıdır [2,15]

Bebek-taşıyıcısının önde ve arkada taşınmasıyla sağlıklı ve genç 32 kadının postüral değişikliklerini takip etmek için yapılan bir çalışmada, bebek-taşıyıcısı kullanılırken servikal fleksiyon, pelvik tilt, postüral salınım, başın yer değiştirmesi ve skapular yer değiştirme açıları değerlendirilmiştir. Bilateral bakıldığında omuz açısı dışında diğer açılarda anlamlı düzeyde farklılık ($p<0,05$) bulunmuştur. Sonuç olarak bebek bakımında bebek-taşıyıcısı kullanım çeşitlerinin her birinin, genç kadınların

postürlerini etkilediği gösterilmiştir. Bu nedenle kas-iskelet sistemi bozukluklarını en aza indirmek için önde taşıma, taşıyıcının daha dik bir postür sergilemesini sağladığından tavsiye edilmiştir [14,15]. Tüm bu çalışmaların gösterdiği gibi bebek-taşıyıcısı kullanımı sağlıklı ve genç nüfusta baskındır. Çalışmamıza dahil ettiğimiz annelerin genç olması ve niceliği literatürle uyumludur.

Yeni doğanların üst hava yolları dar olduğu için kolayca kollaps olabilmektedir. Yapılan bir çalışmada da çeneyi göğse getiren başın öne fleksiyonu ile mekanik hava yolu obstrüksiyonu bildirilmiştir. Bu mekanizma bir araba koltuğunda, bebek-taşıyıcısında, bebek askısında ve/veya sargıda meydana gelebilmektedir [130]. Uluslararası komisyonlar (*U.S. Consumer Product Safety Commission*) normal motor gelişimde yaklaşık 4 aylık bebeklerin sabit vertikal baş pozisyonunu koruyabileceklerini bildirmiştir. Ancak, 4 aydan küçük bebeklerde, askı bebek-taşıyıcısı kullanımında boğulma endişesi dile getirilmiştir [131]. Biz de çalışmamızda bu verilerden yola çıkarak 4 aydan küçük bebekleri dahil etmedik.

Bebek taşımanın yürüme sırasında taşıyıcının biyomekaniği üzerinde etkileri olduğu bilinmektedir. Artmış lumbal lordoz, torasik kifoz, paraspinal kas aktivitesi ve gövdenin ekstansiyonu bilinen etkilerdendir. Taşıyıcıların yüksüz, yüklü ve farklı yönlerden yüklü olması gövde mekaniklerini değiştiren etkenlerdendir. Ayrıca kuvvet ve yükleme farklılıkları da mevcuttur [10,13,120]. Bu bağlamda bebeğin annenin kollarında taşınarak yürüme sırasında annelerin postürü araştırılmış ve kol salınımı kısıtlandığında stabilizeyi korumak için başka biyomekanik adaptasyonlara ihtiyaç olabileceğini gösterilmiştir. Ancak bu çalışmada sagittal düzlemde üst vücut postürünün değiştiği ortaya koyulmuş fakat bununla birlikte, alt ekstremitte yürüyüş biyomekaniği araştırılmamıştır [13]. Bebek-taşıyıcısının taşıyıcı biyomekaniği üzerindeki etkilerini araştıran başka çalışmalarda postüral tepkiler değerlendirilmiştir. Ancak bu çalışmalarda ise yalnızca Image J yöntemiyle postür değerlendirmesi yapılmıştır ve değerlendirmelerde bebekler yer almamıştır [14,15]. Bizim çalışmamız ile yürüyüş biyomekaniği araştırılmış olup nitelikli veri elde edilerek postüre olan etkisi ortaya koyulmuştur.

Çeşitli bebek-taşıyıcı tiplerinin gövde kaslarının aktivitesi ve omuz taktik basıncı üzerindeki etkilerini araştıran bir başka çalışmada, taşıyıcılardan 20 dakika yürümesi istenmiştir. Taşıyıcının farklı bebek-taşıyıcılarında, farklı cinsiyetlerde ve farklı bebek

ağırlıklarında fizyolojik tepkilerinin farklı sonuçlar göstereceği varsayılarak sağlıklı 23-32 yaşlarında 10 kadın ve 23-35 yaşlarında 10 erkek birey, üç farklı bebek-taşıyıcısı kullanılarak 7 ve 10 kg ağırlığında iki farklı bebek mankeni taşınması sırasında elektromyografi (EMG) değerleri, cilt sıcaklığı, kalp hızı ve algılanan efor performansları değerlendirilmiştir. Sonuç olarak geleneksel bebek-taşıyıcısı önde pozisyonlanan iki bebek-taşıyıcısındaki EMG aktivitelerine benzer tepkiler vermiştir, Bebek ağırlığının taşıyıcının kas aktivitesini, egzersiz yoğunluğunu ve kalp atış hızı yanıtını arttırdığı sonucuna varılmıştır ve daha ağır bir bebeği uzun süre taşımak için bebek arabası gibi farklı yaklaşımların kullanılması önerilmektedir [8]. Çalışmamız her ne kadar farklı amaçlara hizmet etse de literatürde örneğini gördüğümüz gibi yürüme analizlerine ek olarak yorgunluk, ağrı şiddeti ve bebek-taşıyıcısı kullanan annenin konforunu değerlendirerek bebek-taşıyıcısını farklı taşıma şekillerinde değerlendirdik.

Bebek-taşıyıcısıyla ve bebeği kollarda taşırken, uzun süreli yürüme sırasında alt ekstremit eklemlerindeki hareketlerdeki değişiklikleri, bu durumların birbirleriyle ve yüksüz yürümeyle karşılaştırılmasını araştırmıştır. Her iki yüklü durumda da yüksüz yürümeye kıyasla alt ekstremit eklemlerinde bir artışa neden olduğunu, ancak bir bebeği kollarda taşımada bebek-taşıyıcısıyla bir bebeği taşımaktan daha büyük bir artış göstereceğini belirtmişlerdir [2]. Çalışmanın bulguları uzun süreli taşıma sırasında kolda taşıma, alt ekstremit eklemlerinin %8,7 ve diz ekstansiyon hareketinin %16,7 artırdığını ortaya koymuştur. Çalışmalarının sonucunda, taşıyıcılar bebeği kollarında taşımak yerine bebek-taşıyıcısı kullanmayı tercih etmeli önerisinde bulunmuşlardır [2,132]. Bu noktada bizim çalışmamız literatüre bebek-taşıyıcısının yürüme sırasında anne ve/veya taşıyıcı biyomekaniğine, postürüne, dengesine ve yürüyüş parametrelerine akut etkisinin değerlendirilmesi anlamında özgün ve ilk olarak gerekliliğini göstermiştir.

Çalışmalarda bebek-taşıyıcısıyla ve bebeği kollarda taşırken uzun süreli yürüme sırasında alt ekstremit eklemlerindeki hareketlerdeki değişiklikleri, bu durumların birbirleriyle ve yüksüz yürümeyle karşılaştırılması araştırılmıştır. Hem bebek-taşıyıcısı kullanımıyla hem de bebeğin kollarda taşınmasıyla yüksüz yürümeye kıyasla alt ekstremit eklemlerinde artış görüldüğü, ancak bir bebeği kollarda taşımada alt ekstremit eklemlerinde hareket açıklığında bebek-taşıyıcısıyla taşımaktan daha

büyük bir artış göstereceği bildirilmiştir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da postüral denge, bebek-taşıyıcısı kullanan annelerde yüksüz yürüyen annelere kıyasla yüksek bulunmuştur.

Bebeğin kolda taşındığı çalışmada 20 anne ve 44 anne olmayan kadın arasında yük taşıyarak ve yüksüz bir şekilde değerlendirilmiştir. Yürüme analizi yapılmış olmasına rağmen bebeklerde herhangi bir değerlendirme yapılmamış ve annelerde alt ekstremite yürüme biyomekaniği değerlendirilmemiştir [13]. Bir başka çalışmada, 15 metrelik bir pistte kısa süreli yürüme sırasında önde kullanılan bebek-taşıyıcısını araştırmıştır. Bu çalışmada iki farklı bebek-taşıyıcısı ile bebek manken kullanılarak ve yüksüz şekilde yer reaksiyon kuvvetleri değerlendirilmiştir. Yüksüz yürüyüşe kıyasla, itici ve frenleme uyarılarında ve yükleme oranlarında bir artış gözlemlenmiştir; ancak alt ekstremite eklem hareketleri bildirilmemiştir [10,133]. Bizim çalışmamızda yalnızca anne olmuş kadınlar ve o kadınların kendi bebekleri dahil edilerek taşıyıcı biyomekaniği ve postür daha anlamlı ilişki içerisindedir. Bebek-taşıyıcısı kullanarak, kullanmayarak ve yüksüz bir şekilde değerlendirilen anneler; sonuç ve çalışmanın çıktıları için hedef kitleye ulaşmıştır.

18 sağlıklı kadının katıldığı bir başka çalışmada 3 farklı durumda değerlendirme yapılmıştır; 3 dakika yüksüz yürüme, kollarda bebek mankeni taşırken 15 dakika yürüme ve öne yerleştirilmiş bir bebek-taşıyıcısında bir bebek mankeni taşıyarak 15 dakika yürüme. Çalışmalarının sonucunda, taşıyıcılar bebeği kollarında taşımak yerine bebek-taşıyıcısı kullanmayı tercih etmeli önerisinde bulunmuşlardır [2,132]. Benzer bir çalışmada da annenin bebeği çeşitli bebek-taşıyıcıları ile taşırken yürüyüş sırasında ağırlık dağılımını, postür dizilimini ve yürüyüş parametreleri değerlendirilmiştir. 5 anne, bebeklerini 3 farklı bebek taşıyıcısıyla (bebek-taşıyıcısı, hipseat carrier ve hipseat) ve kollarında taşırken yürüyüş parametreleri, kinematik analizleri ve kuvvet platformları kullanılarak yapılmıştır. Bebekler hipseat ile taşındığında, taşıyıcının kalça eklemindeki hareket açıklığının küçük olduğu, adım uzunluğunun kısaldığı ve yürüme hızının yavaşladığı gösterilmiştir. Bebeklerini kollarda taşıyan annelerde, diğer bebek taşıyıcılarına göre gövde fleksiyon açısı daha küçük, adım uzunluğu daha büyük ve yürüme hızının daha hızlı olduğu saptanmıştır. Çalışmanın sonucunda bebek-taşıyıcılarının bebeğin büyümesi ve bakımı için önemli olduğu ancak bebek-taşıyıcılarının uygunluğu, kullanımı ve bilimsel temeli olmadığından bir bebeğin

bebek-taşıyıcısı ile taşınmasıyla ilgili çeşitli performans parametrelerini araştırmak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise bebeklerde ve annelerinde bebek-taşıyıcısının detaylı kinematik ve kinetik yürüme analizi yapıldı. Çalışmamızın sonucu olarak annelerde bebek-taşıyıcısı kullanımıyla kütle çekim merkezinin denge sınırları içinde korunduğu, yerçekimi tepki kuvvetinin kontrolünün arttığı ve postüral dengenin geliştiği gördük ve postüral dengenin, bebek-taşıyıcısının önde kullanıldığında bebeğin kollarda taşınmasına veya bebek-taşıyıcısının arkada kullanılmasına oranla daha stabil olduğu saptadık.

Farklı bebek taşıma tekniklerinin kardiyopulmoner fonksiyon, metabolik harcama, yorgunluk ve taşıyıcının mobilitesi üzerindeki etkilerini değerlendiren bir çalışmada, 10 kg'lık bir oyuncak ayıyı arkada pozisyonlanmış bebek-taşıyıcısı, önde pozisyonlanmış bebek-taşıyıcısı ve yanda/kalça üzerinde geleneksel bir bebek-taşıyıcısı tipi olan sargı ile 6 dakikalık treadmill yürüme testi yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda, geleneksel sargı tekniğinde algılanan efor oranı daha büyüktür, metabolik harcama daha fazladır ve oksijen tüketimi daha yüksektir [134]. Taşıyıcının bebek manken kullanarak bebek-taşıyıcısı ile çeşitli yürüyüş analizleri yapılan başka bir çalışmada ise daha önce bebek-taşıyıcısı deneyimi olmayan 10 sağlıklı anne olmayan kadın dahil edilmiştir. 3 koşulda (yüksüz, kollarında bir bebek mankeni varken, bir bebek mankeni bir bebek-taşıyıcısıdayken) yürüme ve yerden bir nesne alma görevi gerçekleştirilmiştir. Yürüme sırasında, kolda ve bebek-taşıyıcısı ile taşınırken yüksüz duruma kıyasla daha fazla vertikal yer tepki kuvveti, impuls ve frenleme kuvveti bulunmuştur. Alt ekstremitte kinematiğinde koşullar arasında önemli fakat küçük farklılıklar bulunmuştur. Yüksüz ile karşılaştırıldığında, bebek-taşıyıcısı ve kolda taşıma sırasında artan lumbal ekstansiyon bulunmuştur. Adım uzunluğu, koşullar arasında farklılık gösteren tek spatiotemporal parametredir. Nesne alma sırasında, çoğu katılımcı nesneyi yerden almak için bir squat tekniği kullanmıştır. Daha az gövde fleksiyonu ve ağırlık merkezlerinin anteroposterior hareketi ile daha dik bir postür sergilemişler ve ayrıca yüklü iki durumda da kalçaları üzerinde öne eğilmeye çalışmamışlardır. Alt ekstremitte kinematiği, yüksüz ve bebek taşıyıcısı arasında farklılık göstermemiştir. Bu da bebek-taşıyıcısının hiçbir şey taşımamaya benzer bir alt ekstremitte mekaniği gösterdiğine işaret etmektedir. Sonuç olarak bir bebeği taşımak veya bebek-taşıyıcısı kullanmak, taşıyıcıların ağrı ve fonksiyonel bozukluğu üzerinde etkileri olan kuvvetleri ve kinematiği etkileyen mekanik bir kısıtlamaya

neden olmaktadır [135]. Bahsi geçen çalışmalarda taşıyıcılarda bebek-taşıyıcısı kullanırken tüm vücut sistemlerinin yürüyüş biyomekaniği araştırılmamış, bebekler üzerinde çalışmalar yürütülmemiş, postpartum dönem annelerin biyomekaniği ele alınmamıştır. Bu eksiklikler doğrultusunda çalışmamızın bebeklerde ve kendi annelerinde yapılacak olması değerlidir. Ek olarak literatürde ilk olması, önemi ve gerekliliği ön plana çıkmaktadır.

Çalışmamızın bazı limitasyonları mevcuttur. Bunlar;

- Değerlendirmeler arasında verilen istirahat süresinin limitli olması,
- Bebeklerin değerlendirme süresince beslenme ve uyku saati olması gibi sebeplerle bir saatlik değerlendirme süresini tolere edememesi,
- Katılımcıların ve yürüme analizi laboratuvarının aynı tesiste olmamasından kaynaklı transfer,
- Değerlendirmelerin aynı sıralamayla (normal yürüme, bebek kucakta kolları ile taşıyarak yürüme, bebek-taşıyıcısı önde yürüme ve bebek-taşıyıcısı arkada yürüme) yapılmasından dolayı yorgunluk değerlerinin zamanla artmış olması.

6. SONUÇLAR

Bu çalışma, bebek-taşıyıcılarının bebeklerde ve annelerindeki postüral denge üzerindeki önemli akut etkilerini incelemek amacıyla yapılmıştır. Çalışma sonunda annelerin bebek-taşıyıcısı kullanmasının ağırlık merkezini denge aralığında tuttuğu, yerçekimi reaksiyon kuvvetlerinin kontrolünü geliştirdiği ve postüral dengeyi geliştirdiği tarafımızdan gözlemlendi. Önde kullanılan bebek-taşıyıcısının bebeklerin kucakta taşınmasına veya arkada taşınan bebek-taşıyıcısına göre postüral denge üzerinde daha büyük stabilite sağlayabildiği ortaya koyulmuştur. Ayrıca, lumbal lordoz, torakal kifoz gibi postür bozukluklarında bebek-taşıyıcısı kullanılmasının postüral düzeltmeyi kolaylaştırdığı, ağırlık merkezi kontrolünü geliştirdiği ve postüral dengeyi geliştirdiği gözlemlenmiştir. Bununla birlikte, tüm taşıma tekniklerinin aynı sonuçları vermediği ve farklı kullanım biçimlerinin kas-iskelet sistemi şikayetlerini ve annelerde ağrı şiddetini artırabileceği de olasıdır. Gelecekte üst ekstremiteler değerlendirilmesinin de dahil edildiği daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

- [1] **Azaman, A., Aiman, N., Isa, M., Azuwan, M., Dzahir, M., & Kang Xiang, K.** (2017). Effects of baby carrier on wearer's posture stability. *Journal of Mechanical Engineering*, 4(1), 107–118.
- [2] **Williams, L., Standifird, T., & Madsen, M.** (2019). Effects of infant transportation on lower extremity joint moments: Baby carrier versus carrying in-arms. *Gait & Posture*, 70, 168–174.
- [3] **Fontecha, C. G., Coma Muñoz, A., & Catala Muñoz, A.** (2019). Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología / Evaluation by ultrasound of the hips of babies carried in baby carriers. In *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, (Vol. 63, Issue 4).
- [4] **Anisfeld, E., Casper, V., Nozyce, M., & Cunningham, N.** (1990). Does infant carrying promote attachment? An experimental study of the effects of increased physical contact on the development of attachment. *Child Development*, 61(5), 1617–1627.
- [5] **Gathwala, G., Singh, B., & Balhara, B.** (2008). KMC facilitates mother baby attachment in low birth weight infants. *The Indian Journal of Pediatrics*, 75(1), 43–47.
- [6] **Hunziker, U. A., & Barr, R. G.** (1986). Increased carrying reduces infant crying: A randomized controlled trial. *Pediatrics*, 77(5), 641–648.
- [7] **Little, E., Legare, C., & Carver, L.** (2018). Mother–infant physical contact predicts responsive feeding among U.S. breastfeeding mothers. *Nutrients*, 10(9), 1251.
- [8] **Wu, C. Y., Huang, H. R., & Wang, M. J.** (2017). Baby carriers: a comparison of traditional sling and front-worn, rear-facing harness carriers. *Ergonomics*, 60(1), 111–117.
- [9] **Esposito, G., Setoh, P., Yoshida, S., & Kuroda, K. O.** (2015). The calming effect of maternal carrying in different mammalian species. *Frontiers in Psychology*, 6.
- [10] **Brown, M. B., Digby-Bowl, C. J., & Todd, S. D.** (2018). Assessing infant carriage systems: Ground Reaction Force implications for gait of the caregiver. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 60(2), 160–171.
- [11] **Li, Y., Wang, W., Crompton, R. H., & Gunther, M. M.** (2001). Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing. *Journal of Experimental Biology*, 204(1), 47–58.

- [12] **Pontzer, H., Holloway, J. H., Raichlen, D. A., & Lieberman, D. E.** (2009). Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 212(4), 523–534.
- [13] **Junqueira, L. D., Amaral, L. Q., Iutaka, A. S., & Duarte, M.** (2015). Effects of transporting an infant on the posture of women during walking and standing still. *Gait & Posture*, 41(3), 841–846.
- [14] **Chang, J. S., Lee, S. Y., Lee, M. H., Kim, J. H., & Kim, C. Y.** (2010). The effects of EMG activation of neck, lumbar and low limb by using baby carrier with arms during walking. *Journal of the Korean Society of Physical Medicine*, 5(3), 323–330.
- [15] **Kim, K., & Yun, K. H.** (2013). The effects of body posture by using Baby Carrier in different ways. *Journal of the Korean Society of Physical Medicine*, 8(2), 193–200.
- [16] **Klöpfer-Krämer, I., Brand, A., Wackerle, H., Müßig, J., Kröger, I., & Augat, P.** (2020). Gait analysis – available platforms for outcome assessment. *Injury*, 51, S90–S96.
- [17] **Gor-García-Fogeda, M. D., Cano de la Cuerda, R., Carratalá Tejada, M., Alguacil-Diego, I. M., & Molina-Rueda, F.** (2016). Observational gait assessments in people with neurological disorders: A systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(1), 131–140.
- [18] **Daly, J. J., Nethery, J., McCabe, J. P., Brenner, I., Rogers, J., Gansen, J., Butler, K., Burdsall, R., Roenigk, K., & Holcomb, J.** (2009). Development and testing of the Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.): A measure of coordinated gait components. *Journal of Neuroscience Methods*, 178(2), 334–339.
- [19] **Mills, K.** (2015). Motion analysis in the clinic: There's an app for that. *Journal of Physiotherapy*, 61(1), 49–50.
- [20] **Erbahçeci, F., & Bayramlar, K.** (2018). *Yürüyüş*. Hipokrat Kitapevi.
- [21] **Whittle, M. W.** (1991). *Gait Analysis: An Introduction*. Oxford: Elsevier.
- [22] **Beyaert, C., Vasa, R., & Frykberg, G. E.** (2015). Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 45(4–5), 335–355.
- [23] **Dewolf, A. H., Sylos-Labini, F., Cappellini, G., Lacquaniti, F., & Ivanenko, Y.** (2020). Emergence of different gaits in infancy: Relationship between developing neural circuitries and changing biomechanics. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8.
- [24] **Perry, J.** (1992). Gait analysis: Normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 12(6), 815.

- [25] **Vu, H., Gomez, F., Cherelle, P., Lefebvre, D., Nowé, A., & Vanderborght, B.** (2018). ED-FNN: A new deep learning algorithm to detect percentage of the gait cycle for powered prostheses. *Sensors*, 18(7), 2389.
- [26] **Şeker, A., Talmaç, M. A., & Sarıkaya, İ.** (2014). Yürüme biyomekaniği. *TOTBİD Dergisi*, 13(4).
- [27] **Meadows, B., Bowers, R., & Owen, E.** (2019). Biomechanics of the Hip, Knee, and Ankle. In *Atlas of Orthoses and Assistive Devices* (pp. 207-215.e1). Elsevier.
- [28] **Jones, K., & Barker, K.** (1996). *Human Movement Explained*. Elsevier Health Sciences.
- [29] **Murray, M. P.** (1967). Gait as a total pattern of movement: Including a bibliography on gait. *American Journal of Physical Medicine*, 46 (1), 290–333.
- [30] **Perry, J., & Burnfield, J. M.** (2010). Gait Analysis: Normal and pathological function. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9 (2).
- [31] **Thompson, D. M.** (2002). *Kinematics of Human Gait*.
- [32] **Cuccurullo, S. J.** (2004). Physical medicine and rehabilitation board review. *Physical Medicine and Rehabilitation*. Demos Medical Publishing Inc.
- [33] **Levine, D., Richard, J., & Whittle, M.** (2012). *Whittle's Gait Analysis E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- [34] **Whittle, Michael. W.** (2007). Gait Analysis: an Introduction (4.bs.) E Book. *Butterworth-Heinemann, Edinburgh*.
- [35] **Özaras, N., & Yalçın, S.** (2002). Normal yürüme ve yürüme analizi. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 48(3).
- [36] **Yan Gu, Yao, B., & Lee, C. S. G.** (2016). Bipedal gait recharacterization and walking encoding generalization for stable dynamic walking. *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 1788–1793.
- [37] **Ayyappa, E.** (1997). Normal human locomotion, Part 2. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9(2), 49–57.
- [38] **Abu-Faraj, Z. O., Harris, G. F., Smith, P. A., & Hassani, S.** (2015). Human gait and clinical movement analysis. *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering* (pp. 1–34). John Wiley & Sons, Inc.
- [39] **Rosenbaum, D., & Becker, H. P.** (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 3(1), 1–14.
- [40] **Cuccurullo, S. J.** (2014). *Physical Medicine and Rehabilitation Board Review*. Demos Medical Publishing.

- [41] **Rose, J., & Gamble, J. G.** (2005). *Human Walking* (3rd Edition). Lippincott Williams & Wilkins.
- [42] **Akalan, N. E., & Angin, S.** (2020). Kinesiology of the Human Gait. In *Comparative Kinesiology of the Human Body* (pp. 499–525). Elsevier.
- [43] **Yiou, E., Caderby, T., Delafontaine, A., Fourcade, P., & Honeine, J. L.** (2017). Balance control during gait initiation: State of the art and research perspectives. *World Journal of Orthopedics*, 8(11), 815–828.
- [44] **Sussman, M. D.** (2010). Book Review: J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop, T. F. Novacheck (eds): The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. *Journal of Children's Orthopaedics*, 4(2), 177–178.
- [45] **Yavuzer, G.** (2009). Three-dimensional quantitative gait analysis / Üçboyutlu niceliksel yürüme analizi. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 43(2), 94–101.
- [46] **Sutherland, D. H.** (2005). The evolution of clinical gait analysis part III – kinetics and energy assessment. *Gait & Posture*, 21(4), 447–461.
- [47] **Stambough, J. B., Davis, L., Szymanski, D. A., Smith, J. C., Schoenecker, P. L., & Gordon, J. E.** (2018). Knee pain and activity outcomes after femoral derotation osteotomy for excessive femoral anteversion. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 38(10), 503–509.
- [48] **Kirtley, C.** (2006). Observational Gait Analysis. In *Clinical Gait Analysis* (pp. 267–298). Elsevier.
- [49] **del Pilar Duque Orozco, M., Abousamra, O., Church, C., Lennon, N., Henley, J., Rogers, K. J., Sees, J. P., Connor, J., & Miller, F.** (2016). Reliability and validity of Edinburgh visual gait score as an evaluation tool for children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 49, 14–18.
- [50] **Lord, S. E., Halligan, P. W., & Wade, D. T.** (1998). Visual gait analysis: the development of a clinical assessment and scale. *Clinical Rehabilitation*, 12(2), 107–119.
- [51] **Whittle, M.** (2014). *Gait Analysis*. Elsevier Science.
- [52] **Żuk, M., Wojtków, M., Popek, M., Mazur, J., & Bulińska, K.** (2022). Three-dimensional gait analysis using a virtual reality tracking system. *Measurement*, 188, 110627.
- [53] **Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N.** (2014). *Research Methods in Biomechanics*. Human Kinetics.
- [54] **Cimolin, V., & Galli, M.** (2014). Summary measures for clinical gait analysis: A literature review. *Gait & Posture*, 39(4), 1005–1010.

- [55] **Desmarais, Y., Mottet, D., Slangen, P., & Montesinos, P.** (2021). A review of 3D human pose estimation algorithms for markerless motion capture. *Computer Vision and Image Understanding*, 212, 103275.
- [56] **Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L., & Davies, J.** (2018). Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity. *Sensors*, 18(3), 719.
- [57] **Kodama, J., & Watanabe, T.** (2016). Examination of inertial sensor-based estimation methods of lower limb joint moments and Ground Reaction Force: Results for squat and sit-to-stand movements in the sagittal plane. *Sensors*, 16(8), 1209.
- [58] **Canlıdınç, M., & Güleşen, M.** (2022). Biyomekanik analizde yük kaldırma hareketi yakalama yöntemleri ve örnek uygulama. *Kırklareli Üniversitesi Mühendislik ve Fen Bilimleri Dergisi*.
- [59] **Demirbüken, İ.** (2010). *Bacak Sertliğinin Kadın ve Erkek Olgularda Farklı Zıplama Koşullarına Adaptasyonu* (PhD Thesis). Available from YÖKTEZ database (publication No. 266974).
- [60] **Akbayrak, T., & Özgül, S.** (2020). *Gebelikte ve Gebelik Sonrası Dönemde Fiziksel Aktivite ve Egzersiz*. Hipokrat Kitabevi.
- [61] **Harris, S. T., Liu, J., Wilcox, S., Moran, R., & Gallagher, A.** (2015). Exercise during pregnancy and its association with gestational weight gain. *Maternal and Child Health Journal*, 19(3), 528–537.
- [62] **Perales, M., Nagpal, T. S., & Barakat, R.** (2019). Physiological changes during pregnancy: Main adaptations, discomforts, and implications for physical activity and exercise. In *Exercise and Sporting Activity During Pregnancy* (pp. 45–56). Springer International Publishing.
- [63] **Hegewald, M. J., & Crapo, R. O.** (2011). Respiratory physiology in pregnancy. *Clinics in Chest Medicine*, 32(1), 1–13.
- [64] **Branco, M., Santos-Rocha, R., & Vieira, F.** (2014). Biomechanics of gait during pregnancy. *The Scientific World Journal*, 2014, 1–5.
- [65] **Reese, M. E., & Casey, E.** (2015). Hormonal influence on the neuromusculoskeletal system in pregnancy. *Musculoskeletal Health in Pregnancy and Postpartum* (pp. 19–39). Springer International Publishing.
- [66] **Artal, R., & O'Toole, M.** (2003). Guidelines of the American College of Obstetricians and Gynecologists for exercise during pregnancy and the postpartum period. *British Journal of Sports Medicine*, 37(1), 6–12.
- [67] **Segal, N., & Fitzgerald, C.** (2015). *Musculoskeletal Health in Pregnancy and Postpartum* (C. M. Fitzgerald & N. A. Segal, Eds.). Springer International Publishing.

- [68] **Rasmussen, K. M., & Yaktine, A. L.** (2009). *Weight Gain During Pregnancy*. National Academies Press.
- [69] **Jensen, R. K., Doucet, S., & Treitz, T.** (1996). Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 251–256.
- [70] **Biviá-Roig, G., Lisón, J. F., & Sánchez-Zuriaga, D.** (2018). Changes in trunk posture and muscle responses in standing during pregnancy and postpartum. *PLOS ONE*, 13(3), e0194853.
- [71] **Lower back pain during pregnancy.** (2015). Retrieved February 20, 2023, from <https://www.physiodublin.ie/2015/09/30/lower-back-pain-during-pregnancy/>
- [72] **The connection between pregnancy and hip pain.** (2021). Retrieved February 20, 2023, from <https://www.pthealth.ca/blog/the-connection-between-pregnancy-and-hip-pain/>
- [73] **Tan, E. K., & Tan, E. L.** (2013). Alterations in physiology and anatomy during pregnancy. *Best Practice & Research Clinical Obstetrics & Gynaecology*, 27(6), 791–802.
- [74] **Goossens, N., Massé-Alarie, H., Aldabe, D., Verbrugghe, J., & Janssens, L.** (2022). Changes in static balance during pregnancy and postpartum: A systematic review. *Gait & Posture*, 96, 160–172.
- [75] **Ireland, M. L., & Ott, S. M.** (2000). The effects of pregnancy on the musculoskeletal system. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 372, 169–179.
- [76] **Whitcome, K. K., Shapiro, L. J., & Lieberman, D. E.** (2007). Fetal load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins. *Nature*, 450(7172), 1075–1078.
- [77] **Foti, T., Davids, J. R., & Bagley, A.** (2000). A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 82(5), 625–632.
- [78] **Rodacki, C. L., Fowler, N. E., Rodacki, A. L., & Birch, K.** (2003). Stature loss and recovery in pregnant women with and without low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(4), 507–512.
- [79] **Fries, E. C., & Hellebrandt, F. A.** (1943). The influence of pregnancy on the location of the center of gravity, postural stability, and body alignment. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 46(3), 374–380.
- [80] **Michnik, R., Zadoń, H., Nowakowska-Lipiec, K., & Forczek-Karkosz, W.** (2022). How does the lumbopelvic complex cope with the obstetrical load during standing? Ergonomic aspects of body posture in pregnant women. *Applied Sciences*, 12(9), 4330.
- [81] **Ponnapula, P., & Boberg, J. S.** (2010). Lower extremity changes experienced during pregnancy. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 49(5), 452–458.

- [82] **Segal, N. A., Boyer, E. R., Teran-Yengle, P., Glass, N. A., Hillstrom, H. J., & Yack, H. J.** (2013). Pregnancy leads to lasting changes in foot structure. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(3), 232–240.
- [83] **Gaymer, C., Whalley, H., Achten, J., Vatish, M., & Costa, M. L.** (2009). Midfoot plantar pressure significantly increases during late gestation. *The Foot*, 19(2), 114–116.
- [84] **Mei, Q., Gu, Y., & Fernandez, J.** (2018). Alterations of pregnant gait during pregnancy and post-partum. *Scientific Reports*, 8(1), 2217.
- [85] **Butler, E. E., Colón, I., Druzin, M. L., & Rose, J.** (2006). Postural equilibrium during pregnancy: Decreased stability with an increased reliance on visual cues. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 195(4), 1104–1108.
- [86] **Mitternacht, J., Klement, A., & Lampe, R.** (2013). Plantar pressure distribution during and after pregnancy. *European Orthopaedics and Traumatology*, 4(4), 229–236.
- [87] **Marnach, M.** (2003). Characterization of the relationship between joint laxity and maternal hormones in pregnancy. *Obstetrics & Gynecology*, 101(2), 331–335.
- [88] **McCrary, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., & Redfern, M. S.** (2020). Torso kinematics during gait and trunk anthropometry in pregnant fallers and non-fallers. *Gait & Posture*, 76, 204–209.
- [89] **Opala-Berdzik, A., Błaszczyk, J. W., Bacik, B., Cieślińska-Świder, J., Świder, D., Sobota, G., & Markiewicz, A.** (2015). Static postural stability in women during and after pregnancy: A prospective longitudinal study. *PLOS ONE*, 10(6), e0124207.
- [90] **Bagwell, J. J., Reynolds, N., Katsavelis, D., Lam, K., Walaszek, M., Runez, H., & Kyvelidou, A.** (2022). Center of pressure characteristics differ during single leg stance throughout pregnancy and compared to nulligravida individuals. *Gait & Posture*, 97, 43–47.
- [91] **Nagai, M., Isida, M., Saitoh, J., Hirata, Y., Natori, H., & Wada, M.** (2009). Characteristics of the control of standing posture during pregnancy. *Neuroscience Letters*, 462(2), 130–134.
- [92] **Bolmont, B., Gangloff, P., Vouriot, A., & Perrin, P. P.** (2002). Mood states and anxiety influence abilities to maintain balance control in healthy human subjects. *Neuroscience Letters*, 329(1), 96–100.
- [93] **Morasso, P. G., & Schieppati, M.** (1999). Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *Journal of Neurophysiology*, 82(3), 1622–1626.
- [94] **Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K.** (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211–1221.

- [95] **Danna-Dos-Santos, A., Magalhães, A. T., Silva, B. A., Duarte, B. S., Barros, G. L., Silva, M. D. F. C., Silva, C. S., Mohapatra, S., Degani, A. M., & Cardoso, V. S.** (2018). Upright balance control strategies during pregnancy. *Gait & Posture*, 66, 7–12.
- [96] **Bey, M. E., Arampatzis, A., & Legerlotz, K.** (2018). The effect of a maternity support belt on static stability and posture in pregnant and non-pregnant women. *Journal of Biomechanics*, 75, 123–128.
- [97] **Carvalho, A. P. F., Dufresne, S. S., Oliveira, M. R. de, Beraldo, F. K. S., Souza, P. E. A. de, Silva, R. S. da, Dubois, M., Dallaire, M., Ngomo, S., & Jr, R. A. da S.** (2020). Pregnant and non-pregnant women and low back pain-related differences on postural control measures during different balance tasks. *Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal*, 1–7.
- [98] **Jang, J., Hsiao, K. T., & Hsiao-Wecksler, E. T.** (2008). Balance (perceived and actual) and preferred stance width during pregnancy. *Clinical Biomechanics*, 23(4), 468–476.
- [99] **Özyürek, S., Demirbüken, İ., Çeliker Tosun, Ö., Okyay, R. E., & Angın, S.** (2013). Gebelik sürecinde zaman mesafe parametreleri ve plantar basınç dağılımı. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 24(1), 71–79.
- [100] **Nyska, M., Sofer, D., Porat, A., Howard, C. B., Levi, A., & Meizner, I.** (1997). Planter foot pressures in pregnant women. *Israel Journal of Medical Sciences*, 33(2), 139–146.
- [101] **McCrory, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., & Redfern, M. S.** (2010). Dynamic postural stability during advancing pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 43(12), 2434–2439.
- [102] **Flores, D., Connolly, C. P., Campbell, N., & Catena, R. D.** (2018). Walking balance on a treadmill changes during pregnancy. *Gait & Posture*, 66, 146–150.
- [103] **Catena, R. D., Connolly, C. P., McGeorge, K. M., & Campbell, N.** (2018). A comparison of methods to determine center of mass during pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 71, 217–224.
- [104] **Catena, R. D., Campbell, N., Wolcott, W. C., & Rothwell, S. A.** (2019). Anthropometry, standing posture, and body center of mass changes up to 28 weeks postpartum in Caucasians in the United States. *Gait & Posture*, 70, 196–202.
- [105] **Rothwell, S. A., Eckland, C. B., Campbell, N., Connolly, C. P., & Catena, R. D.** (2020). An analysis of postpartum walking balance and the correlations to anthropometry. *Gait & Posture*, 76, 270–276.
- [106] **Nicholls, J. A., & Grieve, D. W.** (1992). Performance of physical tasks in pregnancy. *Ergonomics*, 35(3), 301–311.

- [107] **Lymbery, J. K., & Gilleard, W.** (2005). The stance phase of walking during late pregnancy temporospatial and ground reaction force variables. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 95(3).
- [108] **Bird, A. R., Menz, H. B., & Hyde, C. C.** (1999). The effect of pregnancy on footprint parameters. A prospective investigation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(8), 405–409.
- [109] **Blaszczyk, J. W., Opala-Berdzik, A., & Plewa, M.** (2016). Adaptive changes in spatiotemporal gait characteristics in women during pregnancy. *Gait & Posture*, 43, 160–164.
- [110] **Karadag-Saygi, E., Unlu-Ozkan, F., & Basgul, A.** (2010). Plantar pressure and foot pain in the last trimester of pregnancy. *Foot & Ankle International*, 31(2), 153–157.
- [111] **Forczek, W., & Staszkiwicz, R.** (2012). Changes of kinematic gait parameters due to pregnancy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 14(4), 113–119.
- [112] **Branco, M. A. C., Santos-Rocha, R., Vieira, F., Aguiar, L., & Veloso, A. P.** (2016). Three-dimensional kinematic adaptations of gait throughout pregnancy and post-partum. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 18(2), 153–162.
- [113] **Branco, M., Santos-Rocha, R., Aguiar, L., Vieira, F., & Veloso, A.** (2013). Kinematic analysis of gait in the second and third trimesters of pregnancy. *Journal of Pregnancy*, 2013, 1–9.
- [114] **Sawa, R., Doi, T., Asai, T., Watanabe, K., Taniguchi, T., & Ono, R.** (2015). Differences in trunk control between early and late pregnancy during gait. *Gait & Posture*, 42(4), 455–459.
- [115] **McCrory, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., & Redfern, M. S.** (2014). The pregnant “waddle”: An evaluation of torso kinematics in pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 47(12), 2964–2968.
- [116] **Ersal, T., McCrory, J. L., & Sienko, K. H.** (2014). Theoretical and experimental indicators of falls during pregnancy as assessed by postural perturbations. *Gait & Posture*, 39(1), 218–223.
- [117] **Zhang, Y., Lu, H., Gu, Y., & Hu, N.** (2015). Characteristics of the centre of pressure progression for pregnant women during walking. *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*, 17(4), 387.
- [118] **Kayacı, H. T., Hoşbay, Z., Tanrıverdi, M.** (2018). Laktasyon Dönemindeki Kadınların Bel ve Boyun Ağrı Seviyelerinin İncelenmesi. *Celal Bayar Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 5(4), 187-191.
- [119] **Frisbee, S. J.** (2000). Adult-worn child carriers: a potential risk for injury. *Injury Prevention*, 6(1), 56–58.

- [120] **Schmid, S., Stauffer, M., Jäger, J., List, R., & Lorenzetti, S.** (2019). Sling-based infant carrying affects lumbar and thoracic spine neuromechanics during standing and walking. *Gait and Posture*, 67, 172–180.
- [121] **One carrier six uses.** (2021). Retrieved March 2, 2023, from <https://www.iangelnz.co.nz/features>
- [122] **Babywearing and you.** (2021). Retrieved march 2, 2023, from <https://babywearingandyou.com.au/articles/about-the-tula-explore-baby-carrier/>
- [123] **Atthawuttikul, A., & Khongkharat, S.** (2021). Factors in ergonomic design of 6-to 18-month baby carriers for elderly people. *Pertanika Journal of Science and Technology*, 29(2).
- [124] **Tessier, R., Cristo, M., Velez, S., Girón, M., de Calume, S. Z. F., Ruiz-Paláez, J. G., Charpak, Y., & Charpak, N.** (1998). Kangaroo mother care and the bonding hypothesis. *Pediatrics*, 102(2), e17–e17.
- [125] **Cline, M. E., Herman, J., Shaw, E. R., & Morton, R. D.** (1992). Standardization of the Visual Analogue Scale. *Nursing Research*, 41(6), 378–379.
- [126] **Naranjo-Hernández, D., Reina-Tosina, J., & Roa, L. M.** (2020). Sensor technologies to manage the physiological traits of chronic pain: A review. *Sensors*, 20(2), 365.
- [127] **Clark, P., Lavielle, P., & Duarte, C.** (2004). Patient ratings of care at a rheumatology out patient unit. *Archives of Medical Research*, 35(1), 82–86.
- [128] **Tashjian, R. Z., Deloach, J., Porucznik, C. A., & Powell, A. P.** (2009). Minimal clinically important differences (MCID) and patient acceptable symptomatic state (PASS) for visual analog scales (VAS) measuring pain in patients treated for rotator cuff disease. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(6), 927–932.
- [129] **Otman, S., & Köse, N.** (2013). *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. Hipokrat Yayınevi.
- [130] **McIntosh, C. G., Tonkin, S. L., & Gunn, A. J.** (2013). Randomized controlled trial of a car safety seat insert to reduce hypoxia in term infants. *Pediatrics*, 132(2), 326–331.
- [131] **Deppa, S. W., & Allen, E. D.** (2014). Human factors gone away - Why current efforts fail to adequately address suffocation hazards of infant sling carriers. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 58(1), 534–538.
- [132] **Yuk, G. C., Park, R. J., & Lee, H. Y.** (2010). The effects of baby carrier and sling in muscle activation of trunk, low extremity and foot pressure. *Journal of Korean Society of Physical Medicine*, 5(2), 223–231.

- [133] **Lee, S. Y., Chang, J. S., & Lee, M. H.** (2009). The effects of plantar foot pressure and EMG activation of neck, lumbar and low limbs by using carrier during walking. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(2), 237–244.
- [134] **Mbada, C. E., Adebayo, O. S., Olaogun, M. O., Johnson, O. E., Ogundele, A. O., Ojukwu, C. P., Akinwande, O. A., & Makinde, M. O.** (2022). Infant-carrying techniques: Which is a preferred mother-friendly method? *Health Care for Women International*, 43(6), 535–548.
- [135] **Havens, K. L., Severin, A. C., Bumpass, D. B., & Mannen, E. M.** (2020). Infant carrying method impacts caregiver posture and loading during gait and item retrieval. *Gait & Posture*, 80, 117–123.



EKLER

EK A: Etik Kurul Onayı

EK B: Hastane İzin Yazısı

EK C: Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

EK D: Demografik Değerlendirme Formu



EK A

Evrak Tarih ve Sayısı: 24.05.2022-63129



T.C.
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Teknoloji Transfer Ofisi
Etik Kurullar Birimi

Sayı : E-54022451-050.05.04-63129
Konu : 2022/127 Etik Kurul Kararı

24.05.2022

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Müberra TANRIVERDİ
Sağlık Bilimleri Fakültesi Dekanlığı - Doktor Öğretim Üyesi

2022/127 numaralı "Bebeklerde ve Annelerinde Bebek-Taşıyıcısının Postüral Denge Üzerindeki Akut Etkisinin Araştırılması" başlıklı başvurunuz Üniversitemiz Etik Kurullar Birimi'nin 17.05.2022 tarihli, 10 sayılı Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu toplantısında değerlendirilmiş olup, mevcudun oy birliğiyle onaylanmasına karar verilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini arz/rica ederim.

Prof.Dr. İsmail MERAL
Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik
Kurulu Başkanı

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Doğrulama Kodu : BSP4ZAYAP3 Pin Kodu : 78672 Belge Takip Adresi : <https://turkiye.gov.tr/ebd7eK-5394&eD-BSP4ZAYAP3&eS-63129>
Bezmialem Vakıf Üniversitesi Adnan Menderes Bulvarı (Vatan Caddesi)
Fatih/İstanbul Bilgi için: Alperen TAGMAN
Telefon No:0 (212) 523 22 88 Faks No:0 (212) 533 23 36 Unvan: Etik Kurullar Sekreteri
e-Posta:info@bezmialem.edu.tr İnternet Adresi:www.bezmialem.edu.tr
Telefon No: 3538

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK B

Evrak Tarih ve Sayısı: 31.01.2022-48487



T.C.
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi

Sayı : E-97706721-051.99-48487
Konu : Etik Kurul-Dr. Öğr. Üyesi Müberra
TANRIVERDİ

31.01.2022

İLGİLİ MAKAMA

İlgi : Dr. Öğr. Üyesi Müberra TANRIVERDİ'nin, 26.01.2022 tarihli dilekçesi.

Dr. Öğr. Üyesi Müberra TANRIVERDİ'nin ilgi dilekçesi gereğince, "Bebeklerde ve Annelerinde Bebek-Taşıyıcısının Postüral Denge Üzerindeki Akut Etkisinin Araştırılması" isimli çalışmayı Hastanemizde uygulama istemi Etik Kurul onayı ile beraber başvurması halinde Başhekimliğimizce uygun bulunmuştur.

Gereğini bilgilerinize arz ve rica ederim.

Prof.Dr. İbrahim Arif KOYTAK
Başhekim

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Doğrulama Kodu : BSD4N4YSZZ Pin Kodu : 77913 Belge Takip Adresi : <https://turkiye.gov.tr/ebd?ekK=5394&eD=BSD4N4YSZZ&eS=48487>
Bezmialem Vakıf Üniversitesi Adnan Menderes Bulvarı (Vatan Caddesi) Fatih /
İstanbul Bilgi için: Esma AKÇAKAYA
Telefon No:0 (212) 453 17 00 - 4949 Faks No:0 (212) 453 18 79 Unvan: Evrak Sorumlusu
e-Posta:info@bezmialem.edu.tr İnternet Adresi:www.bezmialemhastanesi.com Telefon No: (0212) 4531700-1585



	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			
	Doküman Kodu: ÜNV-GOAEK-FRM-002	Yayın Tarihi: 17.09.2019	Revizyon No: 02	Revizyon Tarihi: 07.12.2021
Sayfa 1 / 3				

ÇALIŞMANIN ADI: Bebeklerde ve annelerinde bebek-taşıyıcısının postüral denge üzerindeki akut etkisinin araştırılması

Aşağıda bilgileri yer almakta olan bir araştırma çalışmasına katılmanız istenmektedir. Çalışmaya katılıp katılmama kararı tamamen size aittir. Katılmak isteyip istemediğinize karar vermeden önce araştırmanın neden yapıldığını, bilgilerinizin nasıl kullanılacağını, çalışmanın neleri içerdiğini, olası yararları ve risklerini ya da rahatsızlık verebilecek yönlerini anlamanız önemlidir. Lütfen aşağıdaki bilgileri dikkatlice okumak için zaman ayırınız. Eğer çalışmaya katılma kararı verirsiniz, **Çalışmaya Katılma Onayı Formu**'nu imzalayınız. Çalışmadan herhangi bir zamanda ayrılmakta özgürsünüz. Çalışmaya katıldığınız için size herhangi bir ödeme yapılmayacak ya da sizden herhangi bir maddi katkı/malzeme katkısı istenmeyecektir. Araştırmada kullanılacak tüm malzemeler ve yapılabilecek tüm harcamalar araştırmacı tarafından karşılanacaktır.

ÇALIŞMANIN KONUSU VE AMACI

Çalışmamız bebeklerde ve annelerinde bebek-taşıyıcısının postüral denge üzerindeki akut etkisinin araştırılmasıyla bebeğin ve annenin vücudunu en uygun şekilde pozisyonlayarak en sağlıklı postürü kazandıran ve denge reaksiyonlarını geliştirerek yerçekimi merkezini koruyan bebek taşıma tekniğini amaçlamaktadır. Çalışmamıza 30 kişinin katılması planlanmaktadır.

ÇALIŞMA İŞLEMLERİ

Çalışmamızı sizin için bilgisayar sistemli giyilebilir hareket analizi sistemi: VICON hareket sistemi (VICON MX3, 100 Hz) ile ve bebeğiniz için klinik fizyoterapi değerlendirmeleriyle uygulamalı, video kaydı alınarak ve her ikiniz için soru cevap şeklinde uygulanacak olan anketler ile sözel olarak sizden yanıtlarınızı alarak dolduracağımız formlarımızla gerçekleştireceğiz. Bu sorular çocuğunuzun ve sizin demografik bilgilerinizi (yaş, cinsiyet vb) ve sizin kendinizle ilgili algıladığınız sağlık ve denge durumunuzla ilgili tanımlamalarınızı içermektedir. Toplam süre 60 dk sürecektir.

Çalışmamız herhangi bir yan etki, mortalite ve morbidite riski ve invaziv işlem içermemektedir.

ÇALIŞMADA YER ALMAMIN YARARLARI NELERDİR?

Bu çocuklarla ilgilenen sağlık ekibine, çocuklara ve yakınlarına karşı davranış modaliteleri, tedavi politikası geliştirmelerine yardımcı olmak ve diğer gönüllülere öncülük etmek, bu sayede bebeklerini bebek taşıyıcısı ile taşıyan annelerin, ebeveynlerin, aile fertlerinin postüral dengelerini korumayı, ağırlık merkezlerini ideal alanda tutmayı, postür bozukluklarının azaltılmasını ve yaşam kalitesinin artırılmasını sağlamaktır.

BU ÇALIŞMAYA KATILMAMIN MALİYETİ NEDİR?

Çalışmaya katılmakla parasal yük altına girmeyeceksiniz ve size de herhangi bir ödeme yapılmayacaktır.

ÇALIŞMAYA KATILMALI MIYIM?

Bu çalışmada yer alıp almamak tamamen size bağlıdır. Şu anda bu formu imzalarsanız bile istediğiniz herhangi bir zamanda bir neden göstermeksizin çalışmayı bırakmakta özgürsünüz. Eğer katılmak istemezseniz veya çalışmadan ayrılırsanız, araştırmacı tarafından sizin için en uygun tedavi planı uygulanacaktır. Aynı şekilde çalışmayı yürüten araştırmacı çalışmaya devam etmeniz sizin için yararlı olmayacağına karar verebilir ve sizi çalışma dışı bırakabilir, bu durumda da sizin için en uygun tedavi seçilecektir.

 BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			
	Doküman Kodu: ÜNV-GOAEK-FRM-002	Yayın Tarihi: 17.09.2019	Revizyon No: 02	Revizyon Tarihi: 07.12.2021
Sayfa 2 / 3				

KİŞİSEL BİLGİLERİM NASIL KULLANILACAK?

Çalışma araştırmacınız kişisel bilgilerinizi, araştırmayı ve istatistiksel analizleri yürütmek için kullanacaktır ancak kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır. Yalnızca gereği halinde, sizinle ilgili bilgileri etik kurullar ya da resmi makamlar inceleyebilir. Çalışmanın sonunda, kendi sonuçlarınızla ilgili bilgi istemeye hakkınız vardır. Çalışma sonuçları çalışma bitiminde tıbbi literatürde yayınlanabilecektir ancak kimliğiniz açıklanmayacaktır. Ayrıca bu form Kişisel Verilerin Korunması Kanunu uyarınca kişisel verilerinizin korunacağı ile ilgili bilgi sahibi olmanız için hazırlanmıştır. Bu formun amacı sizi bu konuda bilgilendirmek ve açık rızanızı almaktır.

SORU VE PROBLEMLER İÇİN BAŞVURULACAK KİŞİLER:

ADI : Dr. Öğr. Üyesi Müberra Tanrıverdi

GÖREVİ : Sorumlu Araştırmacı

TELEFON : 0533 604 6188

ADI : Sevgi Pehlivan

GÖREVİ : Yardımcı Araştırmacı

TELEFON : 0542 330 3795

ÇALIŞMAYA KATILMA ONAYI

Yukarıdaki bilgileri ilgili araştırmacı ile ayrıntılı olarak tartıştım ve kendisi bütün sorularımı cevapladı. Bu bilgilendirilmiş olur belgesini okudum ve anladım. Bu araştırmaya katılmayı kabul ediyorum ve bu onay belgesini kendi hür irademle imzalıyorum. Bu onay, ilgili hiçbir kanun ve yönetmeliği geçersiz kılmaz. Araştırmacı, saklamam için bu belgenin bir kopyasını bana teslim etmiştir.

Gönüllü Adı Soyadı		Tarih ve İmza	
Telefon			

Vasi (var ise) Adı Soyadı		Tarih ve İmza	
Telefon			

Görüşme Tanığı Adı Soyadı		Tarih ve İmza	
Telefon			

Araştırmacı Adı Soyadı		Tarih ve İmza	
Telefon			

Demografik Değerlendirme Formu

Bebeginizin adı-soyadını yazınız.	Adınız-soyadınızı yazınız.
Bebeginizin cinsiyetini seçiniz.	Doğum tarihinizi ve yaşınızı yazınız.
a.Kız b.Erkek	Ağırlığınızı yazınız.
Bebeginizin doğum tarihini yazınız.	Boyunuzu yazınız.
Bebeginiz kaç haftalık doğdu?	Vücut kitle indeksinizi yazınız (kg/m ³).
Bebeginizin yaşını yazınız (ay cinsinden).	Hamilelik başlangıç/öncesi ağırlığınız nedir?
Bebeginiz preterm ise düzeltilmiş yaşınızı yazınız.	Hamilelik süresince kaç kilo aldınız?
Bebeginizin doğum ağırlığını yazınız.	Daha önce doğum yaptınız mı?(toplam çocuk sayısı)
Bebeginizin şimdiki ağırlığını yazınız.	a.Hayır b.Evet (.....)
Bebeginizin doğum sırasındaki boyunu yazınız.	Doğum şeklinizi yazınız (normal, sezaryen)
Bebeginizin şu anki boyunu yazınız.	Doğum yaptığınız yaşınızı yazınız.
Sigara/alkol kullanıyor musunuz?	Bebeginizin doğum sonrası epilepsi/konvülsiyon öyküsü var mı?
a.Hayır b.Evet	a.Hayır b.Evet
Hamilelik süresince sigara/alkol kullandınız mı?	Bebeginizin doğum sonrası hiperbilirubinemi tanısı var mı?
a.Hayır b.Evet	a.Hayır b.Evet
Hamilelik süresince hastalık/travma geçirdiniz mi? (varsayınız.)	Bebeginizin doğum sonrası geçirdiği travma/hastalık var mı? (varsayınız.)
a.Hayır b.Evet (.....)	a.Hayır b.Evet (.....)
Bebeginizin küvöz öyküsü var mı?(süresini yazınız.)	
a.Hayır b.Evet (.....)	
Eğitim durumunuz nedir?	
a.İlkokul b.Ortaokul c.Lise d.Lisans e.Lisansüstü	
Mesleğiniz nedir?	
Çalışma durumunuz nedir?	
a.Çalışmıyor b.Çalışıyor	
Bakıcı desteği alıyor musunuz? (varsayınız.)	
a.Hayır b.Evet (.....)	
Çocuk sahibi olmadan önce kas-iskelet sistemi şikayetiniz var mıydı?	
a.Hayır b.Evet	
Bebek-taşıyıcısı kullanıyor musunuz?	Bebeginizi bebek-taşıyıcısı ile taşırken yürümek konforlu mudur?
a.Hayır b.Evet	a.Hayır b.Evet
Bebek-taşıyıcısı kullanma süreniz nedir? (ay)	Bebek-taşıyıcısının konforunu işaretleyiniz. (0:hiç konforlu değil, 10:çok konforlu)
Bebek-taşıyıcısı kullanma süreniz nedir? (günlük)	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Bebek-taşıyıcısı kullandığınız süre boyunca kas-iskelet sistemi şikayetiniz oldu mu?	Bebek-taşıyıcısı kullanırken duruşunuzun bozulduğunu düşünüyor musunuz?
a.Hayır b.Evet	a.Hayır b.Evet
Bebek-taşıyıcısı kullandığınız süre boyunca vücudunuzda ağrı oldu mu?	Bebeginizi bebek-taşıyıcısı ile taşırken yürümek dengeyi bozuyor mu?
a.Hayır b.Evet	a.Hayır b.Evet
Bebek-taşıyıcısı kullanırken ağrınızın şiddetini işaretleyiniz. (0:hiç ağrı yok, 10:çok şiddetli ağrı)	Bebeginizi bebek-taşıyıcısı ile taşırken yürümek hareketlerinizi kısıtlıyor mu?
0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	a.Hayır b.Evet

Genel Fizyoterapi Değerlendirme Formu

Alt Ekstremité

Kalça Fleksörleri (m.psoas majör/minör, iliacus):

Sağ:

Sol:

Kalça Ekstansörleri (m.gluteus maximus, hamstring):

Sağ:

Sol:

Kalça Abdüktörleri (m.gluteus medius ve minimus, TFL):

Sağ:

Sol:

Kalça İnternal Rotatörleri (m.gluteus minimus, TFL):

Sağ:

Sol:

Kalça Eksternal Rotatörleri (m.priformis):

Sağ:

Sol:

Diz Fleksörleri (m.hamstring):

Sağ:

Sol:

Diz Ekstansörleri (m.quadriceps femoris):

Sağ:

Sol:

Ayak Plantar Fleksörleri (m.gastrocnemius, soleus):

Sağ:

Sol:

Ayak Dorsi Fleksörleri (m.tibialis anterior):

Sağ:

Sol:

Gövde Fleksörleri

Lateral Gövde Fleksörleri (m.obliquus internus/externus abdominis):

Anterior Gövde Fleksörleri (m.rectus abdominis):

Oblik Gövde Fleksörleri (m.obliquus internus/externus abdominis):

Pelvik Elevasyon (m.quadratus lumborum):

Sırt Ekstansörleri (m.erector spinae):

Yürüme Değerlendirmesi

Spatiotemporal Yürüyüş Parametreleri

Adım Uzunluğu:

Çift Adım Uzunluğu:

Adım Genişliği:

Ayak Açısı:

Destek Yüzeyi:

Adım Süresi:

İki Adım Süresi:

Stance Faz Süresi:

Swing Faz Süresi:

Swing/Stance Oranı:

Kadans:

Tek Destek Fazı Süresi:

Çift Destek Fazı Süresi:

Yer Reaksiyon Kuvveti

Braking (BW):

Propulsive (BW):

Medial (BW):

Vertical (BW):

Pelvis Açıları

Pelvik Rotasyon:

Pelvik İnklınasyon (anteversiyon/retroversiyon):

Omurganın Torasik ve Lumbal Eğrileri

Gövde İnklınasyon:

Torasik Kifoza:

Lumbal Lordoz:

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Sevgi Pehlivan

Doğum Tarihi ve Yeri :

E-posta :

ÖĞRENİM DURUMU

- **Lisans** : 2016-2020, Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü
- **Yüksek lisans** : 2021-2023, Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Program

MESLEKİ DENEYİM

- 2022 - (devam etmekte), Araştırma Görevlisi, İstanbul Aydın Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

PROJELER

- ERASMUS+, 18.07.2022-16.09.2022, KA1
- ERASMUS+, 2022-2025, KA220, Proje MOV-e

YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER

- Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

Pehlivan S., Tanrıverdi M., Şahin T. U. “The Relationship Between Baby-Carrier and Mother's Comfort”, 35th EACD Annual Meeting European Academy of Childhood Disability, 24-27 Mayıs 2023, Ljubljana/Slovenya, Poster Sunum

- Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

Pehlivan S., Tanrıverdi M., Çalım Ö. F., Özturan O. “Yutma Bozukluğu Olan Çocuklarda Beslenme Türüne Göre Ebeveynlerin Stres ve Yaşam Kalitesi Düzeyleri ”

Pediatric Rehabilitasyonda Güncel Yaklaşımlar Kongresi, 5-6 Kasım 2022, Denizli/Sözel Sunum.

Pehlivan S., Tanrıverdi M., Şahin T. U. “2-10 Aylık Bebeği Olan Annelerde Bebek-Taşıyıcısının Annenin Ağrısıyla İlişkisi” 2. Cerrahpaşa Pediatri Günleri Kongresi, 22-24 Eylül 2022, İstanbul/Sözel Sunum.

Pehlivan S., Şeker M., Baş A., Ünal Eren K., Özyılmaz S. Gürses H. N. ’‘Aletli Pilatesin Rehabilitasyonda Kullanımı’’ Bezmialem Vakıf Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon II. Öğrenci Kongresi, 26 Nisan 2019, İstanbul/Poster Sunum.

