

KÜBRA ÖNERGE

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İSTANBUL-2019

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

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**BAŞ ÖNE EĞİK YÜRÜMENİN YÜRÜME VE DENGİ
ÜZERİNE ETKİSİ**

KÜBRA ÖNERGE

**DANIŞMAN
PROF. DR. MİNE ÇALIŞKAN**

**PEDİATRİK TEMEL BİLİMLER ANABİLİM DALI
GELİŞİM NÖROLOJİSİ**

İSTANBUL-2019

TEZ ONAYI**YÜKSEK LİSANS TEZİ ONAYI**

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pediatrik Temel Bilimler Anabilim Dalı Gelişim Nörolojisi Yüksek Lisans Programında Yüksek Lisans öğrencisi **Kübra ÖNERGE** tarafından **Prof. Dr. Meliha Mine ÇALIŞKAN**'ın danışmanlığında hazırlanan **“Baş Öne Eğik Yürümenin Yürüme ve Denge Üzerine Etkisi”** başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından **23/08/2019** tarihinde yapılan Tez savunma Sınavında **başarılı** bulunmuş ve Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı
(Danışman)

Prof. Dr. Meliha Mine ÇALIŞKAN
İ.Ü Çocuk Sağlığı Enstitüsü
Pediatrik Temel Bilimler A.D

Jüri

Prof.Dr.Cevdet ÖZDEMİR
İ.Ü Çocuk Sağlığı Enstitüsü
Pediatrik Temel Bilimler A.D

Jüri

Dr.Öğr.Üyesi Devrim TARAKÇI
İst. Medipol Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Fakültesi
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

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 olmadığı beyan ederim.

KÜBRA ÖNERGE


İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Tezimi bitirmemde yardımları ve tecrübeleri ile desteğini hiçbir zaman esirgemeyen danışmanım Prof. Dr. M. Mine ÇALIŞKAN'a,

Değerli bilgileri ile yolumu aydınlatan, üzerimdeki emeği çok büyük olan, tüm bu süreçte bana inanan ve destek olan hocam Prof. Dr. N. Ekin AKALAN'a,

Baş hareket sensörünün geliştirilmesinde büyük bir ilgi ve emek gösteren İstanbul Kültür Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü öğretim elemanı Dr. Öğr. Üyesi Güray GÜRKAN'a,

Yürüme analiz sistemine hayat getirerek bu çalışmayı gerçekleştirebilmemizi sağlayan ve bu yolda öğretmenimiz olan Yük. Müh. Shavkat KUCHIMOV'a,

Büyük özveri ve emek gerektiren bu yolda düşe kalka beraber yürüdüğümüz ve desteğini her zaman hissettiğim arkadaşım Arş. Gör. Halenur EVRENDİLEK'e ve sonsuz desteği ile her zaman yanımda olan ilk üç yaprağım Fzt. Rukiye SERT'e,

Sabırları ve yardımlarıyla bana güç veren çok değerli arkadaşlarım Fzt. Binnur KAŞIKIRIK ve Fzt. İlknur ARSLAN'a,

İstanbul Kültür Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'ndeki çalışma arkadaşlarım Arş. Gör. Gülşah KARACA ve Arş. Gör. Gamze ERTÜRK UZUNOĞLU'na,

Destekleriyle yanımda olan kıymetli hocalarım Prof. Dr. Burcu Semin AKEL, Doç. Dr. Fuat BİLGİLİ ve Dr. Öğr. Üyesi Adnan APTİ'ye,

Sabırları ve yardımları için Yürüme Analizi Laboratuvarı emektarları Hem. Sibel ÇEBİ ve Önder UMay'a,

Yürüme Analiz Laboratuvarı'nın kurulmasına öncülük ederek bu çalışma için gerekli olanaklara ulaşabilmemizi sağlayan hocamız Prof. Dr. Yener TEMELLİ'ye,

İstanbul Üniversitesi'ndeki lisans ve yüksek lisans eğitimim boyunca üzerimde emeği olan tüm hocalarıma,

Her zaman yanımda olan, beni destekleyen ve bugünlere gelmemi sağlayan kıymetli aileme ve tüm arkadaşlarıma sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	X
ÖZET	Xİ
ABSTRACT.....	Xİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Yürüme	2
2.1.1. Normal yürüme	2
2.1.1.1. Basma fazı.....	4
2.1.1.2. Salınım fazı	5
2.1.2. Yürüme ile ilgili genel terminoloji.....	6
2.1.3. Yürüme analizi.....	8
2.1.3.1. Yürüme analizinin tarihçesi	8
2.1.3.2. Yürüme analizi çeşitleri	9
2.2. Denge	14
2.2.1. Denge çeşitleri.....	15
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	17
3.1. Katılımcılar	17
3.2. Fiziksel değerlendirme.....	18
3.3. Yürüme analizi.....	21
3.4. İstatistiksel analiz.....	25
4. BULGULAR.....	26
4.1. Dahil edilme parametreleri sonuçları.....	26
4.2. Baş fleksiyonu-ekstansiyonu değişimleri	26

4.3. Temporospatal parametrelerdeki değişiklikler	28
4.4. Kinematik parametrelerdeki değişiklikler.....	28
4.4.1. Sagittal plan kinematik parametreleri	30
4.4.2. Frontal plan kinematik parametreleri	30
4.4.3. Transvers plan parametreleri.....	31
4.4.4. Kinematik parametrelerde hız değişimleri	31
4.5. Kinetik parametrelerdeki değişiklikler	33
4.5.1. Moment parametrelerindeki değişiklikler	33
4.5.2. Güç parametrelerindeki değişimler	34
4.5.3. Basınç merkezi değişimleri	36
5. TARTIŞMA	38
KAYNAKLAR	46
FORMLAR	56
ETİK KURUL KARARI	61
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	62
ÖZGEÇMİŞ	63

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 4-1: Katılımcıların fiziksel değerlendirme sonuçları.....	27
Tablo 4-2: Başın sagittal plandaki hareket açıklığı değişimleri	27
Tablo 4-3: İlgili temporospatial parametrelerin değişimi	28
Tablo 4-4: İlgili kinematik parametrelerin değişimi.....	29
Tablo 4-5: İlgili kinematik parametrelerde hız değişimleri	33
Tablo 4-6: İlgili moment parametrelerinin değişimi.....	34
Tablo 4-7: İlgili güç parametrelerinin değişimi	36
Tablo 4-8: İlgili basınç merkezi parametrelerinin değişimi.....	36

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Yürümenin fazları	3
Şekil 2-2: Adım uzunlukları	7
Şekil 2-3: Adım genişliği	7
Şekil 2-4: Anatomik planlar (düzlemler)	10
Şekil 2-5: Kinematik yürüme analiz grafikleri	11
Şekil 2-6: Kinetik yürüme analizi grafikleri	12
Şekil 2-7: Yürüme sırasında soleus kas aktivasyonunun EMG gösterimi.....	13
Şekil 3-1: İşaretleyicilerin yerleşimi	22
Şekil 3-2: Baş hareket sensörü.....	22
Şekil 3-3: Yürüme analiz sistemi	23
Şekil 3-4: Farklı baş postürleriyle yürüyüş	24
Şekil 4-1: Kinematik değişim grafikleri	32

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Ark.:	Arkadaşları
EMG:	Elektromyografi
FPI-6:	Ayak postür indeksi
MSS:	Merkezi sinir sistemi
NBP:	Nötral baş postürü
Ort:	Ortalama
ÖEBP:	Öne eğik baş postürü
SIAS:	Spina iliaka anterior superior
Std:	Standart sapma
TPAT:	Trokanterik Prominance Angle Test
YRK:	Yer reaksiyon kuvveti

ÖZET

Önerge, K. (2019). Baş Öne Eğik Yürümenin Yürüme ve Denge Üzerine Etkisi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pediatrik Temel Bilimler ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul

Baş öne eğik şekilde yere bakarak yürümek, nöromusküler hastalıklara sahip olan ve/veya denge problemleri yaşayan çocuklarda görülen bir yürüyüş adaptasyonudur. Baş postüründeki değişimlerin, yürüme parametrelerine ve denge üzerine olan etkilerini incelemek için gerçekleştirilen çalışmamıza 17 sağlıklı çocuk dahil edildi (yaş ort. 12,59 $\pm$ 2,00). Katılımcılar, iki farklı baş postüründe; 1. başları nötral serbest postürde ve 2. başları istemli ağrısız maksimum fleksiyon derecesine kadar öne eğik yere bakan bir postürde yürüyüşler gerçekleştirdiler. Bu yürüyüşler, yürüme analiz sistemi (ELITE2002BTS, Milan, İtalya) ile değerlendirildi. Geliştirilen “Baş Hareket Sensörü” ile sagittal planda başın eklem hareketleri takip edildi. Nötral baş postürü ve öne eğik baş postürü ile alınan yürüyüşlerin sonuçları istatistiksel olarak karşılaştırıldı. Baş öne eğik yürüyüşte, nötral baş postürü ile yürüyüşe göre pek çok biyomekanik değişim gözlemlendi. Öne eğik baş postürüyle öne bakarak yürüyen çocuklarda adım uzunluğunun kısaldığı ve kadansın arttığı belirlendi. Kinematik parametreler değerlendirildiğinde öne bakarak yürüyüşte sagittal, frontal ve transvers plandaki çoğu eklem hareket açıklığının büyük ölçüde azaldığı; kinetik parametreler incelendiğinde ise vücut basınç merkezinin hareket açıklığının azalmış olduğu, kalça fleksiyon momentinin ve diz fleksiyon ve ekstansiyon momentlerinin azaldığı, kalçada üretilen gücün arttığı ve dizde üretilen gücün azaldığı görüldü. Sonuç olarak, başı öne eğerek yere bakarak yürümenin, stabilizasyon problemi çeken çocuklarda yürüme sırasında stabilitenin arttırılmasına yönelik geliştirilen adaptif bir mekanizma olabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle kliniklerde bu tip çocukların yürümeleri değerlendirilirken baş postürünün etkileri göz önünde tutulmalıdır. Ayrıca yürüme analiz laboratuvarlarında baş postüründeki değişimlerin etkilerinden kaçınmak için var olan yürüme analiz protokolleri geliştirilebilir. Elde edilen veriler gelecek çalışmalarda duyu-motor ve/veya denge problemi olan çocukların yürüyüşüyle karşılaştırılarak detaylandırılabilir.

Anahtar Kelimeler: yürüme, baş, stabilite, denge, yürüme analizi

ABSTRACT

Önerge, K. (2019). Effects of Walking with Bowed Down Head on Gait and Balance. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Pediatric Basic Sciences. Master Thesis. İstanbul.

Walking with looking down while the head bowed down is a gait adaptation seen in children with neuromuscular diseases and/or balance problems. Seventeen healthy children (mean age 12.59 ± 2.00) were included in our study to investigate the effects of changes in head posture on gait parameters and balance. The participants performed walking in two different head postures, 1. with their heads in neutral free posture and 2. with their heads in a posture with inclined painless maximum flexion degree. These walks were evaluated with the gait analysis system (ELITE2002 BTS, Milan, Italy). Head movements in the sagittal plane were tracked with the developed “Head Movement Sensor”. The results of walking with the neutral head posture and bowed down head posture were compared statistically. There were many biomechanical changes in the head bowed down gait compared to the gait with the neutral head posture. It was determined that step length was shortened and cadence increased in children with head bowed down gait. When the kinematic parameters were evaluated, it was seen that most of the joint range of motion in sagittal, frontal and transverse planes decreased significantly in children who walked bowed down head posture. When the kinetic parameters were examined, it was seen that the range of motion of the body pressure centre was decreased; hip flexion, knee flexion and extension moments decreased, hip power generation increased and generated knee power decreased. In conclusion, it is thought that walking with the head bowed down posture can be an adaptive mechanism developed to improve stability during walking in children with stabilization problems. Therefore, the effects of head posture should be considered when evaluating the walking of such children in clinics. Besides, existing gait analysis protocols can be developed to avoid the effects of head posture change in gait analysis laboratories. The data we collected can be elaborated by comparing with the walking of children with sensory-motor and/or balance problems in future studies.

Key Words: gait, head, stability, balance, gait analysis

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Duyusal bozukluklara sahip hastaların yürürken adımlarını doğru yere bastıklarına inanmaları gerekir ve bu hastalar, propriyosepsiyon ve stabilite eksikliği nedeniyle yürüme sırasında genellikle zemine bakarlar (Kerrigan 1998). Nörolojik sistemde oluşan hasarlar, anormal bir motor kontrole ve dolayısıyla anormal bir vücut postürüne ve yürüyüş paternine neden olabilir (Shumway-Cook ve Woollacott 2007). Bu hastalar, yürüme sırasında kafa ve omuzları öne eğilmiş rijit bir postür sergileyebilirler.

Yürüyüşün temel gereksinimlerinden biri, stabil bir yürüyüş paternini sürdürmektir (Woollacott ve Tang, 1997). Yürüme stabilitesi eksikliği, klinik popülasyonlarda mobilitenin azalmasına neden olabilir (Weerdesteyn ve ark. 2008). Yürüyüş sırasındaki denge (dinamik denge) vücut ağırlık merkezi hareketliliği ile vücudun ilerlemesini ve dik durmasını sağlayan destek yüzeyi arasındaki ilişkiyi sürdürme kabiliyeti olarak tanımlanabilir (Winter 1995, Saha 2008). Anormal bir baş postürü, bu ilişkiyi değiştirerek kararsızlığa neden olabilir. Bu nedenle baş postürünün yürüme ve denge üzerine olan etkilerini incelemek oldukça önemlidir.

Öne bakarak yürürken taban basınç parametrelerinin nasıl değiştiğini araştıran pilot çalışmamızda öne bakarak yürümenin basma fazında stabiliteyi artırıp topuk vuruşu ve parmak kalkışında tepe basınç değerlerini azalttığı ve tek destekli basma fazı süresini arttırdığı gözlemlenmiştir. Literatürde öne bakarak yürümenin, kinematik ve kinetik parametreleri nasıl değiştirdiği ve bu değişikliklerin denge ve stabilite ile nasıl bir ilişkide olduğunu inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, sağlıklı çocuklarda baş öne eğik yürüme şeklinin yürüme ve denge üzerine olan etkilerini araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Yürüme

Üç milyon yıllık bir evrim sürecinin sonunda insanlık, iki ayak üzerinde seyahat edebilmektedir (Yavuzer 2014). Yürüme, bir yerden başka bir yere hareket etmek için tekrarlanan ritmik hareketlerin bileşimidir (Mirelman ve ark. 2018). Vücut segmentleri arasındaki koordineli hareket ve nöromusküler sistemin birlikte çalışması ile ortaya çıkar (Mansfield ve Neumann 2019). Yürüme, günlük hayatta gerekli olan temel fonksiyonlardan bir tanesidir. İnsanlar günde ortalama 5 000-15 000 adım atarlar (Kirtley 2006).

Yürüme sırasında ağırlık merkezi; yer çekimi, kas kontraksiyonu, eylemsizlik, momentler ve yürüme siklusunun çeşitli fazlarındaki bacadaki eklem hareket açıklıklarının açısal değerine bağlı olarak yer değiştirir. Yürüme, ağırlık merkezini, destek yüzeyinin dışına taşması ve ekstremiteler hareketleri ile ağırlık merkezinin destek yüzeyi içinde tutulma çabasıdır (Gülçimen ve Ülkü 2008). Dışarıdan çok basit görünse bile aslında çok karmaşık bir hareketler zinciridir.

2.1.1. Normal yürüme

Anormal yürümenin tespiti için ilk önce normal yürümenin temel fizyolojisi ve biyomekaniği hakkında bir bilgiye sahip olmak gerekir (Lehmann ve ark. 1992, Magee 1997, Schneck 1998). Normal bir yürüyüş efektif ve koordineli olmalıdır ve minimum eforda gerçekleşmelidir (Perry ve Burnfield 2010).

Yürüme siklusu, bir ayağın topuk vuruşu ile aynı ayağın bir sonraki topuk vuruşu arasında geçen zamandaki hareketler dizisidir (Perry ve Burnfield 2010, Whittle 2012). Yürüme, peşi sıra tekrarlanan yürüme sikluslarının bir araya gelmesiyle oluşur (Barr ve ark. 2002). Yürüme temel olarak beyinde başlar. Bu nedenle yürüme

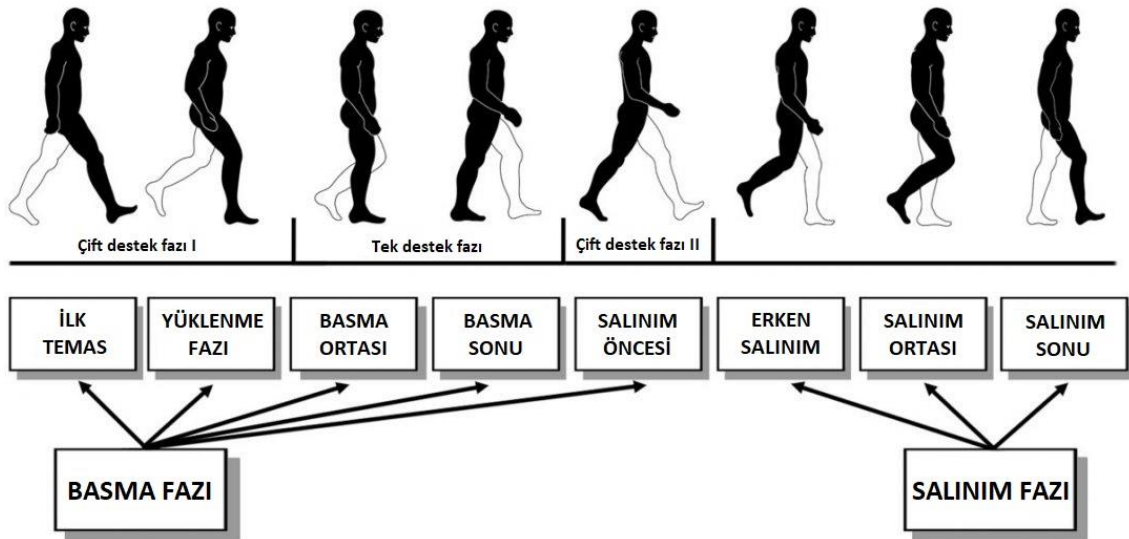
problemlerinin değerlendirilmesi, beyinden medulla spinalise, oradan da eklemlere ve kaslara doğru bir yol izler.

Normal bir yürüyüşün beş adet ön-koşulu bulunmaktadır:

1. Basma fazı öncesinde ayağın uygun bir pozisyonda olması
2. Basma fazı boyunca stabilite sağlanması
3. Salınım fazında ayağın öne doğru ilerletilmesi
4. Uygun bir adım uzunluğu
5. Uygun enerji harcanımı

Bu gereksinimlerden bir tanesinin bile karşılanamaması patolojik yürüyüş olarak tanımlanır (Houglum 2012).

Bir kişinin yürüyüşünü fazlara ayırarak incelemek, her eklemden oluşan farklı hareketlerin işlevsel önemini daha doğru tanımlayama yardımcı olur. Yürüme siklusu, basma fazı ve salınım fazı olmak üzere 2'ye ayrılır (Stöckel ve ark. 2015) (Şekil 2-1).



Şekil 2-1: Yürümenin fazları

2.1.1.1. Basma fazı

Yürüme siklusunun %60'ını oluşturur. Basma fazı, ayağın topuk vuruşu ile yere ilk temas ettiği an başlar ve ayağın yerle temasının kesildiği parmak kalkışı ile tamamlanır. Basma fazı; ilk temas, yüklenme fazı, basma ortası faz, basma sonu faz ve salınım öncesi faz olarak 5'e ayrılır (Perry ve Burnfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001, Yavuzer 2009).

İlk temas: Yürüme siklusunun %0-%2'lik kısmını oluşturur. Bu faz topuk vuruşu ile başlar. Bu fazın hedefleri doğru bir topuk vuruşu gerçekleştirmek ve topuk vuruşunun deselerasyonunu sağlamaktır (Perry ve Burnfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001, Yavuzer 2009).

Yüklenme fazı: Yürüme siklusunun %2-%12'lik kısmını oluşturur. İlk temas fazındaki ayağın yer ile tam teması ile devam eder ve karşı ekstremite salınım fazına geçince son bulur. Bu fazın hedefleri, şok absorbsiyonunu, yük aktarma stabilitesini ve ilerlemenin devamlılığını sağlamaktır (Perry ve Burnfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001, Yavuzer 2009).

Basma ortası faz: Yürüme siklusunun %12-%31'lik kısmını oluşturur. Karşı ekstremite salınım fazına geçince başlar ve vücut ağırlık merkezi ayağın önü ile hizalanıncaya kadar devam eder. Bu fazda ekstremite ve gövde stabilitesinin sağlanması hedeflenir (Perry ve Burnfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001, Yavuzer 2009).

Basma sonu fazı: Yürüme siklusunun %31-%50'lik kısmını oluşturur. Topuk kalkışı ile başlar, diğer ekstremitede ayak salınım fazını tamamlayıp topuk vuruşu yaptığında sona erer. Bu fazın hedefleri, ilgili ayak üzerinde gövdenin desteklenerek ilerletilmesi ve ekstremite ve gövde stabilitesinin sağlanmasıdır (Perry ve Burnfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001, Yavuzer 2009).

Salınım öncesi faz: Yürüme siklusunun %50-%62'lik kısmını oluşturur. Karşı ekstremitenin ayağı topuk vuruşu yaptığında başlar, aynı ekstremitedeki parmak kalkışı ile son bulur. Ekstremitayı salınım fazına hazırlamak bu fazın hedefidir (Perry ve Burnfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001, Yavuzer 2009).

Basma fazı ayrıca destek noktaları göz önüne alındığında “tek destek fazı” ve “çift destek fazı” olmak üzere ikiye ayrılır (Şekil 2-1); Tek destek fazı; tek ekstremitenin yer ile temas halinde olduğu fazdır. Tek destek fazında basma fazına gelen ekstremita gövdenin ağırlığını yüklenerek vücudu ayağın üzerinden öne doğru iletir. Bu sırada salınım fazındaki ekstremita ileriye hareket ederek yere basmaya hazır hale gelir. Çift destek fazında ise her iki ekstremitenin yere temas ettiğini görürüz. Çift destek fazında vücut ağırlığı bir ekstremiteden diğerine aktarılır. Yürüyüşte hızın artması, tek destek fazı süresini artırır ve çift destek fazı süresini azaltır. Hız daha da artarsa çift destek fazı ortadan kalkar. Bu sayede “koşma” ismi verilen hareket döngüsü oluşur (Perry ve Burnfield 2010).

2.1.1.2. Salınım fazı

Yürümenin %60-%100'lük kısmını oluşturur. Erken salınım fazı, salınım ortası fazı ve salınım sonu fazı olmak üzere 3 fazdan oluşur (Perry ve Burnfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001, Yavuzer 2009).

Erken salınım fazı: Yürüme siklusunun %62-%75'lik kısmını oluşturur. Salınım fazının ilk kısmıdır. Parmak kalkışı ile başlar. Ekstremita, karşı tarafta basma ortası fazda olan ekstremita ile yan yana geldiği zaman sonlanır. Bu fazda ayağın ve ekstremitenin uygun bir şekilde öne iletilmesi hedeflenir (Perry ve Burnfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001, Yavuzer 2009).

Salınım ortası faz: Yürüme siklusunun %75-%87'lik kısmını kaplar. Ekstremita, karşı tarafta basma ortasında olan ekstremita ile yan yana geldiği zaman başlar. Salınımdaki ekstremitenin öne iletilmesinde tibianın vertikal olarak yere dik olduğu an sonlanır.

Bu fazda ekstremitenin öne ilerletilmesi ve doğru bir ayak süzülüşü hedeflenmektedir (Perry ve Burnfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001, Yavuzer 2009).

Salınım sonu faz: Yürüme siklusunun %87-%100'lük kısmını oluşturur. Salınımdaki ekstremitede tibianın vertikal dikliği ile başlar, aynı ekstremitenin topuk vuruşuyla sonlanır. Bu fazda hedeflenen, ayağın öne ilerletilmesinin doğru bir şekilde sonlanması ve ekstremitenin basma fazına hazırlanmasıdır (Perry ve Burnfield 2010, Özaras ve Yalçın 2001, Yavuzer 2009).

2.1.2. Yürüme ile ilgili genel terminoloji

Kinematik: Hareket ile ilgili parametreleri, kuvvetlerin hareket üzerindeki etkisini düşünmeden, hareketin dışarıdan görüldüğü haliyle inceler. Hareketi oluşturan iç veya dış kuvvetlerle ilgilenmez. Hareketin kendisi ile ilgilenir (Akalın ve Temelli 2017).

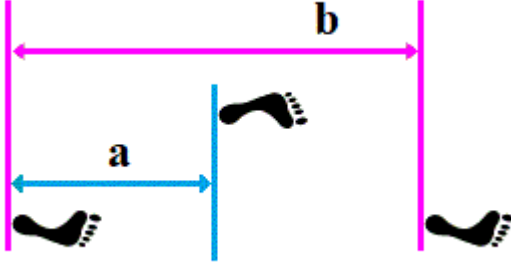
Kinetik: Harekete neden olan parametreleri tarif eder. Yerçekimi, YRK, eylemsizlik, kas ve ligaman kuvvetleri, eklem gücü ve momenti gibi iç ve dış kaynaklı kuvvetlerden oluşur. Hareketin meydana gelmesine neden olan faktörleri inceler.

Kadans (tempo): Dakikada atılan adım sayısıdır.

Adım: Bir ayak yer ile temas ederken diğer ayağın da yerle temasa geçmesidir.

Adım uzunluğu: Yürüme sırasında bir adım ile ardışık gelen karşı adım arasındaki mesafedir (Şekil 2-2).

Çift adım uzunluğu: Aynı ayağın ardışık gelen iki topuk vuruşu arasındaki mesafedir. Bu mesafe aynı zamanda sağ ve sol taraf adım uzunluğunun toplamıdır (Şekil 2-2).



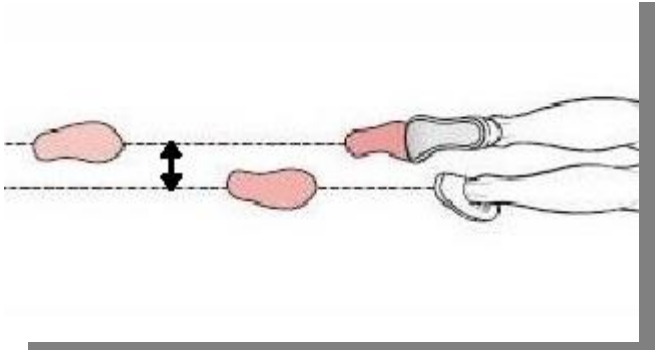
Şekil 2-2: Adım uzunlukları

Adım uzunluğu (a) ve çift adım uzunluğu (b)

Çift destek fazı süresi: Her iki ayağın da yer ile temas halinde olduğu süredir. Çift destek fazının yürüme siklusundaki süresidir.

Tek destek fazı süresi: Bir ayağın yere bastığı süredir. Tek destek fazının yürüme siklusundaki süresidir.

Adım genişliği: İki ayağın orta hatları arasındaki mesafedir. Topuğun ortasından veya ayak bileği ortasından ölçülür (Şekil 2.-3).



Şekil 2-3: Adım genişliği

Yürüme hızı: Belirli bir zamanda kat edilen mesafedir.

2.1.3. Yürüme analizi

Yürüme analizi, uzayda gerçekleşen hareketlerin yer değiştirmesinin mekanik temeller ile nicel olarak incelenmesi, değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır. Yürüme analiz sistemleri, hareket ile ilgili her parametreyi (hız profilleri, akselerasyon, kütle ve basınç merkezi değişimleri, momentler, yer reaksiyon kuvvetleri (YRK), enerji, güç dağılımı vb.) elde etmemize olanak sunar (Perry ve Burnfield 2010).

Kas iskelet sistemi rahatsızlıklarını ve nörolojik rahatsızlıkları değerlendirmek ve tedavi etmek için yürüme analizinin kullanımı, gelişmiş yürüme analiz teknikleri ve teknolojisinin kullanımının bugüne kadarki en iyi örneklerinin görülebileceği alanlardır (Russell ve ark. 2006).

2.1.3.1. Yürüme analizinin tarihçesi

Yürümenin çıplak gözle değerlendirilmesinin güçlüğü ve karmaşıklığı bilim adamlarını ayrıntılı ve güvenilir inceleme yöntemleri geliştirmeye teşvik etmiştir. Hareketi bilimsel olarak ilk değerlendiren Aristo olmuştur. Aristo, M.Ö. 350 yıllarında kas kasılmalarının eklemi hareket ettirdiğini keşfetmiştir. Bundan birkaç asır sonra, Galen (M.S. 131-201) eklemi hareket ettiren bu kas kasılmalarının sinir iletimi ile gerçekleştiğini söylemiştir (Berker ve ark. 2001).

Fotoğraf makinesinin icadıyla 19. yüzyılda hareketin detaylı araştırılacağı bir çağ başlamıştır. İlk fotoğraf denemelerinde kaliteli bir görüntü elde etmek adına belli bir süre hiç kıpırdamamak gerekmekteydi. Hareket halindeki insanların fotoğrafının çekilebilmesi ve değerlendirilebilmesi ise fotoğraf makinelerinin saniyenin onda biri sürede görüntüyü kaydedecek kadar gelişmesi ile mümkün olmuştur (Berker ve ark. 2001).

Yürüme analizinin gelişmesinde önemli katkıları olan bir diğer isim ise bir fotoğrafçı olan Eadweard Muybridge idi. 19. Yüzyılın sonlarına doğru Muybridge

Kaliforniya Valisi Leland Stanford tarafından bir iddiayı sonuçlandırmak üzere dört nala giden bir atın dört ayağının da aynı anda yerden kesilip kesilmediğini belirlemek için fotoğraf çekmeye çağırılmıştır. Muybridge, özel kameralar ile atlar üzerinde fotoğraf çekme çalışmaları yapmış, bunların sonucunda aynı anda dört ayağının da havada olduğu bir anın fotoğrafını yakalamıştır. Sonrasında Muybridge Pennsylvania Üniversitesi'nde hareket analizi ile ilgili araştırmalarını sürdürmüştür (Berker ve ark. 2001).

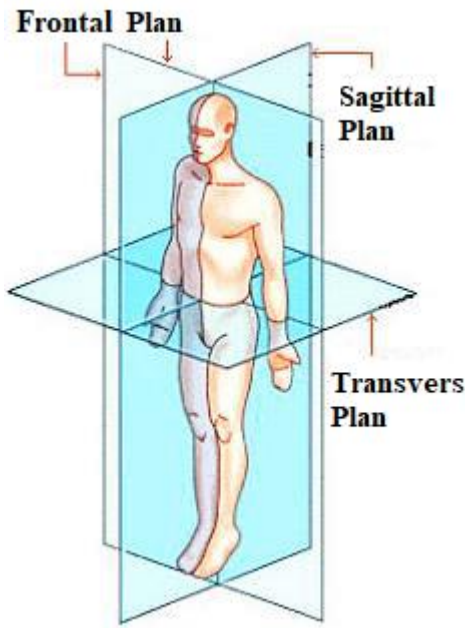
1895'te Braune ve Fisher, fotoğrafları sayısal değerlere dönüştürmeyi başarmışlardır. On bir tane küçük ampulü ekstremiteler üzerine yerleştirerek deneğin hareket ederken seri fotoğrafları çekilmiş ve her ampulün yer değiştirmesi bu çekilen fotoğraflar üzerinde tek tek ölçülerek hesaplanmıştır. Bu sayede Braune ve Fisher, hareket grafiklerini oluşturmayı başarmışlardır. 1930'larda ise Eberhart ve İnman bu yöntemi geliştirmişlerdir. Tüm bu çalışmalar 20. yüzyılda biyomekanik biliminin gelişmesinde öncülük etmiştir. Ancak yapılan yürüme analiz ölçüm yöntemleri uzun zaman aldığı ve emek gerektirdiği için yaygınlaşamamış, dünya çapında pek az kullanıcının eline geçebilmiştir (Berker ve ark. 2001).

Bugün bildiğimiz ve kullandığımız bilimsel yürüme analizinin klinik uygulamalarda yer almasını sağlayan araştırmacılar Verne İnman ve Jacquelin Perry'dir. Bilgisayarların 1980'lerde hayatımıza girmesiyle klinik uygulamalar için yürüme analizi sistemleri geliştirilerek dünyanın pek çok ülkesinde kullanıma sunulmuştur (Berker ve ark. 2001).

2.1.3.2. Yürüme analizi çeşitleri

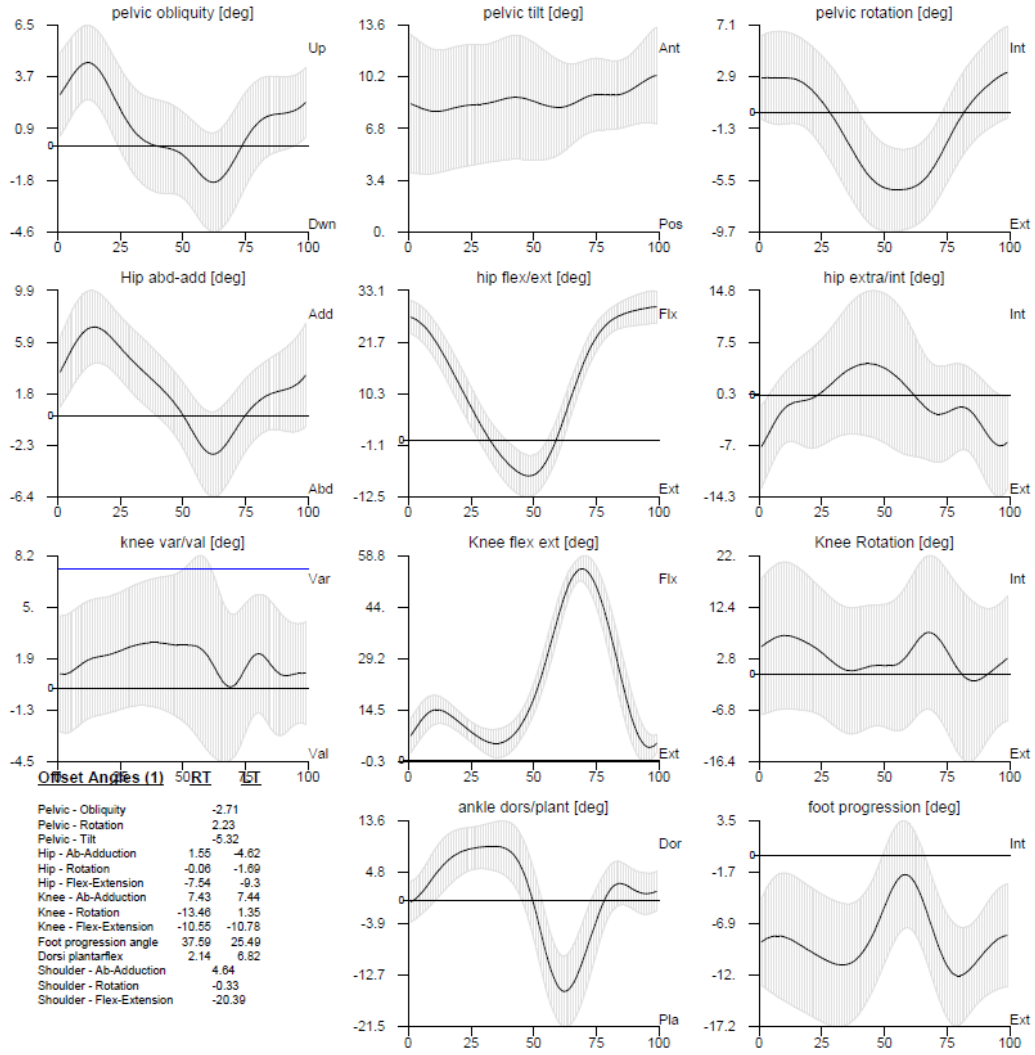
Gözlemsel analiz: Yürümenin gözlemsel analizi, kliniklerde sıkça tercih edilen rutin değerlendirme yöntemlerinden bir tanesidir. Yürüme, sıklıkla sagittal ve frontal plandan izlenerek değerlendirilir (Şekil 2-4). Bu analiz yönteminde, yürüyüş bozukluğunun nedenini ve bu bozukluğa kompensatuar gelişmiş olan hareketleri birbirinden ayırmak oldukça zordur. Bu nedenle yürüme bozukluğuna neden olan etmenleri tam olarak

belirleyebilmek için daha gelişmiş tekniklere ve teknolojilere başvurmak gerekebilir. Gözlemsel analizde yetersiz kalınan noktalarda, sagittal ve frontal plandan video çekimi yapılarak vücudun çok sayıdaki segmentinin hareketlerini değerlendirilebilmektedir. Videolar arşivlenmesi, hastaların takibi ve progresyonu açısından tekrarlanan değerlendirme seanslarında kullanılabilir. Ayrıca bu videolar klinisyenlerin deneyimlerini paylaşmalarında ve öğrencilerin eğitimlerinde sıklıkla kullanılmaktadır (Özaras ve Yalçın 2001).



Şekil 2-4: Anatomik planlar (düzlemler)

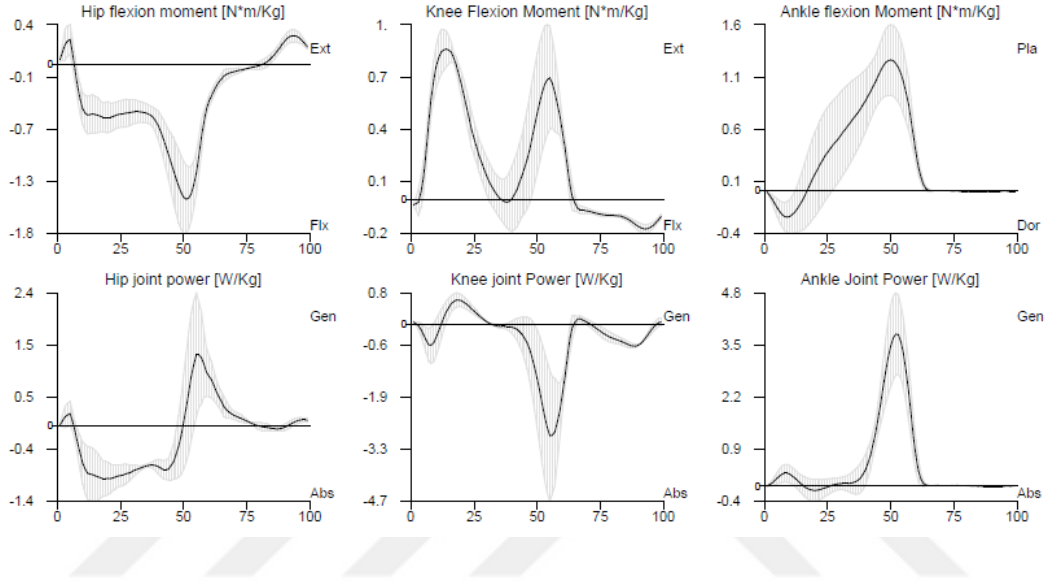
Kinematik analiz (Şekil 2-5): Yürüme analizinde vücut segmentlerinin değişen konumlarını ve yönlerini, eklemlerin açılarını, bu eklem açılara karşılık gelen doğrusal ve açısal hızları ve ivmeyi kaydetmek için kullanılır. Hareketi oluşturan kuvvetlerin değil, bu kuvvetlerin oluşturduğu hareketin salt incelemesidir. Eklemlerin uzaydaki yerlerini belirler. Bu analiz için hareketlerin üç boyutlu uzayda değerlendirilebilmesi adına minimum beş adet kamera kullanılması önerilir (Whittle 2012). Kinematik analiz optik kameralar, ultrasonik cihazlar, ayak şalterleri, özel tasarlanmış alıcıları bulunan yürüme yolları ve elektrogonyometreler ile kayıt edilebilir.



Şekil 2-5: Kinematik yürüme analiz grafikleri

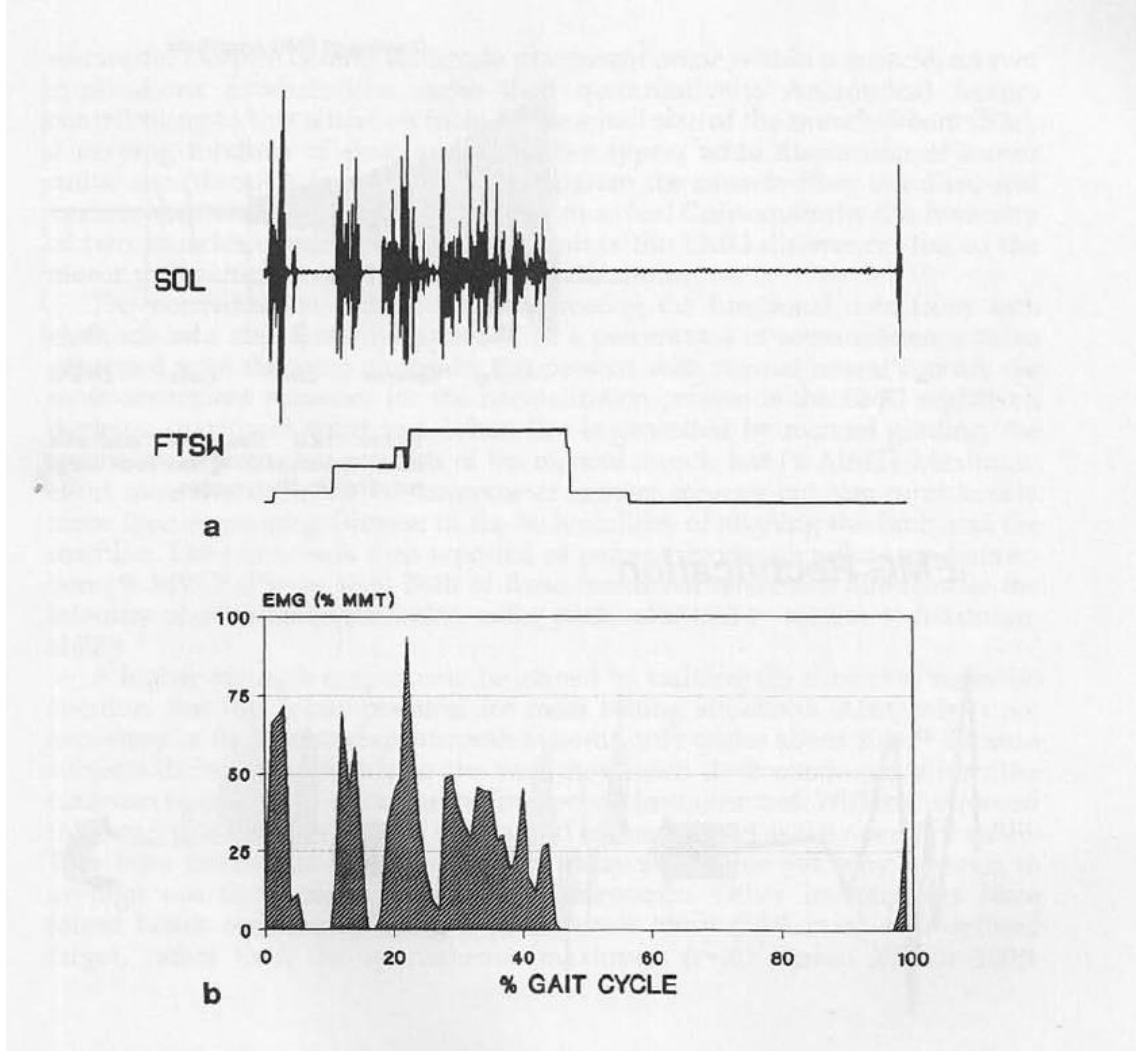
Kinetik analiz (Şekil 2-6): Yürüme sırasında hareketi oluşturan YRK, eklemlerde oluşan momentler, güç üretimleri ve harcanımları vb. kuvvetler incelenmektedir. Analizden önce alınan antropometrik ölçümler, alınan kinematik ölçümler ile sentezlenerek YRK ile değerlendirilir ve kalçada, dizde ve ayak bileğinde oluşan moment ve güç parametreleri hesaplanır (Perry ve Burnfield 2010). YRK ölçümü kuvvet platformları ile gerçekleştirilir. Bunun için yürüyüşte bir ayağın kuvvet platformunun üzerine basması gereklidir. Kuvvet platformu, yürüme yolunun pürüzsüzlüğünü bozmayacak şekilde yola yerleştirilmelidir. Hastanın platformu fark etmesi ya da ekstra bir çaba göstererek oraya basmaya çalışması, analizin yanlış değerlendirilmesine neden olacaktır. Ayak bileğinde, dizde ve kalçadaki tüm segmentler

için sagittal, frontal ve transvers düzlemde olmak üzere momentler ve güç hesaplanır. Bir eklemden hareket oluşturmak adına pek çok kas kasılır. Bu kas aktivitelerinde kasılan agonist ve antagonist kasların aktivasyonlarının toplamı moment değerini verir. Güç ise eklemin çevresindeki kasların, ilgili eklemden ilgili hareketi oluşturmak için gerekli enerjiyi üretme ve emme hızı olarak tanımlanabilir.



Şekil 2-6: Kinetik yürüme analizi grafikleri

Dinamik elektromiyografi (EMG) (Şekil 2-7): Yürüme sırasında ortaya çıkan kas aktivitesinin kaydedilmesidir. Elektrotlar kullanılarak kaydedilen EMG verisi, yürüme sırasında kas aktivasyonlarını belirleyerek, hangi kasın hangi yürüme fazında kasıldığını göstermektedir. Elektrotlardan gelen sinyaller, bilgisayar tarafından kaydedilir. Kinetik analizlerden elde edilen üretilen ve emilen güç parametreleri ile dinamik EMG verileri birleştirilerek hangi kas gruplarının yürümenin hangi fazlarında aktif rol aldığı belirlenir (Perry ve Burnfield 2010).



Şekil 2-7: Yürüme sırasında soleus kas aktivasyonunun EMG gösterimi

Ham EMG verisi (a) ve EMG'nin sayısal grafiği (b)

Enerji tüketiminin hesaplanması: Normal yürüme bozulduğu zaman ekstremitelerde ve gövdede ekstra kompensasyon paternleri ortaya çıkar. Böyle bir durumda harcanan enerji artış gösterir. Enerji tüketimi, kişinin aldığı nefesteki oksijen tüketimi ile hesaplanır. Hastalarda yürüyüşün kolaylığı ya da zorluğu oksijen tüketimi ile güvenilir bir şekilde anlaşılabilmektedir (Özaras ve Yalçın 2001).

2.2. Denge

Denge; vestibüler, propriyoseptif, vizüel, muskuloskeletal ve kognitif sistemlerin birbirleriyle etkileşimi ile vücut ağırlık merkezinin destek yüzeyinde kalabilmesi ve bu durumun sürdürülebilmesi için oluşan postural uyum olarak tanımlanır (Allison ve Fuller 2000). Duyusal input, duyuların değerlendirilmesi ile nöromusküler bir yanıt olarak kontrol edilmektedir. Bu duyusal input vestibüler, vizüel ve propriyoseptif sistemleri kapsamaktadır. Nöromusküler sistemin sağlam olması ve kas gücünün yeterli olması, etkili motor yanıt oluşmasını sağlar (Wurtz ve Kandel 2000). Vestibüler, vizüel ve propriyoseptif sistemlerden gelen iletilerin merkezi sinir sistemine (MSS) iletilerek burada işlenmesi, bunun sonucunda kas-iskelet sisteminde uygun yanıtların ortaya çıkması ile denge sistemi oluşmaktadır (Irrgang ve Neri 2000). Dengenin, biyomekanik değişikliklere yanıt veren nöromusküler sistem ile korunması çok mümkün görünmektedir. İnsanların denge kurabilme yeteneği, diğer motor kontrol sistemlerinin gelişiminde önemli bir faktördür.

Denge, biyomekanik aliterasyonlara cevap veren nöromusküler sistemle korunmaktadır. Vücudun ağırlık merkezi, kuvvet ve momentlerin biyomekanik olarak hesaplanarak toplamalarının sıfıra eşit olduğu uzaydaki farazi bir noktadır. Ayakta durmakta olan normal bir kişide omurganın hemen önünde, S2 vertebra hizasında bulunur. Dengenin korunması için, vücut ağırlık merkezinden yere doğru inen vektörün destek alanından geçmesi gerekir (Shumway-Cook ve ark. 1988).

Dengenin sürdürülebilmesi, tüm fiziksel hareket gerektiren durumlarda, hareketin gerçekleşmesi için temel öğelerden biridir (Ruiz ve Richardson 2005). Bir vücut pozisyonu veya dengesini elde etme ve sürdürme becerisi, motor becerilerin öğrenilmesinde ve uygulanmasında önemli bir etken olarak kabul edilir.

Vestibüler sistem: Denge kontrolünün sağlanmasında önemli bir sistemdir. İnsanın doğrusal ve açısal tüm hareketlerini algılar (Sucan ve ark. 2005). Ayrıca postural kontrol ve koordinasyon için motor refleksler kullanır. İç kulaktan ve vestibül işitme organından alınan bilgiler, vücudun postürünü korumasını ve dengede kalmasını sağlar

(Guyton ve Hall 2007). Kişinin dengesini kurmasında kritik bir rol oynar, çünkü çevresel etmenlerden farklı olarak kişinin kendi hareketini algılayarak çalışır.

Vizüel sistem: Gözdeki vizüel reseptörler ile çevredeki objelerin hareketini algılayarak denge için çevresel oryantasyon kazandırır. Ayrıca kişinin baş hareketleri ve postür salınımlarını algılayarak kişinin çevre ile olan etkileşiminin algılanmasını sağlar (Redfern 2001).

Propriyoseptif sistem (somatosensoriyel): Vücut segmentlerinin lokalizasyonu ve birbirleri ile olan etkileşimleri hakkında bilgi sağlayarak dengenin kurulmasında katkıda bulunur. Kas içcikleri propriyosepsiyonda önemli bir rol oynar. MSS'ye kasın boyu ve kasılma hızı hakkında bilgi sağlayarak kişinin eklem hareketinin oluşmasına ve pozisyon algısının ayırt edilmesine katkıda bulunurlar (Shaffer ve Harrison 2007).

2.2.1. Denge çeşitleri

Denge, statik denge ve dinamik denge olmak üzere ikiye ayrılır.

Statik denge: Kişinin belli bir noktada, pozisyonda veya durumda kişiye özgü statik pozisyonunu devam ettirerek dengesini sağlayabilmesi ve koruyabilmesidir (Allison ve Fuller 2000). Statik denge, hiçbir dışsal kuvvete veya desteğe ihtiyaç duyulmadan, tüm vücudun veya vücudun belli bir segmentinin kendisine özgü statik pozisyonunu korumasını sağlar.

Dinamik denge: Kişinin hızlanırken, yavaşlarken veya dönerken vücudunun aktif kontrolünü sağlayarak yeterli seviyede ve etkili hareket edebilmesidir (Anderson ve Behm 2005). Düşmeksizin veya dengeyi kaybetmeksizin hareket edebilme kabiliyetidir (Tortop ve ark. 2014). Hareketli zeminler, denge kurmak için gerekli stabilizatör sistemlerde aktivasyon artışına neden olur.

Denge ve stabilizasyon: Denge ve stabilite birbirleriyle yakından ilişkili kavramlardır. Denge, bir kişinin ağırlık merkezini destek yüzeyinde tutabilme kabiliyetidir. Stabilite ise kişinin duyuşal ve motor sistemlerinin yeterliliği ile denge durumunu sürdürme, elde etme veya geri kazanma kabiliyeti olarak tanımlanabilir (Horak 1987). Yürüme paternindeki normalden sapma miktarı, nöromusküler kontrolün kalitesini yansıtır. Daha küçük sapmalar, daha iyi nöromusküler kontrol ve yürüme stabilitesine işaret eder (Meyer ve Ayalon 2006). Literatürde, Newton mekaniğinin ilkeleri doğrultusunda stabilitenin YRK, basınç merkezi ve ağırlık merkezi arasında ilişki olduğundan bahsedilmektedir (Winter 1995, Maki ve McIlroy 1997). Dinamik stabilitenin anahtarı, ağırlık merkezinin momentum kontrolüdür. Vücut kütlelerinin üçte ikisi baş, kollar ve gövdede bulunmaktadır. Üst gövdenin büyük kütleye sahip olması ve alt ekstremiteye göre daha durağan momentinden dolayı, başın ve üst gövdenin konumu ve hareketi kişinin genel stabilitesinde kritik rol oynayabilir (Winter 1995).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan çalışmanın etik yönden uygunluğunu belirten 17.05.2019 tarihli ve 693 sayılı kurul onayı alındı.

3.1. Katılımcılar

İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı sorumluluğunda İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Yürüme Analiz Laboratuvarı'nda Ocak - Nisan 2019 tarihleri arasında yürütülen çalışmamıza nörolojik ve ortopedik herhangi bir problemi bulunmayan 7-18 yaş aralığında 17 sağlıklı çocuk dahil edildi. Gerekli bilgilendirmelerin ardından katılımcı çocuklar, velileri ile birlikte aydınlatılmış onam formunu okuyarak imzaladıktan sonra değerlendirmeye alındılar.

Dahil edilme kriterleri:

- 1) 7-18 yaş aralığında olmak
- 2) Nörolojik ve ortopedik herhangi bir tanı almamış olmak
- 3) Yürümeyi engelleyecek herhangi bir ortopedik deformiteye sahip olmamak
- 4) Nörolojik gelişim basamaklarını zamanında tamamlamış olmak
- 5) Yürüme fonksiyonlarını etkileyecek herhangi bir cerrahi geçirmemiş olmak

Dışlanma kriterleri:

- 1) Hipermobilitate, artmış femoral anteverسیون, skolyoz pes planus, bacak boyu kısalığı vb. ortopedik problemler
- 2) Son 3 gün içerisinde herhangi bir sportif aktivite gerçekleştirmemiş olmak
- 3) Tek Ayak Üzerinde Durma Testi süresi 30 sn'nin altında olmak
- 4) Fonksiyonel öne uzanma testinde başarısız olmak

3.2. Fiziksel değerlendirme

Katılımcıların çalışmaya dahil edilme kriterlerini karşılayıp karşılamadığını görmek için öncelikle uygun fiziksel değerlendirmeler yapıldı.

Antropometrik ölçümler: İlk olarak katılımcıların vücut ağırlıkları (kg), boyları (cm) ve bacak boyları (cm) ölçülüp kaydedildi. Bir kaliper yardımıyla supin pozisyonda muayene sedyesinde yatan katılımcıların pelvis, diz ve ayak bileği eklem çap ölçümleri ve pelvis yükseklik ölçümleri yapıldı.

Pasif eklem hareket açıklığı ölçümü: Katılımcıların pasif eklem hareket açıklıkları muayene sedyesi üzerinde ölçüldü (Boone ve ark. 1978). Supin pozisyonda yatarken bilateral kalça fleksiyon, abduksiyon, ayak bileği dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon; prone pozisyonunda yatarken ise kalça ekstansiyon, internal rotasyon ve eksternal rotasyon açıları gonyometre kullanılarak ölçüldü.

Femur boynu anteversiyon açısı ölçümü: Bu ölçüm için “Trokanterik Prominance Angle Test (TPAT)” kullanıldı. TPAT, Supin pozisyonda yatan katılımcıların dizleri 90 derece fleksiyonda iken trokanter majörün femurun en lateralinde kaldığı pozisyondaki kalça internal rotasyon açısı ölçülerek tayin edildi. TPAT derecesi 20’nin altında kalan katılımcıların femur boynu anteversiyon açılarının normal sınırlarda olduğu bilgisine ulaşıldı (Davids ve ark. 2002, Cibulka 2004).

Kas kısalığı ölçümleri: İliopsoas, hamstring, kalça adduktor ve gastroknemius kaslarına yönelik kas kısalıklarını belirlemek için sırasıyla Thomas testi (Peeler ve ark. 2006), popliteal açı ölçümü (Katz ve ark. 1992), abduksiyon eklem hareket açıklığı ve ayak bileği dorsifleksiyon eklem hareket açıklığı (Boone ve ark. 1978, Low 1976, Greene ve Heckman 1994) ölçümleri kullanıldı. Thomas testi, katılımcılar supin pozisyonda muayene sedyesi üzerinde uzanırken bir ekstremitenin kalça-diz fleksiyonuna getirilmesi ile diğer ekstremitede açığa çıkan kalça fleksiyonunun ölçülmesi ile gerçekleştirildi. Popliteal açı ölçümü, katılımcılar supin pozisyonunda

muayene sedyesinde yatarken bir ekstremité 90° kalça fleksiyonuna getirildikten sonra dizin ekstansiyona zorlanması ile tibia ön-hattı ile yere dik hat arasında kalan açı olarak ölçüldü. Adduktor ve gastroknemius kas kısalığı, katılımcılar supin pozisyonunda dizleri ekstansiyonda yatarken gonyometre yardımıyla değerlendirildi.

Vertebral asimetri değerlendirmesi: Katılımcıların vertebral asimetrisini değerlendirmek için su terazili klinik skolyometre kullanıldı (Amendt ve ark. 1990). Üst torakal, torakal, torakolumbal ve lumbal seviyede vertebral asimetrisi ölçülerek kaydedildi.

Ayak postür değerlendirmesi: Katılımcıların ayak postürleri “Ayak Postür İndeksi 6 (FPI-6)” ile değerlendirildi (Morrison ve Ferrari 2009). Katılımcılardan kalçaları nötral pozisyonda, ayakları arasındaki genişlik pelvis genişliği kadar açık olacak şekilde, ayakları aynı hizada ayakta dururken hiçbir yerden destek almadan karşıya doğru bakmaları ve her iki ayaklarına eşit ağırlık vermeleri istendi. FPI-6 indeksinde değerlendirilen maddeler:

- i. talus başının medial – lateral palpasyonu
- ii. lateral malleolün altındaki ve üstündeki eğimin azalması/artması
- iii. kalkaneusun inversiyonu/eversiyonu
- iv. talonavikular eklem bölgesinde gözlenen balonlaşma/çukurlaşma
- v. medial longitudinal ark yapısı (pes planus/pes kavus)
- vi. ön ayağın arka ayağa göre abduksiyonu/adduksiyonu

İndeksin parametreleri, ayak postürünün valgus veya varus deformite yönelimi ve bu yönelimin şiddetine göre +2 (valgus yönünde) ve -2 (varus yönünde) değerleri arasında sayısal olarak puanlandı.

Ligaman laksitesi: Ligaman laksitesini ölçmek için “Beighton Testi” kullanıldı (Beighton ve ark. 1973, Smits-Engelsman ve ark. 2011). Katılımcıların Beighton Test skoru, katılımcılarda gözlenen her parametreye 1, gözlenmeyen her parametreye ise 0

değeri verilerek hesaplandı. İlk 4 madde her iki ekstremitte için ayrı değerlendirilip puanlamaya katıldı:

- i. Başparmağın ön kola pasif olarak dokunabilmesi (1'er puan)
- ii. Beşinci metakarpofalangeal ekleminin pasif 90° ekstansiyona gelebilmesi (1'er puan)
- iii. Dirsek ekleminin pasif olarak 10° ve üzeri hiper-ekstansiyona gelebilmesi (1'er puan)
- iv. Diz ekleminin pasif olarak 10° ve üzeri hiper-ekstansiyona gelebilmesi (1'er puan)
- v. Katılımcı ayaktayken dizleri tam ekstansiyonda öne eğildiğinde avuç içlerinin yere değebilmesi (1 puan)

Beighton testinden 9 puan üzerinden 5 ve üzeri puan alan katılımcılarda ligaman laksitesi olduğu belirlendi.

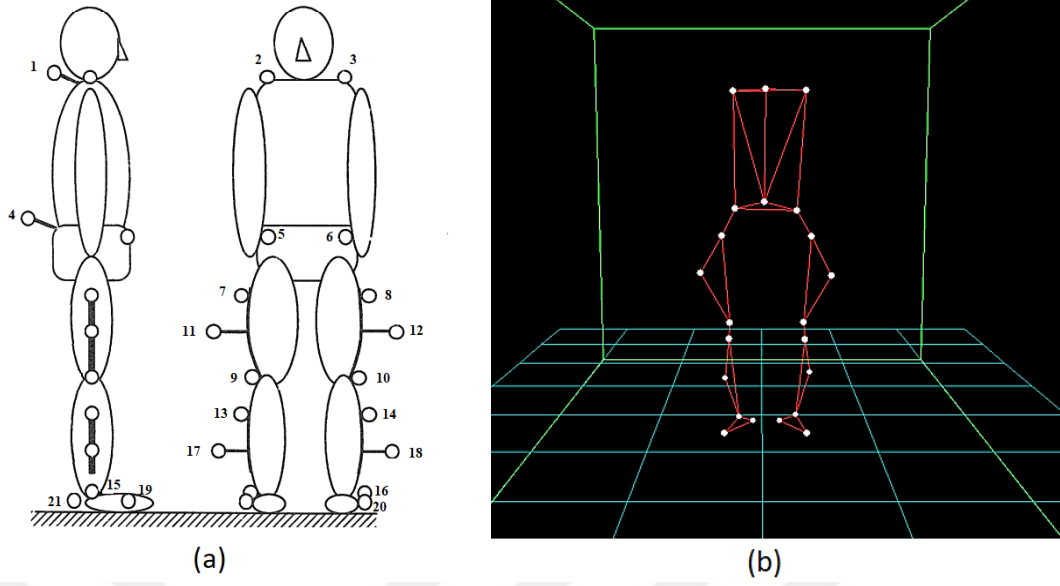
Denge değerlendirmesi: Katılımcıların denge yönünden uygunluklarını belirlemek adına dinamik dengelerini değerlendirmek için 2 yöntem kullanıldı. İlk olarak katılımcılara 'Tek Ayak Üzerinde Durma Testi' yapıldı (Condon ve Cremin 2013, Atwater ve ark. 1990). Katılımcılardan elleri bellerinde, iki ayakları omuz genişliğinde açık olacak şekilde beklerken bir ayaklarını diğer ekstremitenin diz seviyesine kaldırmaları ve tek ayak üzerinde beklemeleri istendi. Bu süreçte araştırmacı, kronometre ile süreyi takip ederek tek ayak üzerindeki denge bozulduğunda kronometreyi durdurdu ve katılımcıların tek ayak üzerinde durma sürelerini kaydetti. Bu değerlendirme her ekstremitte için 3 kere tekrar edildi ve tek ayak üzerinde durma süresi 30 sn'nin altında kalan katılımcılar çalışmadan dışlandı. Dinamik dengeyi değerlendirmek için ayrıca Fonksiyonel Öne Uzanma Testi gerçekleştirildi (Duncan ve ark. 1990, Bartlett ve Birmingham 2003). Bu testte katılımcılardan bir duvara yan dönerek durmaları ve kollarını 90 derece fleksiyona getirip beklemeleri istendi. Bu pozisyonda katılımcıların 3. parmak hizası duvarda işaretlendi. Daha sonra katılımcılardan topukları yerden kalkmadan ve omuz pozisyonu korunarak öne doğru uzanabildikleri kadar uzanmaları istendi. Dengelerini koruyarak, topukları yerden kaldırmadan ve üst ekstremitte pozisyonunu bozmadan katılımcının ulaşabildiği son

noktada 3. parmak hizası tekrar duvarda işaretlendi. İki işaret arası mesafe santimetre cinsinden ölçülerek kaydedildi. Bu değerlendirme 3 kere tekrar edilerek en iyi iki değerlerin ortalaması fonksiyonel öne uzanma testi skoru olarak kaydedildi. Tüm bu ön-değerlendirme prosedürlerinden beklenen değerlere ulaşan katılımcılar, yürüme analizi ile değerlendirilmeye alındı.

3.3. Yürüme analizi

Baş öne eğik şekilde yürümenin, yürüme ve denge üzerine olan etkisini belirlemede yürümenin ve dengenin nicel olarak değerlendirilebilmesi için katılımcılara 3 boyutlu yürüme analizi yapıldı. Yürüme analiz sistemlerinden kullanılan 22 adet özel ışık yansıtıcı işaretleyici, Davis ve ark.'nın (1991) geliştirdiği protokole göre yapışkanlı bant aracılığıyla katılımcıların belirli anatomik noktalarına konuldu (Modifiye Helen Hayes) (Şekil 3-1). Bu anatomik noktalar:

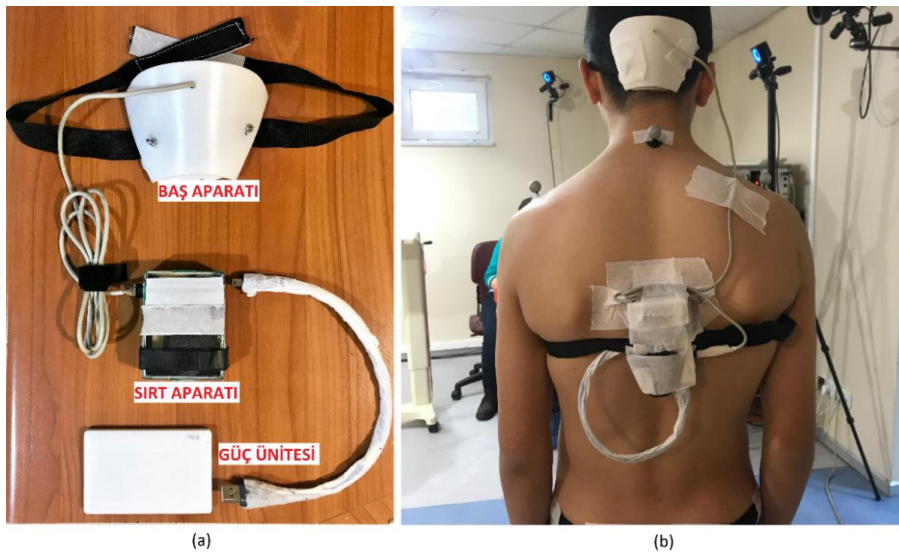
- | | |
|---|--|
| 1. C7 spinal proses çıkıntısı | 13. Sağ fibula başı |
| 2. Sağ akromiyon | 14. Sol fibula başı |
| 3. Sol akromiyon | 15. Sağ ayak lateral malleol |
| 4. Sakrum seviyesi | 16. Sol ayak lateral malleol |
| 5. Sağ spina iliaca anterior superior (SIAS) | 17. Sağ fibula başı- lateral malleol arası |
| 6. Sol SIAS | 18. Sol fibula başı- lateral malleol arası |
| 7. Sağ trokanter majör | 19. Sağ ayak 5. metatars başı |
| 8. Sol trokanter majör | 20. Sol ayak 5. metatars başı |
| 9. Sağ lateral tibial kondil | 21. Sağ ayak kalkaneus |
| 10. Sol lateral tibial kondil | 22. Sol ayak kalkaneus |
| 11. Sağ trokanter majör-lateral tibial kondil arası | |
| 12. Sol trokanter majör-lateral tibial kondil arası | |



Şekil 3-1: İşaretleyicilerin yerleşimi

Davis (1991) protokolüne göre işaretleyicilerin yerleştirildiği anatomik noktalar (a) ve bu noktaların yürüme analiz sistemindeki görüntüsü (b)

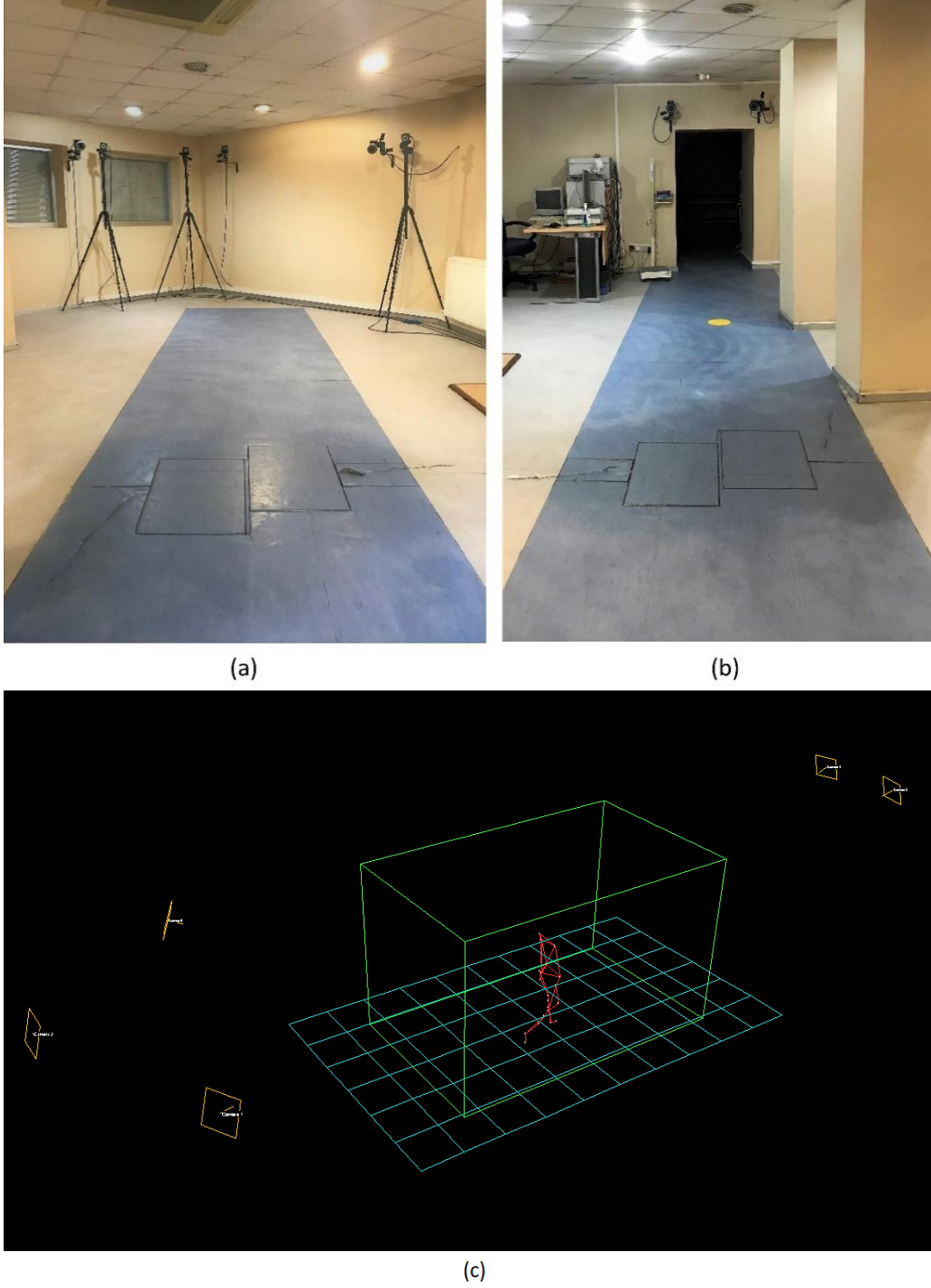
İşaretleyicilerin yerleşiminin ardından baş hareketlerinin takip edilmesi için akselerometre teknolojisinden faydalanılarak geliştirilen (Jähne-Raden ve ark. 2019) “Baş Hareket Sensörü”nün baş aparatı katılımcıların oksipital bölgesine, sırt aparatı ise skapular alt hizasında omurga hattı üzerine Şekil 3-2’deki gibi yerleştirildi (Gürkan ve ark. 2018).



Şekil 3-2: Baş hareket sensörü

Baş hareket sensörü (a) ve katılımcılar üzerindeki yerleşimi (b)

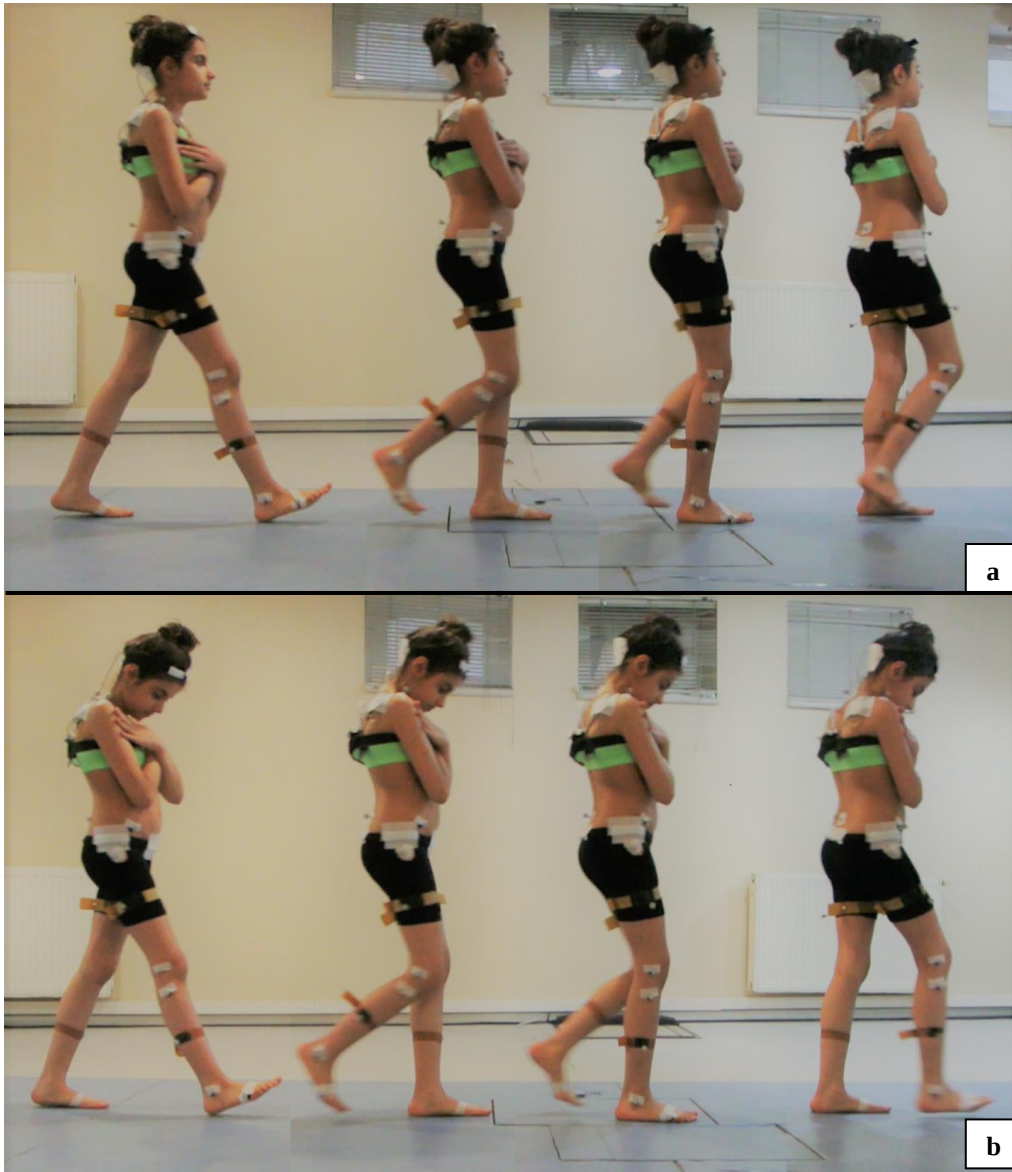
Yürüme analizi, 3 boyutlu bilgisayarlı optoelektronik analiz sistemi ile 5 kamera ve 2 kuvvet platformu (ELITE2002 BTS, Milan, İtalya) kullanılarak 8 metrelik yürüme yolunda gerçekleştirildi (Şekil 3-3).



Şekil 3-3: Yürüme analiz sistemi

3 boyutlu yürüme analizinin gerçekleştirildiği yürüme yolu (a, b) ve sistem üzerindeki görüntüsü (c)

Katılımcılardan ilk olarak çıplak ayakla serbest yürüme hızlarında nötral baş postürleri (NBP) ile yürümeleri istendi. Sonra katılımcılara “başınızı ağırlı yaratmayacak en son dereceye kadar öne eğerek ve yere bakarak yürüyün, ancak gövdenizi ve omuzlarınız öne eğilmemesine dikkat edin.” komutu ile öne eğik baş postürü (ÖEBP) ile nasıl yürüyecekleri anlatıldı. Katılımcılar öne bakarak yürümeye adapte olabilmeleri ve bu baş postüründe rahat yürüyebilmeleri için birkaç tur deneme yürüyüşü gerçekleştirdi. Sonrasında maksimum ağrısız fleksiyon derecesinde ÖEBP ile yürüme kayıtları alındı. (Şekil 3-4).



Şekil 3-4: Farklı baş postürleriyle yürüyüş

NBP (a) ve ÖEBP (b) ile yürüyüş

Her iki baş postürü ile 8'er başarılı yürüyüş kaydı alındı. Başarılı bir yürüyüş için gerekli kriterler:

1. Katımcıların durmadan ve düz bir hatta yürümesi
2. Her ayak için kuvvet platformundan alınan verilerin az bir tam basma fazını içermesi
3. Yürüyüş kaydının en az 5 adımdan oluşuyor olması

olarak belirlendi. Aşırı hızlı veya yavaş yürüyüşler dışlandı. Sagittal planda diz varus-valgus eklem hareket açıklığı minimum olan kayıtlar, en iyi yürüyüş olarak belirlendi (Piazza ve Cavanagh, 2000).

3.4. İstatistiksel analiz

NBP ve ÖEBP ile yürüyüş sırasında elde edilen en iyi yürüme kayıtlarından alınan alt ekstremite sagittal, frontal ve koranel planda kinematik verileri, kuvvet platformlarından alınan kinetik veriler ve basınç merkezi değişimleri, Shapiro-Wilk Normallik Testi ile normal dağılıma uygunluk göz önünde bulundurularak Eşli-t Testi veya Wilcoxon Testi ile istatistiksel anlamda karşılaştırıldı.

4. BULGULAR

Dahil edilme kriterlerini karşılayan 17 sağlıklı çocuk çalışmaya alındı. Katılımcı çocukların 10 tanesi kız, 7 tanesi erkekti. Değerlendirilen tüm katılımcılar değerlendiricinin komutlarına uyum sağlayabildi. Tüm katılımcıların değerlendirmesi tek bir seansta gerçekleşti. Katılımcıların demografik bilgileri Tablo 4-1’de verilmiştir. Katılımcıların yaş ortalaması $12,59 \pm 2,00$ idi. Değerlendirilen en küçük yaştaki katılımcı 9 yaşında iken, değerlendirilen en büyük katılımcı 17 yaşındaydı. Değerlendirilen katılımcıların kilo ortalamaları $50,63 \pm 15,05$ kg, boy ortalamaları $155,82 \pm 11,74$ cm idi. Katılımcıların ortalama beden kitle indeksleri (boy/kilo²) $20,55 \pm 3,87$ olarak bulundu.

4.1. Dahil edilme parametreleri sonuçları

Dahil edilen tüm katılımcıların antropometrik ölçümleri, eklem hareket açıklıkları, skolyometre ile ölçülen vertebral asimetrisi, Fonksiyonel Öne Uzanma Testi sonuçları, FPI-6 skorları ve Beighton testi skorları Tablo 4-1’de verilmiştir.

4.2. Baş fleksiyonu-ekstansiyonu değişimleri

NBP ve ÖEBP ile yürüyüş sırasında baş hareket sensöründen alınan başın sagittal plandaki hareket açıklığı ile ilgili veriler Tablo 4-2’de verilmiştir. Katılımcıların NBP ile yürüme boyunca başın sagittal plandaki ekstansiyon derecesi ortalama $4,80^\circ$ ekstansiyonda iken, ÖEBP ile yürürken $34,38^\circ$ fleksiyonda olarak ölçüldü. Hem NBP hem de ÖEBP ile yürüyüşte, baş fleksiyon-ekstansiyon eklem hareket açıklığı yürüyüş boyunca bir değişiklik gözlenmedi ($p=0,832$)

Tablo 4-1: Katılımcıların fiziksel değerlendirme sonuçları

Parametreler		ÖEBP	
		Ort.	STD
Demografik veriler	Yaş (yıl)	12,59	2
	Kilo (kg)	50,63	15,05
	Boy (cm)	155,82	11,74
	Beden kitle indeksi (boy/kilo ²)	20,55	3,87
	Bacak boyu uzunluğu (mm)	786,91	194,56
Antropometrik ölçümler (mm)	Pelvis genişliği	220,29	20,72
	Kalça yüksekliği	75,29	14,52
	Diz eklem çapı	97,06	9,69
	Ayak bileği eklem çapı	65,88	5,37
	Thomas testi	6,41	4,29
Eklem Hareket Açıklıkları (°)	Popliteal açı	45,71	8,81
	Kalça abduksiyon	48,13	10,98
	Kalça internal rotasyon	43,53	15,07
	Kalça eksternal rotasyon	31,18	12,21
	Ayak bileği dorsifleksiyon	15,06	7,56
Skolyometre (°)	Ayak bileği plantar fleksiyon	45,14	5,85
	Üst torakal	0,50	1,00
	Torakal	1,50	1,29
	Torakolumbal	2,00	2,16
	Lumbal	0,75	0,96
Fonksiyonel öne uzanma testi skoru (cm)		34,60	6,72
FPI-6 skoru (bilateral toplam)		6,18	2,90
Beighton test skoru		2	1,70

*p<0.05

Tablo 4-2: Başın sagittal plandaki hareket açıklığı değişimleri

Baş fleksiyon-ekstansiyon (°)	NBP		ÖEBP		p
	Ort.	STD	Ort.	STD	
Ortalama	-4,80	5,94	34,38	17,35	0,000*
Maksimum	-8,10	6,16	36,68	16,15	0,000*
Minimum	-1,62	6,37	30,76	22,25	0,000*
Hareket açıklığı	6,48	2,40	5,92	7,49	0,832

*p<0,05

4.3. Temporospatal parametrelerdeki değişiklikler

Üç boyutlu yürüme analizi sisteminden elde edilen temporospatal parametreler Tablo 4-3'te gösterilmiştir. ÖEBP ile yürüyen katılımcıların NBP ile yürüyüşlerine göre basma fazı sürelerinde anlamlı bir azalma olduğu görüldü. Aynı şekilde ÖEBP ile yürüme sırasında, salınım fazı süresinin NBP ile yürümeye göre arttığı belirlendi. Çift adım uzunluğu ÖEBP ile yürüme sırasında anlamlı olarak azaldı. ÖEBP ile yürüyen katılımcıların NBP ile yürümeleri ile karşılaştırıldığında kadansta anlamlı bir artış olduğu belirlendi. Çift destek fazı süresinin ÖEBP ile yürüyüşte NBP ile karşılaştırıldığında azalmış olduğu görüldü. Anterior adım uzunluğu da ÖEBP ile yürüyüşte azalmış olarak saptandı. Yürüme hızı ve adım genişliğinde ÖEBP ve NBP ile yürüyüşte anlamlı bir değişiklik gözlenmedi.

Tablo 4-3: İlgili temporospatal parametrelerin değişimi

Parametreler	NBP		ÖEBP		p
	Ort.	STD	Ort.	STD	
Basma fazı süresi (% siklus)	60,82	1,39	60,02	1,57	0,035*
Salınım fazı süresi (% siklus)	39,2	1,40	39,98	1,57	0,042*
Çift adım uzunluğu (mm)	1231,42	114,10	1184,5	110,29	0,026*
Çift adım zamanı (ms)	1108,2	102,74	1075,77	65,92	0,093
Kadans (adım sayısı/dk)	107,96	9,34	112,35	6,94	0,015*
Çift destek fazı süresi (% siklus)	10,58	1,37	9,71	1,49	0,019*
Anterior adım uzunluğu (mm)	622,54	57,13	593,385	61,29	0,005*
Adım genişliği (mm)	102,36	21,08	99,62	19,93	0,334
Hız (m/sn)	1,11	0,16	1,074	0,26	0,613

*p<0.05

4.4. Kinematik parametrelerdeki değişiklikler

NBP ve ÖEBP ile yürüyüşlerden yürüme analiz sistemiyle elde edilen kinematik parametrelerdeki değişimler Tablo 4-4'te gösterilmiştir.

Tablo 4-4: İlgili kinematik parametrelerin değişimi

Parametreler		NBP		ÖEBP		p
		Ort. (°)	STD (°)	Ort. (°)	STD (°)	
Pelvik obliklik	Ortalama	0,24	1,57	-0,09	1,63	0,059
	Tepe pelvik elevasyon	4,27	1,96	3,48	2,20	0,004*
	Tepe pelvik depresyon	-3,82	1,94	-3,60	2,10	0,408
	Hareket açıklığı	8,09	2,20	7,08	2,29	0,000*
Pelvik tilt	Ortalama	8,30	4,02	7,06	4,20	0,000*
	Maksimum anterior tilt	10,30	4,15	8,99	4,44	0,000*
	Maksimum posterior tilt	6,47	4,15	5,26	4,28	0,000*
	Hareket açıklığı	3,83	1,43	3,73	1,51	0,595
Pelvik rotasyon	Ortalama	0,01	2,72	-0,04	2,67	0,990
	Maksimum internal rotasyon	5,70	3,76	4,32	3,00	0,000*
	Maksimum eksternal rotasyon	-5,13	3,77	-3,99	3,37	0,002*
	Hareket açıklığı	10,82	5,36	8,32	3,70	0,000*
Kalça abduksiyonu-adduksiyonu	Ortalama	-0,31	2,82	-0,23	2,82	0,728
	Maksimum adduksiyon	5,35	3,24	4,67	3,29	0,043*
	Maksimum abduksiyon	-6,78	3,69	-6,22	3,89	0,037*
	Hareket açıklığı	12,13	3,35	10,88	3,59	0,000*
Kalça fleksiyon-ekstansiyonu	Ortalama	9,10	6,24	8,15	6,16	0,048*
	Maksimum fleksiyon	29,08	6,17	26,77	7,47	0,000*
	Maksimum ekstansiyon	-15,30	7,27	-15,21	7,90	0,849
	Hareket açıklığı	44,38	5,38	41,99	8,99	0,000*
Kalça rotasyon	Ortalama	3,71	8,25	2,86	8,41	0,005*
	Maksimum internal rotasyon	9,22	8,83	7,97	9,22	0,002*
	Maksimum eksternal rotasyon	-3,07	8,57	-2,56	8,46	0,171
	Hareket açıklığı	12,29	3,21	10,53	3,00	0,000*
Diz varus-valgus	Ortalama	4,84	3,56	4,75	3,58	0,325
	Maksimum varus	10,89	5,19	10,26	5,43	0,016*
	Maksimum valgus	0,53	4,56	0,72	4,09	0,335
	Hareket açıklığı	10,36	5,08	9,54	4,65	0,012*
Diz fleksiyon-ekstansiyon	Ortalama	15,19	5,90	15,49	5,59	0,647
	Maksimum fleksiyon	53,72	7,20	52,64	7,42	0,092
	Maksimum ekstansiyon	-4,12	5,81	-3,30	5,80	0,033*
	Hareket açıklığı	57,84	5,35	55,94	5,34	0,006*
Diz rotasyon	Salınım sonunda diz ekstansiyonu	-0,20	7,23	-1,28	6,70	0,082
	Ortalama	-6,14	8,73	-5,37	8,89	0,042*
	Maksimum internal rotasyon	3,74	9,32	4,04	9,09	0,628
	Maksimum eksternal rotasyon	-16,03	9,45	-15,24	9,21	0,079
Ayak bileği dorsifleksiyon-plantar fleksiyon	Hareket açıklığı	19,77	6,75	19,29	5,56	0,491
	Ortalama	2,39	3,78	2,34	3,95	0,855
	Maksimum dorsifleksiyon	13,87	4,04	13,56	4,31	0,436
	Maksimum plantar fleksiyon	-11,81	6,37	-10,48	5,92	0,048*
	Hareket açıklığı	25,68	5,76	24,03	5,72	0,015*
	İlk temasta dorsifleksiyon	-2,50	5,27	-1,34	5,12	0,035*
	Parmak kalkışında plantar fleksiyon	-7,40	5,94	-5,23	5,71	0,000*

*p<0,05

4.4.1. Frontal plan kinematik parametreleri

ÖEBP ile yürüyüşte NBP ile yürüyüşe göre tepe pelvik elevasyon açısında ve toplam pelvik obliklik hareket açıklığında azalma olduğu gözlemlendi. Tepe pelvik depresyon açısında ve ortalama pelvik obliklik derecesinde anlamlı bir değişim görünmedi ($p=0,408$).

Kalça abduksiyon ve adduksiyon total hareket açıklığında anlamlı bir düşüş gözlemlendi. Aynı şekilde maksimum kalça abduksiyonu ve maksimum kalça adduksiyonu da anlamlı olarak azaldı. Ortalama kalça abduksiyon – adduksiyon derecesinde ise anlamlı bir değişiklik gözlenmedi ($p=0,728$).

Diz varus ve valgus total eklem hareket açıklığı, NBP ile karşılaştırıldığında ÖEBP ile yürüyüşte anlamlı olarak azaldı. Yürüme boyunca ölçülen maksimum varus açısı da anlamlı olarak azalırken, maksimum valgus açısında herhangi bir anlamlı değişim göze çarpmadı.

4.4.2. Sagittal plan kinematik parametreleri

Pelvik tilt ortalama eklem hareket açıklığı değeri, ÖEBP ile yürüyüşte azalmış olarak bulundu. Bununla birlikte maksimum pelvik anterior tilt açısının azaldığı, maksimum pelvik posterior tilt açısının ise arttığı belirlendi. Pelvik tilt hareket açıklığında anlamlı herhangi bir değişiklik gözlenmedi ($p=0,595$).

ÖEBP ile yürüyüşte NBP ile yürüyüşe göre kalça fleksiyon-ekstansiyon eklem hareket açıklığının, yürüme boyunca ölçülen ortalama kalça –fleksiyon ekstansiyon açısının ve maksimum kalça fleksiyon açısının anlamlı olarak azalmış olduğu saptandı. Maksimum kalça ekstansiyonunda anlamlı bir değişim olmadığı görüldü ($p=0,849$).

ÖEBP ile yürüyüşte diz fleksiyon ve ekstansiyon değerlendirildiğinde, NBP ile yürüyüşe göre eklem hareket açıklığının ve maksimum diz ekstansiyonunun anlamlı olarak azaldığı bulundu. Maksimum diz fleksiyonunda ve ortalama diz fleksiyon açısında anlamlı bir değişim saptanmadı.

Ayak bileği dorsifleksiyon-plantar fleksiyon hareketi açıklığında anlamlı bir azalma olduğu belirlendi. Aynı zamanda yürümenin salınım öncesi fazına geçerken parmak kalkışı sırasında ayak bileği plantar fleksiyonunda anlamlı bir azalma gözlemlendi. Ortalama dorsifleksiyon-plantar fleksiyon açısı, maksimum dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon açıları azalmış olmasına rağmen anlamlı değildi (Şekil 4-1).

4.4.3. Transvers plan parametreleri

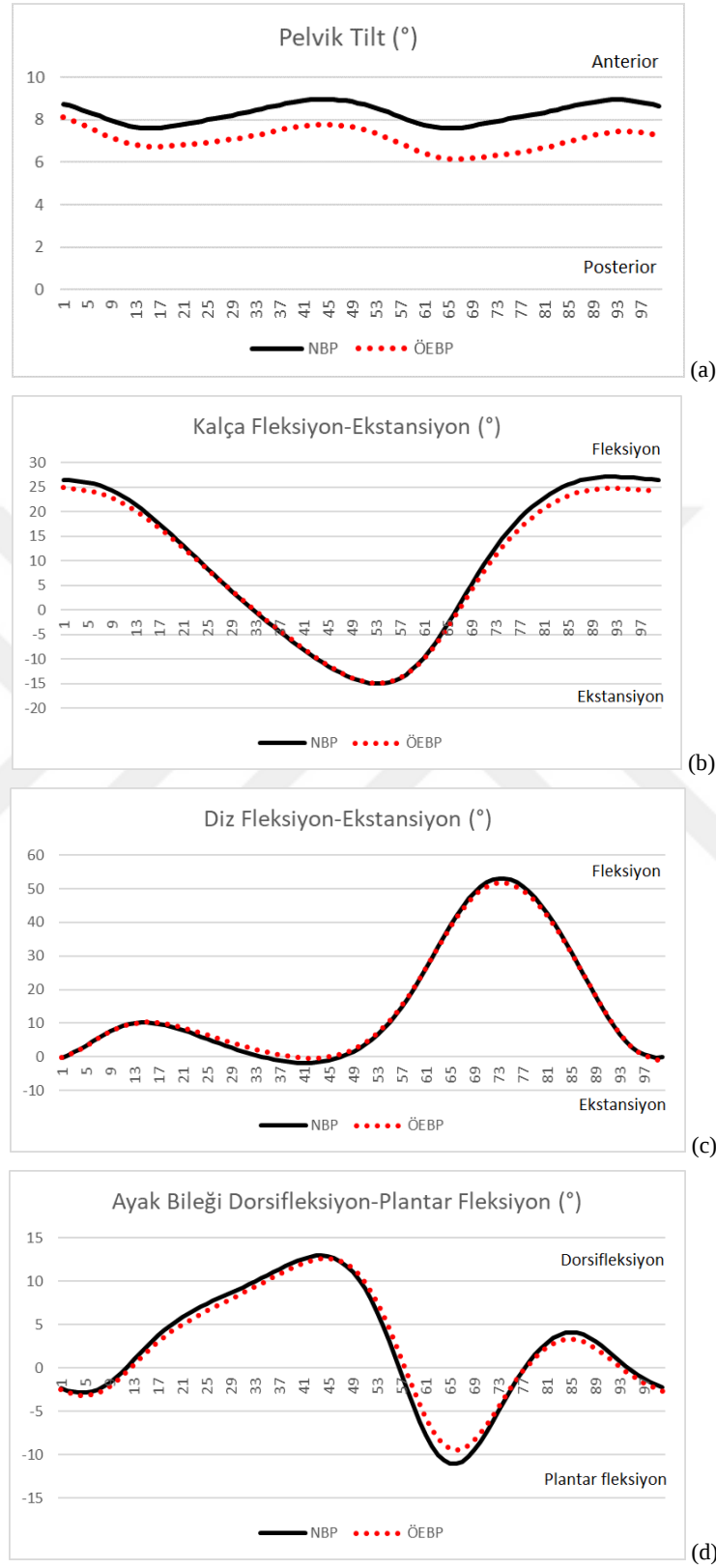
ÖEBP ile yürüyüşte hem pelvik maksimum internal rotasyon hem de pelvik maksimum eksternal rotasyonda anlamlı derecede düşüş olduğu saptandı. Ayrıca pelvik rotasyon hareket açıklığının anlamlı derecede azaldığı görüldü. Pelvik rotasyon ortalamasında herhangi bir anlamlı değişim bulunmadı.

ÖEBP ile yürürken katılımcıların kalça rotasyon eklem hareket açıklığı ve ortalama kalça rotasyonu NBP ile yürüyüşe göre anlamlı oranda azalmış olarak bulundu. Ayrıca maksimum kalça internal rotasyonu da anlamlı olarak azaldı.

Başın fleksiyonuyla yürüme sırasında ortalama diz rotasyonu anlamlı bir azalma gösterdi. Maksimum diz internal ve eksternal rotasyonu ve diz rotasyon eklem hareket açıklığı anlamlı herhangi bir değişiklik göstermedi.

4.4.4. Kinematik parametrelerde hız değişimleri

ÖEBP ile yürüyüşte basma fazında kalçanın ekstansiyona gidiş hızı ($p=0,001$) ve kalçanın salınım fazındaki fleksiyona gidiş hızı ($p=0,014$) azalmıştır. Salınım fazında dizin ekstansiyona geliş hızında anlamlı bir azalma olduğu görülmüştür ($p=0,015$). İtme fazında ayak bileği plantar fleksiyon hızı azalmıştır ($p=0,035$) (Tablo 4-5).



Şekil 4-1: Kinematik değişim grafikleri

Pelvik anterior-posterior tilt (a), kalça fleksiyon-ekstansiyon (b), diz fleksiyon-ekstansiyon (c) ve ayak bileği dorsifleksiyon-plantar fleksiyon (d) kinematik grafikleri

Tablo 4-5: İlgili kinematik parametrelerde hız değişimleri

Parametreler (°%)	NBP		ÖEBP		p
	Ort.	STD	Ort.	STD	
Kalça ekstansiyona gidiş hızı	-1,26	0,22	-1,19	0,20	0,001*
Kalça fleksiyona gidiş hızı	1,29	0,30	1,20	0,31	0,014*
Salınım fazında dizin fleksiyona geliş hızı	3,40	0,46	3,29	0,33	0,015*
İtme fazında ayak bileği plantar fleksiyon hızı	-2,12	0,49	-1,97	0,57	0,035*

*p<0.05

4.5. Kinetik parametrelerdeki değişiklikler

NBP ve ÖEBP ile yürüyüş sırasında yürüme analiz sistemiyle elde edilen kinetik parametrelerdeki değişimler istatistiksel olarak değerlendirildi. Kinetik parametreler; momentler, güç üretim ve emilimleri ve basınç merkezi değişimleri olarak 3 başlık altında irdelendi.

4.5.1. Moment parametrelerindeki değişiklikler

ÖEBP ile yürümede ortalama kalça fleksiyon-ekstansiyon moment, tepe diz fleksiyon moment ve 2. tepe diz ekstansiyon momentinin NBP ile yürüyüşe göre anlamlı olarak azaldığı gözlemlendi. Ayrıca ilk temastan stance ortası faza kadar olan kalça ekstansiyon momentinin anlamlı derecede azaldığı belirlendi. Değerlendirilen diğer kalça parametrelerinde anlamlı bir değişim göze çarpmadı.

Tepe diz fleksiyon moment ve tepe diz ekstansiyon moment ÖEBP ile yürüyüşte NBP ile yürüyüş ile kıyaslandığında anlamlı olarak azaldı. Diğer diz moment parametrelerinde anlamlı bir değişiklik gözlenmedi.

Ayak bileği dorsifleksiyon-plantar fleksiyon moment parametrelerinde herhangi anlamlı bir değişim göze çarpmadı (Tablo 4-6) (Şekil 4-2).

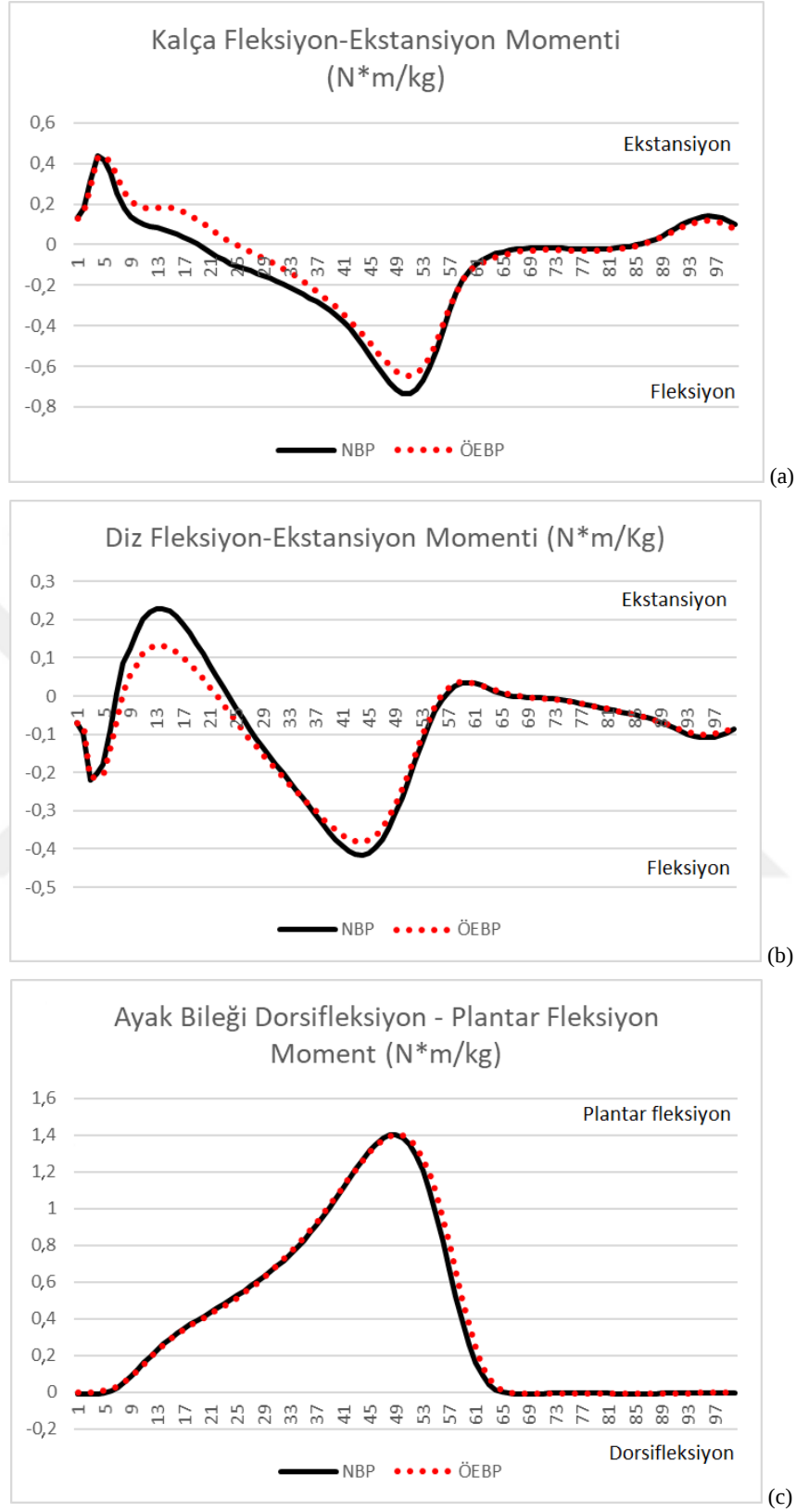
Tablo 4-6: İlgili moment parametrelerinin değişimi

Eklem (N*m/kg)			NBP		ÖEBP		p
			Ort.	STD	Ort.	STD	
Kalça	Ortalama	fleksiyon-ekstansiyon momenti	-0,10	0,12	-0,07	0,08	0,025*
	Tepe	fleksiyon momenti	-0,76	0,33	-0,67	0,27	0,041*
	1. tepe	ekstansiyon momenti	0,49	0,17	0,51	0,19	0,461
	2. tepe	ekstansiyon momenti	0,16	0,07	0,14	0,07	0,033*
	Topuk	vuruşundan stance ortası faza kadar olan ortalama ekstansiyon momenti	-0,18	0,20	-0,11	0,15	0,019*
Diz	Ortalama	fleksiyon-ekstansiyon momenti	-0,07	0,09	-0,09	0,08	0,209
	Tepe	ekstansiyon momenti	0,29	0,22	0,20	0,16	0,001*
	Tepe	fleksiyon momenti	-0,45	0,15	-0,42	0,15	0,028*
Ayak bileği	Ortalama	dorsifleksiyon-plantar fleksiyon momenti	0,39	0,10	0,41	0,09	0,357
	Tepe	plantar fleksiyon momenti	1,44	0,25	1,45	0,23	0,608
	Tepe	dorsifleksiyon momenti	-0,06	0,07	-0,04	0,05	0,160

*p<0,05

4.5.2. Güç parametrelerindeki değişimler

Kalça ekleminde ÖEBP ile yürüyüşte üretilen güç anlamlı olarak artarken, emilen güç anlamlı olarak azaldı. ÖEBP ile yürüyüşte diz eklemindeki güç üretiminde azalma olduğu belirlendi. Ayak bileği ekleminde ise ÖEBP ile yürüyüş sırasında toplam güç emiliminin arttığı gözlemlendi (Tablo 4-7) (Şekil 4-3).



Şekil 4-2: Moment değişim grafikleri

Kalça fleksiyon-ekstansiyon (a), diz fleksiyon-ekstansiyon (b) ve ayak bileği dorsifleksiyon-plantar fleksiyon (c) moment grafikleri

Tablo 4-7: İlgili güç parametrelerinin değişimi

Eklem (W/kg)		NBP		ÖEBP		p
		Ort.	STD	Ort.	STD	
Kalça	Toplam üretilen güç	7,98	5,28	9,48	5,77	0,018*
	Toplam emilen güç	-15,53	11,21	-12,20	9,59	0,048*
	1. tepede üretilen toplam güç	3,57	3,53	4,64	4,06	0,029*
	2. tepede üretilen toplam güç	3,67	2,38	3,85	2,96	0,605
Diz	Toplam üretilen güç	8,34	3,77	6,86	3,08	0,009*
	Toplam emilen güç	-12,07	5,57	-11,90	4,80	0,392
	1. tepede üretilen toplam güç	1,60	1,09	1,74	1,11	0,439
	2. tepede üretilen toplam güç	1,76	2,25	0,91	1,08	0,010*
Ayak bileği	3. tepede üretilen toplam güç	4,86	3,37	4,14	2,74	0,090
	Toplam üretilen güç	34,76	8,28	32,32	8,44	0,094
	Toplam emilen güç	-11,70	5,61	-13,17	5,21	0,037*
	Stance ortasında üretilen toplam güç	33,70	8,55	31,79	8,47	0,173
	İtme fazında üretilen toplam güç	33,57	8,28	30,08	9,43	0,037*

*p<0,05

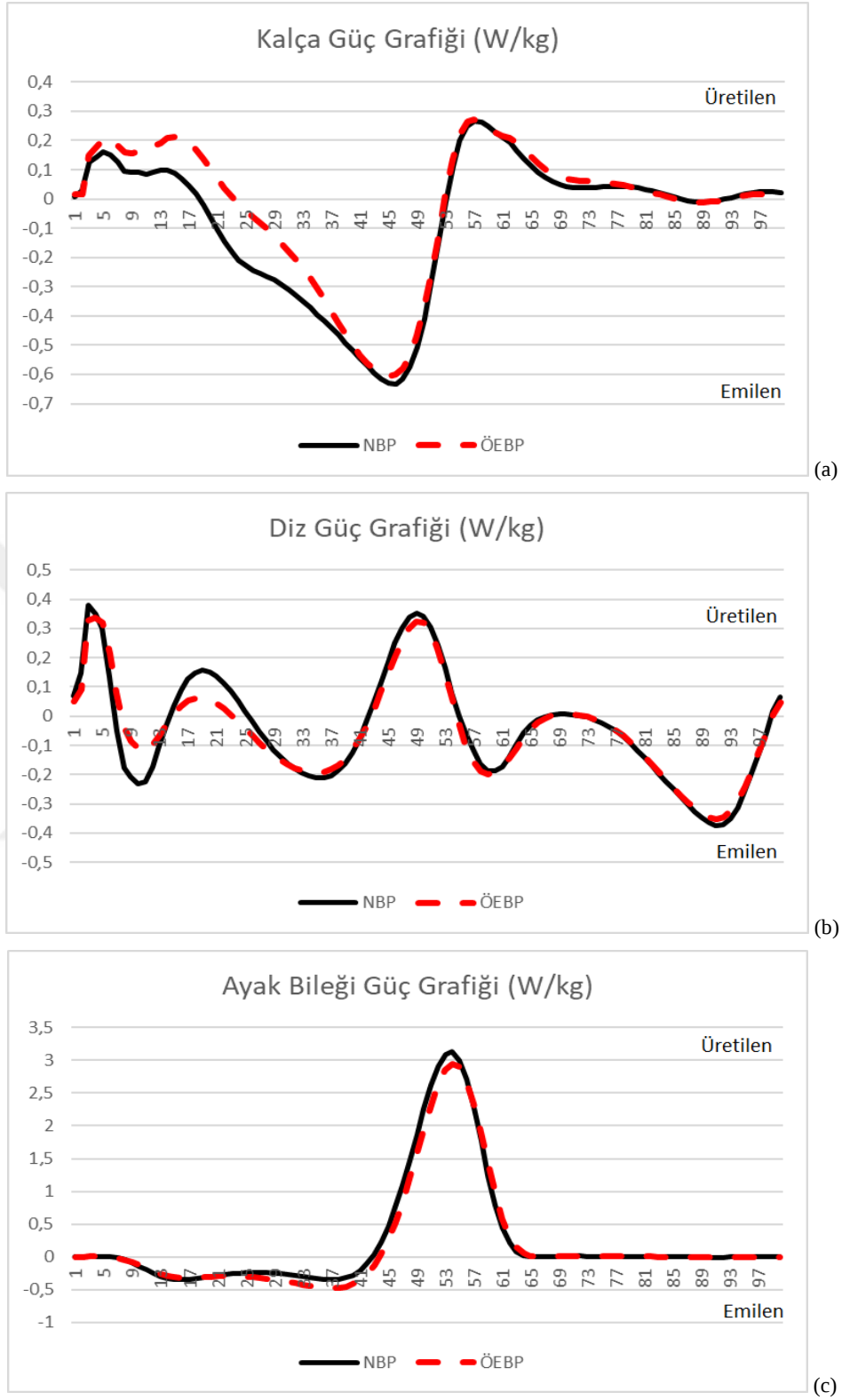
4.5.3. Basınç merkezi değişimleri

ÖEBP ve NBP ile yürüyüş sırasında kuvvet platformlarından elde edilen basınç merkezi değişimleri Tablo 4-8’de verilmiştir. Medial-lateral basınç merkezi hareket açıklığında anlamlı bir düşüş olduğu belirlendi (p=0,036). İlgili diğer tüm parametreler, anlamlı bir değişim göstermedi.

Tablo 4-8: İlgili basınç merkezi parametrelerinin değişimi

Basınç merkezi (mm)		NBP		ÖEBP		p
		Ort.	STD	Ort.	STD	
Anterior-Posterior	Ortalama	308,40	80,15	325,49	86,32	0,574
	Maksimum	400,22	83,17	408,85	91,26	0,688
	Minimum	184,27	92,73	203,34	96,59	0,389
	Hareket açıklığı	215,95	33,96	205,51	36,75	0,205
Medial-Lateral	Ortalama	209,48	93,17	176,02	81,22	0,166
	Maksimum	233,12	98,61	192,29	85,18	0,092
	Minimum	187,14	104,32	157,66	86,89	0,294
	Hareket açıklığı	49,42	31,48	34,64	17,15	0,036*

*p<0,05



Şekil 4-3: Üretilen ve emilen güç grafikleri

Kalça (a), diz (b) ve ayak bileği (c)

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı sağlıklı çocuklarda baş öne eğik yürümenin normal yürümeden farkını ortaya koymak, bu yürüme adaptasyonunun biyomekanik etkilerini açıklamak ve denge ile ilişkisini araştırmaktır. Kadans, adım uzunluğu, yürüme hızı, alt ekstremité kinematik ve kinetikleri, basınç merkezi değişimleri gibi pek çok yürüme parametresi, sağlıklı çocuklar nötral baş postürü ve öne eğik yere bakar baş postüründe yürürken değerlendirildi. Kliniklerde sıklıkla karşılaştığımız üzere, çocuklarda gözlenen öne bakarak yürüme adaptasyonu, yürüme parametrelerini değiştirerek yürümeyi etkilemektedir.

Katılımcıların NBP ve ÖEBP ile yürüyüşlerini değerlendirmek için 3 boyutlu yürüme analiz sistemi kullanıldı. Bu sistem ile katılımcıların NBP ve ÖEBP ile yürüyüşlerinin temporospatial, kinematik ve kinetik verileri toplandı. Baş hareketlerini takip etmek için geliştirilen “Baş Hareket Sensörü” ile katılımcıların her iki baş postüründeki yürüyüşleri sırasında başın sagittal plandaki hareketi takip edilerek değerlendirildi. Tüm sonuçlar birbirleri ile karşılaştırıldı.

Katılımcıların NBP ile yürüyüşlerinde ortalama baş fleksiyonu açıları $-4,80^{\circ} \pm 5,94^{\circ}$ iken, ÖEBP ile yürüyüşte $34,38^{\circ} \pm 17,35^{\circ}$ olarak bulunmuş, ÖEBP ile NBP ile yürüyüş sırasında baş fleksiyon dereceleri arasında anlamlı bir fark olduğu görülmüştür. Bu durum katılımcıların, ÖEBP ile yürüyüşlerinde ortaya çıkan baş fleksiyonunun, yürümeye etkisini ortaya koyacak şekilde değiştiğini göstermektedir. Kendi içlerinde değerlendirildiğinde hem NBP hem de ÖEBP ile yürüyüşte başın sagittal plandaki eklem hareket açıklığı, yürüme siklusu boyunca anlamlı olarak değişmemiştir. Bu da hem ÖEBP ile hem de NBP ile yürüyüş boyunca katılımcıların baş postürlerini korunduğunu ve bu postürlerin sürekliliğini sağladığını göstermektedir. Bu nedenle elde edilen diğer verilerdeki değişimlerin, başın öne eğilmesi ile gelişen adaptif mekanizmaları yansıtacağı beklenmektedir.

Yürümenin temporospatial parametreleri değerlendirildiğinden katılımcıların öne bakarak yürüdüklerinde basma fazı sürelerinin azaldığı ve salınım fazı sürelerinin arttığı bulunmuştur. Literatürde yürüme siklusunda tek destek fazı süresinin (aynı zamanda karşı ekstremite için salınım fazı süresinin) artmış olması dinamik stabilitenin artmış olmasıyla bağlantılı olarak belirtilmiştir. (Perry ve Burnfield 2010, Riva ve ark. 2013, Chiba ve ark. 2016). ÖEBP ile yürüyüş sırasında salınım fazı süresinin NBP ile yürümeye göre artmış olması, ÖEBP ile yürüyüşün dinamik stabiliteyi arttırıyor olabileceğini gösteriyor olabilir.

Yapılan çalışmalarda adım genişliği, denge ve stabilite ile bağlantılı olarak bulunmuş ve bu çalışmalarda dinamik stabilite eksikliğinde stabilizasyon sağlamak için kompensatuar bir mekanizma olarak adım genişliğinin arttığı belirlenmiştir (Kuo 1999, Rosenblatt ve ark. 2012, Blanke ve ark. 1989, Gabel ve Nakay 1984, Woollacott ve Tang 1997). Çalışmamızda ÖEBP ile yürüyüşte NBP ile yürüyüşe göre adım genişliği azalmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir değişim göstermemiştir. Bu azalma, öne bakmanın vizüel inputu arttırması ile gelişmiş bir kompensatuar mekanizma olabilir. Çalışmamıza dahil edilen çocuklar, literatürden farklı olarak kendi dinamik stabilitelerini sağlamak için gerekli vestibüler ve propriyoseptif sistemlerine yetişkinlerden ve yaşlılardan daha çok güveniyor olabileceği için ilgili parametrenin anlamlı değişimi gözlenmemiş olabilir (Reynard ve Terrier 2015).

Var olan literatür, yürüyüşün analizinde önemli bir husus olan yürüme hızının insan yürüyüş biyomekaniğini nasıl etkileyebileceğini analiz eden çalışmalarla zengindir (Bishop ve ark. 2004, Chung ve Wang 2010, Jordan ve ark. 2007, Kang ve Dingwell 2008, Rosenbaumve ark. 1994, Schwartz ve ark. 2008). Hem sağlıklı kişilerde hem de hasta popülasyonda yürüme hızı ile eklem kinematiği (Hanlon ve Anderson 2006, Lelas ve ark. 2003, Røislien ve ark. 2009, Swinnen ve ark. 2013), eklem kinetiği (Okita ve ark. 2014, Roemmich ve ark. 2012), kas aktiviteleri (Den Otter ve ark. 2004, Ranisavljev ve ark. 2014, Tirosh ve Sparrow 2005) ve yürüme stabilitesi (Caderby ve ark. 2014, Espy ve ark. 2010, Hak ve ark.2013, Krasovsky ve ark. 2014) arasında önemli ilişkiler bulunmuştur. Yürüme hızının azalması veya artmasının, alt ekstremitede yürümenin temporospatial, kinematik ve kinetik parametrelerini değiştirebileceği pek

çok çalışmada vurgulanmıştır (Murray ve ark. 1966, Winter 1991, Möckel ve ark. 2003, Bejek ve ark. 2006, Kwon ve ark. 2015). Kadans (dakikada atılan adım sayısı) ve adım uzunluğu, yürümenin önemli temporospatial özelliklerini tanımlayan yürüyüş hızının kilit belirleyicileridir. Çalışmamızda katılımcılar, yürüme hızlarına herhangi bir müdahale edilmeden serbest yürüme hızlarında yürümüşlerdir. Buna rağmen NBP ve ÖEBP ile yürüyüşleri arasında anlamlı bir hız farkı bulunmamıştır. Katılımcıların yürüme hızlarının NBP ve ÖEBP ile yürüyüşte anlamlı olarak değişmemiş olması, değerlendirilen parametrelerdeki değişimlerde hız faktörünün bir etkisi olmadığını düşündürmektedir. Yani değerlendirilen parametrelerde, hızın değişmesine bağlı oluşan farklılıkların elimine edildiği düşünülmektedir.

Yürümede basınç merkezini ön ayağa yaklaştıran kısa adım uzunluklarının yürümede kararlılığı ve stabiliteyi arttırdığını gösteren çalışmalar literatürde mevcuttur (Espy ve ark. 2010, Bhatt ve Wening 2006). Hatta gençlerin kaygan zeminde stabilizasyon sağlamak için adım uzunluklarını azaltarak yürüdükleri de literatürde belirtilmiştir (Cham ve Redfern 2002). Yapmış olduğumuz çalışmada da bu çalışmalardaki bulgulara paralel şekilde ÖEBP ile yürüyüşte çift adım uzunlunun ve anterior adım uzunluğunun anlamlı oranda azaldığı gözlenmiştir. Bu sonuçların ışığında, öne bakarak yürümek, çift adım uzunluğunu ve anterior adım uzunluğunu azaltarak ve kadansı arttırarak dinamik stabilitenin sağlanmasına katkıda bulunuyor olabilir.

Yürümenin kinematik parametreleri değerlendirildiğinde; ÖEBP ile yürüyüşte pelvik obliklik, pelvik rotasyon, kalça fleksiyon-ekstansiyon, kalça abduksiyon-adduksiyon, kalça rotasyon, diz fleksiyon-ekstansiyon, diz varus-valgus ve ayak bileği dorsifleksiyon-plantar fleksiyon eklem hareket açıklıklarında azalma olduğu görülmüştür. Literatürde dinamik stabilite ile yürümenin kinematik verilerini karşılaştıran pek çok çalışma yer almaktadır (Dingwell ve ark. 2001, Hurmuzlu ve ark. 1994). Bu çalışmalarda yürümenin özellikle sagittal plan kinematikleri ile stabilitenin ters orantılı olduğu vurgulanmış, stabilitenin azalması ile yürüme kinematiklerinde artış olabileceği belirtilmiştir. Çalışmamızda ÖEBP ile yürüyüşte NBP ile yürüyüşe göre kinematik parametrelerde gözlenen eklem hareket açıklığındaki azalmalar, hareket

paternini sınırlandırmış ve bu nedenle dinamik stabilite kontrolünü arttırmış olabilir. Öne bakarak yürüme ile kinematik hareket açıklıklarının azalması, yürümede stabilizasyonda problem yaşayanların, yürürken baş öne eğik şekilde yere bakma kompensasyonunu geliştirdiğini desteklemektedir.

Çalışmamızdan farklı olarak, yapılan çalışmalar, vizüel inputların yokluğunda kişilerin hareket açıklıklarını azaltarak yürüdüklerini göstermişlerdir (Iosa ve ark. 2012, Hallemans ve ark. 2009). Bunun nedenini, yürüdükleri çevreyi görmeleri engellenen kişilerin düşme ve bir yere çarpma korkusuyla ihtiyatlı yürüme gayesinde olmaları olarak açıklamışlardır. Öne bakarak yürümede ise, bastığı yeri gören katılımcıların düşme veya bir yere çarpma korkusu olmaksızın, bastıkları yerden olduklarından daha emin bir şekilde yürüdükleri varsayılmış, bu nedenle de stabilizasyonu sağlamak için eklem hareketlerini azaltmış olabilecekleri düşünülmüştür.

ÖEBP ile yürüyüşte pelvik elevasyonda anlamlı bir azalma görülmektedir. Bu durum kalça abduksiyon ve adduksiyon eklem hareket açıklıklarının azalmasına bağlı olmuş olabilir (Harvey 2008).

NBP ile yürüyüşe göre ÖEBP ile yürüyüşte pelvik tilt değerlendirildiğinde anterior yönde anlamlı olarak azaldığı, posterior yönde ise anlamlı olarak arttığı görülmüştür. Posterior pelvik tilt, başın öne eğilmesi ile vücut ağırlık merkezinin öne kayması sonucu bozulan stabiliteyi korumak için artmış olabilir (Saha 2008). Ayrıca baş öne eğik yürüyüşte kalça fleksiyonu anlamlı olarak azalmıştır. Artmış posterior pelvik tilt ile benzer olarak, yürüyüş sırasında öne ilerletilen bacağın fleksiyonunda adaptif bir azalma oluşturularak ağırlık merkezinin öne kayması dengeleniyor ve bu sayede dinamik bir stabilizasyon sağlanıyor olabilir.

Maksimum pelvik internal ve eksternal rotasyon derecelerinde ÖEBP ile yürüyüşte NBP'ye göre anlamlı bir azalma olduğu gözlenmiştir. Bu kinematiklerin azalması, öne bakarak yürüme stratejisinin stabiliteyi artırıcı faktörlerden biri olabileceğini düşündürmektedir (Saunders ve ark. 1953). Maksimum kalça internal

rotasyonu da, ÖEBP ile yürüyüşte anlamlı olarak azalmıştır. Bu azalma, pelvisteki rotasyonların azalmasına benzer şekilde, stabiliteyi sağlamak için geliştirildiği düşünülen öne bakarak yürüme stratejisini arttırmaya yönelik bir değişim olabilir (Saunders ve ark. 1953).

NBP ile karşılaştırıldığında ÖEBP ile yürüyüşte diz ekstansiyonu anlamlı olarak azalmıştır. Literatürde özellikle denge kaybı yaşayan yaşlı popülasyonun bu kaybı telafi etmek için dizleri fleksiyona alarak bir yürüme stratejisi geliştirdiklerinden bahsedilmektedir (Saha 2008, Balzini ve ark. 2003, Radin ve ark. 1991). Buna benzer şekilde, başı öne eğerek yürümek, stabilizasyon problemi çeken çocuklarda dizde yürüyüş boyunca ekstansiyonun azalmasına neden olarak stabilizasyonu arttırıcı bir mekanizma oluşturuyor olabilir.

Başın öne eğilerek yürünmesi ile tepe diz ekstansiyon momentinin ve tepe diz fleksiyon momentinin azaldığı görülmüştür. Dizdeki momentlerde görülen bu azalmalar, dizin eklem hareket açıklığındaki azalma nedeniyle olabilir. Ayrıca tepe diz ekstansiyon momentinin azalması, dizde fleksiyon yönde artış gösteren eklem hareket açıklığına bağlı gerçekleşmiş olabilir.

Ortalama diz rotasyonu, NBP ile yürüyüşe göre ÖEBP ile yürüyüşte anlamlı olarak azalmıştır. Baş öne eğik bir şekilde yürüme sırasında pelvisteki ve kalçadaki rotasyonların azalmasına benzer şekilde diz rotasyonunda da azalma olması, baş öne eğik yürüme stratejisinin stabiliteyi arttırmak için transvers plandaki eklem hareketlerini azaltmış olabileceğini düşündürmektedir (Saunders ve ark. 1953).

Saucedo ve Yang'ın 2017 yılında yaptığı çalışmada, yürüme sırasında vizüel inputun yokluğunda ilk temasta ayak bileği dorsifleksiyonunun azalmış olduğu belirtilmiştir. Buna paralel olarak, baş öne eğik yürümenin vizüel inputu arttırdığını düşündüğümüz katılımcılarımızda ÖEBP ile yürüyüşte NBP ile yürüyüşe göre ilk temasta ayak bileği plantar fleksiyonunun azaldığı bulunmuştur. Bu durum, ÖEBP ile

yürüyüşün vizüel inputu arttırarak kinematik parametreleri bu yönde değiştirdiği fikrini destekliyor olabilir.

NBP ile yürüyüşle kıyaslandığında ÖEBP ile yürüyüşte kalçada ekstansiyon momenti, ilk temastan basma fazı ortasına kadar anlamlı olarak artmıştır. Öne bakarak yürürken kalçadaki tepe fleksiyon momenti ise anlamlı olarak azalmıştır. Kalça momentlerinde görülen bu değişimler, kalçanın sagittal plandaki kinematik değişimleri nedeniyle gözlemlenmiş olabilir. Sagittal planda maksimum kalça fleksiyon derecesi, ekstansiyon yönde azalmaktadır. Yani ÖEBP ile yürüyüşte NBP ile yürüyüşe göre kalçanın daha fazla ekstansiyondadır. Bu durum, kalça ekstansiyon momentinin artması ve kalça fleksiyon momentinin azalmasının nedeni olabilir.

Ortalama kalça fleksiyon-ekstansiyon momentinde de ÖEBP ile yürüyüşte anlamlı bir azalma olduğu görülmüştür. Bu durumun nedeni kalça fleksiyon momentinin azalması olabileceği gibi, ÖEBP ile yürüyüşte artan kadans da olabilir (Ardestani ve ark. 2016).

Ayak bileği momentlerinde NBP ile yürümeye göre ÖEBP ile yürüyüşte, anlamlı herhangi bir değişiklik göze çarpmamıştır. Bunun nedeni vücudun vertikal hattında en üstte bulunan baş segmentindeki bir değişikliğin, vertikal olarak en aşağıda olan ayak bileğine yansıma etkisinin düşürmesi olabilir. Gelecek çalışmalar, farklı baş postürlerinde yürüme ile ayak bileği moment parametreleri arasındaki ilişkiyi inceleyebilir.

Kalçada toplam üretilen güç ÖEBP ile yürümede artmıştır. Kalçada eklem hareketinin ekstansiyon yönde, dizde ise fleksiyon yönde artması, ayrıca kalçada ekstansiyon momentinin artması, kalça eklemine güç üretimindeki artışa neden olmuş olabilir. Bu güç artışı, hem kalça ekstansörü hem de diz fleksörü olan hamstring kaslarının aktivasyon artışına bağlı gelişmiş olabilir. Salınım sonu fazındaki diz ekstansiyonunun azalması, literatürde hamstring kas gerginliği bulgularından biri olarak verilmiştir (Cooney ve ark. 2005). Çalışmamızda salınım fazı sonundaki diz

ekstansiyonunda anlamlı bir değişiklik gözlenmemiştir. Ancak yürüme siklusu boyunca diz ekstansiyonunda azalma olduğu görülmektedir. Gelecek çalışmaların baş öne eğik yürüme ile kas aktivasyonları arasındaki ilişkiyi incelemeleri faydalı olacaktır.

Dizde ÖEBP ile yürüyüş sırasında yürümenin yüklenme fazında üretilen gücün azalmış olduğu görülmüştür. Bunun nedeni, ÖEBP ile yürüyüşte diz ekstansiyonunun azalmış olması olabilir. Yani yeterince ekstansiyona gelemeyen diz, yüklenme fazındaki güç üretimini azaltıyor olabilir (Oudenhoven ve ark. 2019).

ÖEBP ile yürümede, basma fazının sonunda gerçekleşen itme fazında güç üretiminde anlamlı bir azalma olduğu görülmüştür. Aynı şekilde ayak bileğinde toplam emilen güç, ÖEBP ile yürüme sırasında anlamlı olarak artmıştır. Bunun sebebi, itme fazında ayağın plantar fleksiyona geliş hızındaki azalma ve parmak kalkışındaki plantar fleksiyon derecesindeki azalma olabilir (Huang ve ark. 2015).

Çalışmamızda ÖEBP ile yürüyüşte medial-lateral basınç merkezi hareket açıklığının anlamlı olarak azalmış olduğu görülmüştür. Yürürken dengenin ölçülmesinde yaygın olarak kullanılan yöntemlerden biri kuvvet platformlarından elde edilen dikey YRK ile basınç değişimlerinin incelenmesidir (Winter 1995, Paulus ve ark. 1984, Hirashawa 1973). Doğru değerlendirme yapıldığı takdirde kuvvet platformu, çok güvenilir bir denge değerlendirme yöntemidir (Mizrahi 2000). Vieira ve ark (2017) genç yetişkinlerde kütle merkezinin laterale kaymasının ve kütle merkezi hareket açıklığının artmasının yürüyüşte stabiliteyi olumsuz yönde etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda ÖEBP ile yürüyüşte medial-lateral basınç merkez hareket açıklığında görülen bu azalma stabilite problemi çeken çocuklarda, baş öne eğik yürümenin stabilite eksikliğini gidermek amacıyla oluşan bir strateji olabileceği anlamına geliyor olabilir.

Temel yürüme özelliklerinde basit ve isteğe bağlı değişiklikler, çocukların yürüme niteliklerini ve stabilitelerini önemli ölçüde etkileyebilmektedir. Baş öne eğik yürümek, yürünen yeri daha iyi görmeyi ve daha iyi algılayabilmeyi sağladığı için stabilite ve denge problemi yaşayanlar çocuklarda, vücudun basınç merkezi hareket

açıklığını azaltarak stabilite ve dengeyi arttırmak için geliştirilen bir kompensatuar mekanizma olabilir (Saha ve ark. 2008). Ayrıca baş öne eğik yürümek, çocukların yürüyüş boyunca eklem hareket açıklıklarının azalmasına neden olarak yürüyüş paternini ve salınımları kısıtlamaktadır. Bu nedenle kliniklerde ve değerlendirme merkezlerinde klinisyenlerin çocukların yürümelerini değerlendirirken baş postürünü kontrol etmeleri önem taşımaktadır.

Yürüme analiz sistemlerinde de çocukların nasıl bir baş postürüyle yürüdüğü göz ardı edilebilmektedir. Bu tip analizlerde baş postürünün takip edilmemesi, analiz raporlarında oluşabilecek hatalı değerlendirmelere zemin hazırlayabilir. Bu nedenle klinisyenler tarafından yürümenin değerlendirilmesinde baş hareketleri gözlemlenerek kontrol edilmelidir. Ayrıca yürüme analizi laboratuvarlarında baş postüründeki değişimlerin yürüme parametreleri üzerine olan etkilerinden kaçınmak için var olan yürüme analiz protokolleri geliştirilebilir.

Bu çalışmanın sonuçları, klinisyenlerin başını öne eğerek yürüyüş sergileyen hastalarda ortaya çıkan adaptif mekanizmaların doğasını ve etkisini daha iyi anlamalarına yardımcı olabilir. Farklı baş fleksiyon açılarının yürüme ve denge üzerine etkileri gelecek çalışmalarda irdelenebilir. Aynı şekilde gelecekteki çalışmalar, baş öne eğik yürümenin kas aktivasyonları ile ilişkisini inceleyebilir. Katılımcı sayısı artırılarak veya katılımcıları yaşa göre gruplandırılarak yeni bir çalışma kurgulanabilir. Ayrıca elde edilen bulgular, duyu-motor ve/veya denge problemleri olan hastaların yürüyüşüyle karşılaştırılabilir.

Çalışmamızda bazı limitasyonlar vardır. Kullanılan yürüme analiz sistemi, işaretleyici boncukların daha rahat sistemde gözükebilmesi ve işlenebilmesi için katılımcıların kolları bağlı bir şekilde yürümelerini gerektirmiştir. Bu nedenle kol salınımlarının engellenmesi, yürüme parametreleri üzerinde etkili olmuş olabilir. Baş hareket sensörünün oksiput ve skapula alt hizasına yerleştirilmesi, propriyoseptif duyuda uyarıcı bir etki oluşturabileceği için yürümede değişiklik yaratmış olabilir.

KAYNAKLAR

1. Akalan N.E. ve Temelli Y. (2017). *Temel Kinezyo-mekanik*, İstanbul: İstanbul Tıp Kitabevi; 33
2. Allison, L. ve Fuller K. (2000). *Neurological Rehabilitation Umphred D: Balance and vestibular disorders*. New York: Aharcourt Health Sciences Company.
3. Amendt, L.E., Ause-Ellias, K.L., Eybers, J.L., Wadsworth, C.T., Nielsen, D.H., Weinstein S.L. (1990). Validity and Reliability Testing of the Scoliometer. *Phys Ther*. 70, 56-65.
4. Anderson, K. ve Behm, D. (2005). Trunk Muscle Activity Increases With Unstable Squat Movements. *Canad J App Phys*. 30:1, 33-45.
5. Ardestani, M.M., Ferrigno, C., Moazen, M., Wimmer, M.A. (2016). From normal to fast walking: Impact of cadence and stride length on lower extremity joint moments. *Gait Posture*. 46, 118-125.
6. Atwater, A., Crowe, T., Deitz, J. (1990). Interrater and test-retest reliability of two pediatric balance tests. *Phys Ther*. 1990:70.
7. Balzini, L., Vannucchi, L., Benvenuti, F., Benucci, M., Monni, M., Cappozzo A., (2003). Clinical characteristics of flexed posture in elderly women. *J Am Geriatr Soc*. 51, 1419-1426
8. Barr, A. E., Koval K. J. (ed). (2002). *Orthopaedic Knowledge Update: Biomechanics and Gait*. (7th ed.) Rosemont, Illinois, A.B.D: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
9. Bartlett, D. ve Birmingham, T. (2003). Validity and Reliability of a Pediatric Reach Test. *Pediatr Phys Ther*. 15:2, 84-92.
10. Beighton, P., Solomon, L., Soskolne, C.L. (1973). Articular mobility in an African population. *Ann Rheum Dis*. 32, 413-418.
11. Bejek, Z., Paroczai, R., Illyes, A., Kiss, R.M. (2005). The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surg Sports Tr A*. 14, 612-622.

12. Berker, N., Yalçın, S., Yavuzer, G., Gök, H. (2001). *Yürüme analizi*. İstanbul.
13. Bhatt, T. ve Wening, J.D., Pai, Y.C. (2006). Adaptive control of gait stability in reducing slip-related backward loss of balance. *Exp Brain Res*. 170, 61–73.
14. Bishop M., Brunt, D., Pathare, N., Patel, B. (2004). The effect of velocity on the strategies used during gait termination. *Gait Posture*, 20:2, 134-139.
15. Blanke, D.J. ve Hageman, P.A. (1989) Comparison of gait of young and elderly men. *Phys Ther*. 69, 144-148.
16. Boone, D.C., Azen, S.P., Chun-Mei, L., Spence, C., Baron, C., Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Phys Ther*. 58, 1355–1360.
17. Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Begon, M., Dalleau, G. (2014). Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *J Biomech*, 47:2, 417-423.
18. Cham, R. ve Redfern, MS. (2002) Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait Posture*. 15, 159–171.
19. Chiba, T., Yamanaka, M., Samukawa, M., Saito, H., Sabashi, K., Tohyama, H. (2016) The relationship between the load on the knee joint during walking and the biomechanical characteristics of single-leg standing. *J Phys Ther Sci*. 28, 2199–2203.
20. Chung, M.J. ve Wang, M.J. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait Posture*, 31:1, 131-135.
21. Cibulka, M.T. (2004). Determination and significance of femoral neck anteversion. *Phys Ther*. 6, 550-8
22. Condon, C. ve Cremin, K. (2013) Static Balance Norms in Children. *Physiother Res Int*. 19:1, 1-7.
23. Cooney, K.M., Sanders, J.O., Concha, M.C., Buczek, F. (2005). Novel biomechanics demonstrate gait dysfunctions due to hamstring tightness. *Clin Biomech*. 21:1, 59-66.

24. Davids, J.R., Benfanti, P., Blackhurst, D.W., Allen, B.L. (2002). Assessment of femoral anteversion in children with cerebral palsy: accuracy of the trochanteric prominence angle test. *J Pediatr Orthop.* 22, 173–178
25. Davis, R.B., Ounpuu, S., Tyburski, D., Gage, J.R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci.* 10, 575-587.
26. Den Otter, A.R., Geurts, A.C.H., Mulder, T., Duysens, J. (2004). Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait Posture*, 19, 270-278.
27. Dingwell, J.B., Cusumano, J.P., Cavanagh, P.R., & Sternad, D. (2001). Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *J Biomech Eng*, 123, 27–32.
28. Duncan, P.W., Winer, D.K., Chandler, J. Studenski, S. (1990). Functional Reach: A New Clinical Measure of Balance. *J Gerontol.* 45:6, 192-197.
29. Espy, D.D., Yang, F., Bhatt, T., Pai, Y.-C. (2010). Independent Influence of Gait Speed and Step Length on Stability and Fall Risk. *Gait Posture*. 32:3, 378-382.
30. Espy, D.D., Yang, F., Bhatt, T., Pai, Y.C. (2010). Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. *Gait Posture*. 32, 378-382
31. Gabell, A. ve Nakay, U.S.L. (1984). The effect of age on variability in gait. *J Gerontol.* 39, 662-666.
32. Greene, W.B. ve Heckman, J.D. (1994) *The Clinical Measurement of Joint Motion*. Rosemont, IL, American Academy of Orthopedic Surgeons.
33. Guyton, A.C., Hall, J.E. (2007). *Tıbbi Fizyoloji*. (11th ed.), İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi.
34. Gülçimen, B., Ülkü, S. (2008). İnsan Ayağı Biyomekaniğinin İncelenmesi. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*. 13, 28.
35. Gürkan, G., Önerge, K., Akalan, N.E. (2018). Yürüme esnasındaki gövde-baş açısı ölçümü için kablosuz çift ivmeölçerli giyilebilir sistem. *IEEE*. doi:10.1109/SIU.2018.8404240.
36. Hak, L., Houdijk, H., Beek, P.J., Van Dieën, J.H. (2013). Steps to take to enhance gait stability: the effect of stride frequency, stride length, and walking

- speed on local dynamic stability and margins of stability *PLoS ONE*, 8:12, e82842.
37. Hallemans, A., Beccu, S., Van Loock, K., Ortibus, E., Truijen, S., Aerts, P. (2009). Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: II. Kinematic parameters. *Gait Posture*, 30, 307-311.
 38. Hanlon, M. ve Anderson R. (2006). Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics *Gait Posture*, 24:3, 280-287.
 39. Harvey, L. (2008). *Management of Spinal Cord Injuries: Standing and Walking with Lower Limb Paralysis*. Elsevier B.V.. C6: 107-133. Erişim tarihi (15.05.2009).
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780443068584500125>.
 40. Hirashawa, Y. (1973) Study of human standing ability. *Agressologie*. 14C, 37-43.
 41. Horak, F.B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Phys Ther*. 67, 1881–85.
 42. Horne, J.P, Flannery, R., Usman, S. (2014). Adolescent Idiopathic Scoliosis: Diagnosis and Management. *Am Fam Physician*. 29:3, 193-198.
 43. Houghlum, P.A. ve Dolores, B.B., (2012), *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*, Philadelphia: Davis Company.
 44. Huang, T.P., Shorter K.A., Adamczyk, p.g., Kuo, A.D. (2015). Mechanical and energetic consequences of reduced ankle plantar-flexion in human walking. *J Exp Biol*. 218:22, 3541-50.
 45. Hurmuzlu, Y., Basdogan, C., Carollo, J.J. (1994). Presenting Joint Kinematics of Human Locomotion Using Phase Plane Portraits and Poincare Maps. *J Biomech*. 27:12, 1495-1499.
 46. Iosa, M., Fusco, A., Morone, G., Paolucci, S. (2012). Effects of Visual Deprivation on Gait Dynamic Stability. *Sci World J*. 2012, 1-7
 47. Irrgang, J.J. ve Neri, R. (2000). *Proprioception and Neuromuscular Control In Joint Stability: The Rationale for Open and Closed Kinetic Chain Activities for*

Restoration of Proprioception and Neuromuscular Control Following Injury. 363-37. Champaign, IL: Human Kinetics.

48. Jähne-Raden, N., Gütschleg, H., Marschollek, M. (2019) Usage of Accelerometers in the Medical Field of Application and Their Clinical Integration. *St Heal T.* 262, 11-14.
49. Jordan, K., Challis, J.H., Newell K.M. (2007). Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture*, 26, 128-134.
50. Kang, H.G. ve Dingwell, J.B. (2008). Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait Posture*. 27:4, 572-577.
51. Katz, K., Rosenthal, A., Yosipovitch, Z. (1992). Normal Ranges of Popliteal Angle in Children. *J Pediatr Orthop.* 12, 229-231.
52. Kerrigan, D.C. DeLisa, J.A. (ed.). (1998) *Gait Analysis in the Science of Rehabilitation: Introduction/Prologue*. Washington, DC: Veterans Health Administration.
53. Kirtley, C. (2006). *The Temporal-Spatial Parameters in Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Philadelphia: Churchill Livingstone-Elsevier.
54. Krasovsky, T, Lamontagne, A., Feldman, A.G., Levin M.F., (2014). Effects of walking speed on gait stability and interlimb coordination in younger and older adults. *Gait Posture*, 39:1, 378-385.
55. Kuo, A.D. (1999). Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. *Int J Robot Res.* 18, 917-930.
56. Kwon, J.W., Son, S.M., Lee, N.K. (2015). Changes of kinematic parameters of lower extremities with gait speed: a 3D motion analysis study. *J Phys Ther Sci.* 27:2, 477–479.
57. Lehmann, J.F., de Lateur, B.J., Price, R. (1992). Biomechanics of normal gait. *Phys Med Rehabil Clin North Am.* 3:125—38. 2.
58. Lelas, J.L., Merriman, G.J., Riley, P.O., Kerrigan, D.C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait Posture*, 17:2, 106-112.
59. Low, J.L. (1976). The reliability of joint measurements. *Physiotherapy.* 62, 227–229.

60. Magee, D.J. (1997). *Orthopedic physical assessment* (3rd ed.). Philadelphia: Saunders Company.
61. Maki, B.E. ve McIlroy, W.E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance: the 'change-insupport' strategy. *Phys Ther.* 77, 488–507.
62. Mansfield, P.J. ve Neumann D.A., (2019). *Essentials of Kinesiology for the Physical Therapist Assistant* (3rd ed.).
63. Meyer, G. ve Ayalon, M. (2006). Biomechanical aspects of dynamic stability. *Eur Rev Aging Phys A.* 3, 29-33
64. Mirelman, A., Shema, S., Maidan, I., Hausdorff, J.M. (2018). *Handbook of Clinical Neurology: Gait*. Elsevier B.V.
65. Mizrahi, J. (2000) *Clinical Biomechanics (Clinics in Physical Therapy): Biomechanics of Unperturbed Standing Balance*. London, Churchill Livingstone.
66. Morrison, S.C. ve Ferrari, J. (2009). Inter-rater reliability of the Foot Posture Index (FPI-6) in the assessment of the paediatric foot. *J Foot Ankle Res.* 2, 26-30.
67. Möckel, G., Perka, C., Labs, K., Duda, G. (2003). The influence of walking speed on kinetic and kinematic parameters in patients with osteoarthritis of the hip using a force-instrumented treadmill and standardised gait speeds. *Arch Orthop Trauma Surg.* 123, 278-282.
68. Murray, M.P., Kory, R.C., Clarkson, B.H., Sepic, S.B. (1966). Comparison of Free Fast Speed Walking Patterns of Normal Men. *Am J Phys Med.* 45:1, 8-24.
69. Okita, Y., Tatematsu, N., Nagai, K., Nakayama, T., Nakamata T., Okamoto, T. (2014). The effect of walking speed on gait kinematics and kinetics after endoprosthetic knee replacement following bone tumor resection. *Gait Posture.* 40, 622-627
70. Oudenhoven, I.M., van Vulpen, L.F., Dallmeijer, A.J., de Groot, S., Buizer, A.I., van der Krogt M.M. (2019). Effects of functional power training on gait kinematics in children with cerebral palsy. *Gait Posture.* 73, 168-172.

71. Özaras, N ve Yalçın, S. (2001). *Yürüme Analizi*. Avrupa Tıp Kitapçılık.
72. Paulus, W.M., Straube, A., Brandt T. (1984). Visual stabilization of posture: Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain* 107:1143-1163.
73. Peeler, J. ve Anderson J.E. (2007). Reliability of the Thomas test for assessing range of motion about the hip. *Phys Ther Sport*. 8, 14-21.
74. Perry, J. Ve Burnfield J.M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. (2nd ed.). ABD: SLACK Incorporated.
75. Piazza, S.J. ve Cavanagh, P.R. (2000). Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. *J Biomech*. 33, 1029-1034.
76. Radin, E.L., Yang, K.H., Riegger, C., Kish, V.L., O'Connor, J.J. (1991). Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Orthop Res* 9:3, 398–405.
77. Ranisavljev, I., Ilic, V., Markovic, S., Soldatovic, I., Stefanovic, D., Jaric S. (2014). The relationship between hip, knee and ankle muscle mechanical characteristics and gait transition speed. *Hum Mov Sci*, 38:0, 47-57
78. Redfern, M.S., Yardley, L., Bronstein, A.M., (2001). Visual influences on balance, *J Anxiety Disord*. 15, 81-94.
79. Reynard, F. ve Terrier P,. (2015). Role of visual input in the control of dynamic balance: variability and instability of gait in treadmill walking while blindfolded. *Exp Brain Res*. 233, 1031–1040.
80. Riva, D., Mamo, C., Fani, M., Saccavino, P., Rocca, F., Momente, M., Fratta, M. (2013). Single Stance Stability and Proprioceptive Control in Older Adults Living at Home: Gender and Age Differences. *J Aging Res*. 2013, 561-695.
81. Roemmich, R.T., Stegemöller, E.L., Hass C.J. (2012). Lower extremity sagittal joint moment production during split-belt treadmill walking. *J Biomech*, 45:16, 2817-2821.
82. Røislien, J., Skare Ø., Gustavsen, M., Broch, N.L., Rennie, L., Opheim, A. (2009). Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data. *Gait Posture*, 30:4, 441-445.

83. Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., Claes, L. (1994). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait Posture*. 38, 1058-1060
84. Rosenblatt, N.J., Hurt C.P., Grabiner M.D., (2012). Sensitivity of Dynamic Stability to Changes in Step Width During Treadmill Walking by Young Adults, *J Appl Biomech*. 28:5, 616-621 .
85. Ruiz, R. ve Richardson, M.T. (2005). Functional Balance Training Using A Domed Device. *Strength Cond J*. 27:1, 50-55.
86. Russell, B., Rezaul, B., Marimuthu P. (2006). *Computational Intelligence for Movement Sciences: Neural Networks and Other Emerging Techniques: Overview of Movement Analysis and Gait Features Chapter I*, Idea Group Publishing.
87. Saha, D., Gard, S., Fatone, S. (2008). The effect of trunk flexion on able-bodied gait. *Gait Posture*. 27, 653-660.
88. Saucedo, F. ve Yang, F. (2017). Effects of visual deprivation on stability among young and older adults during treadmill walking. *Gait Posture*. 54, 106-111.
89. Saunders, M.B., Inman, V.T., Eberhart, H.D. (1953). The Major Determinants in Normal and Pathological Gait. *J Bone Joint Surg Am*. 35, 543-558
90. Schneck, C. (1998). *Normal and abnormal gait. Ninth Annual Review Course in Physical Medicine and Rehabilitation*. West Orange, NJ. West Orange ; NJ: Kessler Institute for Rehabilitation.
91. Schwartz, M.H., Rozumalski, A., Trost, J.P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *J Biomech*, 41, 1639-1650.
92. Shaffer, S. ve Harrison, A. (2007). Aging of the somatosensory system: A translation perspective. *Phys Ther*, 87:2, 194-207.
93. Shumway-Cook, A. ve Woollacott, M.H. (2007). *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*. (3rd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 233.

94. Shumway-Cook, A., Anson, D., Haller, S. (1988). Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 69:6, 395–400.
95. Smits-Engelsman, B., Mariette. K., Kirby, A. (2011). Beighton Score: A Valid Measure for Generalized Hypermobility in Children. *J Pediatr.* 158:1, 119-123.
96. Stöckel, T., Jacksteit, R., Behrens, M., Skripitz, R., Bader, R., Mau-Moeller, A. (2015). The mental representation of the human gait in young and older adults. *Front Physiol.* 6, 943.
97. Sucan, S., Yılmaz, A., Can, Y., Sür C. (2005). Aktif Futbol Oyuncularının Çeşitli Denge Parametrelerinin Değerlendirilmesi, *J Health Sci.* 14:1, 36-42.
98. Swinnen, E., Baeyens, J.P., Pintens, S., Buyl, R., Goossens, M., Meeusen, R. (2013). Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematics in young and older healthy persons. *Clin Biomech.* 28, 800-806.
99. Tirosh, O. ve Sparrow W.A. (2005). Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. *Gait Posture*, 21:3, 279-288.
100. Tortop, Y., Aksu, A. İ., Yıldırım, İ. (2014). 12 Haftalık Semazen Eğitimi Çalışmalarının Statik ve Dinamik Denge Üzerine Etkisinin Belirlenmesi. *Sstb International Refereed Academic Journal of Sports, Health & Medical Sciences*, 11, 4.
101. Vieira, M.F., de Brito, A.A Jr., Lehnen, G.C., Rodrigues, F.B. (2017). Center of pressure and center of mass behavior during gait initiation on inclined surfaces: A statistical parametric mapping analysis. *J Biomech.* 3:56, 10-18
102. Weerdesteyn, M., de Niet, H.J.R., van Duijnhoven, A.C.H. (2008). Geurts Falls in individuals with stroke *J Rehab Res Dev*, 45, 1195-1214.
103. Whittle, M.W. (2012). *Gait Analysis: an Introduction.* (5th ed.) Philadelphia: Churchill Livingstone.
104. Winter, D.A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological.* (2d ed.). Waterloo: University of Waterloo Press.

105. Winter, D.A., (1995). *A.B.C. of Balance During Standing and Walking*. Waterloo, Ontario, Canada: Waterloo Biomechanics.
 106. Woollacott, M.H. ve Tang, P.F. (1997). Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Phys Ther.* 77, 646-660.
 107. Wurtz, R.H. ve Kandel, E.R. (2000). *Central Visual Pathways*. (4th ed.). New York: McCraw Hill.
 108. Yavuzer, G. (2009). Üç Boyutlu Niceliksel Yürüme Analizi. *ACTA Orthop Traumato.* 43:2, 94-101.
 109. Yavuzer, G. (2014). Yürüme analizi ve temel kavramlar, *TOTBİD Dergisi* 13, 304-308.
- 

FORMLAR

Hastanın Adı Soyadı:

Cinsiyet:

Doğum Tarihi:

Dominant Taraf:

Boy _____ Kilo _____

SİAS genişliği R L Kalça yüksekliği Diz çapı Ayak bileği çapı Bacak boyu uzunluğu	3D analiz
--	-------------------------

Beighton Testi

	Sağ	Sol
Pasif 5. MKP $\geq$ 90° ekstansiyonu	1	1
Pasif olarak baş parmağın ön kola değdirilmesi	1	1
Pasif olarak dirseğin $\geq$ 10° ekstansiyona getirilmesi	1	1
Pasif olarak dizin $\geq$ 10° ekstansiyona getirilmesi	1	1
Aktif olarak ayaktayken ellerin yere değdirilmesi	1	
Toplam		

FPI-6

FPI-6	SAĞ	SOL
Talus başı palpasyonu		
Lateral malleol altındaki ve üstündeki eğimin incelenmesi		
Kalkaneusun inversiyonu/eversiyonu		
Talonavikular eklem bölgesindeki balonlaşma		
Medial longitudinal ark yapısı		
Ön ayağın arka ayağa göre abduksiyonu/adduksiyonu		
TOPLAM		

Hareket**Kalça:****Sağ****Sol**

Thomas Test

Kalça Abd

İnternal Rot

External Rot

Anteversiyon (TPAT)

Fonksiyonel Öne Uzanma Testi

1.

2.

3.

Diz:

Popliteal Aç

Popliteal Aç (Bil.)

Thigh Foot açısı

Tek ayak üzerinde durma süresi:**R:****L:****Ayak Bileği:**

Dorsifleksiyon

diz @ 90°

diz @ 0°

Plantar fleksiyon

Skolyometre

TRü

TR:

TRL:

Lm:

Hump:

Bilgi Formu

Kardeş (sayısı, cinsiyet, problem):

Akraba evliliği (varlığı, derecesi):

Kan uyuşmazlığı:

Kronik hastalığı:

Hamilelik (Dr. Kontrolü, problemler, kronik hastalık):

Doğum (zamanı, sezeryan, küvöz, evde, ağlama):

Bağımsız yürüme ve oturma zamanı (normal/gecikmiş):

En son yapılan nörolojik muayene (tarihi, istenenler)

Nörolojik takibi (var mı, Doktoru):

Ortopedik takibi (var mı, Doktoru):

Ortez (var mı, tipi, süresi, verilen yer):

Medikal tedavi (Btx-A, nöroşirurjik girişim, medikal tedavi):



İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EBEVEYN BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU

LÜTFEN BU DÖKÜMANI DİKKATLİCE OKUMAK İÇİN ZAMAN AYIRINIZ

Sevgili Anne - Baba,

İstanbul Üniversitesi, Gelişim Nörolojisi yüksek lisans programı bitirme tezi projesi kapsamında, Fizyoterapist Kübra Önerge tarafından 7-18 yaş çocuklar üzerinde yürütülen "Baş Öne Eğik Yürümenin Yürüme ve Denge Üzerine Etkisi " başlıklı **araştırmaya çocuklarınızı ve sizi** davet ediyoruz. Size ve çocuğunuza araştırmanın bir parçası olmayı kabul etmek isteyip istemediğinizi sormak istiyoruz. Sadece siz izin verdiğiniz takdirde çocuğunuz bu çalışmaya dâhil edilecektir.

Bu çalışmaya katılmak tamamen **gönüllülük** esasına dayanmaktadır. Siz ve çocuğunuz çalışmaya **katılmama** veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmadan **çıkma** hakkına sahipsiniz. Size verilen **formlardaki** soruları yanıtlarken kimsenin baskısı veya telkini altında olmayın. Sizin dolduracağınız formlardan ve çocuğunuzun katılacağı testlerden elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacaktır. Kimlik bilgileriniz kesinlikle gizli tutulacaktır. Bu araştırmaya katılıp katılmama kararını vermeden önce, araştırmanın neden ve nasıl yapılacağını bilmeniz gerekmektedir. Bu nedenle bu formun okunup anlaşılması büyük önem taşımaktadır. Eğer anlayamadığınız ve sizin için açık olmayan şeyler varsa, ya da daha fazla bilgi isterseniz bize sorunuz.

1. Araştırmayla İlgili Bilgiler:

Araştırmanın Amacı

Yapılacak olan bu çalışma 7-18 yaş aralığındaki nörolojik veya ortopedik tanı almamış sağlıklı çocuklarda baş öne eğik yürümenin yürüme parametrelerine ve bunların denge ile olan ilişkisine bakmayı amaçlamaktadır. Bu çalışmada, denge problemi veya nörolojik problemler çeken çocukların yürüme sırasında kafa ve omuzları öne eğilmiş bir duruş sergiledikleri gözlenmektedir. Bu çalışma, bu yürüyüş adaptasyonunun etkilerini anlamaya yardımcı olacaktır.

Araştırmanın İçeriği

Araştırma kapsamında; toplamda 24 çocuk katılımı sağlanacaktır. Bu çalışmaya katılımcı olarak katılmayı kabul ederseniz İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Hareket Analizi Laboratuvarına yürüme analizi amacı ile gelmeniz istenecektir. Laboratuvara geldiğinizde ilk olarak araştırmacılar tarafından, boy ve kilonuz ölçülecektir. Muayene masası üzerinde sırt üstü yatmanız istenerek; kalça, diz ve pelvis(leğen) eklem çapı uzunluğu kaliper adı

verilen özel bir cetvel ile ölçülecektir. Gonyometre adı verilen farklı bir cetvel ile de kalça, diz, ayak bileği eklemlerinizin hareket açıklığı ve esnek bir mezura ile bacak boyunuz ölçülecektir. Tüm bu işlemler yaklaşık olarak 5-7 dakika kadar sürmesi öngörülmekte olup bu işlemler esnasında en ufak bir ağrı hissetmeyeceksiniz. Daha sonra dengeyi değerlendirmek için tek ayak üzerinde durma süreniz ve fonksiyonel öne uzanma mesafeniz ölçülüp kaydedilecektir.

Yürüme analizine başlamak için üzerinizde kolsuz, altınızda ise kısa bir kıyafet ile hazır olduktan sonra vücudunuzun 22 farklı noktasına ışığa duyarlı plastik işaretleyiciler yapışkanlı bant aracılığıyla yerleştirilerek 8 metrelik yürüme parkurunda önce normal yürümeniz istenecektir. Kayıt işlemi 6 özel kamera aracılığı ile yapılacak olup vücudunuz değil, sadece üzerinizdeki ışığa duyarlı işaretleyicileri görüntüleyecektir. Bu hazırlıklar sonunda 2 farklı baş pozisyonu ile 2 farklı yürüme kaydınız alınacaktır. Tüm yürüyüşleriniz 2 boyutlu video analizi için video kaydı ile kaydedilecektir, bu videolar yalnızca araştırmacı tarafında gerektiğinde analiz edilmek üzere arşivlenecektir.

2. Çalışmaya Katılım Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmadan önce katılımcıya/gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve katılmam istenen çalışmanın kapsamını ve amacını, gönüllü olarak üzerime düşen sorumlulukları tamamen anladım. **Çalışma hakkında yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen araştırmacı tarafından yapıldı, soru sorma ve tartışma imkânı buldum ve tatmin edici yanıtlar aldım. Bana, çalışmanın muhtemel riskleri ve faydaları sözlü olarak da anlatıldı. Çocuğumdan da sözlü onay alındı.** Bu çalışmayı ben ve çocuğum istediğimiz zaman ve herhangi bir neden belirtmek zorunda kalmadan bırakabileceğimizi ve bıraktığımız takdirde herhangi bir olumsuzluk ile karşılaşmayacağımızı anladım.

Bu koşullarda söz konusu araştırmaya kendi isteğimle, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum ve çocuğumun katılmasına da izin veriyorum.

Ebeveynin (Kendi el yazısı ile)

Adı-Soyadı:

İmzası:

Katılımcının (12 yaş üstü, kendi el yazısı ile)

Adı-Soyadı:

İmzası:

Araştırmacının

Adı-Soyadı: Fzt. Kübra Önerge

İmzası:

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

ETİK KURUL KARARI

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Sayı : 693

Konu: Prof. Dr. Mine ÇALIŞKAN hk.

Tarih : 17.05.2019

Sayın Prof. Dr. Mine ÇALIŞKAN
Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı

İlgi: Çocuk Sağlığı Anabilim Dalının 30/04/2019 gün ve 87255 sayılı yazısı

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz ve Kübra ÖNERGE' nin yürüteceği 2019/657 dosya numaralı "Baş Öne Eğik Yürümenin Yürüme ve Denge Üzerine Etkisi" başlıklı çalışma kurulumuzun 10/05/2019 tarih ve 09 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.


Prof. Dr. A.Yağız ÜRESİN

İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar

Etik Kurul Başkanı

Eki: İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

BAŞ ÖNE EĞİK YÜRÜMENİN YÜRÜME VE DENGİ ÜZERİNE ETKİSİ

ORIJİNALLIK RAPORU

% 3	% 1	% 1	% 2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul Aydın University Öğrenci Ödevi	<% 1
2	dergi.totbid.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
3	Submitted to Eastern Mediterranean University Öğrenci Ödevi	<% 1
4	Submitted to Bahcesehir University Öğrenci Ödevi	<% 1
5	Submitted to Mersin Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
6	Submitted to Trakya University Öğrenci Ödevi	<% 1
7	icaeh.com İnternet Kaynağı	<% 1
8	acikerisim.istanbul.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Kübra	Soyadı	Önerge
Doğ.Yeri	İstanbul	Doğ.Tar.	19.04.1994
Email	kubra.onerge@gmail.com	Uyruğu	T.C.

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Lisans	İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü	2016
Lise	Fatih Gelenbevi Anadolu Lisesi	2012

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Araştırma görevlisi	İstanbul Kültür Üniversitesi	2018-devam ediyor
2.	Fizyoterapist	Özel Özgür Yaşam Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi	2016-2018

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	YDS Puanı
İngilizce	Çok iyi	İyi	İyi	-	73,75

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	82,15469	79,46270	75,12032

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office Word	Çok iyi
Microsoft Office Excel	Çok iyi
Microsoft Office Power Point	Çok iyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

- Önerge Kübra, Akalan Nazif Ekin, Sert Rukiye, Kuchimov Shavkat, Leblebici Gökçe, Ertürk Gamze, Bilgili Fuat (2018). Azaltılmış plantar ön-ayak duyusunun taban basıncı üzerine etkisinin incelenmesi: Pilot çalışma. 28. Ulusal

- Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4792642)
2. Akalan Nazif Ekin, Karaca Gülşah, Apti Adnan, Kuchimov Shavkat, Bilgili Fuat, Temelli Yener, Leblebici Gökçe, Önerge Kübra, Ertürk Gamze, Evrendilek Halenur (2018). Sağlıklı çocuklarda femoral anteversiyon artışının hipermobilite sendromundan bağımsız olarak yürüme parametrelerine etkileri. 28. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4469859)
 3. Akalan Nazif Ekin, Apti Adnan, Kurt Aslihan, Sert Rukiye, Önerge Kübra, Leblebici Gökçe, Kuchimov Shavkat, Bilgili Fuat, Temelli Yener (2018). Artmış femoral anteversiyon açısı olan çocuklarda hipermobilitenin statik ve dinamik taban basıncına etkileri. 28. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4792624)
 4. Önerge Kübra, Akalan Nazif Ekin, Sert Rukiye, Kuchimov Shavkat, Leblebici Gökçe, Ertürk Gamze, Bilgili Fuat (2018). Describing effects of reduced forefoot sensation on foot pressuredistribution: Plot study. 27th Annual Meeting of European Society for Movement Analysis in Adults and Children, 65, 172-173., Doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.128 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4792583)
 5. Akalan Nazif Ekin, Apti Adnan, Kurt Aslihan, Sert Rukiye, Önerge Kübra, Leblebici Gökçe, Kuchimov Shavkat, Bilgili Fuat, Temelli Yener, Miller Freeman (2018). The Influence of Hypermobility on Children with IncreasedFemoral Anteversion: Static and Dynamic Foot Pressure Behavior. ESMAC 2018 (Tam Metin Bildiri/Poster)(Yayın No:4521496)
 6. Akalan Nazif Ekin, Karaca Gülşah, Apti Adnan, Kuchimov Shavkat, Bilgili Fuat, Temelli Yener, Leblebici Gökçe, Önerge Kübra, Ertürk Gamze, Evrendilek Halenur (2018). Distinguishing the Influences of Increased Femoral Anteversion from Hypermobility during walking for neurologically intact individuals. the European Society of Movement Analysis for Adults and Children (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4469714)

7. Sardoğan Cansu, Akalan Nazif Ekin, Bilgili Fuat, Sert Rukiye, Leblebici Gökçe, Önerge Kübra, Evrendilek Halenur (2018). What is the effect on the popliteal angle of femoral anteversion increased in healthy individuals?. 27th Annual Meeting of European Society of Movement Analysis in Adults And Children, 65, 470-472., Doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.07.064 (Tam Metin Bildiri/Poster)(Yayın No:4792433)
8. Leblebici Gökçe, Akalan Nazif Ekin, Apti Adnan, Kuchimov Shavkat, Kurt Aslihan, Önerge Kübra (2018). How does Hypermobility affect lower extremity function for children with Increased Femoral Anteversion?. ESMAC 2018 (Tam Metin Bildiri/Poster)(Yayın No:4521501)
9. Apti Adnan, Akalan Nazif Ekin, Kuchimov Shavkat, Leblebici Gökçe ,Önerge Kübra, Kurt Aslihan, Bacak İsmail (2018). Biomechanical consequences of increased femoral anteversion in neurologically intact individuals. 2018 Annual GCMAS Conference (Tam Metin Bildiri/Poster)(Yayın No:4521537)
10. Gürkan Güray, Önerge Kübra, Akalan Nazif Ekin (2018). Wireless dual accelerometer wearable system for torso-head angle measurement during walking. 2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), Doi: 10.1109/SIU.2018.8404240 (Tam Metin Bildiri/Poster)(Yayın No:4315679)
11. Leblebici Gökçe, Akalan Nazif Ekin, Apti Adnan, Kuchimov Shavkat, Bacak İsmail, Bilgili Fuat, Temelli Yener, Önerge Kübra, Miller Freeman (2017). Increased femoral anteversion related biomechanical abnormalities: Lower extremity functionality, falling frequencies and anterior knee and low back pain. 26th Annual Meeting of European Society for Movement Analysis in Adults and Children, Doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.06.436 (Tam Metin Bildiri/Poster)(Yayın No:4792324)
12. Apti Adnan, Akalan Nazif Ekin, Kuchimov Shavkat, Leblebici Gökçe, Bacak İsmail, Önerge Kübra, Bilgili Fuat, Temelli Yener, Miller Freeman (2017). Increased Femoral anteversion related biomechanical abnormalities: Hypermobility, foot posture and pressure. 26th Annual Meeting of European Society for Movement Analysis in Adults and Children, 57, 254-255., Doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.06.401 (Tam Metin Bildiri/Poster)(Yayın No:4470037)

13. Leblebici Gökçe, Akalan Nazif Ekin, Kuchimov Shavkat, Önerge Kübra (2017). Is arm swing an effective factor on plantar pressure during walking?. 26th Annual Meeting of European Society for Movement Analysis in Adults and Children, 57, 75-76., Doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.06.297 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4470092)
14. Önerge Kübra, Akalan Nazif Ekin, Leblebici Gökçe, Kuchimov Shavkat (2017). How does walking with looking down influence foot pressure distribution?. 26th Annual Meeting of European Society for Movement Analysis in Adults and Children, 57, 252-253., Doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.06.400 (Tam Metin Bildiri/Poster)(Yayın No:4792246)
15. Akalan Nazif Ekin, Apti Adnan, Kuchimov Shavkat, Leblebici Gökçe, Önerge Kübra, Bilgili Fuat, Bacak İsmail, Miller Freeman, Temelli Yener (2017). Increased femoral anteversion related biomechanical abnormalities: Gait and hyper mobility. 26th Annual Meeting of European Society for Movement Analysis in Adults and Children, 57, 223-224., Doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.06.384 (Tam Metin Bildiri/Poster)(Yayın No:4470072)
16. Kuchimov Shavkat, Akalan Nazif Ekin, Önerge Kübra, Korkmaz Mehmet Sefa, Seymen Zafer Ali, Tanrisever Meltem, Akar Begüm, Arslan İlknur, Temelli Yener, Anand Nene, Özdiñler Arzu (2016). Kalça adduktor kas zayıflığı sert diz yürüyüşüne neden olurmu?. 26. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi(50) (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4469914)
17. Kuchimov Shavkat, Akalan Nazif Ekin, Temelli Yener, Önerge Kübra, Korkmaz Mehmet Sefa, Seymen Zafer Ali, Tanrisever Meltem, Arslan İlknur, Akar Begüm, Anand Nene, Özdiñler Arzu (2016). Does adductor weakness contribute stiff knee gait pattern for healthy individuals? Plot study. 25th Annual Meeting of European Society for Movement Analysis in Adults and Children, 49, 251-252., Doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.07.306 (Tam Metin Bildiri/Poster)(Yayın No:4791706)