

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

**ÜST EKSTREMİTE ATELİNİN FARKLI POZİSYONLARDAKİ
KULLANIMININ YÜRÜYÜŞÜN ZAMAN MESAFE
KARAKTERİSTİKLERİNE ETKİSİ**

Fzt. Tanju BAHRİLLİ

**Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

ANKARA

2018

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

**ÜST EKSTREMİTE ATELİNİN FARKLI POZİSYONLARDAKİ
KULLANIMININ YÜRÜYÜŞÜN ZAMAN MESAFE
KARAKTERİSTİKLERİNE ETKİSİ**

Fzt. Tanju BAHİLLİ

**Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Semra TOPUZ**

ANKARA






2018

ONAY SAYFASI

ÜST EKSTREMİTE ATELİNİN FARKLI POZİSYONLARDAKİ KULLANIMININ YÜRÜYÜŞÜN ZAMAN MESAFE KARAKTERİSTİKLERİNE ETKİSİ


Tanju BAHİLLİ

Bu çalışma 05.01.2018 tarihinde jürimiz tarafından "Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı" nda yüksek lisans / doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	<i>Prof. Dr. Tülin DÜGER</i> HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ	
Tez Danışmanı:	<i>Doç. Dr. Semra TOPUZ</i> HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ	
Üye:	<i>Doç. Dr. Özlem ÜLGER</i> HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ	
Üye:	<i>Yrd. Doç. Dr. Yasin YURT</i> DOĞU AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ	
Üye:	<i>Yrd. Doç. Dr. Pınar ARPINAR AVŞAR</i> HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ	

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

Tarih 15 Ocak 2018


Prof. Dr. Diclehan Orhan
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

o Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenkle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

x Tezimin/Raporumun 16.01.2019 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

o Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

TANJU BAHRİLLİ



ETİK BEYAN

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



(İmza)

Tanju BAHİLLİ

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca vazgeçme noktasına geldiğim sağlık problemlerime rağmen yılmadan yola devam etmemde, mesleki bilgi ve beceri edinmemde, ilgi ve yardımlarını esirgemedi, büyük bir sabırla yetişmemi sağlayan, danışmanlığımı üstlenerek tez çalışmamın planlanmasında, gerçekleşmesinde ve sonuçlandırmasında her türlü bilimsel katkı ve manevi desteği ile yol gösteren, öğrencisi olmaktan onur duyduğum değerli hocam Doç. Dr. Semra TOPUZ'a teşekkür ederim.

Bu tezin oluşturulmasında fiziki imkanlar sağlayan Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Başkanı Sayın Prof. Dr. Tülin DÜGER'e teşekkür ederim.

Tez sürecinde bana moral veren, destekleyen ve kapıyı her açtığımda güler yüzle karşılayan Doç. Dr. Songül ATASAVUN'a, her türlü soruna çözüm üreten, moral veren ve destekleyen Doç. Dr. Özlem ÜLGER'e teşekkür ederim.

Tez sürecim boyunca Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Bölümü araştırma görevlilerinden bireylerin değerlendirilmesinde ve tezin yazım aşamasında desteğini esirgemeyen, manevi olarak moral veren değerli arkadaşım Uzm. Fzt. Elif KIRDI'ya ve değerlendirme sürecinde yürüyüş analizi ile ilgili bilgilerini paylaşarak değerli vaktini bana ayıran Uzm. Fzt. Ali İmran YALÇIN'a teşekkür ederim.

Bu zorlu zamanda desteklerini esirgemeyen, moral veren dönem arkadaşlarım Merve Melek ERDEM'e ve Mustafa Cem TÜRKMEN'e teşekkür ederim.

Tezin veri toplama aşamasında bana vakit ayırıp değerlendirmeme katılım sağlayan bütün bireylere teşekkür ederim.

Eğitim hayatım süresince beni her zaman destekleyen, yalnız bırakmayan, bana inanan sevgili aileme ve eşimin ailesine teşekkür ederim.

Yüksek lisans başvuru ve bitiş sürecinin her aşamasında yanımda olan, onunla geçirmem gereken zamanını tezim ile paylaşan, tezin her aşamasında benimle tartışan, bu uzun zorlu süreçte desteğini esirgemeyen, her zaman ve bir ömür boyu yanı başımda olacak hayat arkadaşım Ceylan TEKİN BAHRİLLİ'ye teşekkür ederim.

ÖZET

Bahrilli T. Üst ekstremitte atelinin farklı pozisyonlardaki kullanımının yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerine etkisi, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Fizik tedavi ve Rehabilitasyon Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2018. Bu çalışma, sağlıklı bireylerde dominant üst ekstremitenin farklı pozisyonlarda sabitlenmesinin yürüyüş parametreleri üzerine etkilerini araştırmak amacıyla planlandı. Çalışmaya yaş ortalaması 25,94±4,48 yıl, vücut kütle indeksi ortalaması 25,66±4,23 kg/m² olan, 23'ü erkek (% 61), 15'i kadın (%39) toplam 38 sağlıklı birey katıldı. Bireylerin tamamı sağ dominant olup sağ üst ekstremitenin 4 farklı pozisyonda sabitlenmesine olanak sağlayan bir atel kullanıldı. Pozisyonlar; omuz eklemi addüksiyon ve 60° iç rotasyonda (P1), omuz eklemi addüksiyon ve 30° dış rotasyonda (P2), omuz eklemi 30° abdüksiyon ve 60° dış rotasyonda (P3) ve omuz eklemi 90° abdüksiyonda (P4) ve tüm pozisyonlarda dirsek eklemi 90° fleksiyonda, önkol ve el bileği nötralde olacak şekilde sabitlendi. Dört farklı atel pozisyonunda ve atelsiz olmak üzere toplam 5 pozisyonda, pozisyonların randomizasyonu ile bireyler 5 dk kendi hızlarında yürüdüler ve sonra GAITRite bilgisayarlı yürüyüş yolu ile değerlendirildiler. Bireylere yürüyüş analizi sonrası atelin uyumu ve rahatlığı ile anket uygulaması yapıldı. GAITRite ile adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, adım genişliği, ayak açısı, tek bacak üzerinde durma süresi, yürüyüş hızı ve kadans değişkenleri elde edildi. Değerlendirme sonuçları karşılaştırıldığında atelsiz yürüyüşe göre tüm atel pozisyonlarında yürüyüş hızı, kadans ve adım uzunluklarının azaldığı; adım genişliği, tek bacak üzerinde durma süresi ve ayak açısının arttığı belirlendi (p<0,05). Pozisyonların her birinde bireylerin bilateral yürüyüş değişkenlerinin karşılaştırılması sonucunda, özellikle P1, P2 ve P4'te yürüyüş asimetrisine ait bulgular elde edildi. Çalışmamız, üst ekstremitenin herhangi bir pozisyonda sabitlenmesi ile kol salınımının kısıtlanmasının yürüyüşü etkilediğini ve bu nedenle atel uygulanması gereken durumlarda klinik karar verme ve rehabilitasyon programının oluşturulmasında yürüyüş parametrelerindeki değişimlerin dikkate alınması gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Anahtar Kelimeler: Atel, Yürüyüş Analizi, Kol Salınımı, Atel Pozisyonları.

ABSTRACT

Bahrilli T. The effect of using in different positions of upper extremity splint on temporo-spatial characteristics of gait. Hacettepe University, Institute of Health Sciences, Physical Therapy and Rehabilitation Program, Master Thesis, Ankara, 2018. This study was planned to investigate the effect of fixation of dominant upper extremity in different positions on gait parameters in healthy subjects. The mean age was 25.94 ± 4.48 years, the mean body mass index was 25.66 ± 4.23 kg/m² with characteristics; 23 of the individuals were male (61%) and 15 were female (39%), a total of 38 healthy individuals participated. All of the individuals were right dominant and in order to fix the upper extremity in individuals, a splint was used that unilaterally supports the shoulder and elbow joints in certain positions. Shoulder joint adduction and 60° internal rotation (P1); shoulder joint adduction and in 30° external rotation (P2); shoulder joint 30° abduction and 60° external rotation (P3), shoulder joint in 90° abduction (P4), and elbow joint in all positions in 90° flexion, the forearm and wrist were fixed in the neutral position. In a total of 5 positions, with four different splint positions and without splint, the individuals walked at their own speeds for at least 5 minutes with randomization of positions and they were evaluated by GAITRite the computerized walkway. After the walking analysis, the questionnaire was applied with the compliance and comfort of splint. Step length, stride length, step width, toe in angle, single leg support time, walking speed and cadence variables were obtained with GAITRite. The walking speed, cadence and step lengths decreased in all positions compared to the without splint position; step width, right single leg support time and toe in angle were increased in all positions compared to the without splint position walking ($p < 0.05$). As a result of comparing the bilateral walking variables of individuals in each of the splint positions, findings of walking asymmetry were obtained especially in P1, P2 and P4. As a result, it was determined that restriction of arm swing by the upper extremity of fixed with a splint at any position affected walking. Our study suggests that restraining arm swing by fixing the upper extremity at any position affects walking and therefore that changes in gait parameters should be considered when establishing a clinical decision-making and rehabilitation program in situations where splinting be performed.

KEY Words; Arm Swing, Gait Analysis, Splint, Splint positions.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN SAYFASI	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Üst Ekstremitte Atelleri ve Özellikleri	4
2.1.1. Atellemenin Amaçları	5
2.1.2. Atel Kullanım Pozisyonları	6
2.2. Kol Salınımının Kısıtlanması	8
2.3. Yürüyüş	9
2.3.1. Yürüyüş Döngüsü	9
2.3.2. Yürüyüş Döngüsüne Ait Fazlar	10
2.3.3. Yürüyüş Fazları Sırasında Kol Salınımı	15
2.3.4. Yürüyüşün Zaman- Mesafe Karakteristikleri	16
2.4. Yürüyüş Analizi	18
2.4.1. Yürüyüş Analizinin Sınırlılıkları	21
2.4.2. Yürüyüşün Devamlılığını Sağlayan Belirleyici Koşullar	22
2.4.3. Yürüyüş Hareketine Katılan Eklem, Kas ve Bağlar	22
2.4.4. Vücut Ağırlık Merkezi	23
2.4.5. Statik Denge	23
2.4.6. Dinamik Denge	24
3. BİREYLER ve YÖNTEM	25
3.1. Bireyler	25

3.2. Yöntem	26
3.2.1. Değerlendirme	28
3.2.2. Çalışma Tipi	34
3.2.3. Atel pozisyonları	34
3.2.4. Değerlendirme Yaparken Dikkat Edilmesi Gerekenler	36
3.3. İstatistiksel Analiz	37
4. BULGULAR	38
4.1.Yürüyüş Değerlendirmesi Bulguları	38
4.2.Atelin Kullanıldığı Pozisyonlarda Yürüyüş Parametrelerinin İkili Karşılaştırılmaları	44
4.3. Yürüyüşün Bilateral Parametrelerinin Her Pozisyonda Karşılaştırılması	45
4.4. Atel Kullanımına Ait Anket Sonuçları	50
5. TARTIŞMA	52
5.1.Yürüyüş Hızı ve Kadans Değişimleri	52
5.2. Adım Uzunluğu ve Çift Adım Uzunluğundaki Değişimler	55
5.3. Adım Genişliği, Tek bacak üzerinde durma Süresi ve Ayak Açısı Değişimleri	56
5.4.Yürüyüş Asimetrisi	58
6. LİMİTASYONLAR	60
7. SONUÇ ve ÖNERİLER	61
8.KAYNAKÇA	63
9.EKLER	
Ek-1: Değerlendirme Formu	
Ek-2: New York Postür Değerlendirmesi	
Ek-3: Aydınlatılmış Onam Formu	
Ek-4: Tez Etik Kurul Onayı	
10.ÖZGEMİŞ	

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	Yüzde
ANOVA	Tekrarlı Ölçümler Varyans Analiz Testi
Cm	Santimetre
DAM	Destek Alanı Merkezi
dk	Dakika
EHA	Eklem Hareket Açıklığı
EMG	Elektromyografi
GAS	Görsel Analog Ölçeği
kg	Kilogram
IQR	Çeyrekler Arası Aralık
MBS	Modifiye Borg Ölçeği
M	Ortanca
m	Metre
Max	Maksimum
Min	Minimum
N	Birey Sayısı
NYPD	New York Postür Değerlendirmesi
OBPP	Obstetrik Brakiyal Pleksus Felci
X	Ortalama
P	İstatistiksel Yanılma Payı
Sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
SS	Standart Sapma
VAM	Vücut Ağırlık Merkezi
vs.	Vesaire
YTK	Yer Tepki Kuvveti
YTKV	Yer Tepki Kuvveti Vektörü

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Sağ alt ekstremiteye ait duruş fazlarının gösterimi	11
2.2. Sağ alt ekstremiteye ait salınım fazlarının gösterimi	14
2.3. Sağ alt ekstremiteye ait yürüyüşün mesafe karakteristikleri	17
3.1. Bireylerin akış diyagramı	28
3.2. GAITRite ile elde edilen veriler	32
3.3. GAITRite ile yürüyüşün zaman- mesafe karakteristiklerinin değerlendirilmesi	33
3.4. Kullanılan atel pozisyonlarının gösterimi	36

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
2.1. Cinsiyete ve yaşa göre yürüyüş parametrelerinin örnek verileri.	17
3.1. Atel kullanım pozisyonları.	35
4.1. Bireylerin fiziksel özellikleri.	38
4.2. Farklı atel pozisyonlarındaki ve atelsiz yürüyüşteki yürüyüş hızı, kadans ve adım uzunluklarına ait bulgular.	39
4.3. Farklı atel pozisyonlarındaki ve atelsiz yürüyüşteki adım genişliği, tek bacak üzerinde durma süresi ve ayak açılarına ait bulgular.	40
4.4. Friedman Testine göre atel pozisyonlarındaki yürüyüş ile atelsiz yürüyüş parametrelerine ait bulgular.	41
4.5. Atel kullanım pozisyonları ve atelsiz yürüyüşün karşılaştırılması; hız ve kadans ait bulgular.	42
4.6. Atel kullanım pozisyonları ve atelsiz yürüyüşün karşılaştırılması; adım uzunlukları ait bulgular	43
4.7. Atel kullanım pozisyonları ve atelsiz yürüyüşün karşılaştırılması; adım genişliği, tek bacak üzerinde durma süresi ve ayak açısına ait bulgular.	44
4.8. Friedman testine göre atel pozisyonlarındaki yürüyüş ile atelsiz yürüyüş parametrelerine ait bulgular.	45
4.9. P0 (Atelsiz yürüyüş) yürüyüşünün bilateral parametrelerinin karşılaştırmasına ait bulgular ve farklar.	46
4.10. P1 (pozisyon 1) yürüyüşünün bilateral parametrelerinin karşılaştırmasına ait bulgular ve farklar.	47
4.11. P2 (pozisyon 2) yürüyüşünün bilateral parametrelerinin karşılaştırmasına ait bulgular ve farklar.	48
4.12. P3 (pozisyon 3) yürüyüşünün bilateral parametrelerinin karşılaştırmasına ait bulgular ve farklar.	49
4.13. P4 (pozisyon 4) yürüyüşünün bilateral parametrelerinin karşılaştırmasına ait bulgular ve farklar.	50
4.14. Atel kullanımına ait anket sonuçlarının yüzdeleri.	51

1.GİRİŞ

Ateller, omuz askıları ve diğer ortezler, doğumsal ya da edinsel nedenlerle alt ve üst ekstremitayı ilgilendiren bozukluklarda, cerrahi öncesi ve/veya sonrası veya konservatif amaçlarla tedavide ve rehabilitasyonda kullanılan yardımcı cihazlardır (1). Uygulama amacı ve alanına göre immobilizasyon ve hareketlendirme için çeşitli ateller geliştirilmiştir. Eklemlere kuvvet uygulayan ve eklem hareket aralığını arttıran hareketlendirme atelleri, eklemlerin ve korunması gereken dokunun izin verdiği hareket sınırlarında fonksiyonları artırır. Immobilizasyon amaçlı kullanılan ateller ise statik olup, patolojiye uygun anatomik pozisyonlarda kullanılır. Bu pozisyonlar iyileşme süresini kısaltırken, ekstremitenin korunmasını sağlar ve kontraktür ve deformitelerin oluşumunu engeller. Patolojik duruma göre kullanılan atel pozisyonları değişkenlik gösterebilmekte ve rahatlık, normal nefes alabilme, terleme ve taşıyıcı bantlar ile hareketli kısımların kişiye uygun olarak ayarlanması da önemli rol oynamaktadır (2).

Fizyoterapi ve rehabilitasyon alanında önemli yer tutan atellerin kullanımı ile beklenen faydalar sağlanırken bazı komplikasyonlar da gelişebilmektedir. Kullanım süresinin uzun ya da kısa olması, uygun olmayan temas noktaları ve yanlış pozisyonlama nedeniyle kontraktür, donuk omuz, atrofi, yumuşak doku kısalıkları, dolaşım problemleri, deriye ait reaksiyonlar ve eklem stabilitesinde bozulma görülebilir (1, 3). Bu durumda patoloji ortadan kalksa dahi bazı komplikasyonların varlığı fonksiyonel kapasitenin azalmasına, üst ekstremitenin aktivitelerinde yetersizliğe yol açabilir. Yapılan bir çalışmada omuz elevasyonu yetersizliğinin gövdenin aşırı ekstansiyon ve lateral fleksiyonuna neden olduğu gösterilmiştir (4).

Omuz ve kolun hareketleri yürüyüş sırasında önemli olup, yürüyüşün fazları ile uyum göstermektedir. Normal bir yürüyüş sırasında kollar, yer çekimi ve ivmelenmenin etkisi ile bir sarkaç gibi ayakların tersi yönünde hareket eder. Ayakta dik durma dengesi devam ettirilirken yer çekim merkezinin öne doğru yer değiştirmesi ile birlikte gövde ve ekstremitelerin ritmik alternatif hareketleri ile normal yürüyüş gerçekleştirilir (5-10).

Kas kuvveti ve gövde eylemsizliği, yürüyüşte öne doğru hareketi sağlayan etkenlerdir. Öne doğru hareket başladığında bacak salınımı ile kol salınımı da başlar (11). İlerleme hızına bağlı olarak bacak salınımindaki artış ile kol salınım hızı artar, böylece öne doğru ilerlemede hızlanma meydana gelir (12). Ayrıca gövdenin öne hareketi sırasında pelviste transvers düzlemde oluşan rotasyon üst gövdeye iletilir. Kollar, pelvis rotasyonuna zıt yönde hareket ederek dengenin tekrar sağlanmasında katkıda bulunur (8).

Birçok yürüyüş analizi çalışması alt ekstremitelere odaklanmakta, gövde, baş ve kol hareketleri göz ardı edilmektedir (13-15). Sanılan aksine, insan yürüyüşünde kolların salınımı lokomasyonun önemli bir komponentidir. Umberger, Ortega, Collins ve arkadaşlarının yaptığı üç ayrı çalışmada kol salınımının olmaması durumunda, metabolik enerji tüketiminin arttığı gösterilmektedir (7, 9, 13). Ayrıca yürüyüş sırasında ileri doğru harekette oluşan büyük vertikal momentum, kol salınımı ile karşılanır ve kol salınımının olmaması durumunda, bu geniş vertikal moment gövdenin aşağı doğru hareket etmesine neden olur (16-18). Buna ek olarak; birçok çalışmacı kol salınımının yürüyüş stabilitesini artırdığını belirtmektedir (17-19). Kuhtz-Buschbeck ve arkadaşlarının yaptığı elektromyografi (EMG) çalışmasında, kol salınımının pasif olmadığı, yürüyüşün belirli fazlarında belirli üst ekstremiteler kaslarının uzayarak veya kısalarak kontraksiyon oluşturduğu ve kol kısıtlandığında dahi yine kasların otomatik olarak kasıldığı gösterilmiştir (20). Daha önce yapılmış bu çalışmalar ile kolların sadece pasif olarak sallanmadıkları, kol salınımının yürüyüş stabilitesini etkilediği, enerji harcamasında önemli yerinin olduğu ve salınımın yetersiz olduğu durumlarda da gövde hareketlerinde değişime neden olduğu gösterilmiştir (21).

Alt ekstremitelerde kullanılan atellerin yürüyüşe etkilerini gösteren çalışmalar bulunmakla beraber, üst ekstremitenin tedavi amacıyla farklı pozisyonlarda atel, splint ya da ortezi gibi yardımcı cihazlar ile sabitlenmesinin yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri üzerine etkileri konusunda yapılan çalışmalar yetersizdir. Bu çalışmayı yapmaktaki amacımız çeşitli sebeplerle üst ekstremitenin sabit pozisyonu ile kol salınımının kısıtlanmasının yürüyüş parametrelerini nasıl etkilediğini

belirlemektir. Bu amaçla, sağlıklı bireylerin üst ekstremitelerinin farklı pozisyonlarda atel ile sabitlenerek yürüyüş parametrelerinin değerlendirilmesi planlanmıştır.

Çalışmanın köken aldığı hipotezler şunlardır:

Hipotez 1

H0; Üst ekstremitel atelinin farklı pozisyonlarda kullanımı adım uzunluğunu etkilemez.

H1; Üst ekstremitel atelinin farklı pozisyonlarda kullanımı adım uzunluğunu etkiler.

Hipotez 2

H0; Üst ekstremitel atelinin farklı pozisyonlarda kullanımı adım genişliğini etkilemez.

H1; Üst ekstremitel atelinin farklı pozisyonlarda kullanımı adım genişliğini etkiler.

Hipotez 3

H0; Üst ekstremitel atelinin farklı pozisyonlarda kullanımı ayak açısını etkilemez.

H1; Üst ekstremitel atelinin farklı pozisyonlarda kullanımı ayak açısını etkiler.

Hipotez 4

H0; Üst ekstremitel atelinin farklı pozisyonlarda kullanımı yürüyüş hızını etkilemez.

H1; Üst ekstremitel atelinin farklı pozisyonlarda kullanımı yürüyüş hızını etkiler.

Hipotez 5

H0; Üst ekstremitel atelinin farklı pozisyonlarda kullanımı kadansı etkilemez.

H1; Üst ekstremitel atelinin farklı pozisyonlarda kullanımı kadansı etkiler.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Üst Ekstremitte Atelleri ve Özellikleri

Atel; iyileşmekte olan yapıları koruyan, normal eklem hareketlerini geliştirip sürdüren, bozulan fonksiyonu düzelten ya da kişisel yardım gereçlerini tutturmakta temel teşkil eden anatomik ve biyomekanik cihazdır (22). Atelleme, elin ve üst ekstremitenin fonksiyonel kapasitesini en üst seviyeye getirmek amacıyla akut ve rekonstrüktif el cerrahisi sonrası, fizyoterapi ve iş uğraşı tedavisi sürecindeki tüm el ve üst ekstremitte patolojilerinde uygulanır. Adlandırma açısından literatüre baktığımızda ortez, atel, breys, cihaz ya da splint kelimelerinin çoğu yerde birbirini yerine kullanıldığı görülmektedir. Bu çalışmada “atel” terimi kullanılmıştır.

İlk atel uygulamasının 1609 yılında, yanık sonrası kontrakte elin sargı ile tespiti ve kontraktürün düzeltilmesinde kullanıldığı bilinmektedir. 19. yüzyılın sonlarında cerrahların ortotistlerden atel taleplerinin olduğu ve ilk modern atellerin de bu dönemde yapılmaya başlandığı görülmektedir (22, 23). 1945-1950 yıllarında ikinci dünya savaşının etkileri el cerrahisi ve rehabilitasyonunda hızlı gelişime neden olurken, bu durumun atellemeye de yansıdığı görülmektedir. 1958’de Tosberg, konu ile ilgilenen tıbbi personel arasındaki iletişim yetersizliğine dikkat çekmiş ve bu konuda ortak bir adlandırma ve protokol gerekliliğini vurgulayarak, uygulayıcılara yönelik belirli bir eğitim programı olmasını savunmuştur. 1960’lı yıllarda atelleme, el rehabilitasyonunda etkin olarak kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle cerrahların silikon implant artloplastileri, tendon greftleri ve fleksör tendon onarımlarından sonra erken kontrollü hareket protokollerini uygulamaya koyması, el rehabilitasyonu ile uğraşan fizyoterapistlerin bu konudaki ilgilerini arttırmıştır.

1970’lerde kullanılan düşük ısılı termoplastik malzemelerden önce, atel uygulamak için Paris tipi alçı sargı, deri, metal ve yüksek ısılı plastikler yoğun olarak kullanılmıştır. Bu malzemelerin kullanımı, hastaların ölçü ve yapım için defalarca kliniğe gelmelerini gerektirmektedir. Düşük ısılı termoplastik malzemelerin kullanımı zaman tasarrufu, kolay şekillendirme ve üzerinde değişiklik yapabilme

özellikleri ile çabuk ve etkin atel uygulamayı beraberinde getirmiştir. Böylelikle kişiye özel uygulanan düşük ısılı atel malzemelerinin el hastalarında kullanımı yaygınlaşmıştır (22).

Geçmişten bugüne immobilizasyon ve hareketlendirme amacıyla kullanılan atelerde uygulama amacı ve alanına göre; kullanılan malzemeye, güç kaynağına, mekanik özelliklere ve de tasarıma göre gruplanan çok sayıda atel sınıflandırma sistemi vardır. 1960'ların başında Amerikan Ortopedik Cerrahlar Akademisi, Ulusal Bilim Akademisi Ortez-Protez Eğitim Komitesi, Ulusal Akademi Bilimleri ve Amerikan El Terapistleri Derneğinin (American Society for Hand Therapy) ortak çabaları ile ortezler için resmi bir tanımlayıcı belirlenmeye başlanmıştır. 1972'de İskoçya'da protez tarifinde kullanılan karmaşık adlandırmaların problemini çözmek için bir çalışma grubu oluşturulmuştur (24). Bu grup daha sonra standardize, onaylanmış ve en anlaşılır sınıflandırma sistemi olan Amerikan El Terapistleri Derneği- Atel Sınıflandırma Sistemi'ni oluşturmuştur.

2.1.1 Atellemenin Amaçları

Travma ya da cerrahi sonrası maksimum fonksiyon kazanmada önemli rol oynayan üst ekstremitte atelleri kullanım amacına göre; tespit etme ve hareketlendirme atelleri olarak ikiye ayrılırlar.

a. Tespit Etme Atelleri

- İyileşen dokuyu dinlendirir ve tespit eder.
- Travma sonrası ve artrit kaynaklanan inflamasyonu azaltır.
- Ağrıyı kontrol altına alır ve önler.
- Dış destek sağlanmasında rol oynar.
- Olmayan, zayıf veya dengesi bozulmuş kasların yerine geçerek eklemlerin dinamik stabilizasyonuna katkı sağlar.

-Cerrahi potansiyelin değerlendirilmesinde kullanılabilir. Seçilmiş vakalarda geçici olarak kullanılan bu ateller cerrahi kararlara yardımcı olabilir. Eklem artrodez ameliyatında en uygun eklem pozisyonunu belirlemede yardımcıdırlar.

Tespit atelleri yapımları basit ve en yaygın kullanılan atellerdir. En karmaşık yaralanmalarda bile kullanırlar. Bu ateller statik olarak uygulandıkları eklemlerin hareketine izin vermedikleri için sıklıkla tespit atelleri olarak düşünülür (1).

b. Hareketlendirme Atelleri

- İyileşen yapıların korunması için verilmiş açılarda yumuşak dokuların kaymasını sağlar.

- Normal eklem hareket açıklığını (EHA) korur veya artırır.

- Yumuşak doku kısılıklarının ve kontraktürün oluşumunu engeller.

Dinamik, seri statik ve statik ilerleyici ateller hareketlendirme atellerinin içinde gruplanır. Elin eklem(ler)ine kuvvet uygulayan ve eklem(ler)in hareketini arttıran bu atellerin, seri statik ateller dışında, hareketli öğeleri vardır (1).

2.1.2. Atel Kullanım Pozisyonları

Üst ekstremite atelleri, omuz patolojilerine göre birçok pozisyonda kullanılmaktadır. Omuz eklemi kırıkları, rotator cuff yırtıkları, Bankart lezyonu, inmeye bağlı omuz subluksasyonu (omuz çıkığı), omuz eklemi instabilitesi, Brakiyal Pleksus yaralanmaları ve bu patolojilere bağlı cerrahiler sonrası hastalara en uygun pozisyonlarda atelleme yapılır. En çok uygulanan atel kol askısı olup bu atel ile özellikle omuz eklemi addüksiyonda ve iç rotasyonda, dirsek fleksiyonda gövde önünde tutulur. Bu pozisyon omuz eklemi kırıklarında, humerus kırıkları ve dirsek eklemi kırıklarında ve omuz çıkıklarında da sıklıkla kullanılır.

Omuz eklemi insan vücudundaki tüm eklemler arasında en sık çıkığın olduğu eklemdir. Travmatik anterior omuz çıkığı insidansı yılda 100.000 kişi başına 23,9 ila 26,9 arasında değişmektedir (25). Omuz çıkığı tekrarlama oranı yüksek olması nedeniyle, belirli bir süre immobilizasyon gerektirir. Immobilizasyon için pozisyonlama açıları omuz ekleminde addüksiyondan abdüksiyona, iç rotasyondan dış rotasyona kadar büyük bir çeşitliliğe sahiptir. Bir kadavra araştırması, kol iç rotasyondan nötral pozisyona geçtikçe labrum-glenoid temas kuvvetinin arttığını ve 45° dış rotasyon ile maksimum temasa ulaştığını düşündürmektedir (26). Hart ve

arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 30° abduksiyon ve yaklaşık 60° dış rotasyonda Bankart lezyonu ve omuz çıkığı saptanan hastalarda artroskopik bulguların daha iyi olduğunu bildirilmiştir (27). Bir sistematik derlemeye göre konservatif tedavide üst ekstremitte atellerinin omuz çıkıklarında abduksiyon ve dış rotasyonda pozisyonlanmasının düşük tekrarlama oranlarında iyi bir yöntem olduğunu göstermiş, buna benzer olarak Itoi ve arkadaşları omuz eklemi için abduksiyon ve dış rotasyon pozisyonunun daha etkin olduğunu ve çıkığın tekrarlama olasılığını azalttığını doğrulamıştır (28, 29).

Obstetrik Brakial Pleksus Felci (OBPP), üst ekstremitenin inervasyonunu sağlayan Brakial pleksusun doğum sırasında veya sonrasında çeşitli yaralanmalara bağlı olarak oluşan geçici veya kalıcı sinir paralizisidir. Ülkemizde Yüçetürk ve ark.'nın yaptıkları çalışmada 47000 çocuk taranmış ve insidans 0.9/1000 canlı doğum olarak bildirilmiştir (30).

OBPP sonrası, deformitelere yönelik olarak atel uygulamaları veya bantlamalar kullanılır. Kullanım amacına göre ateller, statik veya dinamik olarak uygulanmaktadır. Deformitelere yönelik olarak sıklıkla uygulanan ateller;

-Omuzu 90° dış rotasyon, 90° abduksiyonda, dirseği 90° fleksiyonda ve supinasyonda pozisyonlanan brakial pleksus ortezi (Uçak Ortezi),

-Dirsek fleksörlerinin kontraktürü için kullanılan dinamik ekstansiyon ve supinasyon atelleri ve

-El bileği aktif ekstansiyon yetersizliği sonrası uygulanan dinamik ve statik el bileği ekstansiyon atelleridir.

Glenohumeral santralizasyon sağlamak ve distal bölümde oluşan patolojileri önlemek için brakial pleksus ortezi kullanımı önemlidir. Ayrıca OBPP'nde kas transferi sonrası cerrahi durumu korumak, kas uzunluklarını ve kasılabilirliği en uygun düzeyde tutmak amacıyla da kullanılırlar (1).

Bankart lezyonu, anterior omuz çıkıkları ve humerus kırıklarında omuz eklemine uygun olarak ateller dirsek 90° fleksiyonda, omuz eklemi addüksiyonda ve iç rotasyonda gövdeye sabitlenirken, bazı çalışmalarda özellikle travmatik omuz çıkıklarında omuz eklemine dış rotasyonda ve abduksiyonda olması gerekliliği vurgulanmaktadır (26, 31). Rotator cuff yırtıkları sonrası cerrahi durumu korumak amacıyla omuz eklemine 30° abduksiyon, 45° dış rotasyonda ve dirsek eklemine 90° fleksiyonda pozisyonlandırıldığı belirtilmiştir (27).

2.2. Yürüyüşte Kol Salınımının Kısıtlanması

Kol salınımı, yürüyüşte alt ekstremitenin hareketine bağlı olarak gerçekleşmektedir. Normal yürüyüşte kollar 1:1 frekansta bacaklara ters fazda sallanırlar (11). Kol salınımının bacak ve gövde hareketleri ile başlaması, uyum içinde devam etmesi ve yürüyüş sonlandırıldığında salınımın durması, bu hareketin pasif bir hareket olduğunu düşündürmekteydi (32). Ancak daha sonra yapılan EMG destekli çalışmalarda omuz kuşağı kaslarının, kol salınımı hareketinin en azından bir kısmını üretmekte aktif oldukları gösterilmiştir (10, 20).

Yürüyüş gerçekleşirken birçok nedenden dolayı günlük yaşamda kol salınımı değişmektedir. Nörolojik, ortopedik ve romatolojik hastalıklar, üst ekstremitte cerrahileri, ağrı ve duyu kaybı ve bu problemler sonucunda kullanılan atel uygulamaları, mesleki gereklilikler ve çeşitli alışkanlıklar nedeniyle kol salınımı azalmakta ya da kısıtlanmaktadır. Salınımın kısıtlanması ile vücutta bir takım işlevsel değişimlerin olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalara göre bireylerde enerji harcaması ve kalp atış hızı artmakta; yürüyüş stabilitesi, adım uzunluğu ve yürüyüş hızı azalmaktadır (8, 9, 16, 32-35).

Kol salınımının yürüyüşteki etkilerini araştıran çalışmalarda kol hareketini kısıtlamak için çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Bu yöntemler;

- Bireylerin kollarını göğüs üzerinde katlaması (8-10, 36);
- Kol askısı kullanımı veya kolun cepte tutulması (12, 20, 37) ve

- Bir bandaj ya da bant kullanarak kolları gövdenin yanına sabitlenmesidir (16, 33, 34).

-

Bununla birlikte, bir üst ekstremitenin uzun süreli immobilizasyonu ile ilgili en yaygın durum kolun veya elin bir eklemde oluşan kırıklar veya eklem çıkığı sonrasında alçıya alınmasıdır (38). Üst ekstremitenin atel kullanımı ile sabitlenmesi sırasında kolun sabitlenmesinin yanı sıra atelin konforu ve ağırlığı vücutta değişimlere neden olmaktadır. Atelin ağırlığı, atelin kullanıldığı tarafın asimetric olarak yüklemesi ve vücut kütle merkezinin yer değiştirmesi etkisine sahiptir. Tek taraflı bir yük taşıırken yürüyüş parametrelerini karşılaştıran çalışmalarda, vücut ağırlığının % 10-20'si kadar ağırlık kullanmıştır. Bu çalışmalara göre (39, 40) vücut ağırlığının % 10'u kadar ağırlık taşındığında adım genişliği, adım uzunluğu ve tek bacak üzerinde durma sürelerindeki unilateral farklar yürüyüş asimetrisi bulguları olarak görülmesine rağmen, bazılarında da % 20'ye varan ağırlık yüklemelerinde yürüyüşte kayda değer düzeyde değişiklik olmadığını göstermişlerdir (41).

2.3. Yürüyüş

Yürüyüş eylemi dik postürü sürdürürken istenilen doğrultuda vücudun öne doğru yer değiştirmesidir (42). Yürüyüş insan yaşamı için önemli bir hareket olup, alt-üst ekstremitelerin ve gövdenin koordineli çalışmasını gerektiren, dinamik, döngüsel ve ritmik bir olay olarak tanımlanmaktadır. Merkezi ve periferik sinir sistemi ve kas iskelet sistemi başta olmak üzere bütün sistemler uyum içinde olmalıdır. Eklemlerin hareket açıklıkları yeterli olmalı; kaslar zamanında optimal kuvvette kasılmalıdır. Yürüyüşü başlatmak, devam ettirmek ve sonlandırmak için denge, hareket edebilme ve dik postür şarttır (42).

2.3.1. Yürüyüş Döngüsü

Yürüyüşte vücudu öne ilerletebilmek için bacaklarda sürekli ve belirli bir düzen içinde tekrarlanan hareketlere yürüyüş döngüsü adı verilir. Yürüyüş döngüsü;

aynı ayak kısmının zeminle iki kez temas etmesi arasında meydana gelen hareketlerdir (42).

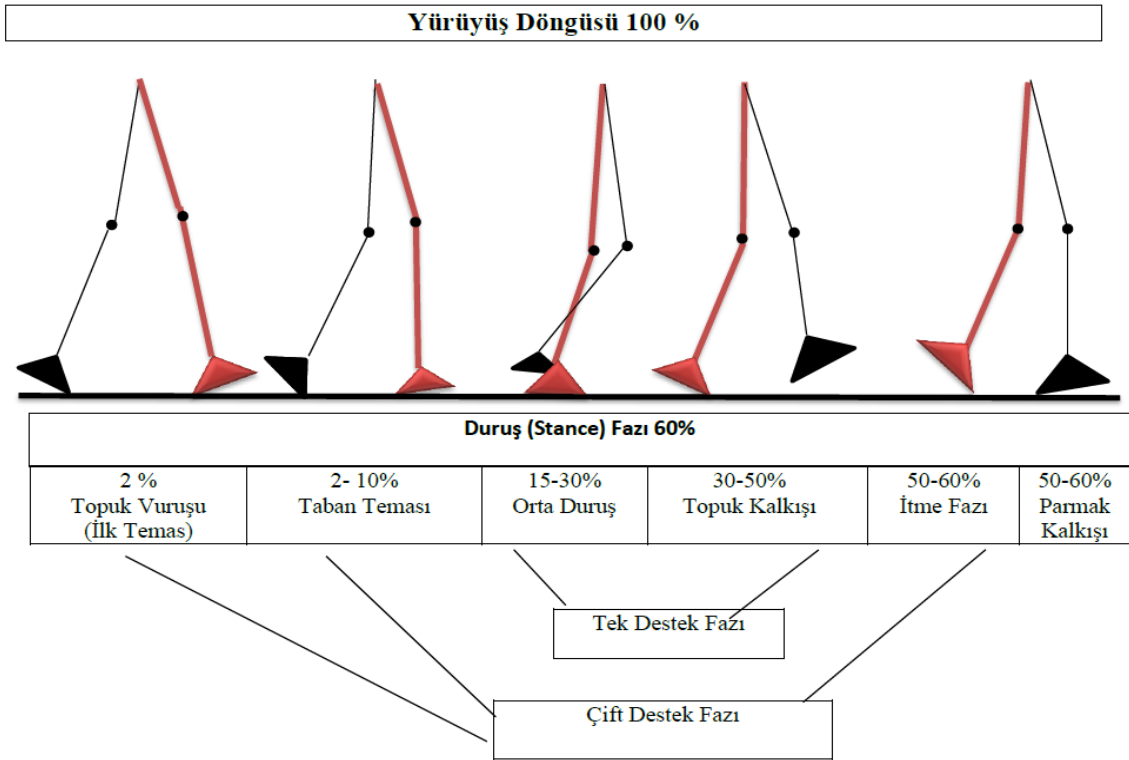
2.3.2. Yürüyüş Döngüsüne Ait Fazlar

Duruş ve salınım fazı olmak üzere iki kısımdan oluşur. Yürüyüş sırasında ayağın yerde olduğu süre duruş (stance) fazı, yerle temas etmediği süre ise salınım (swing) fazı olarak ifade edilir. Yürüyüş döngüsünün %60'ını duruş fazı, % 40'ını salınım fazı oluşturur (42).

A. Duruş Fazı

Yürüyüş döngüsünün % 60'ını kapsar ve topuk vuruşu ile başlar. Topuk teması döngünün %10'unda devam eder. Orta duruş fazı ve taban teması döngünün %40'ına denk gelir ve bu aşamada bu iki olay iç içedir. Yürüyüş dengesinin sağlanması için aşağıdaki şartlar oluşmalıdır (42, 43);

1. Duruş fazının başlangıcından sonuna dek ayak yerle temas etmelidir.
 2. Alt ekstremitte normal hareket sınırları dahilinde hareket etmeli ve karşı taraf alt ekstremitte salınımına optimal düzeyde izin vermelidir. Bu sayede pasif birim sayılan üst gövde baş boyun ve kollar birlikte ileri doğru harekete katılır.
 3. Stabilizasyonun sağlanması ve dengenin devam etmesi için yürüyüş sırasında ağırlık merkezi her iki ayağın oluşturduğu destek yüzeyi sınırları içinde olmalıdır.
 4. İyi bir gövde kontrolü ve düzgün bir postür olmalıdır.
- Duruş fazı altı alt bölümden oluşmaktadır (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. Sağ alt ekstremiteye ait duruş fazlarının gösterimi.

1. Topuk Vuruşu

Normal yürüyüşte ilk temas topuk vuruşu ile başlar. Aynı zamanda çift destek fazıdır. Yürüyüş döngüsünün %2'sini oluşturur. Topuk vuruşu sırasında kalça eklemi yaklaşık 30° fleksiyondadır. Yer tepki kuvveti (YTK), kalça eklemine önünden geçer, bu durum fleksiyon momentine neden olur. Fleksiyon momentini kontrol etmek ve stabilizasyonu sağlamak amacıyla kalça ekstansörleri ve Hamstring kası ekzentrik kasılır. Kalçada ekstansiyon hareketi sırasında pelvis aynı tarafta öne doğru hareket ederken üst gövde, omuz kuşağı horizontal düzlemde pelvisteki rotasyona zıt yönde döner. Bu rotasyon ile aynı taraf kol ekstansiyon pozisyonuna geçer, karşı taraf kol ise fleksiyondadır. Kol salınım hızı minimumdur. Vücudun oluşturduğu açıl momentler kol salınımı ile azalırken pelvisin aşırı rotasyonu engellenir ve alt ekstremitte için fren görevi görür (42, 44). Diz eklemi ise tam ekstansiyondadır. YTK'nin, diz eklemine önünden geçmesi ekstansiyon momenti oluşturur. Bu esnada ayak bileği nötral pozisyonundadır. YTK, ayak bileği eklemine arkasından geçmesi plantar fleksiyon momentinin oluşmasını sağlar (42, 43).

2. Taban Teması

Önayak teması ile başlar. Yük aktarımı ve şok emilimi sağlanır ve gövdenin öne doğru ilerlemesi izlenir. Karşı ayağın salınım fazına geçerken her iki ayağın yere teması bulunur (çift destek fazı). Yürüyüş döngüsünün % 2-10'unu oluşturur. Gövdenin ağırlığının tamamına yakını taşınmaktadır. Kalça ekstansiyon pozisyonu devam ederken, pelvisin vertikal eksen etrafındaki rotasyonu azalmaya başlar. Aynı taraf kol ekstansiyondan fleksiyona doğru hareketlenir ve kol salınımı hızlanır (44). YTK'nin, kalça eklemine önünden geçmesi kalça ekstansör kaslarının kasılmasını sağlar. YTK dizin arkasında iken oluşan fleksiyon momenti dizde yaklaşık olarak 15–20° fleksiyon oluşturur ve bu fleksiyon açısını ekzentrik kasılan diz ekstansörleri sınırlar. Ayak bileği eklemi hafif dorsifleksiyondadır, fazın sonunda ayak tabanının zeminle tam teması sağlanır, çift destek fazı sonlanırken diğer bacak salınım fazına geçer (42, 45).

3. Orta Duruş Fazı

Bütün yürüyüşün % 15-30'unu oluşturur. Tüm vücut ağırlığının tek alt ekstremitede taşındığı fazdır. Karşı ayak salınım fazına geçişi ile orta duruş fazı başlar. Orta duruş fazının başlangıcında YTK ağırlık merkezinde geçtiğinden, gövde, kalça ve omuz eklemi sagittal düzlemde nötraldedir. Orta duruş fazının sonuna doğru kalça eklemi hafif ekstansiyondadır (42).

Omuz kuşağının sagittal düzlemde nötrale gelmesiyle beraber her iki kol orta duruşta gövdenin yanında, zıt yönlerde ve maksimum hızda salınır (42). Pelvis ve üst gövdenin rotasyonu azdır (46).

Frontal düzlemde karşı pelvis aşağı hareket eder ve dengenin sağlanması ve yürüyüşün devamı için orta duruş fazındaki bacağın abdükörleri kasılarak pelvisin stabilizasyonunu sağlar. YTK'nin diz eklemi merkezine yakın geçişi dizde ekstansiyonu korurken diz ekstansörlerinin kasılması azalır. Bu aşamada stabilizasyon ligamentler ve diğer pasif yapılar tarafından sağlanır (43).

Orta duruştan topuk kalkışına doğru ayak bileği dorsifleksiyon pozisyonu alır. YTK'nin ayak bileği ekleminde oluşturduğu momente karşılık ayak bileği plantar

fleksörleri ekzentrik kasılır ve hareket kısıtlanır. Karşı taraf bacağın salınımda olması ve pelvis rotasyonunun öne doğru artışa geçişi gövdenin stabilizasyonunu gerektirir. Kolların vertikal yönde oluşturduğu momentler ve sırt ekstansörlerinin aktifleşmesi stabilizasyonu artırır (9, 44). Bu fazın amacı, tek bacak üzerinde gövdenin ileri hareketini devam ettirmektir (45).

4. Topuk Kalkışı

Orta duruş fazının bitmesiyle başlar ve duruş fazının sonuna tekabül eder. Diğer ayak yerle temas ettiğinde biter. Yürüyüş döngüsünün % 30-50'sini oluşturmaktadır. YTK'nin kalça ekleminin posteriorundan geçmesi kalçada 15° ekstansiyona neden olur. Meydana gelen bu momenti iliofemoral ligament karşılayarak stabilizasyonu sağlar. YTK diz ekleminin hafif önünde bulunur. Gövdenin öne hareketi sırasında dizde pasif ekstansiyon bir süre daha korunur. Ayak bileğinde ise itme fazına geçiş için plantar fleksiyon momenti artmaktadır. Bu sayede itme fazı ile alt ekstremitenin yere teması azalır ve salınıma geçer (42, 43, 45).

5. İtme Fazı

VAM'nin öne hareketini sağlayan itme fazıdır ve plantar fleksörlerin kuvvetlice kasılmasıyla gerçekleşir. Öne ilerleme ile aynı taraf kol fleksiyona gelirken, ilerlemenin ivmesini de artırır (12). Bu fazın sonunda dizde ve kalçada fleksiyon meydana gelir. Ayak bileği plantar fleksiyonu ile topuk yerden kalkmaya başlar. YTK'nin ön ayağa kayması dorsifleksiyon momenti oluşturur. Plantar fleksörlerin konsantrik kasılması dorsifleksiyon momentini azaltır, plantar fleksiyon sürdürülür (5, 43, 45).

6. Parmak Kalkışı

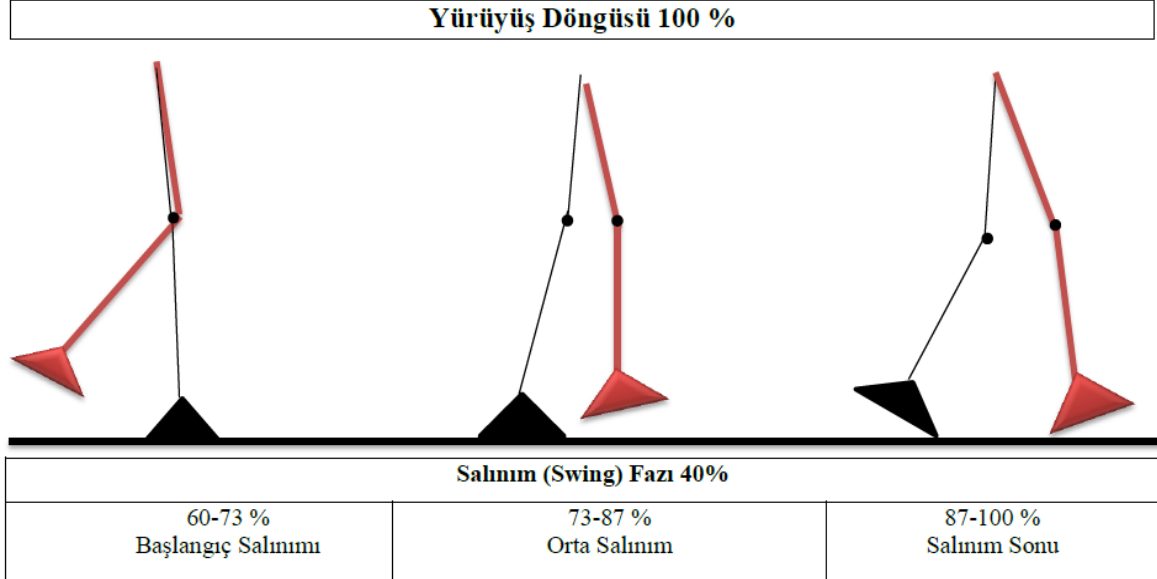
Kalçada ve dizde fleksiyon artar, alt ekstremitede rölatif kısalma devam eder. İkinci çift destek fazı parmak kalkışının tamamlanmasıyla sona erer. Parmak ucu kalkışı öncesi alt ekstremitte gövdeye ve pelvise göre en arkadadır. Pelvisin geriye rotasyonu artmış olup zıt yönde aynı taraf omuz kuşağı ileri doğru dönmüştür. Aynı taraf üst ekstremitte maksimum fleksiyondadır (47). YTK kalça ekleminin arkasında olması kalçada ekstansiyona neden olur ancak kalça fleksörlerinin konsantrik

kasılması ile kalça fleksiyonu başlar (42). Kalça ekleminin aksine YTK dizde fleksiyon momenti oluşturur ve 35- 40°'lik diz fleksiyonu oluşur. Plantar fleksiyondaki ayak bileği dorsifleksiyon momentine rağmen plantar fleksörlerin aktivasyonu ile pozisyonunu devam ettirir. Parmakların yer ile teması kesildiğinde bu evre yerini salınım fazına bırakır (42, 45).

Bu evrede ayak bileği plantar fleksiyondadır. YTK ayak bileği ekleminin önünden geçer ve dorsifleksiyon momenti yaratır. Plantar fleksörlerin konsantrik aktivasyonu hem dorsifleksör momentini yener hem de plantar fleksiyonun gerçekleşmesine neden olur. Ayak parmaklarının yerden kalkması ile bu evre biter ve salınım fazı başlar (45).

B. Salınım Fazı

Kalça diz ve ayak bileğindeki fleksiyon ile ekstremitte rölatif bir kısalık kazanır ve gövdenin öne hareketi ile salınım ivmesi artar. Salınım fazı 3 kısımdan oluşur (42) (Şekil 2.2.).



Şekil 2.2. Sağ alt ekstremiteye ait salınım fazlarının gösterimi.

1. Başlangıç salınımı

Salınım fazlarında yer ile temas söz konusu olmadığı için YTK'nin herhangi bir etkisi yoktur. Bu fazda hareketleri oluşturan yer çekimi kuvveti, kasların kasılması ve kazanılmış ivmelerdir. Başlangıç salınıminin amacı, ekstremitenin öne doğru ilerlemesini sürdürmek ayağın yerle temasını engellemektir. Kalça fleksörlerinin etkisi ile bacak öne itilir ve 20° kalça fleksiyonu oluşur. Kalça fleksiyonu, diz fleksörlerinin etkisi ve parmak kalkış fazında kazanılan ivme ile dizde yaklaşık 60° fleksiyon meydana gelir ve büyük bir kısmı pasiftir. Ayak bileği dorsi fleksiyona gelir. (42).

2.Orta Salınım

Salınımdaki bacak sarkaç gibi hareket eder ve duran ekstremitayı yakalar ve kalçada maksimum 30°'lik fleksiyon meydana gelir. Ekstremitenin öne doğru hareketi ile diz ekleminde pasif olarak ekstansiyon gerçekleşir. Ayak bileği dorsifleksörlerin aktivitesi ile nötraldedir (42).

3. Salınım Sonu

Salınım yapan alt ekstremita yük almadan önce salınımin öncesinde kazanılan momentlerin azaltıldığı görülür. Ekstremita boyu uzar, kalça ve diz eklemleri ekstansiyona ilerler. Hamstringlerin eksentrik kasılması frenleme etkisi ile kalça ve diz eklemini kontrol eder. Aynı anda Kuadriceps aktivitesi ile diz ekleminde tam ekstansiyon sağlanır (42). Dorsifleksörler topuk vuruşuna kadar ayak bileğini nötralde tutmaya devam eder. Sırt ekstansörleri ve gluteal kasların aktivitesi ve üst ekstremitenin maksimum salınımı ile salınımdaki alt ekstremita yavaşlar ve topuk vuruşuna geçer (45).

2.3.3. Yürüyüş Fazları Sırasında Kol Salınımı

Kol salınımı görünüşte pasif olarak algılansa da aktif-pasif hareket yapısına sahiptir (16). Yürüyüş boyunca kol salınımı, alt ekstremitenin hareketi ile başlar ve alt ekstremiteye ters yönde salınır. Normal yürüyüşte kol-bacak salınım fazı oranı

1:1'dir. Bacak salınımı ile harekete geçen kol salınımının ritmik ve koordine olması spinal santral patern jeneratörlerinin aktivasyonu ile gerçekleşmektedir (48).

Alt ekstremitenin öne doğru ilerlemesi ile vertikal momentler pelviste öne doğru rotasyon oluşturur. Pelvisten omurga ile omuz kuşağına aktarılan vertikal momentler en son kollara ulaşır. Vertikal momentlerin bacaklardan kollara doğru yönelişi sırasında tonik sırt ve omuz kasının aktif katılımı ve bağ dokunun ve ligamentlerin esnekliği ile vertikal momentler vücutta açısal değişmelere neden olur. Geride kalan üst gövdenin ve kolların eylemsizliği bu açısal değişmelere karşı direnç gösterir ve pelvis ile omuz kuşağı arasında gecikmeye neden olur. Bu gecikme salınımın başlaması sırasında duruş fazında ortaya çıkar. Pelvisin geriye rotasyonu ve pelvis-omuz kuşağı arasındaki gecikme ile gövdenin öne ilerleyişi sırasında omuz kuşağının zıt rotasyonu karşı taraf kolda öne doğru, aynı taraf kolda arkaya doğru harekete neden olur. Taban temasında karşı taraf ekstremitenin tam salınımı ile kol - bacak arasında salınım fazları eşitlenir. Topuk vuruşu ile pelvis rotasyonu en fazla olup, aynı taraf omuzda Deltoid kasının posterior parçasının aktivasyonu ile kolda maksimum ekstansiyon oluşur. Bu sırada karşı omuz protraksiyondadır ve maksimum fleksiyon görülür. Taban teması ve orta duruşta pelvis sagittal düzlemde orta hatta gelirken rotasyonel momentler yön değiştirir ve kollar bir sarkaç gibi en uzak noktadan orta noktaya doğru yerçekiminin etkisi ile kazandıkları potansiyel enerjiyi boşaltarak salınım yapar. Orta duruşta koldaki salınım hızı maksimuma ulaşır. Taban temasından parmak kalkışına geçişte pelvisin geriye rotasyonu artar. Bu sırada üst gövde ve omuz kuşağı zıt yöndeki rotasyon ile bu duruma karşılık verir. Aynı taraf kolda Deltoid kasının anterior parçasının aktivasyonu ve kol salınımının orta hatta kazandığı kinetik enerji ile omuz ekleminde fleksiyon görülür. Parmak kalkışından orta salınım fazına kadar aynı taraf kolda maksimum fleksiyon, karşı tarafta maksimum ekstansiyon hareketi açığa çıkar (10, 16, 18, 33, 42, 44, 47).

2.3.4.Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristikleri

Her iki alt ekstremiteye ait bilateral parametreler olarak adlandırılan adım uzunluğu, adım süresi, çift adım uzunluğu, adım genişliği, tek bacak üzerinde durma

süresi ve ayak açısı ile yürüyüşe ait genel özellikleri içeren yürüyüş hızı ve kadans gibi zaman ve mesafeye bağlı değişkenlerden oluşmaktadır.

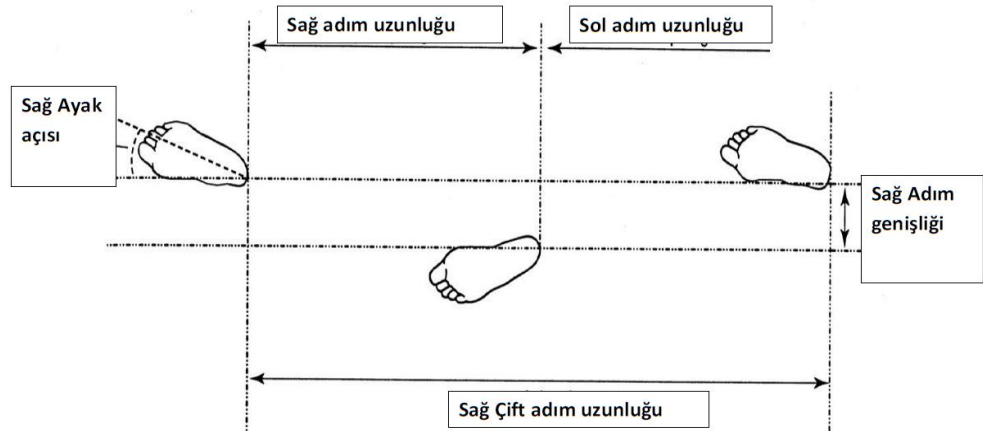
a) Adım uzunluğu: Yürüyüşte bir ayağın topuğunun yere ilk temas ettiği noktadan, diğer topuğun yere temas ettiği nokta arasındaki mesafedir (43). Bir yürüyüş döngüsü için sağ ve sol olmak üzere iki adımdan oluşur (45) (Şekil 2.1.).

b) Çift adım uzunluğu: Bir topuğun yere değmesi ile başlayan, aynı topuğun yere temas etmesi ile sonlanan süreçtir. Yürüyüşün tüm fazlarını içerir. Sağ ve sol çift adım uzunluğu olmak üzere çift adım uzunlukları simetriklerdir. Ortalama 140 cm (75-160)'dir (42, 45) (Tablo 2.2.) (Şekil 2.1.).

c) Adım genişliği: Yürüyüşte her iki topuğun yerle temas ettiği noktalar arasında ilerleme yönüne dik ölçülen mesafeye denilir. Ortalama 8 cm'dir. Normal değeri 5-10 cm arasındadır (42, 45) (Şekil 2.1.).

d) Tek bacak üzerinde durma süresi: ilk temastan parmak kalkışına kadar ayak tabanının yerle temas halinde olduğu süredir. Ölçü birimi olarak saniye (sn) kullanılır (42).

e) Ayak açısı: Topuğun orta noktasından 2-3. ayak parmaklarının ortasına uzanan ayağın uzun ekseninin, aynı taraftaki iki topuk orta noktasının birleştirilmesi ile elde edilen ilerleme hattı arasında yaptığı açıdır. Birimi derecedir (42) (Şekil 2.1.).



Şekil 2.3. Sağ alt ekstremiteye ait yürüyüşün mesafe karakteristikleri

f) Kadans; Dakikadaki adım sayısıdır. Dakikadaki adım sayısı 70 ise yavaş, 90-110 arası ise normal, 130 ve üzerinde ise hızlı yürüyüş olarak tanımlanmıştır. Birimi adım/ dakikadır (42).

g) Yürüyüş hızı: Tüm vücudun birim saniyede aldığı mesafe olarak tanımlanır. Yürüyüş hızı çift adım uzunluğunun kadans ile çarpılıp ikiye bölünmesiyle bulunur. Birimi metre / saniyedir (42). Yürüyüş hızı cinsiyete ve yaşa göre değişiklik gösterebilir (Tablo 2.2.).

Tablo 2.1. Cinsiyete ve yaşa göre yürüyüş parametrelerinin örnek verileri (45)

	Çift adım Uzunluğu (m)	Kadans (adım/dk)	Yürüyüş Hızı (m/sn)
Kadın	1,0-1,6	95-150	0,8-1,65
Erkek	1,0-1,85	80-150	0,8-1,8
Çocuk	0,3-1,5	105-225	0,3-1,6

2.4. Yürüyüş Analizi

Yürüyüşe ait özelliklerin belirlenmesi ve bu özelliklerin nitel veya sayılarla ifade edilmesi için yapılan uygulamalara yürüyüş analizi denir. Yürüyüş analizleri normal yürüyüşü incelemek, yürüyüş modelleri geliştirmek, yürüyüş bozukluklarının mekanizmasını tanımlamak, uygun tedavi metotları geliştirmek, ortez- protez, atel gibi yardımcı cihazlardan uygun olanı belirlemek, tedavi etkinliğini ve uygun hedefleri değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilebilir. Bu amaçlarla değerlendirmede kullanılan yürüyüş analizleri iki grupta incelenebilir(5).

1. Gözlemsel Yürüyüş Analizleri
2. Kantitatif Yürüyüş Analizleri

1.Gözlemsel Yürüyüş Analizi

Gözleme dayalı olarak yürüyüş parametrelerinin ölçümlerini içeren yöntemleri kapsamaktadır. Bu yöntemlerde nicel ölçüm yapan sistemler ya da yazılımlar yerine yürüyüşü değerlendiren kişinin gözlemi ve/veya kendi eliyle ölçümleri yaparak veri elde etmesi söz konusudur. Bununla birlikte zaman mesafe karakteristiklerine ve yürüyüş kinematiklerine ilişkin bazı sayısal veriler de elde edilebilir. Gözlemsel yürüyüş analizi kapsamında çıplak gözle yürüyüş değerlendirmesi (yürüyüş ölçekleri), ayak izi yöntemi veya video kaydı ile değerlendirme kullanılır.

a) Ayak İzi Yöntemi; Ayak izi yönteminde 8-12 m uzunluğunda yaklaşık 1 m genişliğinde pudra, tebeşir tozu vb. dökülmüş alanda yürüyüş gerçekleştirilir. Mevcut yürüyüş değerlerinin tam ve doğru olarak elde edilmesi amacıyla yürüyüş yolunun orta kısmındaki bırakılan izler üzerinden ölçümler yapılır. Bu alandaki adım izleri arasındaki mesafeler metre ile ölçülür. Ayak açısı için ise açıölçer; zamanı belirlemek için süreölçer kullanılır. Yürüyüşün sadece zaman-mesafe karakteristikleri değerlendirilir (49, 50).

b) Gözlemsel Analiz ve Video Kaydı; Yürüyüş genel güvenilirliği ve geçerliliği belirlenmiş ölçekler ile gözlemsel olarak değerlendirilebilir. Literatürde gözlemsel yürüyüş analizi için kullanılan ölçeklere; Rancho Los Amigos Hospital Observational Gait Scale, Visual Gait Assessment, Scale Observational Gait Scale, Physicians Rating Scale, Edinburgh Visual Gait Analysis ve Rivermead Visual Gait Assessment örnek verilebilir (51, 52). Video kayıt yöntemi ile yürüyüş en az bir yönden kamera yardımıyla kayıta alınır. Dijital ortama kaydedildiği takdirde görüntünün tekrar tekrar ve gerektiğinde durdurularak incelenmesi değerlendirilen parametrelerin netliğini artırır. Yine de gözleme dayalı analiz yalnızca subjektif sonuçlar vermektedir (5). Gözlemsel hareket analizine ait bazı dezavantajlar bulunmaktadır:

-Göz yüksek hızlı hareketleri algılayamaz, dolayısıyla gözden kaçan detayların değerlendirilmesi mümkün değildir.

-Kuvvetleri değil sadece hareketleri gözlemlemek mümkündür.

-Gözlemi yapan kişiye bağlıdır.

-Gözlem yoluyla kayıt almak imkânsız olup, video kayıt ve diğer yöntemler verileri saklamak amacıyla kullanılabilir.

2. Kantitatif Yürüyüş Analizi

Bu analiz yöntemi ile yürüyüş sırasında eklemlerin aldığı açısal değerler, ekleme etki eden iç ve dış kuvvetler değerlendirilir. Ayrıca yürüyüşteki oksijen tüketimi ölçümleri, basınç analizleri ve EMG ölçümleri yürüyüşün fizyolojik parametrelerle birlikte yorumlanmasını mümkün kılar.

a)Kinematik Analiz: Hareketi oluşturan kuvvetler değerlendirilmeden, hareketin yönü, açısı ve hızı incelenir. Eklemlerin üç ekseninde de hareketlerini eklem merkezinin göre değerlendirmektedir. Eklem ve eklem dahil olduğu uzuvların proksimal ve distal kısımlarının konumu koordinatlarla belirlenir. Kinematik analizde uygulanan yöntemler;

- Seri fotografik yöntem,
- Sinematografik yöntem,
- Akselerometre
- Elektrogoniyometre
- Optoelektronik sistemler ve

Bu yöntem ve sistemlerin bir arada kullanımını kapsar.

Kantitatif yürüyüş analizleri pahalı, uygulaması zaman alan ve analiz ve yorumlanmasında uzman gerektiren yüksek teknolojiye sahip sistemlerdir.

b) Kinetik Analiz: Hareketi oluşturan vektörel kuvvetlerin, eklem momentlerin ve torkların incelenmesidir. İnsanın yürüme hareketinin incelenmesinde özellikle şu kuvvetler bulunmaktadır.

Dış kuvvetler: Newton kanuna göre yer çekimi etkisiyle gövdenin kütlesine ve ivmelenmesine zıt yönde ortaya çıkan kuvvetlerdir. Yürüyüş fazlarında ayak ile yer arasında ortaya çıkan ve alt ekstremitenin üzerine etki eden hem vertikal hem de makaslayıcı dış kuvvetlerin kuvvet platformu ile şiddeti ve yönü ölçülür. Ayrıca eklemlerin konum ve duruşları da belirlenebilir. Yürüyüş sırasında dengenin oluşabilmesi için eklemlerdeki tüm momentler birbirlerini sıfırlamalıdır. Dengenin değerlendirilmesi için basınç analizi gerekir. Eklem konumu kinematik analiz yöntemleri ile değerlendirilerek kinetik analizlerle birleştirilebilir (42).

İç Kuvvetler: Kas kontraksiyonları ve eklem çevresi pasif yapıların gerilimleri ile oluşur. Yürüyüş sırasında kasların koordineli hareketi, yer çekimi ile oluşan kuvvetlere zıt yönde ve enerji tüketimini en aza indirecek şekilde olmalıdır.

Kinetik analiz ile kasılmanın elektriksel aktivitesinin büyüklüğü ölçülmektedir. EMG kasların elektriksel aktivitesini gösteren bir ölçümdür. Nöromusküler hastalıklarda tanı amacıyla kullanılmaktadır. Eş zamanlı ve çok sayıda kastan dinamik EMG ile alınan veriler yürüyüş döngüsündeki patolojik durumları ortaya koymada etkilidir (5).

Kinetik ve kinematik analiz ölçümlerine dayanarak bilgisayar tarafından modellenmeler ve matematiksel oranlamalar ile moment ve güçler hesaplanırken, eklemlerde oluşan iç momentler ve dengeyi devam ettiren kas aktivitesi ve enerji tüketimi belirlenebilir (53, 54).

Yürüyüş sırasında duruş fazındaki ayağın taban basıncı dinamik pedobarografi ile değerlendirilir. Klinikte sıklıkla, ayak mekaniğinin bozulduğu ve buna bağlı ayak tabanında ortaya çıkan patolojilerin değerlendirilmesi için statik pozisyonlarda değerlendirme yapan sistemler kullanılmaktadır. Ayrıca alt ekstremitenin biyomekaniğini etkileyen hastalıkların tanı, tedavi ve takiplerinde kullanılırlar (55). Pedobarografi ile pes planus, pes kavus, diyabetik ayak ve alt ekstremitte dizilim bozukluklarını belirlemede de kullanılır (56).

C. Zaman Mesafe Karakteristiklerinin Analizi

Yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri yürüyüş döngü süresi (s), yürüyüş hızı (cm/sn), kadans (adım/dk), adım uzunluğu (cm), çift adım uzunluğu (cm), adım genişliği (cm), ayak açısı ($^{\circ}$), destek yüzeyi (cm), tek bacak üzerinde durma süresi (sn) vs'dir. Bu parametreler yukarıda bahsedilen gözlemsel ve kantitatif yürüyüş analiz yöntemleri ile değerlendirilebilmektedir. Bununla birlikte sadece zaman mesafe karakteristiklerini değerlendiren sistemler de bulunmaktadır. Bu sistemler; GAITRite, Optogait, Gait Mat 1-2, APDM Gait vs.dir.

2.4.1. Yürüyüş Analizinin Sınırlılıkları

Günümüzde kantitatif yürüyüş analizleri ile ilgili bazı dezavantajları mevcuttur. Bunlar:

- 1) Yürüyüş değerlendirmesinin yapılabileceği teknolojik laboratuvarlar azdır.
- 2) Analizler zaman almaktadır. Pahalıdır.
- 3) Günlük yaşam sırasında yapılmadığı için yürüyüş gerçek anlamıyla ölçümlere yansıtılamamaktadır.

2.4.2. Yürüyüşün Devamlılığını Sağlayan Belirleyici Koşullar

1. Denge: Yürüyüş sırasında dik postüre sahip olunmalı ve destek yüzeyi sınırları içerisinde denge korunmalıdır.

2. Hareket edebilme: Vücut yürüyüş yönünde ilerlemelidir.

3. Şok absorpsiyonu: Yürüyüşte alt ekstremitenin öne hareketi ve gövdenin öne aşağı salınımı ile YTK'nin zıt yönünde ayak yere değdiğinde topukta oluşan kuvvetler alt ekstremiten tarafından azaltılır. Salınımdaki bacağın topuk vuruşuna geçişteki bu etkileşimi kasların ekzentrik kasılması ile engellenir.

4. Enerji harcamasında tutumluluk: Normal yürüyüş mümkün olan en az miktarda enerji harcaması ile gerçekleşen bir aktivitedir (57). Enerji harcamasını en aza indirmek için VAM'nin yer değiştirmesinin azalması gerekir. Yürüyüşte enerjinin korunması ve sarfiyatın en aza indirilmesi için 6 belirleyici durumdan bahsedilmiştir; horizontal düzlemde pelvik rotasyon, frontal düzlemde pelvik tilt, basma fazının ilk bölümünde erken diz fleksiyonu, ayak bileği fleksiyon/ekstansiyonu yük aktarımı, duruş fazının sonundaki diz fleksiyonu ve pelvisin lateral yer değiştirmesidir.

2.4.3. Yürüyüş Hareketine Katılan Eklem, Kas ve Bağlar

Yürüyüşte baş, gövde ve kollardan oluşan vücudun üst kısmı, taşınan birimi, pelvis, bacaklar ve ayaklar ise taşıyıcı birimi oluştururlar. Vücudun %70'ini taşınan birim; geri kalanını taşıyıcı birim oluşturur. Üst gövde ve kollar pasif birim olarak görünmesine karşın bu yapılar, yürüyüş sırasında oluşturdukları momentler ile yürüyüş stabilizasyonunu artırmakta, VAM'nin yer değiştirmesini azaltarak enerji tüketimini azaltmaktadır (8, 34, 44, 58, 59). Taşıyıcı birimde her eklem, kas, kemik yapılar ve segmentler birbiriyle uyum içinde çalışır. Kaslar ekzentrik ve konsantrik

kasılarak hızlandırma, frenleme, şok absorpsiyonu ve stabilizasyonla görevlidir. Eklemler, ligamentler ve çevre yapılar pasif stabilizasyonda etkilidir. Bu sayede ayakta dururken kas kontraksiyonuna ihtiyaç duyulmadan eklemler ile stabilizasyon sağlanır. Enerji sarfiyatını azaltan etkenler ise kas kasılmasının koordinasyonu, agonist-antagonist ilişkisidir (43, 60). Üst ekstremitenin salınımı da enerjinin azaltılmasında görev almaktadır. Yapılan çalışmalara göre kol salınımının olmamasının enerji tüketiminde %6-8 artışa neden olduğu belirtilmiştir (8, 9, 34).

2.4.4. Vücut Ağırlık Merkezi

Ayakta dik durabilmek için VAM'nin ve YTK'nin yönü birbirine ters ve paralel olmalı, destek yüzeyi çerisinde yer almalıdır. Koronal düzlemde vücut ağırlığının iki ekstremiteye eşit dağılımının gerçekleşmesi halinde, VAM destek yüzeyinin tam ortasından geçer. Ancak bir alt ekstremitenin baskın olması nedeniyle bir bacak diğerine göre biraz daha fazla yüklenir ve dolayısıyla ağırlık merkezi baskın olana kayar. Yürüyüşün dengeli olması için ağırlık merkezinin orta hatta ve yere yakın, destek alanının da geniş olması gerekir.

2.4.5. Statik Denge

Statik dengenin olması ve devam ettirilebilmesi için ligamentlerin ve eklem çevresi yapıların gerginliği ve kas kontraksiyonu şarttır. YTK'nin eklem arkasından ya da önünden geçmesi eklemlerde momentlerin oluşmasına neden olur. Örneğin ayak bileği eklemi ayağın ortasında olmayıp topuğa çok daha yakındır. Önde ayağın kaldıraç kolu metatars başına kadar uzanır ve ayağın gerçek merkezi ayak bileği eklemine 5 cm önüne düşer. YTK'nin bu noktadan geçmesi için ayak bileğindeki 5°'lik dorsifleksiyon Soleus kası tarafından kontrol edilir (61). Ayakta dik duran bir kişide vücudun stabilizasyonu kalça ve diz eklemlerinin pasif stabilitesinin sağlanması ile kas aktivasyonuna ihtiyaç duyulmadan sağlanırken, ayak bileği eklemine Soleus kası aktivitesi şarttır. Literatürde ayakta dik dururken dengenin sağlanmasında en önemli kasın soleus kası olduğu gösterilmiştir (42, 43, 58, 62)

2.4.6. Dinamik Denge

Yürüyüş dinamik bir süreç olup her aşamasında dengeye ihtiyaç vardır. Vücut öne doğru ilerlerken alt ekstremitenin kurulmasında ve devamlılığında temeldir. Ayakların temas alanının oluşturduğu destek yüzeyi, YTK ve VAM yürüyüşte sürekli yer değiştirir. Bu değişimler sırasında VAM destek yüzeyinin dışına çıkarsa denge bozulur. Yürüyüş boyunca dengenin en iyi sağlandığı anlar her iki ayağın da yerde olduğu çift destek fazlarıdır. Bu anların dışında YTK ile destek yüzey alanı farklı konumlarda olduğundan dengede kalmak zorlaşır (54, 61).

Yürüyüş sırasında kol salınımı; alt ekstremiteden başlayan ve pelvis ile (saat yönünde ve saat yönünün tersine) oluşan rotasyonel vücut hareketlerini engelleyerek stabiliteyi artırır, dengeye katkı sağlar ve enerji tüketimini azaltır (17, 35, 44, 47). Alt ekstremitenin salınımı ile VAM'nin yukarı aşağı hareketi sırasında kol salınımının açılma momentleri azalttığı ve yürüyüş stabilitesini arttırdığı görülmüştür (9, 44).

Dinamik bir aktivite olan yürüyüş pek çok faktörden etkilenebilmektedir. Çalışmalarda genellikle alt ekstremitenin, pelvis ve gövde hareketlerinin değerlendirildiği, üst ekstremitenin ihmal edildiği görülmektedir. Son yıllarda, üst ekstremitenin ile ilgili yapılan çalışmalar olmakla beraber konuya ilişkin daha fazla bilgiye ihtiyaç vardır. Temel olarak amacımız farklı kol pozisyonlarının yürüyüş etkilerinin gösterilmesi olup bu amaç için kullanılan atellerin özelliklerine ilişkin ayrıntılar da çalışmada yer almaktadır. Bu araştırma ile omuz problemlerinde sabitlemek amacıyla yapılan farklı pozisyonlardaki atellerin kullanımının, yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerine etkisinin incelenmesi hedeflenmiştir.

3. BİREYLER ve YÖNTEM

3.1. Bireyler

Çalışma Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde sağlıklı bireylerin değerlendirilmesi ile gerçekleştirildi.

Araştırmaya dahil edilme kriterleri:

- 18-40 yaş arasında olmak,
- Gönüllü olmak,
- Tek ayak üzerinde 30 saniyeden fazla durmak (63)
- New York Postür Değerlendirmesinden 45 üzeri puan almak (64, 65),
- Üst ve alt ekstremitelerde Gross kas testinden “iyi değer” almış olmak,
- Dominant eli sağ el olmak.

Araştırmaya dâhil edilmeme kriterleri:

- Alt ekstremitte kısılığı ya da asimetrisi olmak,
- Yürüyüşü engelleyebilecek ortopedik, nörolojik sistemik ya da romatolojik herhangi bir problemi olmak,
- Vücudunun herhangi bir bölgesinde ağrısı olmak,
- Üst ve alt ekstremitelerde eklem limitasyonu olmak,
- Yürüyüşü etkileyecek cerrahi işlem geçirmek,
- Yürüyüşü etkileyecek derecede yorgun olmak,
- Hamile olmak,
- Yürüyüş instabilitesi ya da düşme hikayesi olmak,
- Yürüyüş analizi sırasında yürüyüşü etkileyecek davranışlarda bulunmak,
- Araştırmayı kendi isteği ile sonlandırmayı istemek.

Etik Kurul Onayı:

Çalışmaya dahil edilen bireylere çalışma hakkında bilgi verilerek aydınlatılmış onam formu imzalatıldı. Çalışma GO 17/625 nolu karar ile Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Çalışmanın Örneklem Büyüklüğü

Örneklem büyüklüğü çalışmaya benzer başka bir çalışmanın sonuçları (21) referans alınarak hesaplandı. Yürüyüş hızı öncelikli yürüyüş parametresi olarak seçildi ve normal yürüyüş hızı 110 cm/s olarak alındı. Kontrol grubuna göre diğer grupların arasındaki Tekrarlı Ölçümler Varyans Analizi testine göre (ANOVA) en az farkın 4 cm/s olması ve standart sapmanın yaklaşık %20 boyutunda olması öngörüldü. %5 Tip 1 hata, iki yönlü çalışma gücü en az %80 olacak şekilde yapılan bir örneklem büyüklüğü hesabına göre 40 birey olarak belirlendi.

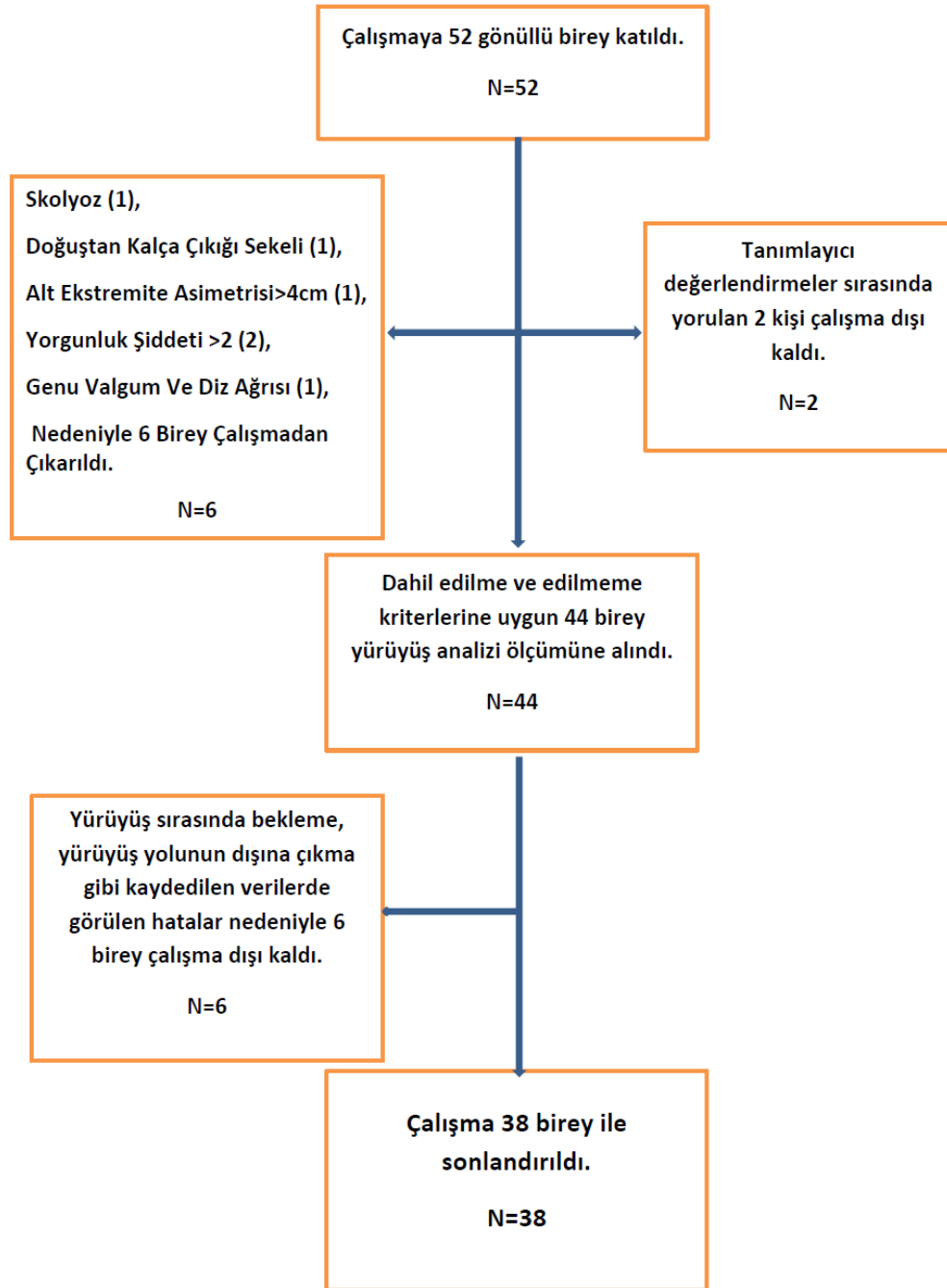
Daha sonra çalışmaya katılan 14 kişi üzerinden yapılan pilot çalışma sonuçları değerlendirilerek tekrar örneklem büyüklüğü hesabı yapıldı. Yürüyüş hızınının 5 grup arasında en az farkın 4 cm/s olması (pilot çalışmadan elde edilmiştir) ve atelsiz yürüyüşte yürüyüş hızı 127 cm/s (pilot çalışmadan elde edilmiştir) olacağı varsayılmıştır. %80 güç ve 0,05 tip 1 hata ile pozisyonlar arasında tespit edilen farkın istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olması için tek grupta toplam en az 36 bireyin çalışmaya dâhil edilmesi gerektiği bulundu.

3.2. Yöntem

Çalışma Ağustos 2017-Aralık 2017 tarihleri arasında Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde gerçekleştirildi. Bireylerin fiziksel özellikleri (yaş, boy, kilo, cinsiyet vb.), yürümeyi engelleyebilecek ortopedik, nörolojik sistemik ya da romatolojik herhangi bir probleminin olup olmadığı, yürümeyi etkileyebilecek cerrahi işlem geçirip geçirmediği, vücudunda ağrısının bulunup bulunmaması ve yorgunluk durumu değerlendirme formuna kaydedildi. Bireylere aynı fizyoterapist tarafından; her iki

bacağın boy ölçümü, boy ve vücut ağırlığının ölçümü ve vücut kütle indeksinin (VKİ) hesaplanması, eklem hareket açıklığı değerlendirmesi, Gross kas kuvveti değerlendirmesi, denge değerlendirilmesinde tek ayak üzerinde durma testi, postür değerlendirmesinde New York Postür Değerlendirme (NYPD) testi uygulandı. Dahil edilme ve edilmeme kriterleri dikkate alınarak uygunluğu belirlenen, aydınlatılmış onamı alınan bireyler çalışmaya dâhil edildi (Ek-1).

Çalışmaya gönüllü olarak 52 birey katıldı. Skolyoz, doğuştan kalça çıkığı sekeli, alt ekstremite asimetrisi, yorgunluk şiddeti, genu valgum ve diz ağrısı, nedeniyle 6 birey çalışmadan çıkarıldı. Dahil edilme/edilmemeyi belirleyen ölçümler Tanımlayıcı değerlendirmeler sırasında yorulan 2 kişi çalışma dışı kaldı. Dahil edilme ve edilmeme kriterlerine uygun olan 44 kişi yürüyüş değerlendirmesine alındı. Çalışmada yürüyüş sırasında ve yürüyüş sonrasında elde edilen verilerin; yavaş yürüyüş, yürüyüş sırasında bekleme, yürüyüş yolunun dışına çıkma, kaydedilen verilerdeki bireylerin yürüyüşüne bağlı görülen hatalar ve tutarsızlıklar nedeniyle 44 bireyden 6'sı çalışma dışı kaldı. Sonuçta, 38 bireye ait sonuçlar analizde kullanıldı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Bireylerin akış diyagramı

3.2.1. Değerlendirme

Tanımlayıcı ölçümler, dahil edilme/edilmemeyi belirleyen ölçümler ve sonuç ölçümleri olmak üzere iki bölümden oluşmaktadır;

A. Tanımlayıcı Ölçümler

1. Bireylerin fiziksel özellikleri
2. Boy uzunluğu-vücut ağırlığının ölçümü ve VKİ'nin hesaplanması

B. Çalışmaya Dahil Edilme/Edilmeme Açısından Yapılan Değerlendirmeler

3. Üst ve Alt ekstremitte normal eklem hareket açıklığı ve kas kuvveti ölçümü
4. Postür değerlendirmesi
5. Algılanan ağrı ve yorgunluk şiddeti ölçümü
6. Statik Denge değerlendirilmesi

C. Sonuç Ölçümleri

1. Yürüyüş değerlendirmesi
2. Anket değerlendirmesi

1. Bireylerin Fiziksel Özellikleri

Değerlendirmede yaş, cinsiyet, boy, kilo, dominant el, meslek, eğitim düzeyi, özgeçmiş, soy geçmiş ve medeni durum kaydedildi. Bireylere yazı yazmak için kullandıkları ve günlük yaşamda güç gerektiren aktivitelerde tercih ettikleri el sorularak dominant el belirlendi.

Bireylere ait boy ölçümü mezura kullanılarak yapıldı ve sonuçlar metre cinsinden kaydedildi. Vücut ağırlığı ölçümünde, kişi ayakkabılarını ve üzerindeki mont, ceket gibi ağır kıyafetlerini çıkardıktan sonra dijital baskül ile tartılarak çıkan sonuç kilogram cinsinden kaydedildi. Elde edilen boy uzunluğu ve vücut ağırlığı parametreleri kullanılarak “boy uzunluğu²/vücut ağırlığı” formülü ile VKİ (kg/m²) hesaplandı.

Bacak uzunluğu ölçümü mezura kullanılarak yapıldı ve sonuçlar metre cinsinden kaydedildi. Ölçüm için trokanter major ve yer arası mesafesi kullanıldı. Ölçüm sonucu cm cinsinden kaydedildi. Her iki bacak uzunluğu ölçümü arasındaki fark 1 cm'den büyük ise birey çalışmaya dahil edilmedi (Ek 1)(66).

B. Çalışmaya Dahil Edilme/Edilmeme Açısından Yapılan Değerlendirmeler

1) Üst ve Alt Ekstremitte Normal Eklem Hareket Açıklığı Ölçümü

Omuz, dirsek ve el bileği, kalça, diz ve ayak bileği eklem hareket açıklıkları pasif olarak değerlendirildi ve limitasyon tespit edilmesi durumunda bireyler çalışmaya dahil edilmedi (Ek 1)(66).

2) Yorgunluk Şiddeti Ölçümü

Yorgunluk şiddeti fiziksel aktivite sırasında harcanan çabanın ölçülmesi amacıyla Borg tarafından geliştirilmiş olan genel geçerliliği ve güvenilirliği kanıtlanmış MBS ile değerlendirilmiştir. MBS sıklıkla efor, istirahat dispnesi ve yorgunluk şiddetini değerlendirmek için kullanılır. Derecelerine göre yorgunluk şiddetini tanımlayan on maddeden oluşur. Maddeler anlaşılır olup uygulaması kolaydır. Yürüyüş çalışmalarında yorgunluğun yürüyüş parametrelerini etkilediği gösterilmiştir. Bu çalışmalara göre MBS’nda yorgunluk şiddeti orta ve üzerinde ise yürüyüş etkilenmektedir(67). (Ek 1). Bu nedenle MBS’ye göre yorgunluk şiddeti 2 ve üzeri olan bireyler çalışmaya dahil edilmedi. Yürüyüş analizi ve atel uygulamalarına uyum sırasında yorgunluk şiddeti 2 üzerinde olan bireyler yorgunluk şiddeti 2’nin altına düşene kadar (maksimum 30 dakika) dinlendirildikten sonra sonuç ölçümleri gerçekleştirildi.

3) Postür Değerlendirmesi

Bireylerin postürleri “New York Postür Değerlendirmesi (NYPD) ile değerlendirildi. Bu değerlendirme sistemi ile vücudun 13 ayrı kısmında oluşmuş postür değişiklikleri izlenerek puanlandırıldı. Buna göre eğer kişinin postürü düzgün ise beş (5), orta derecede bozulmuş ise üç (3), ciddi şekilde bozuk ise bir (1) puan verildi. Testte maksimum 65, minimum 13 puan aralığında bir skorlama mevcuttu. Bu test için geliştirilmiş standart değerlendirme kriterleri toplam puan ≥ 45 ise “çok iyi”, 40-44 ise “iyi”, 30-39 ise “orta”, 20-29 ise “zayıf” ve ≤ 19 ise “kötü” olarak belirlendi. Postür değerlendirme sonucu “çok iyi” (45 ve üzeri) olan bireyler çalışmaya dahil edildi (64, 65) (Ek-2).

4) Ağrı Değerlendirmesi

Ağrı değerlendirmesinde Visuel Analog Scale-Görsel Analog Ölçeği (GAS) kullanıldı. Bireyin gün içerisindeki ağrı durumu sorgulandı. GAS’nda 0 puan ağrının olmadığını, 10 puan ise çok şiddetli ağrıyı ifade etmektedir. Bireyin ağrısını ifade eden değeri işaretlemesi istendi. Ağrının olması durumunda bireyler çalışmaya dahil edilmedi (Ek 1)(66).

5) Statik Denge Değerlendirilmesi

Denge değerlendirmesi için tek ayak üzerinde durma testi kullanıldı. Bu test statik dengeyi değerlendirmek için kullanılan bir testtir (Ek 1). Tek ayak üzerinde durma testinde; ayakta, kollar yanlarda serbest dururken, kalça nötral pozisyonda ve diz fleksiyona getirilerek, bu şekilde durma süresi saniye cinsinden kaydedilmiştir. Bu test gözler açık ve çıplak ayakla yapılmıştır (63). Maksimum test süresi 30 saniye (sn)’dir. Sağ ve sol ayak üzerinde durma süreleri ayrı ayrı değerlendirilmiştir. 3 deneme hakkı verilmiş ve 30 sn üzerindeki skor kabul edilmiştir. Destek ayağını yeniden pozisyonlaması, yukarıdaki ayağını yere değdirmesi, gözlemcinin desteğini alması, maksimum süre olan 30 saniyeyi doldurmaması durumunda test sonlandırılmıştır (63). Birey testi 30 sn’den daha kısa sürede bitirirse test pozitif olarak kabul edilmiş ve test sonucu pozitif olan bireyler çalışmaya dahil edilmemiştir.

6) Üst ve Alt Ekstremitte Kas Kuvveti Değerlendirmesi:

Kas kuvveti, Gross kas kuvveti testi ile fizyoterapist tarafından manuel değerlendirildi. Gross kas kuvveti ölçümüne, sırt üstü yatış pozisyonunda kollar yanda, bacaklar birleşik pozisyonda iken başlandı. Test hem alt, hem de üst ekstremitte için fleksiyon-ekstansiyon ve abdüksiyon-addüksiyon yönlerinde harekete karşı direnç verilerek bilateral ölçüldü. Elde edilen değer “zayıf” (1), “orta” (2) ve “iyi” (3) olarak kaydedildi. (68, 69) (Ek 1). Çalışmaya “iyi” değer alan bireyler dahil edildi.

C. Sonuç Ölçümleri

1) Yürüyüşün Zaman Mesafe Karakteristiklerinin Değerlendirilmesi:

Yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerini değerlendirmek için GAITRite (CIR System INC. Clifton, NJ 07012) kullanıldı. GAITRite yürüyüş yolu, halı ve halı üzerine yerleştirilmiş sensörlerden oluşan ve bireylerin halı üzerinde yürüdüğü sırada her ayak temasını bilgisayara aktaran, yerden yaklaşık 2 mm yükseklikte taşınabilir bir sistemdir. Bireyler normal yürüyüşleri esnasında halı üzerinden geçerek yürütüldü ve bu esnada yürüyüş analizi gerçekleştirildi. GAITRite bilgisayarlı yürüyüş yolu (35) kullanılarak yürüyüş döngü süresi (s), yürüyüş hızı (cm/sn), kadans (adım/dk), adım uzunluğu (cm), çift adım uzunluğu (cm), adım genişliği (cm), ayak açısı ($^{\circ}$), destek yüzeyi (cm), tek bacak üzerinde durma süresi (sn) gibi bireylerin yürüyüşlerine ait zaman-mesafe karakteristikleri değerlendirildi (Şekil 3.2.). 18,432 sensör bulunan sistemden veriler 60-120 Hz frekansta elde edildi. GAITRite'ın basınçla aktive olan sensörleri aracılığıyla birey yürüyüş yolu üzerinde yürütüldüğünde yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri ile ilgili objektif veriler elde edilmektedir.

Bilateral Parameters			Parameters	
	Left	Right		
Step Time (sec)	.55/1.5	.52/2.1	Distance (cm)	409.2
Cycle Time (sec)	1.07/1.9	1.07/1.3	Ambulation Time (sec)	3.73
Step Length (cm)	57.82/1.1	58.93/2.6	Velocity (cm/sec)	109.7
Stride Length (cm)	116.94/1.1	117.36/1.5	Mean Normalized Velocity	.00
H-H Base Support (cm)	11.77	12.43	Number of Steps	7
Single Support (%GC)	37.5	40.1	Cadence (Steps/Min)	112.6
Double Support (%GC)	21.5	22.2	Step Time Differential (sec)	.03
Swing (%GC)	39.9	37.7	Step Length Differential (cm)	1.11
Stance (%GC)	60.1	62.2	Cycle Time Differential (sec)	.01
Step/Extremity Ratio	.00	.00		
Toe In / Out (deg)	-2	4		

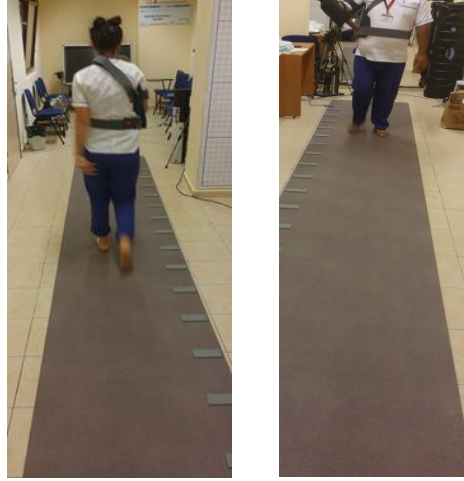
L	Length	R	L	Width	R
25.60	<input type="checkbox"/>	26.80	<input type="checkbox"/>	9.70	<input type="checkbox"/>
				10.80	<input type="checkbox"/>

Şekil 3.2. GaitRite ile elde edilen veriler.

Yürüyüş öncesinde bireylerin alınan fiziksel özellikleri GAITRite yürüyüş yolu sistemine kaydedildi. Cinsiyet, doğum tarihi, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve sağ-sol bacak uzunluğu sisteme girildi. Sistemin sahip olduğu yazılım, bireylerin boy uzunluğu ve bacak uzunluğu verilerini oranlayarak normalize etmektedir.

Yürüyüş değerlendirmesi öncesinde bireyler pozisyona uyum sağlayabilmeleri için her bir atelleme pozisyonunda, kendi seçtikleri hızda 5 dk. yürüdüler (70). Yürüyüş değerlendirmesi yapılacak bireyler randomizasyona uygun

sırayla, 4 ayrı uygulanan atel pozisyonunda (P1, P2, P3, P4) yürüdüler. Ayrıca belli bir pozisyonlama yapılmadan kollar serbest iken (P0) kişinin normal yürüyüş değerlendirmesi de yapıldı. Sonuç olarak, çalışmaya katılan sağlıklı bireyler beş durumda değerlendirildi. Yürüyüş değerlendirmesi için randomizasyona uygun sırada atel pozisyonu verildi. Yürüyüşlerde ve atel pozisyonlamaları sırasında bireyler MBS ile değerlendirildi. Yorgun olan bireyler yorgunluk şiddeti 2'nin altına düşene kadar dinlendirildi (en fazla 30 dk). Yürüyüş değerlendirmeleri çıplak ayak ve hareketleri kısıtlamayan rahat bir giysi ile yapıldı. Değerlendirme süresi bir birey için yaklaşık 1 saat sürdü (Şekil 3.3.). Değerlendirmeler sırasında eğitim materyali olarak kullanmak üzere bireyden fotoğraf çekimi için izin alındı.



Şekil 3.3. GAITRite ile yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerinin değerlendirilmesi

2) Atel Uyumu ve Rahatlığının Değerlendirilmesi:

Bireylere yürüyüş analizi sonrası atelin uyumu ve rahatlığı ile ilgili sorular soruldu. Cevaplar “Evet” ve “Hayır” şeklinde kaydedildi.

1. Atel üzerinizde iken diğer kolunuzu ve vücudunuzu rahat kullanabiliyor musunuz? Evet/Hayır
2. Atel vücudunuzda fazladan ağırlık hissi veriyor mu? Evet/Hayır
3. Atel ile kolunuz sabitlendiğinde baş, boyun ve gövde hareketleriniz engelleniyor mu? Evet/Hayır
4. Yürüyüş sırasında ve sonrasında atelin takıldığı kolu diğerinden farklı hissediyor musunuz? Evet/Hayır
5. Atel ile yürürken kendinizi güvende hissediyor musunuz? Evet/Hayır

3.2.2. Çalışmanın Tipi

Deneysel ölçüm çalışması olarak tasarlanmıştır.

3.2.3. Atel Pozisyonları

Çalışmada üst ekstremitayı destekleyen, omuz ve dirsek eklemini belirli pozisyonlarda sabitleyen; omuz askısı, üçgen destek ve bel kemerinden oluşan bir atel kullanıldı. Atel, planlanan pozisyonların sağlanması için tarafımızdan modifiye edildi. Atelin omuz askısı ve bel kemeri, hem atelin hem de kol ağırlığının vücuda dengeli dağılması için, omuz eklemi altına konulan biri büyük, biri küçük iki dik üçgen şeklindeki destekler ise omuz eklemine abduksiyon açısı vermek için kullanıldı. Atelin dirsek kısmında bulunan takıp çıkarılabilir kol aparat kısmı omuz eklemine iç ve dış rotasyon vermek amacıyla tasarlandı ve her pozisyona ayrı aparat oluşturuldu. Atelin minimum ağırlığı 755 gr, maksimum ağırlığı 1300gr'dı. Yürüyüş değerlendirmesi sırasında pozisyonlar arası geçişte ateli uygulamayı kolaylaştırmak için pratik bir atel yapısı oluşturuldu. Dış kısmı rahat, yumuşak kumaş ile kaplı olan atel ile terleme en aza indirilmekte, estetik olarak vücudu kaplamaktadır. Yürüyüş sırasında bireylerin rahat etmesi ve yük dağılımına bağlı ağrı ve rahatsızlık oluşumuna karşı, atele müdahale edildi, gerekirse tampon bölgelere ped yerleştirildi. Yürüyüş öncesinde bireylere atelin rahatlığı ve kullanımı ile ilgili bilgi verildi, sonrasında görüşleri alındı.

Çalışmanın amacı farklı kol pozisyonlarının yürüyüş üzerindeki etkilerini ortaya koymaktır. Bu amaçla atel kullanımının gerektiği patolojilerden yola çıkılmış ve sık kullanılan sabit kol pozisyonları seçilmeye çalışılmıştır. Buradan elde edilecek sonuçlar belirtilen pozisyonların olduğu tüm durumlar için yürüyüşün etkilenmesine yönelik bilgiler verecektir. Burada atelleme ile patolojilerde en sık kullanılan pozisyonlar olarak; Pozisyon 1 (Omuz addüksiyonda, 60° iç rotasyonda), inmeli ve omuz instabilitesi olan hastalarda, üst ekstremita kırıklarında; Pozisyon 2 (Omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda), omuz instabilitesi ve Bankart yaralanmalarında; Pozisyon 3 (Omuz 30° abduksiyonda, 60° dış rotasyonda), Rotator

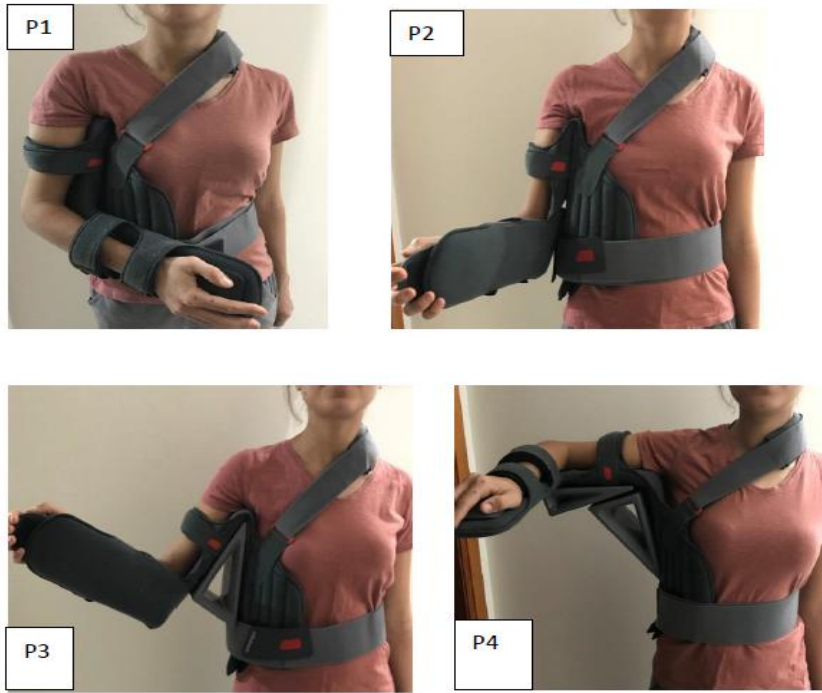
cuff yırtıklarında, omuz eklemi santralizasyonunu gerektiren yaralanmalarda, kas transferlerinde ve P4 (Omuz 90° abdüksiyonda), OBPP yaralanmalarında, aksillar bölge yanıklarında, kas transferlerinde kullanılan pozisyonlar seçilmiştir (1-3, 28, 29, 38, 71, 72). Pozisyonların hepsinde dirsek 90° fleksiyonda, ön kol ve el bileği nötral pozisyonda olacak şekilde ayarlandı (Tablo 3.1).

Bireylerin dominant üst ekstremitesi atel kullanılarak yukarıda belirtilen 4 farklı pozisyonda sabitlendi (Şekil 3.4.).

Çalışmada üst ekstremitate pozisyonlamasında kullanılacak 5 durumun sıralaması basit randomizasyon yöntemi ile belirlendi. Randomizasyona göre bireyler için birbirinden bağımsız oluşturulan 1'den 5'e kadar rasgele sıralamaya göre oluşturulan sayı tablosu kullanıldı (73).

Tablo 3.1. Atel kullanım pozisyonları

P0 (kontrol yürüyüşü)	Atelsiz yürüyüş
P1 (ADD-60°İR)	Omuz addüksiyonda, 60° iç rotasyonda Dirsek 90° fleksiyonda, ön kol- el bileği nötral pozisyonda
P2 (ADD-30°DR)	Omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda Dirsek 90° fleksiyonda, ön kol- el bileği nötral pozisyonda
P3 (30°ABD-60°DR)	Omuz 30° abdüksiyonda, 60° dış rotasyonda Dirsek 90° fleksiyonda, ön kol- el bileği nötral pozisyonda
P4 (90°ABD)	Omuz 90° abdüksiyonda Dirsek 90° fleksiyonda, ön kol- el bileği nötral pozisyonda



Şekil 3.4. Kullanılan atel pozisyonlarının gösterimi.(P1; omuz addüksiyonda, 60° iç rotasyonda, P2; omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda, P3; omuz 30° abdüksiyonda, 60° dış rotasyonda, P4; omuz 90° abdüksiyonda)

3.2.4. Değerlendirmeler Sırasında Dikkate Alınan Unsurlar

1.Yürüyüş değerlendirmesi dışındaki tüm değerlendirmeler her bir bireye aynı sırayla uygulandı. Atel ile farklı pozisyonlardaki yürüyüş ve atelsiz yürüyüş değerlendirmeleri ise randomizasyon ile belirlendi.

2.Değerlendirmeler aynı atel ve parçaları ve yürüyüş alanı kullanılarak yapıldı.

3. Kullanılan atel her bir bireye uygun şekilde ayarlandı.

4. Ateli nasıl kullanılacağı ile ilgili bireylere gerekli eğitim ve kullanım bilgisi verildi.

5. Her bir ölçüm arasında bireyin yorgunluk düzeyi MBS ile değerlendirildi. Algılanan yorgunluk şiddeti 2'nin üzerinde ise değerlendirme arasında yorgunlukları MBS'ye göre 2'nin altına düşecek kadar dinlenme süresi verildi.

6. Tüm değerlendirmeler aynı fizyoterapist tarafından yapıldı.

3.3. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz için Windows tabanlı SPSS 21. 0 analiz programı kullanıldı. Demografik veriler için tanımlayıcı istatistik yapıldı. Ölçümle belirlenen değişkenler için parametrik verilerde ortalama \pm standart sapma ($X \pm SS$), non-parametrik verilerde ortanca (M, medyan) ve çeyrekler arası aralık (IQR) hesaplandı. Verilerin dağılımı için görsel ve sayısal yöntemler kullanıldı. Normal dağılım için Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilk testi değerleri ile değerlendirme yapıldı. Bu testte p değeri $< 0,05$ ise dağılımın normal olmadığına karar verilerek non-parametrik testler kullanıldı.

Parametrik test varsayımları sağlanmadığında bağımlı 3'ten fazla değişkenin karşılaştırılması için Friedman testi kullanıldı. Post-hoc analizde Wilcoxon testi kullanılırken, Bonferroni düzeltmesi ile değişkenler arası farkın anlamlılığı için p değeri $= 0,012$ alındı. Pozisyonlara göre karşılaştırmalarda Wilcoxon testi değerlendirmesi yapıp yürüyüş parametreleri üzerine anlamlı bir etkisi olup olmadığına bakıldı. Tüm bilateral değerlendirmelerde anlamlılık değeri $p < 0,05$ alındı (74).

4.BULGULAR

Çalışma Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nde gerçekleştirildi.

Bireylerin yaş ortalaması $25,94\pm 4,48$ yıl, VKİ ortalaması $25,66\pm 4,23$ kg/m^2 'dir. Bireylerin fiziksel özelliklerine ait ortalama, standart sapma ve minimum-maksimum değerler Tablo 4.1.'de verildi.

Tablo 4.1. Bireylerin fiziksel özellikleri

Fiziksel özellikler	Min	Max	X \pm SS
Yaş (yıl)	20,0	40,0	25,94 \pm 4,48
Boy uzunluğu (m)	1,53	1,82	1,70 \pm 0,07
Vücut ağırlığı (kg)	50,0	112,0	75,34 \pm 15,01
VKİ (kg/m^2)	18,36	37,81	25,66 \pm 4,23

VKİ: Vücut Kütle İndeksi

Katılan bireylerin 23'ü erkek(% 61), 15'i kadın(%39)'dı. Bireylerin tamamının üst ekstremitesi sağ dominant olup, ölçümler dominant kola atel uygulanarak gerçekleştirildi.

4.1.Yürüyüş Değerlendirmesi Bulguları

Bireylerde yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerine ait ortalama (X), standart sapma (SS), ortanca (M) ve çeyrekler arası aralık (IQR) değerleri tanımlayıcı istatistik verileri olarak verildi. Yürüyüş hızı, kadans, sol ve sağ adım uzunlukları ve çift adım uzunlukları Tablo 4.2.'de; sağ ve sol adım genişliği, sağ ve sol tek bacak üzerinde durma süresi ve sağ ve sol ayak açısı Tablo 4.3.'de gösterildi.

Atelsiz pozisyona göre sağ ve sol adım uzunluğu, sağ ve sol çift adım uzunluğu, kadans ve yürüyüş hızı değerlerinin tüm atel pozisyonlarında azaldığı gösterildi (Tablo 4.2.).

Sağ ve sol ayak açısı, sağ ve sol tek bacak üzerinde durma süresi ve sağ ve sol adım genişliği değerlerinin ise atelleme pozisyonlarının tümünde atelsiz duruma göre arttığı belirlendi (Tablo 4.3.).

Tablo 4.2. Farklı atel pozisyonlarındaki ve atelsiz yürüyüşteki yürüyüş hızı, kadans ve adım uzunluklarına ait bulgular

Pozisyonlar	Yürüyüş parametreleri	Sağ adım uzunluğu(cm)	Sol adım uzunluğu(cm)	Sağ çift adım uzunluğu(cm)	Sol çift adım uzunluğu(cm)	Kadans (Adım sayısı/dk.)	Yürüyüş hızı (cm/sn)
P0	X±SS	68,84 ± 7,83	68,17 ± 6,56	137,16 ± 14,41	136,75 ± 14,23	110,68 ± 6,01	126,98 ± 5,30
	M IQR 25-75	71,50 (64,06 -74,92)	69,39 (63,71-73,14)	140,46 (124,47-148,18)	139,73 (124,49-147,48)	110,05 (108,10-113,20)	129,15 (117,2 -137,3)
P1	X±SS	67,03 ± 9,04	65,84 ± 7,58	132,86 ± 16,43	133,28 ± 16,66	109,24 ± 6,726	121,28 ± 17,58
	M IQR (25-75)	68,95 (60,99 -74,10)	68,26 (61,00 -71,66)	137,89 (123,57-144,91)	138,2 (122,19-145,62)	108,80 (106,8 - 111,9)	128,25 (109,5 -134,5)
P2	X±SS	66,85 ± 8,92	66,11 ± 7,84	133,18 ± 16,77	132,95 ± 16,71	109,13 ± 6,36	121,15 ± 18,16
	M IQR 25-75	69,91 (60,15 -73,65)	67,71 (60,93 -72,18)	138,50 (122,6-146,75)	138,42 (121,47-146,03)	108,50 (106,5-111,90)	124,5 (110,0 - 133,5)
P3	X±SS	67,86 ± 8,99	66,44 ± 8,15	134,81 ± 17,06	134,34 ± 17,12	108,96 ± 7,36	123,52 ± 18,23
	M IQR 25-75	71,51 (60,83 -74,28)	68,99 (60,25 -72,66)	140,08 (123,62-147,98)	140,01 (119,92-146,59)	109,50 (106,40-111,10)	128,90 (114,10-134,90)
P4	X SS	68,02 ± 9,023	66,39 ± 8,11	134,57 ± 17,08	134,53 ± 16,94	108,71 ± 6,80	122,41 ± 18,26
	M IQR 25-75	71,05 (62,05 -74,82)	69,80 (63,20 -71,76)	140,43 (127,41-147,44)	140,41 (127,54-146,92)	108,60 (106,4 -110,8)	128,80 (110,4-135,50)

P0; atelsiz yürüyüş,P1; omuz addüksiyonda, 60° iç rotasyonda yürüyüş, P2,omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda yürüyüş, P3; omuz 30° abdüksiyonda, 60° dış rotasyonda yürüyüş, P4,omuz 90° abdüksiyonda yürüyüş. X=Ortalama. SS=Standart Sapma. M= Ortanca. IQR=Çeyrekler arası aralık.

Tablo 4.3. Farklı atel pozisyonlarındaki ve atelsiz yürüyüşteki adım genişliği, tek bacak üzerinde durma süresi ve ayak açılarına ait bulgular

Pozisyonlar	Yürüyüş parametreleri	Sağ ayak açısı (derece)	Sol ayak açısı (derece)	Sağ tek bacak üzerinde durma	Sol tek bacak üzerinde durma	Sağ adım genişliği (cm)	Sol adım genişliği (cm)
P0	X ± SS	5,37 ± 4,43	2,1 ± 4,48	0,42 ± 0,028	0,41 ± 0,04	9,58 ± 3,12	9,95 ± 2,69
	M IQR 25-75	4,00 (2,50-7,00)	2,00 (-1,10-5,00)	0,43 (0,41-0,44)	0,43 (0,41-0,44)	9,31 (7,91-10,98)	9,35 (8,61-11,25)
P1	X ± SS	6,71 ± 4,37	2,17 ± 4,82	0,43 ± 0,03	0,42 ± 0,031	10,48 ± 2,49	10,94 ± 2,79
	M IQR (25-75)	5,85 (4,50-9,00)	1,250 (-1,10-5,30)	0,433 (0,425-0,450)	0,431 (0,416-0,442)	10,40 (9,35-11,55)	11,03 (9,09-11,83)
P2	X ± SS	6,9 ± 4,68	3,04 ± 4,96	0,43 ± 0,02	0,42 ± 0,021	10,02 ± 2,93	10,30 ± 3,22
	M IQR	6,00 (3,70-9,00)	2,75 (0,00-6,00)	0,435 (0,425-0,451)	0,433 (0,419-0,441)	9,59 (7,86-11,66)	9,90 (7,90-11,94)
P3	X ± SS	7,29 ± 4,66	2,25 ± 5,41	0,43 ± 0,04	0,42 ± 0,04	10,15 ± 2,41	10,52 ± 2,40
	M IQR 25-75	6,25 (3,00-11,00)	2,40 (-1,60-5,50)	0,439 (0,417-0,448)	0,433 (0,411-0,450)	10,22 (8,46-11,39)	10,39 (9,12-11,68)
P4	X ± SS	7,26 ± 4,49	2,67 ± 5,76	0,42 ± 0,03	0,42 ± 0,03	10,78 ± 2,73	11,24 ± 2,42
	M IQR	6,50 (4,00-9,00)	1,65 (-1,10-7,00)	0,433 (0,416-0,445)	0,429 (0,414-0,442)	10,76 (8,62-12,76)	11,07 (9,44-13,21)

P0; atelsiz yürüyüş, P1; omuz addüksiyonda, 60° iç rotasyonda yürüyüş, P2; omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda yürüyüş, P3; omuz 30° abdüksiyonda, 60° dış rotasyonda yürüyüş, P4; omuz 90° abdüksiyonda yürüyüş. X=ortalama. SS=Standart Sapma. M= Ortanca. IQR=Çeyrekler arası aralık.

Friedman testine göre atelin kullanıldığı pozisyonlar atelsiz yürüyüş ile kıyaslandığında sağ adım genişliği, sol tek bacak üzerinde durma süresi ve sağ-sol ayak açıları hariç diğer yürüyüş parametrelerinde anlamlı fark görülmüştür.

Tablo 4.4. Friedman Testine göre atel pozisyonlarındaki yürüyüş ile atelsiz yürüyüş parametrelerine ait bulgular.

Pozisyonlar Yürüyüş Parametreleri	P0 X±SS	P1 X±SS	P2 X±SS	P3 X±SS	P4 X±SS	(p)
Yürüyüş hızı(cm/sn)	126,98±15,30	121,28±17,58	121,15±18,16	123,52±18,23	122,41±18,26	0,004*
Kadans(adım/dk.)	110,68±6,01	109,24±6,726	109,13±6,36	108,96±7,36	108,71±6,80	0,049*
Sol adım uzunluğu(cm)	68,17±6,56	65,84±7,58	66,11±7,84	66,44±8,15	66,39±8,11	0,001*
Sağ adım uzunluğu(cm)	68,84±7,83	67,03±9,04	66,85±8,92	67,86±8,99	68,02±9,023	0,001*
Sol çift adım uzunluğu(cm)	136,75±14,23	133,28±16,66	132,95±16,71	134,34±17,12	134,53±16,94	0,000*
Sağ çift adım uzunluğu(cm)	137,16±14,41	132,86±16,43	133,18±16,77	134,81±17,06	134,57±17,08	0,00*
Sol adım genişliği(cm)	9,95±2,69	10,94±2,79	10,30±3,22	10,52±2,40	11,24±2,42	0,016*
Sağ adım genişliği(cm)	9,58±3,12	10,48±2,49	10,02±2,93	10,15±2,41	10,78±2,73	0,064
Sol tek bacak üzerinde durma süresi(sn)	0,41±0,04	0,42±0,031	0,42±0,021	0,42±0,04	0,42±0,03	0,43
Sağ tek bacak üzerinde durma süresi(sn)	0,42±0,028	0,43±0,03	0,43±0,02	0,43±0,04	0,429±0,03	0,04*
Sol ayak açısı(derece)	2,10±4,48	2,17±4,82	3,04±4,96	2,25±5,41	2,67±5,76	0,38
Sağ ayak açısı(derece)	5,37±4,43	6,71±4,37	6,90±4,68	7,29±4,66	7,26±4,49	0,35

P0; atelsiz yürüyüş, P1; omuz addüksiyonda, 60° iç rotasyonda yürüyüş, P2; omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda yürüyüş, P3; omuz 30° abdüksiyonda, 60° dış rotasyonda yürüyüş, P4; omuz 90° abdüksiyonda yürüyüş. X=ortalama. SS=Standart Sapma p<0,05*.

Friedman testinde fark görülen yürüyüş değişkenlerinde farkın hangi pozisyonlardan kaynaklandığının belirlenebilmesi için post-hoc analizinde ikili karşılaştırma sonuçları aşağıda verilmiştir. Atelin kullanıldığı pozisyonlardaki yürüyüşler (P1,P2,P3,P4) ile atelin kullanılmadığı (P0) yürüyüş arasında yürüyüş hızı karşılaştırıldığında P0 ile P1 ve P2 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ve atelle yürüyüş hızının azaldığı belirlendi ($p<0,012$). P0 ile P3 ve P4 arasında yürüyüş hızı açısından fark görülmedi ($p>0,012$), ancak P3 ve P4'te hız P0'a göre azalmıştı. Atelsiz yürüyüş ile atelli tüm pozisyonlar arasında kadansın istatistiksel olarak farklı olmadığı belirlendi ($p<0,012$) (Tablo 4.5.). Ancak kadansın atel uygulaması ile pozisyon fark etmeksizin azaldığı ($P0>P1>P2>P3>P4$) görülmektedir.

Tablo 4.5. Atel kullanım pozisyonları ve atelsiz yürüyüşün karşılaştırılması; hız ve kadans ait bulgular

	P0-P1 p	P0-P2 p	P0-P3 P	P0-P4 p
Yürüyüş hızı (cm/sn)	0,004*	0,004*	0,056	0,049
Kadans (adım/dk)	0,026	0,048	0,027	0,049

P0; atelsiz yürüyüş, P1; omuz addüksiyonda, 60° iç rotasyonda yürüyüş, P2; omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda yürüyüş, P3; omuz 30° abdüksiyonda, 60° dış rotasyonda yürüyüş, P4; omuz 90° abdüksiyonda yürüyüş. $p<0,012$.

P4 hariç atelin kullanıldığı diğer pozisyonlarda sol adım uzunluğu ve sağ çift adım uzunluğunun atelsiz yürüyüşe göre istatistiksel olarak farklı olduğu ve atel kullanımı ile bu değerlerin azaldığı görüldü. Sağ adım uzunluğunun P1 ve P2'de atelsiz yürüyüşe göre istatistiksel olarak azaldığı ve farkın bu iki pozisyonlardan kaynaklandığı görüldü. Sol çift adım uzunluğunda ise atelsiz yürüyüşe göre sadece P2'de istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu belirlendi (Tablo 4.6.).

Tablo 4.6. Atel kullanım pozisyonları ve atelsiz yürüyüşün karşılaştırılması; adım uzunluklarına ait bulgular

	P0-P1 p	P0-P2 P	P0-P3 p	P0-P4 P
Sol adım uzunluğu (cm)	0,001*	0,002*	0,012*	0,013
Sağ adım uzunluğu(cm)	0,008*	0,003*	0,020	0,171
Sol çift adım uzunluğu(cm)	0,013	0,001*	0,014	0,145
Sağ çift adım uzunluğu(cm)	0,002*	0,001*	0,011*	0,037

P0; atelsiz yürüyüş, P1; omuz addüksiyonda, 60° iç rotasyonda yürüyüş, P2;omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda yürüyüş, P3; omuz 30° abdüksiyonda, 60° dış rotasyonda yürüyüş, P4;omuz 90° abdüksiyonda yürüyüş. *p<0,012.

Yürüyüşün mesafe karakteristiklerinden sol adım genişliği sadece P4 pozisyonunda atelsiz yürüyüşe göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artmıştır (p<0,012). (Tablo 4.7)

Yürürken bireylerin tek bacak üzerinde durma süreleri ve ayak açısı pozisyonlar arasında kıyaslandığında dominant taraf (atelin uygulandığı taraf) bacak üzerinde durma süresinde ve ayak açısında farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu ve atel kullanılan P2, P3 pozisyonlarında bu değerlerin arttığı gösterilmiştir (p<0,012). Atel kullanılan durumlarda karşı taraf alt ekstremitede (sol)tek bacak üzerinde durma süresi ve ayak açısında da atelsiz duruma göre artış görülmüş ancak pozisyonlar arasında istatistiksel olarak fark oluşmamıştır (p>0,012). (Tablo 4.7.)

Tablo 4.7. Atel kullanım pozisyonları ve atelsiz yürüyüşün karşılaştırılması; adım genişliği, tek bacak üzerinde durma süresi ve ayak açısına ait bulgular

	P0-P1 p	P0-P2 p	P0-P3 p	P0-P4 P
Sol adım genişliği(cm)	0,016	0,648	0,22	0,004*
Sağ adım genişliği(cm)	0,043	0,446	0,153	0,036
Sol tek bacak üzerinde durma süresi (sn)	0,174	0,147	0,174	0,077
Sağ tek bacak üzerinde durma süresi (sn)	0,018	0,009*	0,003*	0,05
Sol ayak açısı (derece)	0,805	0,192	0,777	0,321
Sağ ayak açısı (derece)	0,02	0,034	0,013	0,002*

P0; atelsiz yürüyüş, P1; omuz addüksiyonda, 60° iç rotasyonda yürüyüş, P2; omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda yürüyüş, P3; omuz 30° abdüksiyonda, 60° dış rotasyonda yürüyüş, P4; omuz 90° abdüksiyonda yürüyüş., *p<0,012.

4.2. Atelin Kullanıldığı Pozisyonlarda Yürüyüş Parametrelerinin İkili Karşılaştırmaları

P1, P2, P3 ve P4 pozisyonlarının birbiriyle ikili karşılaştırmaları sonucunda yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri açısından pozisyonlar arasında anlamlı bir farkın olmadığı gösterilmiştir (p>0,012) (Tablo 4.8.).

Tablo 4.8. Friedman Testine göre atel pozisyonlarındaki yürüyüş ile atelsiz yürüyüş parametrelerine ait bulgular

	P1-P2 p	P1-P3 P	P1-P4 p	P2-P3 p	P2-P4 p	P3-P4 p
Yürüyüş hızı (cm/sn)	0,976	0,142	0,246	0,107	0,252	0,874
Kadans (adım sayısı/dk)	0,970	0,935	0,717	0,958	0,392	0,643
Sol adım uzunluğu (cm)	0,733	0,109	0,071	0,249	0,365	0,769
Sağ adım uzunluğu(cm)	0,800	0,182	0,019	0,027	0,048	0,815
Sol çift adım uzunluğu(cm)	0,744	0,322	0,046	0,037	0,078	0,474
Sağ çift adım uzunluğu(cm)	0,766	0,051	0,032	0,073	0,185	0,874
Sol adım genişliği (cm)	0,157	0,167	0,365	0,868	0,062	0,108
Sağ adım genişliği (cm)	0,267	0,203	0,446	0,890	0,145	0,108
Sol tek bacak üzerinde durma süresi(sn)	0,417	0,706	0,857	0,509	0,523	0,713
Sağ tek bacak üzerinde durma süresi (sn)	0,719	0,925	0,689	0,567	0,455	0,503
Sol ayak açısı(derece)	0,086	0,844	0,291	0,169	0,886	0,415
Sağ ayak açısı(derece)	0,749	0,245	0,385	0,523	0,608	0,957

P1; omuz addüksiyonda, 60° iç rotasyonda yürüyüş, P2; omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda yürüyüş, P3; omuz 30° abduksiyonda, 60° dış rotasyonda yürüyüş, P4; omuz 90° abduksiyonda yürüyüş., *p<0,008.

4.3. Yürüyüşün Bilateral Parametrelerinin Her Pozisyonda Karşılaştırılması

Atelsiz iken ve atelin farklı pozisyonlardaki kullanımı ile yürüyüş asimetrisinin olup olmadığını belirlemek amacıyla bilateral parametreler her bir pozisyon için karşılaştırıldı. Atelin kullanılmadığı normal yürüyüşte (P0) ayak açısının sağ ve sol arasında farklı olduğu (p<0,05) ve sağ ayak açılarının daha fazla olduğu, ancak diğer parametrelerde istatistiksel olarak fark olmadığı belirlendi (p>0,05) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. P0 yürüyüşünün bilateral parametrelerinin karşılaştırmasına ait bulgular ve farklar

Pozisyon 0	Sol X±SS	M IQR 25-75	Sağ X±SS	M IQR 25-75	P
Adım uzunluğu (cm)	68,17±6,56	69,39 (63,71-73,14)	68,84±7,83	71,50 (64,06-74,92)	0,069
Çift adım Uzunluğu (cm)	136,75±14,23	139,73 (124,49-147,48)	137,16±14,41	140,46 (124,47-148,18)	0,08
Adım genişliği (cm)	9,95±2,69	9,35 (8,61-11,25)	9,58±3,12	9,31 (7,91-10,98)	0,34
Tek bacak üzerinde durma süresi (sn)	0,41±0,4	0,43 (0,41-0,44)	0,42±0,028	0,43 (0,41-0,44)	0,18
Ayak açısı (derece)	2,10±4,48	2,00 (-1,10-5,00)	5,37±4,43	4,00 (2,50-7,00)	0,000*

P0; atelsiz yürüyüş, X=ortalama. SS=Standart Sapma. M= Ortanca. IQR=Çeyrekler arası aralık. p<0,05*.

Omuz eklemi addüksiyonda ve 60° iç rotasyonda atel pozisyonlandığında (P1), yürüyüş sırasında adım uzunlukları, adım genişliği, tek bacak üzerinde durma süresi ve ayak açısının sağ ve sol değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark belirlendi (p<0,05). Sağ adım uzunluğu, sol adım genişliği, sağ tek bacak üzerinde durma süresi ve sağ ayak açısının daha fazla olduğu gösterildi. Çift adım uzunluğunda sağ ve sol arasında farklılık yoktur (p>0,05) (Tablo 4.10.).

Tablo 4.10. P1 yürüyüşünün bilateral parametrelerinin karşılaştırmasına ait bulgular ve farklar

Pozisyon 1	Sol X ± SS	M IQR	Sağ X ± SS	M IQR	P
Adım uzunluğu(cm)	65,84±7,58	68,26 (61,00-71,66)	67,03±9,04	68,95 (60,99-74,10)	0,008*
Çift adım Uzunluğu (cm)	133,28±16,66	138,2 (122,19-145,62)	132,86±16,43	137,89 (123,57-144,9)	0,06
Adım genişliği (cm)	10,94±2,79	11,03 (9,09-11,83)	10,48±2,49	10,40 (9,35-11,55)	0,02*
Tek bacak üzerinde durma süresi (sn)	0,42±0,03	0,43 (0,41-0,44)	0,43±0,03	0,43 (0,42-0,45)	0,034*
Ayak açısı (derece)	2,17±4,82	1,25 (-1,10-5,30)	6,71±4,37	5,85 (4,50-9,00)	0,000*

P1; omuz addüksiyonda, 60° iç rotasyonda yürüyüş, X=ortalama. SS=Standart Sapma, . M= Ortanca. IQR=Çeyrekler arası aralık. *p<0,05.

Üst ekstremitenin omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda, dirsek 90°fleksiyonda pozisyonlandığı durumda yürüyen bireylere ait sağ-sol yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri Tablo 4.11’de verildi.

Bu pozisyonda bireylerin adım uzunlukları ve çift adım uzunluklarının sağ ve sol taraf değerleri arasında fark olmadığı görülürken(p>0,05), sol adım genişliğinin sağa göre daha fazla olduğu ve istatistiksel olarak anlamlı farkın bulunduğu belirlendi (p<0,05). Sağ bacak üzerinde durma süresinin ve sağ ayak açısının sola göre daha fazla olduğu ve iki taraf arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu gösterildi (p<0,05) (Tablo 4.11.).

Tablo 4.11. P2 yürüyüşünün bilateral parametrelerinin karşılaştırmasına ait bulgular

Pozisyon 2	Sol X ± SS	M IQR	Sağ X ± SS	M IQR	p
Adım uzunluğu(cm)	66,11±7,84	67,71 (60,93-72,18)	66,8±8,92	69,91 (60,15-73,65)	0,067
Çift adım Uzunluğu(cm)	132,95±16,71	138,42 (121,47-146,03)	133,18±16,77	138,50 (122,6-146,75)	0,6
Adım genişliği(cm)	10,30±3,22	9,90 (7,90-11,94)	10,02±2,93	9,59 (7,86-11,66)	0,045*
Tek bacak üzerinde durma süresi (sn)	0,42±0,021	0,433 (0,419-0,441)	0,43±0,02	0,435 (0,42-0,45)	0,006*
Ayak açısı(derece)	3,04±4,96	2,75 (0,00-6,00)	6,9±4,68	6,00 (3,70-9,00)	0,000*

P2;omuz addüksiyonda, 30° dış rotasyonda yürüyüş, X=ortalama. SS=Standart Sapma, . M= Ortanca. IQR=Çeyrekler arası aralık. *p<0,05.

Pozisyon 3'te bireylerin üst ekstremitel pozisyonu omuz eklemi 30° abdüksiyon, 60° dış rotasyon; dirsek eklemi 90° fleksiyon ve ön kol nötral pozisyonudur.

Bu pozisyonda bireyler yürüdüklerinde adım uzunluğu, adım genişliği, tek bacak üzerinde durma süresi ve ayak açısında sağ ve sol değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu belirlendi (p<0,05). Çift adım uzunluğunda her iki taraf arasında fark istatistiksel olarak anlamlı değildi (p>0,05). Sağ adım uzunluğunun, sol adım genişliğinin, sağ taraf tek bacak üzerinde durma süresinin ve sağ taraf ayak açısının daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.12).

Tablo 4.12. P3 yürüyüşünün bilateral parametrelerinin karşılaştırmasına ait bulgular ve farklar

Pozisyon 3	Sol X±SS	M IQR	Sağ X±SS	M IQR	p
Adım uzunluğu (cm)	66,44±8,15	68,99 (60,25-72,66)	67,86±8,99	71,51 (60,83-74,28)	0,001*
Çift adım Uzunluğu (cm)	134,34±17,12	140,01 (119,92-146,59)	134,81±17,06	140,08 (123,6-147,98)	0,237
Adım genişliği (cm)	10,52±2,40	10,39 (9,12-11,68)	10,15±2,41	10,22 (8,46-11,39)	0,015*
Tek bacak üzerinde durma süresi (sn)	0,42±0,04	0,43 (0,41-0,45)	0,43±0,04	0,439 (0,417-0,448)	0,019*
Ayak açısı (derece)	2,2±5,41	2,75 (0,00-6,00)	7,29±4,66	6,25 (3,00-11,00)	0,000*

P3; omuz 30° abduksiyonda, 60° dış rotasyonda yürüyüş, X=ortalama. SS=Standart Sapma, M=Ortanca. IQR=Çeyrekler arası aralık. . M= Ortanca. IQR=Çeyrekler arası aralık. *p<0,05.

Pozisyon 4'te bireylerin üst ekstremitesi omuz eklemi 90° abduksiyonda; dirsek eklemi 90° fleksiyonda ön kol nötral pozisyonda sabitlendi. Bu pozisyonda sağ ve sol alt ekstremiteye ait yürüyüşün bilateral zaman-mesafe karakteristikleri karşılaştırıldı. Adım uzunluğu, adım genişliği, tek bacak üzerinde durma süresi ve ayak açısının sağ ve sol taraf değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık belirlendi (p<0,05). Çift adım uzunluğu açısından her iki taraf arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Sağ adım uzunluğu, sol adım genişliği, sağ tek bacak üzerinde durma süresi ve sağ ayak açısının diğer taraf değerlerinden daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4.13.).

Tablo 4.13. P4 yürüyüşünün bilateral parametrelerinin karşılaştırmasına ait bulgular ve farklar

Pozisyon 4	Sol X±SS	M IQR	Sağ X±SS	M IQR	p
Adım uzunluğu(cm)	66,39±8,11	69,80 (63,20-71,76)	68,02±9,023	71,05 (62,05-74,82)	0,001*
Çift adım Uzunluğu(cm)	134,53±16,9 4	140,41 (127,54-146,92)	134,57±17,08	140,43 (127,41-147,44)	0,26
Adım genişliği(cm)	11,24±2,42	11,07 (9,44-13,21)	10,78±2,73	10,76 (8,62-12,76)	0,01*
Tek bacak üzerinde durma süresi (sn)	0,42±0,03	0,429 (0,414-0,442)	0,43±0,03	0,433 (0,416-0,445)	0,011*
Ayak açısı(derece)	2,67±5,76	1,65 (-1,10-7,00)	7,26±4,49	6,50 (4,00-9,00)	0,000*

P4, omuz 90° abduksiyonda yürüyüş. X=ortalama. SS=Standart Sapma, . M= Ortanca. IQR=Çeyrekler arası aralık.*p<0,05.

4.4. Atel Kullanımına Ait Anket Sonuçları

Bireylerin %62,5'i üst ekstremitte atelini taktıktan sonra yürüyüş sırasında kendilerini emniyette hissetmemekte, düşme korkusu, atelin bir yere takılması ve kolun kısıtlanması gibi sebeplerle güven duygusunun azaldığını belirtmişlerdir. Bireylerin %62,5 atel ile vücutlarını rahat kullanmadıklarını; %42'si baş, boyun ve gövde hareketlerinin engellendiğini ifade etmişlerdir. Atelin vücutta fazladan bir ağırlık oluşturmasına %70 hayır cevabı verilirken, bireylerin %54'ü atel takılan kolu diğer koldan farklı hissettiklerini belirtmişlerdir.

Tablo 4.14. Atel kullanımına ait anket sonuçlarının yüzdeleri

Sorular	Evet(%)	Hayır(%)
Atel üzerinizde iken diğer kolunuzu ve vücudunuzu rahat kullanabiliyor musunuz?	37,5	62,5
Atel vücudunuzda fazladan ağırlık hissi veriyor mu?	30	70
Atel ile kolunuz sabitlendiğinde baş boyun ve gövde hareketlerini engelliyor mu?	58	42
Yürüyüş sırasında ve sonrasında atelin takıldığı kolu diğerinden farklı hissediyor musunuz?	54	46
Atel ile yürürken kendinizi güvende hissediyor musunuz?	37,5	62,5

5.TARTIŞMA

Sağlıklı bireylerde üst ekstremitenin farklı pozisyonlarda atel ile sabitlenmesinin yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerine etkisini araştıran çalışmamızın sonucunda, kol salınımının gerçekleştiği atelsiz yürüyüşe göre, sabitleme pozisyonundan bağımsız olarak tüm atel pozisyonlarında yürüyüş hızı, kadans, adım uzunluğu, adım genişliği ve tek bacak üzerinde durma sürelerinin etkilendiği belirlenmiştir. Kolun herhangi bir pozisyonda sabitlenmesi ile salınımın kısıtlanması yürüyüş asimetrisi ile sonuçlanmıştır.

Yürüyüş sırasında dominant tarafın dinamik dengenin devam ettirilmesindeki etkisi gösterildiğinden, çalışmamızda tüm bireylerin sağ dominant olması özelliği ile atel kullanılan tarafın etkisinden bağımsız olarak sonuçlar yorumlanmıştır (75).

5.1.Yürüyüş Hızı ve Kadans Değişimleri

Çalışmada atelin kullanıldığı tüm pozisyonlar, atelsiz yürüyüş ile kıyaslandığında yürüyüş hızının azaldığı ancak sadece kolun gövde yanında olduğu P1 ve P2 pozisyonlarında farklılığın ortaya çıkmasının klinik açıdan anlamlı bir değeri olmadığı düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda kolun gövde yanında sabitlendiği farklı pozisyonlarda kol salınımının kısıtlanmasının yürüyüşe etkileri benzer şekilde gösterilmiş olup (12, 32), omuzun abduksiyon pozisyonunda sabitlenmesinin yürüyüşe etkisini gösteren herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Atelin kullanıldığı her pozisyonda yürüyüş sırasında kadansın azaldığı görülmüştür. Atel kullanımı ile kolun sabitlenmesi, yürüyüşün ilerletilmesinde ve hızlanmasında etkili olan kol salınımının engellenmesine neden olmuş ve bu durumun yürüyüş hızı ve kadansın azalmasında etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Kolun sabitlenmesi ile ilgili yapılan diğer çalışmalarda da hızın ve kadansın benzer şekilde azaldığı gösterilmiştir (11, 12, 16, 35, 76). Atelin kullanıldığı tüm pozisyonlarda bireylerin büyük çoğunluğunun kendilerini rahat ve güvende

hissetmemelerinin de, yürüyüş hızı ve kadansın azalmasında etkili bir faktör olabileceği düşünülmektedir.

Yürüyüş sırasında üst ekstremitenin salınımının kısıtlanması ile yürüyüş hızının ve kadansın azalmasının olası sebepleri arasında;

- Alt ve üst ekstremiteler arası koordinasyonun azalması,
- Atellerin üst ekstremitayı gövdeye tespit etmesi nedeniyle üst gövde ve omuz kuşağının hareketlerinin azalması,
- Yürüyüş stabilitesinin azalması,
- Yürüyüş sırasında denge kayıplarını en aza indirmek amacıyla kompensatuar durumların gelişmesi de sayılabilir (9, 12, 33, 35, 77, 78).

Hastalık durumlarında yapılan çalışmalarda da kol salınımının hastalığa bağlı olarak azalmasının, yürüyüş üzerindeki etkisi, hızın ve kadansın azalması yönündedir. Parkinson, serebral palsi ve hemiplejide bu konuya yönelik yapılan çalışmalar ile yürüyüş hızının ve kadansın kol hareketlerinin azalmasıyla azaldığı gösterilmiştir (78, 79). Ancak, bu çalışmalar üst ekstremitenin ile birlikte alt ekstremitenin de etkilendiği hastalık gruplarında gerçekleştirilmiş olup yürüyüş hızı ve kadansın azalmasında tek başına üst ekstremitenin etkili olduğunu söylemek mümkün değildir. İzole üst ekstremitenin etkilenimi olan ve kol salınımının azaldığı hastalıklardaki yürüyüş hızı ve kadansın araştırıldığı çalışmalar yetersizdir. Çalışmamız simülasyon ile sadece bir üst ekstremitenin etkilenimi ve kol salınımının kısıtlanmasının yürüyüş etkilerinin gösterildiği bir çalışma olması açısından önem taşımaktadır.

Çalışmamızda 4 farklı atel pozisyonu arasında yürüyüş hızında ve kadansta anlamlı bir fark bulunmamıştır. Kolun sabitlendiği abduksiyon ve adduksiyon pozisyonları arasında yürüyüş hızı ve kadansın farklı olmamasının, frontal düzlemde ağırlık merkezindeki yer değişiminin gövde tarafından ayarlanması ile ilgili olduğu düşünülmektedir(80). Yapılan bir çalışma ile yürüyüş hızı ve kadansın sagittal düzlemdeki yer değiştirmelerden daha çok etkilendiği gösterilmiştir (35). Çalışmamızda da frontal düzlemdeki farklı kol sabitlenme pozisyonlarının yürüyüş

hızı ve kadans açısından fark yaratmadığı düşünülmektedir. Frontal düzlemde değişen kol pozisyonlarının yürüyüş sırasında hangi mekanizmalar ile kompanse edildiğinin belirlenmesi için internal kuvvetler ve kinematikler açısından alt ekstremiteler, gövde ve pelvisin de değerlendirileceği ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Dreyfuss ve arkadaşları sağlıklı bireylerde, üst ekstremitede 3 farklı pozisyonda alçı uygulaması ile hareketlerin engellendiği durumda ve normal yürüyüş sırasında hız ve kadans açısından farklılık bulamamışlardır (38). Sağlıklı bireylerde benzer şekilde kolun atel ile 4 farklı pozisyonda sabitlenmesi ile gerçekleştirilen çalışmamızda ise yürüyüş sırasında hızın ve kadansın azaldığı belirlenmiştir. Benzer gruplarda ve benzer yöntem ile yapılan bu 2 çalışmanın sonuçlarındaki farklılığın sabitlemenin içerdiği eklemler ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Dreyfuss ve arkadaşlarının çalışmasında alçı uygulaması dirseğin üzerine kadar yapılmış ve omuz eklemi serbest bırakılmıştır. Kol salınımı büyük oranda omuz eklemindeki hareketler ile gerçekleşmekte olup, alçı uygulaması ile dirseğin üstüne kadar çıkılması ve omuzun serbest olması kol salınımının kısıtlanması açısından çalışmamızla benzer özellik göstermediğinden, yürüyüş hızı ve kadans açısından da etkilerin benzer olmaması beklenen bir sonuçtur.

Sağlıklı bireylerde simülasyon ile oluşturulan dirsek eklem kontraktürünün yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerine etkisini inceleyen bir başka çalışmada ise dirsek eklemi, atel ile 4 farklı açıda sabitlenmiş ve normal yürüyüşle kıyaslanmıştır. Çalışmanın sonucunda dirsek ekleminin yürüyüş sırasında sabitlendiği pozisyonlardaki yürüyüş hızının, normal yürüyüşe göre azaldığı; dirseğin sabitlendiği pozisyonlar kendi aralarında karşılaştırıldığında ise yürüyüş hızları arasında fark olmadığı belirtilmiştir (21). Çalışmamızda hem omzun hem de dirseğin sabitlenmesi ile yürüyüş hızı ve kadansta azalma görüldüğü bahsedilen çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Çalışmamız ile atelsiz ve tüm atel pozisyonlarında bireylerin yürüyüş hızının normal sınırlarda olduğu görülmüş ve (42) omuz ekleminin iç ve dış rotasyonunda atel ile sabitlendiği pozisyonlar arasında yürüyüş hızı ve kadans açısından anlamlı bir fark olmadığı belirlenmiştir. Yapılan çalışmalarda ise kolun rotasyonel hareketlerinin, normal yürüyüş sırasında pelvisin rotasyonuna ters yönde olduğu ve yürüyüş stabilizasyonunu arttırdığı gösterilmiştir. Bununla beraber yürüyüş hızı ile kolun rotasyonel hareketleri arasındaki ilişki net değildir (81, 82). Pontzer ve arkadaşları bireylerin yürüyüşten koşuya geçtiklerinde omuzda ve kolda rotasyonun arttığını ifade etmişlerdir (10). Bu sonuçlara göre düşük ya da normal hızlar, omuz ve koldaki rotasyonları etkilemez iken yüksek hızlarda kolun rotasyonel hareketleri artabilir. Çalışmamızda atel uygulaması ile rotasyonel hareketler engellenmiştir. Atelsiz yürüyüşe göre atel pozisyonlarında hızın azalmasında rotasyonel hareketlerin engellenmesinin de rolü olduğu söylenebilir. Yapılan bir başka çalışmada ise serbest yürüyüşte kol salınım genişliğinin artması ile yürüyüş hızının arttığı gösterilmiş olup, kol salınım genişliğinin tam olarak kısıtlandığı çalışmamızda yürüyüş hızında azalma olması Bruijin ve arkadaşlarının sonuçları ile benzerlik göstermektedir (35).

Çalışmamızda yürüyüş hızının kol salınımının kısıtlandığı tüm atel pozisyonlarında atelsiz pozisyonlara göre azalmış olmasına rağmen normal sınırlarda olduğu belirlenmiştir (8, 33).

5.2.Adım Uzunluğu ve Çift Adım Uzunluğundaki Değişimler

Adım uzunluğu ve çift adım uzunluğunun atelli durumlarda atelin pozisyonuna bakılmaksızın azaldığı ancak özellikle P1 ve P2 pozisyonlarında iki taraf adım uzunluğunda, P3 pozisyonunda ise sol adım uzunluğundaki azalmanın istatistiksel olarak atelsiz yürüyüşe göre anlamlı olduğu bulundu. Yürüyüş sırasında kolun maksimum fleksiyona ilerlemesiyle beraber, karşı alt ekstremitede de topuk vuruşunu gerçekleştirmek üzere ilerletilmektedir(47). Üst ve alt ekstremitede eş zamanlı olarak gerçekleşen bu hareketin, atel kullanımı ile üst ekstremitede yerine getirilememesi, karşı alt ekstremitenin de öne doğru salınımının yetersizliği ile sonuçlanmış ve adım uzunlukları azalmıştır. Literatürde benzer şekilde yürüyüşte

kolun kısıtlanması ile adım uzunlukları arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalara göre kol salınımı azaldıkça adım uzunluklarının da azaldığı belirlenmiştir(9, 16, 32, 33, 35). Çalışmamızın sonuçları bu bulgularla uyumlu olup özellikle omuz addüksiyonda ve iç rotasyonda kolun atellenmesi ile, yürüyüşün her iki taraf adım uzunluğu ve çift adım uzunluğunda azalma gerçekleştiği gösterilmiştir. Kolun gövdeye daha yakın tespiti, omuz eklemine öne protrakte olması ve üst ekstremitenin yükünün baş/boyundan taşınması, üst gövde ve pelvis arasındaki zıt rotasyonu ve vertikal momentleri azaltabilir (10, 44, 83). Çalışmamızda da atel kullanımı ile gövde ve pelvisteki hareketlerin azaldığı düşünülerek adım uzunluğunun azalması yönünde etki yarattığı söylenebilir.

Koşu sırasında tek taraflı kol kısıtlaması ile yaralanma riski arasındaki ilişkiyi inceleyen bir çalışmada, adım uzunluklarının kısaldığı kaydedilmiş ve kolun sabitlenmesinin diz yaralanma riskini arttırdığı tespit edilmiştir. Bireyler yaralanma riskini azaltmak için destek yüzeyini genişleterek ve alt ekstremiteye daha fazla yük aktararak adım uzunluklarını ve yürüyüş hızını azaltırken, adım genişliklerini arttırmışlardır (84). Yaptığımız çalışmada da atel kullanımı ile bireylerin çoğunun gövde ve karşı kolu kullanmakta güçlük çekmelerinin ve güvensizlik hissetmelerinin adım uzunluğu ve adım genişliğinde değişime neden olduğu ve oluşan bu kompensatuar mekanizmalar ile yaralanma risklerinin azaltıldığı düşünülmektedir.

5.3. Adım Genişliği, Tek Bacak Üzerinde Durma Süresi ve Ayak Açısı Değişimleri

Çalışmamızda normal yürüyüş ile bazı atel pozisyonlarında yürüyüş arasında atelin kullanıldığı tarafta tek bacak üzerinde durma süresi ve ayak açısında ve karşı taraf adım genişliğinde anlamlı bir değişim olduğu belirlendi. Bu değişimin tek bacak üzerinde durma süresi açısından P2 ve P3'ten kaynaklandığı, adım genişliği ve ayak açısı açısından ise P4 pozisyonundan kaynaklandığı görülmektedir. Adım genişliği ve ayak açısı açısından P4'te yaratılan etki; diğer atel pozisyonlarına göre vücut ağırlık merkezinin sağa ve yukarı doğru en fazla yer değiştirdiği pozisyon olması nedeniyle dengenin daha fazla etkilendiği pozisyonudur. Normal denge

durumunun bu şekilde değişmesi yürüyüş sırasında atelin kullanıldığı ekstremitenin karşı tarafındaki alt ekstremitede adım genişliğinin arttırılması ve aynı tarafta ayak açısının artırılması ile kompanse edilerek denge tekrar sağlanmıştır. Tüm atel pozisyonlarında atelin kullanıldığı tarafta duruş fazı süresi artış göstermekte ancak P2 ve P3 pozisyonlarında fark dikkat çekmektedir. Ancak klinik açıdan atellemenin her iki tarafta duruş süresinde benzer etkiler oluşturduğu söylenebilir. Bu pozisyonlara ait farklılıkların atelin ağırlığından, unilateral kullanımdan ya da gövde-alt ekstremitede meydana gelen kompensatuar durumlardan ne ölçüde etkilendiğini gösterebilmek için farklı değerlendirmeler ve kinetik-kinematik ölçümlerin yapılması gerektiği düşünölmektedir.

Bu çalışma ile kol salınımının kısıtlanması sonucunda yürüyüş sırasında oluşabilecek denge ve stabilizasyon kayıpları adım uzunluklarının azalması, adım genişliği ve ayak açılarının ise artması ile kompanse edilmiştir. Literatürde kol salınımlarının dengeyi etkilediğine ve yürüyüş stabilitesini arttırdığına yönelik çalışmalar mevcuttur (35, 85). McAndrew ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada adım genişliğindeki azalma sonucu yürüyüşte medio-lateral ve antero-posterior yönde stabilizasyonun azaldığını gösterilmiştir (86). Bu doğrultuda stabilizasyonun artırılması amacıyla çalışmamızda adım genişliği artırılmıştır.

Sağ-sol adım genişliği normal yürüyüşte asimetriktir (87) ve dengenin devam ettirilebilmesi için ağırlık merkezi adım genişliğinin oluşturduğu destek yüzeyi içinde olmalıdır. Yürüyüş hızı artığında özellikle koşu sırasında adım genişliği sıfıra iner ve çift destek fazları görülmez (42). Adım genişliği ve kol salınımları arasındaki ilişkiyi inceleyen bir çalışmada koşu sırasında lateral dengenin sağlanması ve enerji harcanmasının minimize edilmesi için adım genişliğinin ve kol salınımının uyum içinde olduğunu göstermiş ve koşu sırasında kol salınımı artışının lateral denge için önemli olduğunu vurgulamıştır (80). Çalışmamızda dengenin devamlılığını sağlamak ve kol salınımının kısıtlanması ile stabilizasyon etkisinin azalmasını kompanse etmek amacıyla adım genişliği artmış olabilir.

5.4.Yürüyüş Asimetrisi

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar atel kullanımı ile yürüyüş asimetrisi geliştiğini göstermektedir. Tüm atel pozisyonlarında yaklaşık olarak sağ-sol adım uzunlukları arasında 2-4 cm fark bulunmuştur. Sağlıklı bireylerden elde ettiğimiz bu fark az görülse de yaşla beraber patolojilerin varlığında artması muhtemeldir (88-90).

Atel ağırlığının vücut ağırlığının %1-2'sinden az olması durumunda yürüyüşte asimetrisi oluşturma ihtimalinin düşük olduğu belirlenmiştir (41, 91). Çalışmamızda kullanılan atel ağırlığının % 2'den az olduğu, ancak tüm atel pozisyonlarında yürüyüş asimetrisinin geliştiği belirlenmiştir. Ağırlıkla ilgili yapılan çalışmalarda ağırlığın taşınması sırasında yürüyüş ile ilgili değerlendirmeler yapılmış olup hareketlerde herhangi bir kısıtlamanın olmaması çalışmamızda daha az ağırlıkla ancak hareketin kısıtlandığı durumda yürüyüşte asimetri görülmesini açıklamaktadır. Ayrıca atel kullanımı ile kişide ağırlık ile ilgili yakınmaların yanı sıra güvensizlik hissi, atelin vücut hareketlerini engellemesi ve o kısmı farklı hissetmesi ile ilgili geri bildirimlerin yürüyüşte daha çok etkili olduğu düşünülmektedir. Sonuç olarak ağırlıktan çok pozisyonlama ve hareketlerin kısıtlanmasının yürüyüşte etkili olduğu söylenebilir.

Kolun sabitlenmesi ile tek taraflı kol salınımının kısıtlanmasının gövdede yarattığı asimetri, ekstremiteler arası koordinasyonun azalması, sagittal düzlemde ağırlık merkezinin düzensiz hareketi, pelvisteki rotasyonların yetersizliği ve üst ekstremitte, skapula ve omurga hareketlerinde azalan ve değişen proprioseptif girdi yürüyüş asimetrisinin nedenini açıklayabilir (32, 46, 58, 92).

Atelin kısa süreli kullanımının bireylerde kompensatuar mekanizmalarla adım genişliğinde anlamlı değişim oluşturmaları sağlıklı bireylerde bir atel ile yürüyüş adaptasyonunun veya asimetrinin kısa sürede geliştiğini göstermektedir. Kısa süreli atel kullanımında yürüyüş asimetrisi klinik açıdan etkin biçimde görülmemesine karşın atelin kullanıldığı uzun dönem patolojilerde yürüyüşü ve diğer günlük aktiviteleri olumsuz etkileyebilir. Benzer olarak yürüyüş asimetrisi görülen total

kalça replasmanlı hastalarda fonksiyonel iyileşmeler operasyon sonrası 3. ayda görülürken, yürüyüş simetrisindeki ve yürüyüş hızındaki düzelmeler 6-12. aya kadar net biçimde görülmemektedir (93). Bu noktada üst ekstremitte atelinin uzun süre kullanımı üst ekstremitede meydana getirdiği komplikasyonların yanı sıra vücutta da olumsuz değişimler oluşturabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızda atel kullanımı ile kolun sabitlendiği tüm pozisyonlarda yürüyüş parametrelerinin değiştiği görüldü. Sağlıklı bireylerde kısa süreli atel kullanımına rağmen bu değişimlerin görülmesi kol salınımının yürüyüş için önemli olduğunu göstermektedir. Klinikte üst ekstremitenin atellenmesi sırasında ve atelleme sonrası hastalar ve yaşlılar yürüyüşte oluşabilecek değişimler konusunda bilgilendirilebilir, atel kullanımı sonlandırıldıktan sonra tedavi programlarına kol salınımı ile yürüyüş egzersizleri dahil edilebilir. Ayrıca çalışmamız kol salınımının yürüyüş sırasında önemli olduğunu vurgulamaktadır. Parkinson, Multiple Skleroz, inme gibi nörolojik problemlerde ve yaşla pozisyon gözetmeksizin kol salınımının azalması ve buna bağlı olarak da yürüyüşün değişmesi tedavilerde dikkat edilmesi gereken unsurlardan biri olabilir. Fizyoterapistlerin fizyoterapi ve rehabilitasyon uygulamalarında kol salınımına etkin şekilde yer vermeleri, yürüyüşe olumlu katkı sağlayacaktır.

6. LİMİTASYONLAR

Patolojilere göre atel kullanım süreleri değişim göstermektedir. Fizyolojik olarak iyileşme süreci kıstas alınırsa ateller aylar hatta yıllarca kullanılmakta ve vücutta meydana gelebilecek değişimler klinik açıdan gözle görülür hale gelebilmektedir. Çalışmamızda her pozisyon için atel ile yürüyüşün 5 dk sürmesi, klinik açıdan uzun dönem değişimlerin görülmesini engellemektedir.

Yürüyüş analizinin bireylerin doğal ortamında ve günlük yaşantısı sırasında yapılmaması, yürüyüş hızını ve diğer parametreleri etkilemiş olabilir.

Çalışmada atel kullanımında rahatlık, emniyet ve kolaylık açısından sorular sorulmuştur, ancak bu durumların daha net ortaya konması için genel geçerliliği ve güvenilirliği kanıtlanmış ölçekler kullanılması gerekmektedir.

7. SONUÇ ve ÖNERİLER

Üst ekstremite atelinin farklı pozisyonlarda kullanımının yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri üzerine etkilerini inceleyen çalışmamızda 5-10 dakika gibi kısa sürelerde oluşan kol salınım kısıtlamasının bireylerin yürüyüşlerine yansıdığı görülmüştür. Atel kullanım süresi etkinin sağlanmasında büyük öneme sahip olup 5 dakikadan 24 saate varan ve bazen aylar hatta yıllarca devam edebilen bir sürece sahip olabilir. Bu süreç, çalışmada elde ettiğimiz sonuçlara göre düşünüldüğünde sadece üst ekstremitenin değil tüm kas iskelet sisteminin etkileneceği öngörülmesi, buna göre atelleme öncesinde ve sonrasında rehabilitasyon sürecinde bireylere bu durum açıklanmalıdır. Uygun kompensasyon ile dengenin sağlanamaması durumunda düşmeler meydana gelebileceği ve atel kullanımı ile elde edilecek yarardan çok zararın göz önünde bulundurulmasının gerekliliği vurgulanmalıdır. Ayrıca atel kullanımı ile kişide yaratılan etkilerin anketler ile değerlendirilmesi ve elde edilen sonuçların yürüyüş analizi sonuçlarını destekler nitelikte olması klinikte ulaşılması kolay olan bu yöntemlerin atel kullanımındaki rahatlık ve yaratacağı etkiler konusunda yol gösterecektir.

Sağlıklı yetişkinlerde yaptığımız bu kurgusal gözlem çalışması ile patolojilere bağlı olarak ortez, kol askısı, splint, breys, atel gibi üst ekstremitenin sabit pozisyonlanmasını gerektiren yardımcı cihazların kullanılmasının vücutta bazı yeni adaptasyonlar geliştirerek yürüyüş parametrelerinde değişikliklere neden olacağı gösterilmiştir. Bu durum üst ekstremite atelinin kullanılması gereken hallerde, rehabilitasyon planı hazırlanma sürecinde göz önünde bulundurulmalıdır. Çalışmamız sağlıklı bireyler üzerinde gerçekleştirilmiş olup daha sonraki çalışmaların üst ekstremite hareketleri kısıtlı olan hastalarda sonuçların daha da netleşeceği düşünülmektedir.

Çalışmada sadece yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri kullanılmıştır. Video kayıt yöntemi ya da üç boyutlu yürüyüş analizi ile gövde, pelvis ve karşı üst ekstremitenin de kinematik ve kinetik analizlerinin incelenmesi atel kullanımı ile

oluşan problemleri ve nedenlerini daha net şekilde ortaya koyabilecek çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Çalışmanın sonuçları, klinik karar verme sürecinde patolojilere göre verilen üst ekstremitte atellerinin biyomekaniksel (yürüyüş parametreleri) ve kas-iskelet sisteminde değişimlere neden olabileceğinin dikkate alınması gerekliliğini göstermiştir. Bu çalışma, hastalarda ve yaşlılarda yapılacak daha sonraki çalışmalarla karşılaştırılması ve klinik açıdan değişimlerin gösterilmesi açısından önemlidir.

Elde edilen sonuçlar üst ekstremitte ve kol salınıminin yürüyüş parametrelerini nasıl etkilediğini göstermekte olup, yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerinde problemi olan bireylerde de kol salınımlarının değiştirilmesi yönündeki yaklaşımların kullanılması ile yürüyüş eğitimine katkı sağlanabileceği öngörülmektedir.

KAYNAKÇA

1. Çerezci Ö AY, Canbulat N, Güdemez E.(Ed.). El Rehabilitasyonu. 2013 ed. istanbul: Amerikan Hastanesi Yayınları, ; 2013 2013. 1-545 p.
2. Hatta T, Yamamoto N, Sano H, Itoi E. Comfort and acceptability of various immobilization positions using a shoulder external rotation and abduction brace. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association.* 2017;22(2):285-8.
3. Fusaro I, Orsini S, Sforza T, Rotini R, Benedetti MG. The use of braces in the rehabilitation treatment of the post-traumatic elbow. *Joints.* 2014;2(2):81-6.
4. Fayad F, Hanneton S, Lefevre-Colau MM, Poiraudau S, Revel M, Roby-Brami A. The trunk as a part of the kinematic chain for arm elevation in healthy subjects and in patients with frozen shoulder. *Brain research.* 2008;1191:107-15.
5. Whittle MW. Chapter 2 - Normal gait. *Gait Analysis (Fourth Edition).* Edinburgh: Butterworth-Heinemann; 2007. p. 47-100.
6. Jacquelin Perry JMB. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Sports Science & Medicine.* 2010;9(2):353-.
7. McNeill Alexander R. Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *American journal of human biology : the official journal of the Human Biology Council.* 2002;14(5):641-8.
8. Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *Journal of biomechanics.* 2008;41(11):2575-80.
9. Ortega JD, Fehلمان LA, Farley CT. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *Journal of biomechanics.* 2008;41(16):3303-8.
10. Pontzer H, Holloway JHt, Raichlen DA, Lieberman DE. Control and function of arm swing in human walking and running. *The Journal of experimental biology.* 2009;212(Pt 4):523-34.

11. Wagenaar RC, van Emmerik RE. Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns. *Journal of biomechanics*. 2000;33(7):853-61.
12. Ford MP, Wagenaar RC, Newell KM. Arm constraint and walking in healthy adults. *Gait & posture*. 2007;26(1):135-41.
13. Kubo M, Ulrich B. A biomechanical analysis of the 'high guard' position of arms during walking in toddlers. *Infant behavior & development*. 2006;29(4):509-17.
14. Rietdyk S. Anticipatory locomotor adjustments of the trail limb during surface accommodation. *Gait & posture*. 23(3):268-72.
15. van der Krogt MM, Doorenbosch CA, Harlaar J. The effect of walking speed on hamstrings length and lengthening velocity in children with spastic cerebral palsy. *Gait & posture*. 2009;29(4):640-4.
16. Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings Biological sciences*. 2009;276(1673):3679-88.
17. Elftman H. Biomechanics of muscle with particular application to studies of gait. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1966;48(2):363-77.
18. Herr H, Popovic M. Angular momentum in human walking. *The Journal of experimental biology*. 2008;211(Pt 4):467-81.
19. Park J. Synthesis of natural arm swing motion in human bipedal walking. *Journal of biomechanics*. 2008;41(7):1417-26.
20. Kuhtz-Buschbeck JP, Jing B. Activity of upper limb muscles during human walking. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2012;22(2):199-206.
21. Trehan SK, Wolff AL, Gibbons M, Hillstrom HJ, Daluiski A. The effect of simulated elbow contracture on temporal and distance gait parameters. *Gait & posture*. 2015;41(3):791-4.
22. Chapter 1 - A History of Splinting A2 - Fess, Elaine Ewing. In: Gettle KS, Philips CA, Janson JR, editors. *Hand and Upper Extremity Splinting (Third Edition)*. Saint Louis: Mosby; 2005. p. 3-43.

23. Chapter 8 - Design Principles A2 - Fess, Elaine Ewing. In: Gettle KS, Philips CA, Janson JR, editors. *Hand and Upper Extremity Splinting (Third Edition)*. Saint Louis: Mosby; 2005. p. 210-36.
24. Wong SKM. Classification Of Hand Splinting. *Hand Surgery*. 2002;07(02):209-13.
25. Zacchilli MA, Owens BD. Epidemiology of shoulder dislocations presenting to emergency departments in the United States. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2010;92(3):542-9.
26. Miller BS, Sonnabend DH, Hatrick C, O'Leary S, Goldberg J, Harper W, et al. Should acute anterior dislocations of the shoulder be immobilized in external rotation? A cadaveric study. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2004;13(6):589-92.
27. Hart WJ, Kelly CP. Arthroscopic observation of capsulolabral reduction after shoulder dislocation. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2005;14(2):134-7.
28. Longo UG, Loppini M, Rizzello G, Ciuffreda M, Maffulli N, Denaro V. Management of primary acute anterior shoulder dislocation: systematic review and quantitative synthesis of the literature. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*. 2014;30(4):506-22.
29. Itoi E, Kitamura T, Hitachi S, Hatta T, Yamamoto N, Sano H. Arm Abduction Provides a Better Reduction of the Bankart Lesion During Immobilization in External Rotation After an Initial Shoulder Dislocation. *The American journal of sports medicine*. 2015;43(7):1731-6.
30. Yüçetürk A. EMG problems in the preoperative evaluation of obstetrical brachial plexus. *Turkish J Hand and Microsurgery*. 1996;4(5):21-4.
31. Itoi E, Sashi R, Minagawa H, Shimizu T, Wakabayashi I, Sato K. Position of immobilization after dislocation of the glenohumeral joint. A study with use of magnetic resonance imaging. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2001;83-A(5):661-7.

32. Meyns P, Bruijn SM, Duysens J. The how and why of arm swing during human walking. *Gait & posture*. 2013;38(4):555-62.
33. Eke-Okoro ST, Gregoric M, Larsson LE. Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase. *Clinical biomechanics*. 1997;12(7-8):516-21.
34. Yizhar Z, Boulos S, Inbar O, Carmeli E. The effect of restricted arm swing on energy expenditure in healthy men. *International journal of rehabilitation research Internationale Zeitschrift fur Rehabilitationsforschung Revue internationale de recherches de readaptation*. 2009;32(2):115-23.
35. Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, van Dieen JH. The effects of arm swing on human gait stability. *The Journal of experimental biology*. 2010;213(Pt 23):3945-52.
36. Dedieu P, Zanone PG. Effects of gait pattern and arm swing on intergirdle coordination. *Human movement science*. 2012;31(3):660-71.
37. Hanada E, Kerrigan DC. Energy consumption during level walking with arm and knee immobilized. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001;82(9):1251-4.
38. Dreyfuss D, Elbaz A, Mor A, Segal G, Calif E. The effect of upper limb casting on gait pattern. *International journal of rehabilitation research Internationale Zeitschrift fur Rehabilitationsforschung Revue internationale de recherches de readaptation*. 2016;39(2):176-80.
39. DeVita P, Hong D, Hamill J. Effects of asymmetric load carrying on the biomechanics of walking. *Journal of biomechanics*. 1991;24(12):1119-29.
40. Zhang J, Zhang K, Feng J, Small M. Rhythmic Dynamics and Synchronization via Dimensionality Reduction: Application to Human Gait. *PLoS Computational Biology*. 2010;6(12):e1001033.
41. Nottrodt JW, Manley P. Acceptable loads and locomotor patterns selected in different carriage methods. *Ergonomics*. 1989;32(8):945-57.
42. Whittle MW. *Gait Analysis: An Introduction*: Elsevier Science; 2014.
43. Selim Yalçın; Nadire Berker GY. *Yürüme Analizi*. istanbul: 2001.

44. Li Y, Wang W, Crompton RH, Gunther MM. Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing. *The Journal of experimental biology*. 2001;204(Pt 1):47-58.
45. Balaban B. Yürüme Analizi: Temel Kavramlar Ve Uygulama. ankara: Güneş Kitapevi; 2009. 304-8 p.
46. Lamoth CJ, Beek PJ, Meijer OG. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait & posture*. 2002;16(2):101-14.
47. Ballesteros MLF, Buchthal F, Rosenfalck P. The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking. *Acta Physiologica*. 1965;63(3):296-310.
48. Zehr EP, Duysens J. Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *The Neuroscientist*. 2004;10(4):347-61.
49. Cole MJ, Durham S, Ewins D. An evaluation of patient perceptions to the value of the gait laboratory as part of the rehabilitation of primary lower limb amputees. *Prosthetics and orthotics international*. 2008;32(1):12-22.
50. Ülger Ö, Şener G, Bayramlar K, Topuz S. Thromboanjitis obliterans nedeni ile ampute olan hastalarda farklı fizyoterapi yaklaşımlarının karşılaştırılması. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*. 2011;22:65-73.
51. Del Pilar Duque Orozco M, Abousamra O, Church C, Lennon N, Henley J, Rogers KJ, et al. Reliability and validity of Edinburgh visual gait score as an evaluation tool for children with cerebral palsy. *Gait & posture*. 2016;49:14-8.
52. Lord S, Halligan P, Wade D. Visual gait analysis: The development of a clinical assessment and scale 1998. 107-19 p.
53. Harris GF, Wertsch JJ. Procedures for gait analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1994;75(2):216-25.
54. Türkiye Cumhuriyeti Milli Eğitim Bakanlığı TCME. Ortopedik Protez Ve Ortez Yürüme Analizi - 2. Ankara, 2011.
55. Hurkmans HL, Bussmann JB, Benda E, Verhaar JA, Stam HJ. Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. *Clinical biomechanics*. 2003;18(7):576-89.

56. Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. *Physical therapy*. 2000;80(4):399-409.
57. Gage JR. An overview of normal walking. *Instructional course lectures*. 1990;39:291-303.
58. Zehr EP, Duysens J. Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *The Neuroscientist : a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry*. 2004;10(4):347-61.
59. Punt M, Bruijn SM, Wittink H, van Dieen JH. Effect of arm swing strategy on local dynamic stability of human gait. *Gait & posture*. 2015;41(2):504-9.
60. GAGE JR, Deluca PA, Renshaw TS. *Gait Analysis: Principles and Applications. Emphasis on Its Use in Cerebral Palsy*. JBJS. 1995;77(10):1607-23.
61. Yavuzer G. Three-dimensional quantitative gait analysis.
62. Trimble MH, Koceja DM. Modulation of the triceps surae H-reflex with training. *The International journal of neuroscience*. 1994;76(3-4):293-303.
63. Springer BA, Marin R, Cyhan T, Roberts H, Gill NW. Normative Values for the Unipedal Stance Test with Eyes Open and Closed. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2007;30(1):8-15.
64. Magee DJ, Sahrman S, Moore KL. *Orthopedic physical assessment* 2nd ed. 1992.
65. Uzun S, Alpkaya U, Hayran O, Akarcay V. Yaşlıların Fiziksel Kapasitelerinin Ve Yaşam Kalitelerinin Değerlendirilmesi.
66. Saadet Otman NK. *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. Ankara: : Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları; 2015.
67. Barbieri FA, Santos PC, Lirani-Silva E, Vitorio R, Gobbi LT, van Dieen JH. Systematic review of the effects of fatigue on spatiotemporal gait parameters. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2013;26(2):125-31.
68. Otman AS DH, Sade A. *Egzersiz Tedavisinde Temel Prensipler ve Yöntemler*. Ankara: Sinem Offset Ltd; 1998.
69. Painter J. *Occupational Therapy Manual for Evaluation of Range of Motion and Muscle Strength: 589 pp., by Donna Latella and Catherine Meriano,*

- Softcover, ring bound, ISBN 0 7668 3627 4, 2003, Thomson, Delmar Learning, www.thomsonrights.com, \$76.95. Taylor & Francis; 2008.
70. Noble JW, Prentice SD. Adaptation to unilateral change in lower limb mechanical properties during human walking. *Experimental brain research*. 2006;169(4):482-95.
 71. Uysal* HH. Ortopedi ve Travmatolojide Ortez Kullanımı. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*. 2009;8(1-2):43-9.
 72. Magee DJ. *Orthopedic Physical Assessment*: Elsevier Health Sciences; 2013.
 73. Geoffrey C, Plous. US. RESEARCH RANDOMIZER 2017 [updated 2017]. şubat 27:[Available from: <https://www.randomizer.org/>].
 74. Hayran M. Sağlık araştırmaları için temel istatistik: Omega Araştırma; 2011.
 75. Shafeie M, Manifar S, Milosevic M, McConville KM. Arm movement effect on balance. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Annual Conference*. 2012;2012:4549-52.
 76. Mirelman A, Bernad-Elazari H, Nobel T, Thaler A, Peruzzi A, Plotnik M, et al. Effects of Aging on Arm Swing during Gait: The Role of Gait Speed and Dual Tasking. *PloS one*. 2015;10(8):e0136043.
 77. Stephenson JL, Lamontagne A, De Serres SJ. The coordination of upper and lower limb movements during gait in healthy and stroke individuals. *Gait & posture*. 2009;29(1):11-6.
 78. Behrman AL, Teitelbaum P, Cauraugh JH. Verbal instructional sets to normalise the temporal and spatial gait variables in Parkinson's disease. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*. 1998;65(4):580-2.
 79. Romkes J, Peeters W, Oosterom AM, Molenaar S, Bakels I, Brunner R. Evaluating upper body movements during gait in healthy children and children with diplegic cerebral palsy. *Journal of pediatric orthopedics Part B*. 2007;16(3):175-80.
 80. Arellano CJ, Kram R. The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. *Journal of biomechanics*. 2011;44(7):1291-5.

81. Frykberg GE, Johansson GM, Schelin L, Hager CK. The Arm Posture Score for assessing arm swing during gait: an evaluation of adding rotational components and the effect of different gait speeds. *Gait & posture*. 2014;40(1):64-9.
82. Bruijn SM, Meijer OG, van Dieen JH, Kingma I, Lamoth CJ. Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organisation of total body angular momentum. *Gait & posture*. 2008;27(3):455-62.
83. Son K, Park J, Park S. Kinematic Analysis of the Neck and Upper Extremities During Walking in Healthy Young Adults 2011. 305–12 p.
84. Agresta C, Ward CR, Wright WG, Tucker CA. The effect of unilateral arm swing motion on lower extremity running mechanics associated with injury risk. *Sports biomechanics*. 2017:1-10.
85. Pijnappels M, Kingma I, Wezenberg D, Reurink G, van Dieen JH. Armed against falls: the contribution of arm movements to balance recovery after tripping. *Experimental brain research*. 2010;201(4):689-99.
86. McAndrew Young PM, Dingwell JB. Voluntary changes in step width and step length during human walking affect dynamic margins of stability. *Gait & posture*. 2012;36(2):219-24.
87. Kuitz-Buschbeck JP, Brockmann K, Gilster R, Koch A, Stolze H. Asymmetry of arm-swing not related to handedness. *Gait & posture*. 2008;27(3):447-54.
88. Hirsch MA, Westhoff B, Toole T, Hauptenthal S, Krauspe R, Hefter H. Association between botulinum toxin injection into the arm and changes in gait in adults after stroke. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*. 2005;20(8):1014-20.
89. Esquenazi A, Mayer N, Garreta R. Influence of botulinum toxin type A treatment of elbow flexor spasticity on hemiparetic gait. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2008;87(4):305-10; quiz 11, 29.
90. Long JT, Groner JB, Eastwood DC, Dillingham TR, Grover P, Harris GF. Implications of Arm Restraint on Lower Extremity Kinetics During Gait. *Journal of Experimental & Clinical Medicine*. 2011;3(5):200-6.

91. Crowe A, Samson MM. 3-D analysis of gait: The effects upon symmetry of carrying a load in one hand. *Human movement science*. 1997;16(2):357-65.
92. Yang HS, Atkins LT, Jensen DB, James CR. Effects of constrained arm swing on vertical center of mass displacement during walking. *Gait & posture*. 2015;42(4):430-4.
93. Hodt-Billington C, Helbostad JL, Vervaat W, Rognsvag T, Moe-Nilssen R. Changes in gait symmetry, gait velocity and self-reported function following total hip replacement. *Journal of rehabilitation medicine*. 2011;43(9):787-93.

8-EKLER**Ek-1** Değerlendirme Formu**TARİH:**

Numarası:

Doğum Tarihi:

Cinsiyet:

Yaş:

Dominant Ekstremitte:

Eğitim

Durumu:

Meslek:

Medeni Durum:

Özgeçmiş:

Soy geçmiş:

Boy Uzunluğu-Vücut Ağırlığının Ölçümü ve Vücut kütleli İndeksinin Hesaplanması:

Boy Uzunluğu:

Vücut Ağırlığı:

Vücut kütleli İndeksi

Bacak Uzunluğunun Ölçümü:

Sağ Bacak uzunluğu:

Sol Bacak uzunluğu:

Asimetri:

4. Eklem Hareket Açıklığının Değerlendirilmesi:			
OMUZ	Fleksiyon		
	Abduksiyon		
	Adduksiyon		
	Ekstansiyon		
	İnt. Rotasyon		
	Ext. Rotasyon		
DİRS EK	Eks.-Fleksiyon		
ÖNKOL-EL BİLEĞİ	Süpinasyon		
	Pronasyon		
	Fleksiyon		
	Ekstansiyon		
	Parmak Fleksiyonu		
	Parmak Ekstansiyonu		
KALÇA	Fleksiyon		
	Ekstansiyon		
	Abduksiyon		
	Adduksiyon		
	İnt. Rotasyon		
	Ext. Rotasyon		
DİZ	Eks.-Fleksiyon		
AYAK BİLEĞİ	Eversiyon		
	İnversiyon		
	Fleksiyon		
	Ekstansiyon		

	Parmak Fleksiyonu		
	Parmak Ekstansiyonu		

Yorgunluk Ölçeği:

Ek 4. Modifiye Borg Skalası

- 0 : Yorgunluk yok
0.5: Çok çok hafif
1: Çok hafif
2: Hafif
3: Orta
4: Biraz şiddetli
5: Şiddetli
6:
7: Çok şiddetli
8:
9: Çok çok şiddetli
10: Maksimal

Üst ve Alt Ekstremitte Kas kuvveti değerlendirilmesi:

Gross Kas Kuvveti	Üst		Alt	
Fleksiyon- ekstansiyon				
Abdüksiyon- addüksiyon				

Ağrı Değerlendirilmesi:

İstirahatte **0** _____ **10**

Aktivitede **0** _____ **10**

Denge Değerlendirmesi:

Tek Ayak Üzerinde Durma Testi: sağ sol..... (süre: sn
cinsinden)

Test sırasında gözlenen durumlar (aşırı salınım, denge kaybı veya test esnasında
adımlama varsa not edilmelidir.)

Ek-2 New York Gözlemsel Postür Değerlendirme Testi

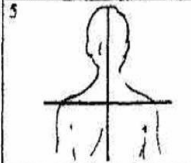
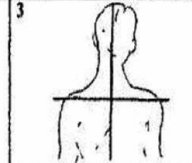
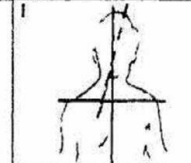
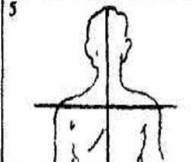
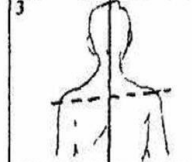
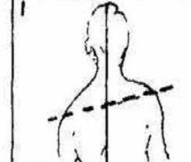
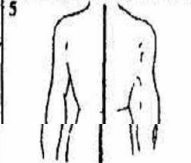
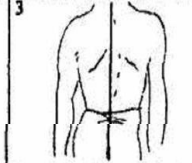
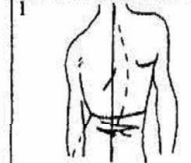
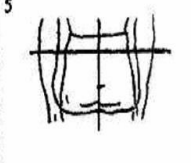
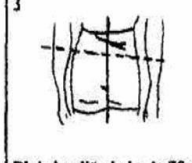
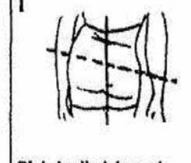
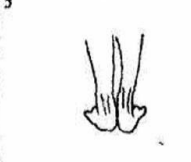
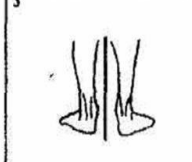

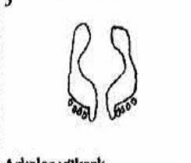

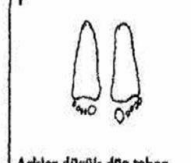
NEW YORK POSTÜR DEĞERLENDİRME TESTİ

Adı Soyadı:

TARİH:

Yaş:

Cins:

	5	3	1	1.	2.	3.
A	 Baş dik gravite hattı direk merkezden geçiyor	 Baş hafifçe yana eğilmiş veya dönmüş	 Baş ileri derecede yana eğilmiş veya dönmüş			
B	 Omuzlar yere paralel	 Bir omuz diğerinden hafifçe yukarıda	 Bir omuz diğerinden ileri derecede yukarıda			
C	 Omurga düz	 Omurga hafif yana eğilmiş	 Omurga ileri derecede eğilmiş			
D	 Kalçalar yere paralel	 Bir kalça diğerinden hafifçe yukarıda	 Bir kalça ileri derecede diğerinden yukarıda			
E	 Ayaklar düz	 Ayaklar dışarıya dönük	 Ayaklar pronasyonda			
F	 Arkalar yüksek	 Arkalar hafif düşük	 Arkalar düşük düz taban			
	5 normal	3 orta seviyede	1 ileri seviyede			
	Birinci sayfa toplamı					

Diz
varus
valgus

BİRİNCİ SAYFA TOPLAMI

--	--	--

G



5
Boyun dik çene
içerde, baş omuz
üstünde dengede



3
Boyun hafif
önde çene
hafif dışarıda



1
Boyun ileri
derecede önde
çene ileri dere-
cede dışarıda

H



5
Göğüs yukarda
sternum vücut
önünde ilerde



3
Göğüs hafif
derecede
çökmüş



1
Göğüs ileri dere-
cede çökmüş
(düz)

I



5
Omuzlar
merkezde



3
Omuzlar hafif
ilerde



1
Omuzlar
protrakte

J



5
Üst sırt
normal

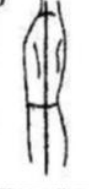


3
Üst sırt hafif
yuvarlak



1
Üst sırt ileri dere-
cede yuvarlak

K



5
Gövde dik



3
Gövde hafif
geriye açılı



1
Gövde geriye ileri
derecede açılmış

L



5
Karın düz



3
Karın
protrakte



1
Karın protrakte
ve sarkmış

M



5
Alt sırt
normal



3
Alt sırt hafif
çukur



1
Alt sırt ileri
derecede çukur

Diz
rekurvatam

5 normal 3 orta seviyede 1 ileri seviyede

1. Eğer sol kolondaki açıklamaya uygun ise 5 puan

2. Eğer orta kolondaki açıklamaya uygun ise 3 puan

3. Eğer sağ kolondaki açıklamaya uygun ise 1 puan ekleyin.

TOPLAM
SKOR

	1.	2.	3.
G			
H			
I			
J			
K			
L			
M			
Diz rekurvatam			

Yürüyüş Değerlendirmesi:

Randomizasyon sıralaması:

--	--	--	--	--

	Sağ	Sol
Yürüyüş hızı (cm/s)		
Kadans (adım/s)		
Adım uzunluğu (cm)		
Çift Adım uzunluğu (cm)		
Adım genişliği (cm)		
Tek bacak üzerinde durma süresi (sn)		
Ayak açısı		

Değerlendirme sonrası atel kullanımına dair sorular

- Atel üzerinizde iken diğer kolunuzu ve vücudunuzu rahat kullanabiliyor musunuz? Evet /Hayır
- Atel vücudunuzda fazladan ağırlık hissi veriyor mu? Evet/ Hayır
- Atel ile kolunuz sabitlendiğinde baş, boyun ve gövde hareketleriniz engelleniyor mu? Evet/ Hayır
- Yürüyüş sırasında ve sonrasında atelin takıldığı kolu diğerinden farklı hissediyor musunuz? Evet/ Hayır
- Atel ile yürürken kendinizi güvende hissediyor musunuz? Evet /Hayır

Ek-3: Aydınlatılmış Onam Formu

ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

Fizyoterapistin Açıklaması

Sevgili katılımcı kol pozisyonlarının yürüyüşe etkisi ile ilgili yeni bir araştırma yapmaktayız. Araştırmanın ismi “Üst Ekstremitte Atelinin Farklı Pozisyonlardaki Kullanımının Yürüyüşün Zaman Mesafe Karakteristiklerine Etkisi”dir.

Sizin de bu araştırmaya katılmanızı öneriyoruz. Ancak hemen söyleyelim ki bu araştırmaya katılıp katılmamakta serbestsiniz. Çalışmaya katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Kararınızdan önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra araştırmaya katılmak isterseniz formu imzalayınız.

Bu araştırmayı yapmak istememizin nedeni farklı kol pozisyonlarındaki yürüyüş parametrelerinin araştırılmasıdır. Hacettepe Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Protez-Ortez Ünitesi’nde gerçekleştirilecek bu çalışmaya katılımınız araştırmanın başarısı için önemlidir.

Eğer araştırmaya katılmayı kabul ederseniz Fzt. Tanju Bahrilli tarafından değerlendirileceksiniz ve bulgularınız kaydedilecektir. Değerlendirme sonucunda fizyoterapistiniz uygun görürse farklı kol pozisyonlarında yürüyüş değerlendirmeleri gerçekleştirilecektir.

Bu çalışma dâhilinde ilk olarak demografik bilgileriniz (yaş, cinsiyet, eğitim düzeyi, meslek vb.) özgeçmiş-soy geçmiş bilgileriniz kaydedilecektir. Ardından boy ve vücut ağırlığının ölçümü ve vücut kütlesi indeksinin hesaplanması, bacak uzunluğu gibi genel fiziksel durumunuzu değerlendiren fizyoterapi yöntemleri kullanılacaktır. Yürüyüş analizi öncesi ağrı ve yorgunluğunuzun olup olmadığını ölçmek için ağrı ve yorgunluk değerlendirme yöntemi kullanılacaktır. Hareketsiz durumda tek ayak üzerinde dik dururken dengenizi sağlayıp sağlayamadığınızı kontrolü için gözlerinizi kapatarak 30 sn boyunca ayakta durmanızı gerektiren bir teste tabi tutulacaksınız, vücut postürünüzü değerlendirecek bir gözlemsel analiz testi yapılacak ve yürüyüşünüze ait zaman mesafe karakteristiklerinin değerlendirilmesinde bilgisayarlı yürüyüş yolu üzerinde yürümeniz istenecektir. Tüm değerlendirmeler yaklaşık 1 saat sürecektir. Yapılan uygulamaların eğitim materyali olarak kullanılabilmesi için fotoğraf çekimi yapılacaktır. Fotoğrafın kullanımı sırasında kimliğiniz gizlenecektir.

Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size ek bir ödeme de yapılmayacaktır. Sizinle ilgili bilgiler gizli tutulacak, ancak çalışmanın kalitesini denetleyen görevliler, etik kurullar ya da resmi makamlarca gereği halinde incelenebilecektir.

Bu çalışmaya katılmayı reddedebilirsiniz. Bu araştırmaya katılmak tamamen isteğe bağlıdır ve reddettiğiniz takdirde herhangi bir değişiklik olmayacaktır. Yine çalışmanın herhangi bir aşamasında onayınızı çekmek hakkına da sahipsiniz.

Katılımcının/Hastanın Beyanı

Doç. Dr. Semra TOPUZ ve Fzt. Tanju BAHRİLLİ tarafından “Üst Ekstremitte Atelinin Farklı Pozisyonlardaki Kullanımının Yürüyüşün Zaman Mesafe Karakteristiklerine Etkisi”

planlanan çalışma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya katılımcı olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya dahil olursam fizyoterapist ile aramızda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük bir özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Çalışmanın yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemin uygun olacağını bilincindeyim). Ayrıca araştırmacı tarafından araştırma dışı tutulabilirim. Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

Araştırma sırasında bir sorun ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Fzt. Tanju BAHRİLLİ'yi 05347465181 ve Doç. Dr. Fzt. Semra TOPUZ'u 05055800590 nolu numaralardan 24 saat arayabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumumum tıbbi bakımına ve fizyoterapist ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırmada "katılımcı" olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kâğıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı fizyoterapist	Görüşme tanığı	Görüşmeyi yapan
Adı, soyadı:	Adı, soyadı:	Adı,
soyadı:		
Adres:	Adres:	Adres:
Tel:	Tel:	Tel:
İmza:	İmza:	İmza:

EK-4: Tez Etik Kurul Onayı

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

Sayı : 16969557 - 1168

Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 24 AĞUSTOS 2017 PERŞEMBE
Toplantı No : 2017/19
Proje No : GO 17/625 (Değerlendirme Tarihi: 12.07.2017)
Karar No : GO 17/625- 29

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyelerinden Doç. Dr. Semra TOPUZ' un sorumlu araştırmacı olduğu ve Fzt. Tanju BAHİLLİ' nin yüksek lisans tezi olan, GO 17/625 kayıt numaralı, "**Üst Ekstremitte Atelinin Farklı Pozisyonlardaki Kullanımının Yürüyüşün Zaman Mesafe Karakteristiklerine Etkisi**" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | |
|---|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten AKARSU (Başkan) | 10 Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU (Üye) |
| İZİNLİ | |
| 2. Prof. Dr. Sevda F. MÜFTÜOĞLU (Üye) | 11 Yrd. Doç. Dr. Özay GÖKÖZ (Üye) |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım SARA (Üye) | 12. Doç. Dr. Gözde GİRGİN (Üye) |
| 4. Prof. Dr. Necdet SAĞLAM (Üye) | 13. Doç. Dr. Fatma Visal OKUR (Üye) |
| İZİNLİ | |
| 5. Prof. Dr. Hatice Doğan BUZOĞLU (Üye) | 14. Doç. Dr. Can Ebru KURT (Üye) |
| İZİNLİ | |
| 6. Prof. Dr. R. Köksal ÖZGÜL (Üye) | 15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev TURNAGÖL (Üye) |
| 7. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN (Üye) | 16. Öğr. Gör. Dr. Müge DEMİR (Üye) |
| İZİNLİ | |
| 8. Prof. Dr. Elmas Ebru YALÇIN (Üye) | 17. Öğr. Gör. Dr. Meltem ŞENGELİN (Üye) |
| 9. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEL (Üye) | 18. Av. Meltem ONURLU (Üye) |

9. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

ADI, SOYADI:	Tanju BAHRİLLİ
DOĞUM TARİHİ ve YERİ:	07.11.1988 / Altındağ
YAZIŞMA ADRESİ: Paşabayır Mh. 1008. Sk. Pk:10200 Bandırma/BALIKESİR	
TELEFON: 5347465181	
E-MAIL: tanjubahrilli@gmail.com	

2. EĞİTİM

YILI	DERECESİ	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
2008-2013	LİSANS	HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ	FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON
2015-	YÜKSEK LİSANS	HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ	FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON

3. MESLEKİ DENEYİM:

YILI	İŞ YERİ
2013-2014	Lokman Hekim Özel Hastanesi
2014-2015	Özel Halide Ballı Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi
2015-Halen Devam Ediyor.	Özel Yeni Hayat Özel Eğitim Rehabilitasyon Merkezi

4. BİLİMSEL FAALİYETLER

- **Ulusal Bildiriler**
- Tanju BAHRİLLİ, Semra TOPUZ. **Üst ekstremitte salınımı kısıtlanmasının yürüyüş zaman mesafe karakteristiklerine etkisi, *Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi 2017; 28(3);15***

- Tanju BAHİİLLİ, Mustafa Cem TÜRKMEN, Semra TOPUZ. **Sağlıklı gençlerde kuadriceps ve triceps surae akut kas yorgunluğunun yürüyüş kinematiklerine etkisi**, *Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi* **2017**; **28(3)**;17-18
- Mustafa Cem TÜRKMEN, Tanju BAHİİLLİ, Semra TOPUZ. **Unilateral alt ekstremite cerrahisi geçiren ve geçirmeyen yaşı bireylerde yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri ve plantar basınç dağılımlarının karşılaştırılması**, *Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi* **2017**; **28(3)**;21

➤ **Kongreler ve Sempozyumlar**

2011	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon ve Tamamlayıcı Terapiler Senpozyumu
2011	50.yıl Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Kongresi
2012	1.Yutma Bozuklukları KONGRESİ
2012	Multidisipliner Yaklaşımla Vaka Çalışması
2013	Uluslar Arası Katılımlı Ergoterapi Kongresi
2013	1.Ulusal Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Öğrenci Kongresi
2016	Xvi. Fizyoterapide Gelişmeler Kongresi
2017	Uluslararası Katılımlı 1. Yürüyüş ve Denge Kongresi.