

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

**UNİLATERAL TRANSTİBİAL AMPUTASYONU OLAN
BİREYLERDE FARKLI AKTİVİTELERDE ALT EKSTREMİTE
KİNEMATİĞİNİN İNCELENMESİ**

Uzm. Fzt. Ali İmran YALÇIN

**Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2022**

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

**UNİLATERAL TRANSTİBİAL AMPUTASYONU OLAN
BİREYLERDE FARKLI AKTİVİTELERDE ALT EKSTREMİTE
KİNEMATİĞİNİN İNCELENMESİ**

Uzm. Fzt. Ali İmran YALÇIN

**Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Gül YAZICIOĞLU**

**ANKARA
2022**

ONAY SAYFASI**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Unilateral Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Farklı Aktivitelerde Alt
Ekstremité Kinematığının İncelenmesi**

Ali İmran YALÇIN

Danışman: Prof. Dr. Gül YAZICIOĞLU

Bu tez çalışması 24.08.2022 tarihinde jürimiz tarafından “Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı” nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Ayşe LİVANELİOĞLU
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Kezban BAYRAMLAR
Hasan Kalyoncu Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Özlem ÜLGER
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Semra TOPUZ
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Bahar KÜLÜNKOĞLU
Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

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

21 Eylül 2022

Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

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

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

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

(İmza)

Ali İmran YALÇIN

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

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

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

ETİK BEYAN

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

(İmza)

Uzm. Fzt. Ali İmran YALÇIN

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans ve doktora eğitimim boyunca daima yol gösteren, doktora tezimin planlanmasından sınava kadar tüm aşamalarında bilgi ve deneyimiyle her zaman desteğini sunan danışman hocam Prof. Dr. Gül YAZICIOĞLU'na,

Her zaman ve her konuda daima yanımda olan desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ünite hocam Prof. Dr. Semra TOPUZ'a,

Danışmanım ve ünite hocamın yanı sıra bu alanda sahip olduğum tüm bilgileri edindiğim ve tüm akademik hayatım boyunca desteklerini hissettiğim ve hissedeceğim Prof. Dr. Kezban BAYRAMLAR ve Prof. Dr. Özlem ÜLGER hocalarıma,

Yüksek lisans ve doktora eğitimim boyunca edindiğim tüm bilgi ve deneyimleri bana sağlayan ve yoluma ışık tutan tüm hocalarıma,

Tez yazım sürecindeki desteklerinden dolayı başta değerli arkadaşlarım Dr. Fzt. Numan BULUT ve Uzm. Fzt. Merve SARIİPEK olmak üzere her zaman yanımda olan tüm arkadaşlarıma,

Amputeler ile ilgili her türlü çalışmamda daima aradığım ilk isim olan ve her zaman yanımda olan, Ampute Futbol Milli Takımı eski baş antrenörü İsmail TEMİZ'e ve milli takım sporcularımızdan Şeyhmus ERDİNÇ'e,

Çalışmamın yapılmasında ve fotoğrafların çekilmesinde desteklerini sunan Vedat BOZKURT'a,

Kinematik analizler ile ilgili olarak teknik desteklerinin yanı sıra manevi desteklerini de esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Burcu & Cengiz DEMİRKUNDAK'a ve tüm ALPMED ailesine,

Beni bu günlere getiren, her zaman destekleyen ve yanımda olan sevgili aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Yalçın, A.İ., Unilateral Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Farklı Aktivitelerde Alt Ekstremitte Kinematığının İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı, Doktora Tezi, Ankara, 2022. Çalışmanın amacı unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde alt ekstremitte yürüyüş kinematiklerini günlük hayattaki çevresel koşullara benzer ortamlarda incelemektir. Çalışmaya 10 transtibial ampute ve kontrol grubu olarak 10 sağlıklı birey dahil edildi. Bireylerden düz zeminde ve hareketli zeminde rahat oldukları hızlarda yürümeleri, hareketli zeminde hızlı ve yavaş yürümeleri, rampa çıkmaları ve rampa inmeleri, stabil olmayan bir zemin üzerinde yürümeleri ve merdiven inip çıkmaları istendi. Tüm yürüyüşlerde ve merdiven inme çıkma esnasında alt ekstremitte kinematik verileri üç boyutlu hareket analiz sistemi ile değerlendirildi. Bireyler demografik ve antropometrik özellikler bakımından benzerdi. Toplanan veriler farklı zeminlerde (sabit, hareketli ve stabil olmayan) yürüyüş, farklı hızlarda yürüyüş, farklı eğimlerde yürüyüş ve merdiven inme-çıkma aktivitesi olarak dört başlıkta incelendi. Bu dört başlıkta koşullar arası ve ekstremiteler arası karşılaştırmalar analiz edildi. Çalışmanın sonucunda tüm koşullarda alt ekstremitte açısal kinematiklerinde ve yürüyüşün zaman-mesafe parametrelerinde farklar bulundu ($p<0,05$). Elde edilen veriler ve literatürdeki geçmiş çalışmalarda elde edilen sonuçlar ışığında ampute rehabilitasyon programına alınması planlanan bireylerde yürüyüş analizlerinin bireylerin yaşadıkları ortamdaki koşullara benzer ortamlarda yapılması, simetrik yürüyüş eğitiminin bu koşullar altında da verilmesi, eğitim programı planlanırken, modifiye edilirken ve sonlandırılırken yürüyüş analizi yapılması gerektiği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Ampute, yürüyüş, kinematik

ABSTRACT

Yalçın, A.İ. Investigation of Lower Extremity Gait Kinematics in Different Activities in Individuals with Unilateral Transtibial Amputation, Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, Physical Therapy and Rehabilitation Program, Doctor of Philosophy Thesis, Ankara, 2022. The aim of the study is to examine lower extremity gait kinematics in individuals with unilateral transtibial amputation in environments similar to environmental conditions in daily life. Ten transtibial amputees and 10 healthy individuals as a control group were included in the study. Individuals were asked to walk at a comfortable pace on flat ground and moving ground, walk fast and slow on moving ground, climb and descend ramps, walk on unstable ground, and go up and down stairs. Lower extremity kinematic data were evaluated with a three-dimensional motion analysis system during all trials. Individuals were similar in terms of demographic and anthropometric characteristics. The collected data were analyzed under four headings as walking on different surfaces (flat, treadmill and uneven grounds), walking at different velocities, walking at different slopes, and ascending and descending stairs. Comparisons between conditions and between extremities were analyzed in these four titles. As a result of the study, differences were found in lower extremity angular kinematics and time-distance parameters of gait in all conditions ($p<0,05$). In the light of the data obtained and the results obtained in previous studies, it is thought that gait analyzes should be performed in individuals who are planned to be included in the amputee rehabilitation program in environments similar to the conditions in which the individuals live, symmetric gait training should be given under these conditions, and gait analysis should be performed while planning, modifying and terminating the training program.

Key Words: Amputee, gait, kinematics

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Amputasyon	3
2.1.1. Amputasyon Nedenleri	3
2.1.2. Amputasyon Seviyeleri	4
2.2. Protezler	5
2.2.1. Transtibial Amputasyon Seviyesinde Kullanılan Protezler	7
2.3. Yürüyüş	8
2.3.1. Normal Yürüyüş	8
2.3.2. Amputelerde Yürüyüş	9
2.4. Yürüyüş Analizi	10
2.4.1. Yürüyüş Analizinde Kullanılan Yöntemler	10
3. BİREYLER VE YÖNTEM	17
3.1. Bireyler	17
3.2. Yöntem	18
3.2.1. Değerlendirmeler	18
3.3. İstatistiksel Analiz	32
4. BULGULAR	34
5. TARTIŞMA	77
5.1. Farklı Zeminlerde Alt Ekstremitte Kinematiklerinin İncelenmesi	77
5.2. Farklı Hızlarda Alt Ekstremitte Kinematiklerinin İncelenmesi	82

5.3. Farklı Eğimlerde Alt Ekstremitte Kinematiklerinin İncelenmesi	85
5.4. Merdiven Çıkma ve İnme Esnasında Alt Ekstremitte Kinematiklerinin İncelenmesi	89
5.5. Çalışmanın Limitasyonları	91
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	92
6.1. Sonuçlar	92
6.2. Öneriler	93
7. KAYNAKLAR	94
8. EKLER	
EK-1: Etik Kurul Onayı	
EK-2: Değerlendirme Formu (Amputasyonu Olan Bireyler)	
EK-3: Değerlendirme Formu (Sağlıklı Bireyler)	
EK-4: Dijital Makbuz	
EK-5: Orjinallik Ekran Çıktısı	
9. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
AA-EHA	Abduksiyon Adduksiyon Eklem Hareket Açıklığı
cm	Santimetre
dk	Dakika
DoF	Degrees of Freedom
EMG	Elektromyografi
FE-EHA	Fleksiyon-Ekstansiyon Eklem Hareket Açıklığı
fps	Frame per Second
IMU	Inertial Measurment Unit
m	Metre
n	Olgu Sayısı
NEH	Normal Eklem Hareketi
PTB	Patellar Tendon Bearing
Rot-EHA	Rotasyon Eklem Hareket Açıklığı
sn	Saniye
SS	Standart Sapma
X	Aritmetik Ortalama

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
3.1. Sensörlerin bireyler üzerine yerleştirilmesi	20
3.2. Yürüyüşün zaman mesafe parametrelerinin raporlanması	22
3.3. Kalça eklemi açısal kinematiklerinin raporlanması	23
3.4. Diz eklemi açısal kinematiklerinin raporlanması	24
3.5. Ayak bileği eklemi açısal kinematiklerinin raporlanması	25
3.6. Sabit zeminde yapılan yürüyüş değerlendirmesi	26
3.7. Hareketli zeminde yürüyüş değerlendirmesi	27
3.8. Rampa çıkma esnasında yapılan yürüyüş değerlendirmesi	28
3.9. Rampa inme esnasında yapılan yürüyüş değerlendirmesi	29
3.10. Merdiven çıkma esnasında yapılan değerlendirme	30
3.11. Merdiven inme esnasında yapılan değerlendirme	31
3.12. Stabil olmayan zeminde yapılan yürüyüş değerlendirmesi	32

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
4.1. Çalışmaya dahil edilen bireylerin demografik özellikleri	34
4.2. Bireylerin protezlerine ait bilgiler	34
4.3. Unilateral transtibial amputelerin farklı zeminlerde kalça eklem kinematikleri	35
4.4. Sağlıklı bireylerin farklı zeminlerde kalça eklem kinematikleri	36
4.5. Unilateral transtibial amputelerin farklı zeminlerde diz eklem kinematikleri	37
4.6. Sağlıklı bireylerin farklı zeminlerde diz eklem kinematikleri	38
4.7. Unilateral transtibial amputelerin farklı zeminlerde ayak bileği eklem kinematikleri	39
4.8. Sağlıklı bireylerin farklı zeminlerde ayak bileği eklem kinematikleri	40
4.9. Farklı zeminlerde kalça eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması	41
4.10. Farklı zeminlerde diz eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması	42
4.11. Farklı zeminlerde ayak bileği eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması	43
4.12. Unilateral transtibial amputelerde farklı zeminlerde yürüyüşün zaman mesafe parametreleri	44
4.13. Sağlıklı bireylerde farklı zeminlerde yürüyüşün zaman mesafe parametreleri	45
4.14. Farklı zeminlerde yürüyüşün zaman mesafe parametrelerinin ekstremiteler arası karşılaştırılması	46
4.15. Unilateral transtibial amputelerin farklı hızlarda kalça eklem kinematikleri	47
4.16. Sağlıklı bireylerin farklı hızlarda kalça eklem kinematikleri	48
4.17. Unilateral transtibial amputelerin farklı hızlarda diz eklem kinematikleri	49
4.18. Sağlıklı bireylerin farklı hızlarda diz eklem kinematikleri	50
4.19. Unilateral transtibial amputelerin farklı hızlarda ayak bileği eklem kinematikleri	51
4.20. Sağlıklı bireylerin farklı hızlarda ayak bileği eklem kinematikleri	52
4.21. Farklı hızlarda kalça eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması	53
4.22. Farklı hızlarda diz eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması	54

4.23.	Farklı hızlarda ayak bileği eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması	55
4.24.	Unilateral transtibial amputelerde farklı hızlarda yürüyüşün zaman mesafe parametreleri	56
4.25.	Sağlıklı bireylerde farklı hızlarda yürüyüşün zaman mesafe parametreleri	57
4.26.	Farklı Hızlarda Yürüyüşün Zaman Mesafe Parametrelerinin Ekstremiteler arası karşılaştırması	57
4.27.	Unilateral transtibial amputelerin farklı eğimlerde kalça eklem kinematikleri	58
4.28.	Sağlıklı bireylerin farklı eğimlerde kalça eklem kinematikleri	59
4.29.	Unilateral transtibial amputelerin farklı eğimlerde diz eklem kinematikleri	60
4.30.	Sağlıklı bireylerin farklı eğimlerde diz eklem kinematikleri	61
4.31.	Unilateral transtibial amputelerin farklı eğimlerde ayak bileği eklem kinematikleri	62
4.32.	Sağlıklı bireylerin farklı eğimlerde ayak bileği eklem kinematikleri	63
4.33.	Farklı eğimlerde kalça eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması	64
4.34.	Farklı eğimlerde diz eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması	65
4.35.	Farklı eğimlerde ayak bileği eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması	66
4.36.	Unilateral transtibial amputelerde farklı eğimlerde yürüyüşün zaman mesafe parametreleri	67
4.37.	Sağlıklı bireylerde farklı eğimlerde yürüyüşün ait zaman mesafe parametreleri	68
4.38.	Farklı eğimlerde yürüyüşün zaman mesafe parametrelerinin ekstremiteler arası karşılaştırması	68
4.39.	Unilateral transtibial amputelerin merdiven çıkma ve inmede kalça eklem kinematikleri	69
4.40.	Sağlıklı bireylerin merdiven çıkma ve inmede kalça eklem kinematikleri	70
4.41.	Unilateral transtibial amputelerin merdiven çıkma ve inmede diz eklem kinematikleri	71
4.42.	Sağlıklı bireylerin merdiven çıkma ve inmede diz eklem kinematikleri	71
4.43.	Unilateral transtibial amputelerin merdiven çıkma ve inmede ayak bileği eklem kinematikleri	72
4.44.	Sağlıklı bireylerin merdiven çıkma ve inmede ayak bileği eklem kinematikleri	73

4.45.	Kalça eklem kinematiklerinin merdiven çıkma ve inmede ekstremiteler arası karşılaştırması	74
4.46.	Diz eklem kinematiklerinin merdiven çıkma ve inmede ekstremiteler arası karşılaştırması	75
4.47.	Ayak bileği eklem kinematiklerinin merdiven çıkma ve inmede ekstremiteler arası karşılaştırması	76



1. GİRİŞ

Alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde rehabilitasyon ve protez uygulamaları sonrası bireye kazandırılması hedeflenen en temel fonksiyon, günlük hayatta en çok kullandığımız aktivitelerden biri olan yürüyüştür (1,2).

Unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerin yürüyüş esnasında asimetrik bir yüklenme paterni içerisinde oldukları, ampute olmayan ekstremiteye daha çok yük verdikleri ve bu ekstremitte üzerindeki duruş fazının daha uzun olduğu belirtilmektedir (3-6). Alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde gelişen bu asimetrinin ampute edilen ekstremitedeki anatomik yapıların ve duyu girdisinin kaybı kaynaklı olduğu düşünülmektedir (7). Oluşan bu asimetrik yüklenme unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde sekonder komplikasyonlara yol açabilmektedir (6-8). Asimetrik yüklenmenin ilerleyen dönemlerde kalça ve diz eklemlerinde en sık ağrı ve osteoartrit gibi komplikasyonların gelişmesine yol açtığı belirtilmektedir (9,10). Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde gelişebilecek olan komplikasyonların önlenmesi amacıyla yürüyüşün detaylı bir şekilde incelenmesi, asimetrik yüklenmenin ve geliştirilen kompensasyon stratejilerinin belirlenmesi son derece önemlidir. Yürüyüşün detaylı bir şekilde incelenmesi, kompensasyonların belirlenmesinin yanı sıra alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerin ihtiyaçlarının da detaylı bir şekilde belirlenmesi ve amaca yönelik protez komponentlerinin geliştirilmesine de yardımcı olacaktır (11).

Sağlıklı bireylerde yürüyüş zeminine perturbasyon uygulandığında ya da yürüyüş hızı değiştirildiğinde bu duruma adım uzunluğu, adım genişliği ve adım frekansında bazı değişikliklerle adaptasyon sağlandığını belirten çalışmalar bulunmaktadır (12, 13).

Benzer koşul değişikliklerinde amputasyonu olan bireylerin bu duruma adaptasyon için geliştirdikleri stratejilerin sağlıklı bireylere benzer fakat farklı amplitüdde olduğunu gözlemleyen çalışmalar bulunmaktadır (1, 12, 14, 15).

Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin yürüyüşe ait kinematik özelliklerini inceleyen çalışmaların büyük bir çoğunluğu sabit bir zeminde ve bireylerin kendi seçtikleri yürüyüş hızlarında yapılmaktadır (11, 16-19). Bu ölçümler fonksiyonel olmakla birlikte bireylerin günlük yaşamlarındaki yürüyüşlerini birebir

yansıtmamaktadır. Çünkü günlük hayatın gereklilikleri, yürüyüş aktivitesinin farklı çevresel koşullarda ve farklı hızlarda da yapılmasına neden olmaktadır.

Çalışmamız, unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde farklı yürüyüş koşullarında alt ekstremit eklemlerinde gerçekleşen kinematik değişikliklerin protezli ve protezsiz ekstremit e sağıklı bireylerle değışiklik gösterip göstermediğini incelemek amacıyla planlanmıştır.

Çalışmanın yapılabilmesi için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alınmıştır (GO18/1019).

Çalışmanın hipotezleri:

H1: Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde farklı aktivitelerde alt ekstremit e kinematikleri arasında fark vardır.

H2: Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde ve sağıklı bireyler arasında farklı aktivitelerde alt ekstremit e kinematikleri arasında fark vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Amputasyon

En eski cerrahi prosedürlerden biri olan amputasyon bir ekstremitenin bir bölümünün ya da tamamının cerrahi amaçla vücuttan ayrılması işlemi anlamına gelmektedir (20). İtalyanca *amputare* fiilinden türeyen bir kelime olan *amputatio* kesmek, budamak anlamına gelmektedir (20, 21). Geçmişte cerrahi olarak amputasyon işlemi anlamında kullanılmayan bu kelime Roma yazıtlarına göre, dönemin suçlularının ellerinin kesilmesi cezasına verilen isimdir (22). Amputasyon kelimesinin cerrahi olarak bir uzvun vücuttan ayrılması anlamında kullanılması 17. yüzyılda başlamıştır (22).

Amputasyonun tarihinin insanlık tarihi kadar eski olduğu düşünülse de elde edilen ilk belge M.Ö. 3500-1800 yılları arasına ait olan Rig-Veda isimli Hint dini yazıtlarında geçmektedir (23). Bilinen ilk protez Mısır'da yapılan kazılarda bulunan bir başparmak protezidir ve M.Ö. 950-710 yılları arasına ait olduğu düşünülmektedir. M.Ö. 600 yılına ait olduğu düşünülen ezilmiş kağıttan yapılmış olan bir parmak protezi de yine Mısır'da yapılan kazılarda bulunmuştur (24). M.Ö. 484 yılına ait olan Herodot'un yazıtlarında da protez kullanan bir Pers askerinden bahsedilmektedir (25).

Söz konusu tarihlerden günümüze kadar geçen süre içerisinde cerrahi tekniklerdeki, malzeme ve üretim alanındaki, bilişim alanındaki gelişmeler ile süreç içerisinde gerçekleşen toplumsal olaylar (savaş, afet vb.) sonrasında protez ihtiyacı olan birey sayısının artması ile birlikte protez alanında birçok gelişme yaşanmıştır.

Günümüzde gelişen teknoloji ile birlikte üretilen protezler ve rehabilitasyon alanındaki gelişmeler amputasyonun neden olduğu fonksiyonel kayıpları minime indirmektedir. Protez kullanıcıları bağımsız bir şekilde günlük hayatta üstlendikleri sosyal rolleri yerine getirebilmektedir.

2.1.1. Amputasyon Nedenleri

Amputasyon nedeni amputasyon seviyesini, amputasyondan sonraki rehabilitasyon sürecini, kullanılacak olan protez tipini ve amputasyon sonrası yaşam kalitesini etkileyen önemli bir faktördür (26-29).

Amputasyon nedenleri bireylerin yaşadıkları ülkelere ve ülkelerin gelişmişlik düzeylerine göre değişiklik göstermekle birlikte birçok ülkede en yaygın neden olarak periferik vasküler hastalıklar ve diabetes mellitus gösterilmektedir (30-33). Farklı ülkelerde yapılan çalışmalar incelendiğinde genel olarak amputasyon nedenleri ve görülme sıklıklarına göre incelendiğinde aşağıda belirtilen liste oluşmaktadır:

Periferik vasküler hastalıklar ve diyabetin birlikte seyrettiği durumlar,

Periferik vasküler hastalıklar,

Diabetes Mellitus,

Travmalar (Tafik kazaları, iş kazaları, ateşli silah yaralanmaları, yanıklar ve elektrik çarpması, buz yanığı vb.)

Tümörler,

Enfeksiyon,

Konjenital anomaliler,

Diğer nedenler.

Ülkelere göre dağılımları incelendiğinde tüm ülkelerde diyabet ve periferik vasküler problemlerin birlikte seyrettiği durumlar amputasyon nedenleri arasında en sık görülenler iken, travmalar ve tümörlerin görülme sıklıkları ülkelere göre farklılıklar göstermektedir (31-35).

2.1.2. Amputasyon Seviyeleri

Amputasyon seviyesi amputasyon sonrası protez kullanımını, enerji tüketimini ve yaşam kalitesini etkileyen en önemli faktördür (36-39). Kullanılacak olan protez tipi de seviyeye özel olduğundan amputasyon seviyesi protez tipi seçiminin de primer belirleyicisidir.

Amputasyon seviyelerinin alt ve üst ekstremiteye göre distalden proksimale doğru sıralanışı aşağıdaki gibidir:

- Parsiyel ayak amputasyonları,
- Transtibial amputasyonlar,
- Diz Dezartikülasyonu,
- Transfemoral amputasyonlar,
- Kalça dezartikülasyonu,
- Hemipelvektomi (Hindquarter)

Ekstremitte amputasyonlarının alt ve üst ekstremitelere dağılımları incelendiğinde, büyük bir çoğunluğunu alt ekstremitte amputasyonlarının oluşturduğu görülmektedir. Alt ekstremitte amputasyonları arasında en sık gözlenen parmak amputasyonları ve diğer parsiyel ayak amputasyonlarıdır (31, 34, 40). Diz altı ve diz üstü amputasyon seviyelerinin görülme sıklıkları ülkelere göre farklılıklar göstermekle birlikte genel olarak diz altı amputasyonlar, diz üstü amputasyonlara oranla daha sık görülmektedir. Üst ekstremitte amputasyon seviyeleri arasında en sık görülen parmak amputasyonlarıdır (34, 35).

2.2. Protezler

Ekstremitte amputasyonlarında kullanılan protezler ve protez komponentleri seviyeye ve bireye özel olmakla birlikte protez seçimi esnasında göz önünde bulundurulacak faktörler aşağıda belirtildiği şekilde sıralanabilir:

- Amputasyon seviyesi:
Kullanılacak olan protez tipine karar verme konusunda primer faktör olmakla birlikte protezin fonksiyonel kullanımı ve enerji tüketimini etkileyen en önemli faktörlerden bir tanesidir (36,39). Amputasyon seviyesi proksimale yaklaştıkça ağırlık merkezinin yerden yükselmesi ve anatomik eklemlerin kaybedilip yerini yapay eklemlerin alması enerji tüketimini ve dengeyi olumsuz etkileyen faktörlerdendir. Bununla birlikte güncel teknolojik protezlerin kullanımı, doğru ve zamanında uygulanmış bir rehabilitasyon programı ile fonksiyonel kayıp minime indirilmekte ve bireyin günlük hayatta fonksiyonel açıdan bağımsız olmasını sağlayan başarılı protez uygulamaları yapılabilmektedir.
- Güdük uzunluğu:
Güdük boyunun uzun olması protez kontrolü için olumlu bir durum olsa da bazı durumlarda güdük beslenmesi bakımından sorun teşkil edebilmektedir. Güdüğün çok uzun ya da çok kısa olması komponent seçimi konusunda da önemli bir faktördür (41). Uzun güdükler dizliksiz suspanse olabilen vakum sistemleri gibi bazı suspansiyon yöntemlerinin kullanılabilmesi için avantaj olabilirken bazı eklemlerin ya da adaptörlerin

kullanımı için yeterli alan olmaması açısından da dezavantaj olabilmektedir.

- Yaş:
Yaş, protez komponentlerinin seçimi ya da protez yapımı için geçen süreyi etkileyen bir faktördür (42, 43). Pediatrik amputelerde alt ekstremitelerde protez yapımı için sıralama dönemlerinin gelmesi beklenirken geriatrik amputelerde en kısa sürede protezle mobilizasyonun sağlanması hedeflenmektedir. Yaşa bağlı olarak fonksiyonel seviyenin de etkilenmesi, protez komponentleri seçiminde de önemli bir faktördür.
- Amputasyon nedeni:
Amputasyon nedeni ile ilişkili olarak uygun komponentlerin seçimi son derece önemlidir (44). Örneğin diyabete bağlı bir amputasyon sonrası yapılan protez uygulamalarında duyu kaybı gibi faktörler önemli olduğundan daha yumuşak bir güdük-soket ara yüzünün seçilmesi önemlidir. Periferik vasküler problemler nedeniyle ampute olan bireylerde dolanımı ve güdük beslenmesini olumlu yönde etkileyecek vakum sistemleri gibi komponentlerin seçilmesi gerekmektedir (45, 46).
- Fonksiyonel seviye:
Fonksiyonel seviye, hem bireye uygun protez ve komponent seçiminde hem de protez reçetelendirmesinde göz önünde bulundurulmuş bir faktördür (47). Fonksiyonel seviye sınıflandırmasında Medicare Fonksiyonel Sınıflandırma Sistemi kullanılmaktadır. Alt ekstremité için protez kullanımının herhangi bir fonksiyonel katkı sağlamadığı K0, protezle yalnızca ev içinde mobilize olabilen K1, toplum içerisinde kısıtlı mobilizasyon yeteneğine sahip K2, günlük hayatta çevresel engellere karşı bağımsız olan ve farklı hızlarda yürüyebilen K3 ve bağımsız ambulasyon becerisine ek olarak sportif aktiviteler gibi daha yüksek enerji gerektiren aktiviteleri de yapabilme potansiyeli olan K4 olmak üzere toplam 5 ayrı fonksiyonel sınıf bulunmaktadır.

- **Maliyet:**
Protez maliyeti ve bireyin gelir düzeyi, sosyal güvence durumu arasındaki ilişki de protez tipi ve komponent seçimini etkileyen faktörlerden bir tanesidir (48).
- **Çoklu amputasyon varlığı:**
Çoklu amputasyon varlığı durumunda protez öncelikleri ve protezin kontrolünün sağlanabilmesi açısından komponent seçimi son derece önemlidir (49, 50). Örneğin bilateral diz üstü amputasyonu olan bir bireyde bireyin fonksiyonel durumuna göre erken dönemde kilitli diz eklemi kullanımı daha sonraki dönemlerde önce bir dizin sonra diğerinin serbest ekleme geçirilmesi daha uygun olabilmektedir.
- **Konjenital anomaliler:**
Konjenital anomalilerde uygun komponent seçiminde anomalili ekstremitenin sayısı, ekstremitenin durumu, herhangi bir cerrahi uygulanıp uygulanmadığı gibi durumlar komponent seçiminde ve soket tasarımında son derece önemlidir (51, 52).

2.2.1. Transtibial Amputasyon Seviyesinde Kullanılan Protezler

Transtibial amputasyon seviyesinde kullanılan protezler soket, baldır yapısı, ayak- ayak bileği komponenti ve suspansiyon sisteminden oluşmaktadır (53, 54).

Transtibial amputasyon seviyesinde daha önceki dönemlerde yükün patellar tendondan taşıtıldığı *Patellar Tendon Bearing*(PTB) soketler kullanılmıştır (55, 56). Bu soket tasarımında medial ve lateralde soket sınırlarının addüktör tüberkül seviyesinde olması ve önde patellanın 1/3 kısmını içerisine alması, patellanın üzerine kadar çıkmaması gibi nedenlerle ek suspansiyon araçlarına ihtiyaç duyulması nedeniyle medial ve lateralde femoral kondilleri içine alan ya da buna ek olarak patellayı da içine alan varyasyonları geliştirilmiş ve günümüzde hala kullanılmaktadır. Güncel suspansiyon sistemleri ve güdük-soket ara yüzlerinin gelişmesi ile günümüzde daha çok yükün güdüğün her tarafından eşit olarak taşıtıldığı total temaslı soketler kullanılmaktadır (57-60).

Transtibial amputasyon seviyesinde ekzoskeletal ve endoskeletal baldır yapıları kullanılmakla birlikte güncel suspansiyon sistemlerinin ve farklı tip protez ayakların kullanımına olanak sağlaması nedeniyle günümüzde endoskeletal baldır yapısının kullanımı daha yaygındır (61-63).

Transtibial amputasyon seviyesi tüm protez ayak tiplerinin kullanımına olanak sağlayan bir seviyedir (64, 65). Ancak çok uzun güdüklerde bazı protez ayakların kullanımı için yeterli alan bulunmayabilmektedir.

Transtibial amputasyon seviyesinde PTB varyasyonu soketlerde kondiller üzerinden verilen baskı ya da buna ek olarak patella üzerinden verilen baskı ile suspansiyon sağlanabilmektedir (66, 67). İhtiyaç durumunda ek suspansiyon araçları da kullanılabilmektedir. Günümüzde total temaslı soketlerin kullanımı ile birlikte suspansiyon için pin sistemleri, pasif vakum sistemleri ve aktif vakum sistemleri kullanılabilmektedir (68, 69).

2.3. Yürüyüş

Quadripedal dönemden bipedal döneme geçildikten sonra günlük hayatta en sık kullanılan mobilizasyon yöntemi yürüyüştür. Yürüyüş, internal ya da eksternal bir uyarı sonrasında gerçekleştirilen, ekstremitelerin ve gövdenin ritmik alternatif hareketlerini içeren, vücudun ağırlık merkezinin yürüyüş hattı doğrultusunda yer değiştirmesini sağlayan ve en az bir ekstremitenin daima yer ile temas halinde olduğu istemli hareketler bütünüdür.

Yürüyüş, günlük hayatta en çok tercih edilen mobilizasyon yöntemi olmanın yanı sıra birçok problemde de fizyoterapi ve rehabilitasyon programlarında hastalara primer olarak kazandırılmak istenen fonksiyondur. Birçok problemde tedavinin planlanmasında, prognoz hakkında bilgi sahibi olunmasında, tedavi programının sonlandırılmasında ya da modifiye edilmesinde değerlendirilen bir fonksiyondur (70). Yapılan değerlendirmelerin doğru bir şekilde yorumlanabilmesi için normal yürüyüşün sahip olması gereken özellikler bilinmelidir.

2.3.1. Normal Yürüyüş

Normal yürüyüş, yürüyüşün tüm fazları boyunca doğru nörolojik uyaranlara, doğru motor yanıtların verildiği, denge ve lokomasyonun birlikte sağlandığı santral ve

periferal sinir sistemi, vestibüler sistem ve kas-iskelet isteminin koordine çalıştığı hareketler bütünüdür.

Bir ekstremitenin yerle temas ettiği anda başlayan ve aynı ekstremiten bir sonraki yerle temasında son bulan süreç, yürüyüş döngüsü olarak adlandırılmaktadır (71, 72). Her bir yürüyüş döngüsü kendi içerisinde duruş fazı ve sallanma fazı olmak üzere iki fazdan oluşur.

Bir yürüyüş döngüsünün yaklaşık olarak ilk %60'lık kısmını duruş fazı oluştururken, geriye kalan %40'lık kısım sallanma fazından oluşmaktadır (71, 72). Duruş fazı kendi içerisinde sırasıyla ilk temas, yüklenme cevabı, orta duruş fazı, duruş fazı sonlanması ve sallanma öncesi faz olarak ayrılırken, sallanma fazı ilk sallanma, orta sallanma ve sallanma fazı sonlanması olarak alt bölümlere ayrılır. Tek ekstremitenin yerle temas halinde olduğu süre tek destek periyodu, her iki ekstremitenin de yerle temas halinde olduğu faz ise çift destek periyodu olarak adlandırılır.

Normal bir yürüyüşte tüm yürüyüş fazlarında eklemlerin aldığı açısal değerlerin ve yürüyüşün adım uzunluğu, adım süresi vb. özelliklerinin simetrik olmasının yanı sıra dakikada atılan adım sayısının(kadans) da 90-110 adım/dk olması beklenir(73, 74).

2.3.2. Amputelerde Yürüyüş

Unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde yürüyüş esnasında asimetrik bir yüklenme paterni içerisinde oldukları, ampute olmayan ekstremiteye daha çok yük verdikleri ve bu ekstremitte üzerindeki duruş fazının daha uzun olduğu belirtilmektedir (3-6). Alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde gelişen bu asimetrinin ampute edilen ekstremitedeki anatomik yapıların ve duyu girdisinin kaybı kaynaklı olduğu düşünülmektedir (7).

Yapay uzvun anatomik uzuvdan daha hafif olmasına rağmen daha ağır hissedilmesi ekstremiteler arası bir asimetri yaratırken, yapay eklemlerin kontrolünün de anatomik eklemlerden farklı olması nedeniyle yürüyüş esnasında ekstremitenin boyunun rölatif olarak kısaltılıp uzatılmasındaki ve zemine uyum sağlamadaki yetersizlik gibi durumlar da bu asimetrinin nedenleri arasında sayılabilir.

Duruş fazında yük aktarmada yetersizlik, rahatsızlık ve güvensizlik hissi gibi nedenlerle protezli ekstremiteye daha az ve daha kısa süre ağırlık aktarılması da ekstremiteler arası adım eşitsizliklerine neden olmaktadır.

2.4. Yürüyüş Analizi

Yürüyüş analizi, yürüyüşe ait verilerin sistematik ve objektif bir yöntemle toplanarak verilerin kaydedilmesi, yorumlanması, paternlerin tanımlanması ve karşılaştırmalı analizlerle normalden sapmaların ve değişikliklerin belirlenmesi işlemidir. Mevcut klinik tablonun belirlenmesi, tedavinin planlanması, tedavi programının modifiye edilmesi ya da sonlandırılması, yürüme yardımcısı ihtiyacının belirlenmesi, amputelerde protez komponentlerinin ve protez ayarlarının uygunluğunun kontrol edilmesi, yeni yürüme yardımcısı, protez komponentleri ya da yürüyüş eğitimi ve değerlendirme sistemlerinin geliştirilmesi gibi birçok nedenle yürüyüş analizi yapılır.

Yürüyüş analizi öncesinde mevcut klinik durumun detaylı bir değerlendirmesinin (ağrı, normal eklem hareket açıklığı, kas kuvveti, kısalık ve esneklik testleri, postür analizi vb.) yapılması, değerlendirilmesi planlanan parametrelerin belirlenmesi ve uygun yürüyüş analiz yönteminin seçilmesi gerekmektedir.

2.4.1. Yürüyüş Analizinde Kullanılan Yöntemler

Yürüyüş analizinde değerlendirilmesi hedeflenen parametreye göre doğru yöntemin seçilmesi ölçümün doğru ve güvenilir yapılmasını sağlamanın yanı sıra zaman ve maliyet yönetimi açısından da son derece önemlidir. Temel olarak yürüyüş analizinde kullanılan yöntemler hareket analizinde kullanılan yöntemlerdir. Yürüyüşe spesifik olarak yalnızca yürüme hareketini değerlendiren sistemler de geliştirilmiştir.

a. Kinematik Analizler

Kinematik, hareket eden yapıların (vücut segmentleri, eklemler, yardımcı cihazlar vb.) konumlarını, yaptıkları hareketin doğrusal ve açısal değişikliklerini zaman ile ilişkilendirerek, hareketi kaynağından ve neden olan kuvvetlerden bağımsız olarak inceleyen bir bilim dalıdır (19, 74).

- Vücut pozisyonunun nasıl tanımlanacağı,
- Uzayda yaptıkları hareketin karakteristiğini,
- Bu hareketlerin nasıl değerlendirileceğini,
- Zamana bağlı değişikliklerin (Hız, ivme, açısal hız, açısal ivme vb.) nasıl ölçüleceği gibi konular bu bilimin konusu içerisinde yer alır.
- Kısacası m, cm, m/sn, m/sn² veya derece, derece/sn, derece/sn² gibi birimlerle ifade edilen bilgiler kinematik analizler sonucunda elde edilen bilgilerdir.

Yürüyüşte kullanılan kinematik analiz yöntemleri yürüyüş esnasında oluşan hareketleri kaç boyutta değerlendirdiğine göre:

- Tek Boyutlu Analiz Sistemleri,
- İki Boyutlu Analiz Sistemleri,
- Üç Boyutlu Analiz Sistemleri şeklinde sınıflandırılabilir.

Bu sınıflamaya ek olarak uygulanan yönteme göre de:

- Kameralı sistemler,
- Basınç sensörlü sistemler,
- Atalet ölçü birimleri (Inertial Measurement Unit, IMU),
- Ayak izi yöntemi,
- Diğer yöntemler şeklinde de sınıflandırılabilir.

Tek Boyutlu Yürüyüş Analiz Yöntemleri

Tek boyutlu yürüyüş analiz yöntemlerinde yalnızca bir serbestlik derecesinde ölçüm yapılabilir. Örnek verilecek olursa yalnızca ayağın öne doğru yer değiştirmesi yani yalnızca adım uzunluğu verisinin elde edildiği yöntemler tek boyutlu yürüyüş analiz yöntemi olarak kabul edilir (75). Herhangi bir kamera ya da video görüntüsünün kullanıldığı yöntemlerde birden fazla serbestlik derecesinde hareket incelenebildiğinden tek boyutlu hareket analiz yöntemleri genellikle sensörlerin entegre edildiği sistemlerle yapılmaktadır. Elde edilen veriler sağ/sol adım uzunlukları, yürüyüş hızı ve ivme gibi verilerdir.

İki Boyutlu Yürüyüş Analiz Yöntemleri

İki boyutlu yürüyüş analiz yöntemleri 2 doğrusal ve 1 rotasyonel olmak üzere üç serbestlik derecesinde hareketin incelenmesine olanak sağlayan sistemlerdir (75). Transvers düzlemde adım uzunluklarına ek olarak adım genişliği ve ayak açısını da değerlendirebilen, klinikte sık kullanılan ve en düşük maliyetli yöntemlerden biri olan ayak izi yöntemi bu sınıfa dahildir.

Gelişen teknoloji ile birlikte bu yöntemin yerini basınç sensörlü sistemler almıştır. İçerisinde bulunan basınç sensörleri sayesinde yürüyüşün zaman mesafe parametrelerinin incelenmesine olanak sağlayan bu sistemlerin bazıları aynı zamanda ayak tabanı basınç dağılımlarının da dinamik olarak değerlendirilmesine olanak sağlayarak ayağın yere basış paterninin ve yük dağılımının da değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır (76).

Önden/yandan/arkadan tek kamera ile çekilen video kayıtları ya da resimler üzerinden analiz programı ile yapılan değerlendirmeler de bu sınıfa dahildir. Örneğin yürüyüş esnasında yandan yapılan video kaydı incelendiğinde adım uzunluğu gibi segmentlerin ön- arka yöndeki yer değişiklikleri, ayağın yerden yükselme miktarı gibi segmentlerin aşağı-yukarı yöndeki yer değiştirme mesafeleri ve eklemlerin fleksiyon-ekstansiyon yönündeki açısal hareketleri değerlendirilebilmektedir. Ancak burada abduksiyon-adduksiyon ve rotasyon dereceleri gibi transvers ve horizontal düzlemde oluşan hareketlerin açısal değerleri, adım genişliği gibi medio-lateral yöndeki değişiklikler değerlendirilememektedir (77).

Üç Boyutlu Yürüyüş Analiz Yöntemleri

Üç boyutlu yürüyüş analiz yöntemleri tüm serbestlik derecelerinde hareketin değerlendirilmesine olanak sağlar (75). Bu sayede vücuttaki tüm eklemlerin aldıkları açısal değerler ve tüm segmentlerin yer değiştirme miktarlarının ölçülmesi mümkün hale gelir. Hareketin üç boyutlu olarak değerlendirilmesinde kameralar ve atalet ölçü birimleri kullanılabilir (78, 79).

Kameraların kullanıldığı üç boyutlu yürüyüş analiz yönteminde birden fazla kamera kullanımı gereklidir. En az iki kamera ile yapılabilse de tüm vücut kinematik analizi için en ideal yöntem minimum 6 kameranın kullanılmasıdır. Sistem kameraların senkronize çalışması ve kameraların gördüğü alanların sisteme

tanımlanması ile 3 boyutlu bir uzay oluşturulması esasına dayanmaktadır. Bu sayede kamera görüntüleri içerisindeki her bir piksel, 3 boyutlu koordinat düzleminde tanımlanmış X, Y ve Z eksenlerinde birer değeri olan bir noktayı ifade etmektedir.

Yürüyüş analizi yapılacak bireyler üzerine yerleştirilen yansıtıcı işaretleyiciler sayesinde sistem içerisine segmentler ve eklemler tanımlanmaktadır. Bu sayede kişi hareket ettiğinde bu işaretleyiciler de hareket edeceğinden yapılan hareketlerin sistem tarafından algılanması sağlanmaktadır. Kameraların farklı yönlere yerleştirilmesi sayesinde de yapılan tüm hareketlerin değerlendirilmesi mümkün hale gelmektedir.

Sistemin doğru bir şekilde çalışabilmesi, yansıtıcı işaretlerden gelen görüntülerin doğru bir şekilde alınabilmesine ve bu amaçla ışığın kontrol edilebildiği kapalı ve geniş bir alanda kayıt alınmasına bağlıdır. Kullanılacak olan kameraların saniyede yakaladıkları görüntü sayısı (fps) yapılacak ölçümün hassasiyeti açısından önemlidir. Kameraların fps değeri yükseldikçe daha kısa süreler içerisinde gerçekleşen değişikliklerin de incelenmesi mümkündür. Kameraların senkronizasyonu ve kalibrasyonu tamamlandıktan sonra, yürüyüş yapılacak alanın ve zeminin kalibrasyonu yapılarak sistem içerisine tanımlanması gerekmektedir. Daha sonra yürüyüş değerlendirmesi yapılacak olan bireyin üzerine sistem içerisinde tanımlanmış modele göre belirli anatomik noktalara işaretleyicilerin yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu tür sistemlerde vücudu tamamen saran özel kıyafetler kullanılabildiği gibi çıplak vücut üzerinde de işaretleyicilerin yerleştirilmesi mümkündür. İşaretleyicilerin de yerleştirilmesinden sonra ölçümü yapılacak olan bireyin sisteme tanımlanması gerekmektedir. Kalibrasyonlar yapıldıktan sonra yürüyüş gerçekleştirilerek veriler toplanır ve ardından analiz edilerek raporlanır.

Tüm işaretleyici yerleştirmelerinin ve kalibrasyon işlemlerinin hassas bir şekilde yapılması, yapılan ölçümün doğruluğu açısından önemlidir. Bu da sürecin belirli bir zaman alması gerekliliğine neden olmaktadır.

Gelişen teknoloji ile birlikte günümüzde yansıtıcı işaretleyicilerin kullanılmadığı kameralı 3 boyutlu hareket analiz sistemleri geliştirilmiştir(80). Bu sistemler elde edilen görüntüler üzerinden segmentleri ve eklemleri otomatik olarak tanımlamaktadır. Bu sayede işaretleyici yerleşimi ve kalibrasyon süreleri gibi işlemlerin uygulanmasına gerek kalmadan direk ölçüme geçilebilmektedir. Bu

sistemler günümüzde ölçüm hassasiyeti ve doğruluğu işaretleyici kullanılan sistemlerden daha düşüktür.

Üç boyutlu yürüyüş analizinde kullanılan bir diğer yöntem de IMU'ların kullanıldığı giyilebilir sistemlerdir. Bu sistemlerde her bir atalet ölçüm birimi içerisinde 3 boyutlu akselerometre, jiroskop ve magnetometre bulunmaktadır. Sensörlerden elde edilen verilerin analiz edilmesi ile yürüyüşe ait tüm kinematik verilerin elde edilmesi mümkündür (79). Bu sistemde de sensörlerin yerleştirildiği özel kıyafetler bulunduğu gibi sensörler kişiler üzerine straplar, kafa bandı ve eldivenler yardımıyla yerleştirilebilir. Sistemlerin kablolu olmaları ve kameralı sistemler gibi ışığı referans olarak çalışmadıklarından özel bir laboratuvar ortamına ihtiyaç duyulmamaktadır. Kamera ve ortam kalibrasyonu gibi işlemlerin de yapılmaması nedeniyle ölçüm için gerekli olan süre daha da kısalmaktadır.

IMU'ların kullanıldığı ölçümlerin hassas ve doğru bir şekilde yapılabilmesi için doğru kalibrasyon yapılması son derece önemlidir. Doğru kalibrasyonun yapılabilmesi için ise öncelikle ölçüm yapılacak olan bireyin referans pozisyona gelmesini önleyecek ya da bu konumda manuel olarak pozisyonlanıp belirli bir süre sabit durmasını engelleyecek eklem limitasyonu, istemsiz hareketler vb. bulunmaması ve kooperasyonun iyi olması gerekmektedir.

IMU'lar ile yapılan üç boyutlu yürüyüş analizleri literatürde geçerli ve güvenilir olarak belirtilmiştir (79). Daha kısa sürmesi, belirli bir laboratuvara ihtiyaç duyulmaması gibi avantajları olsa da ölçüm hassasiyeti ve güvenilirlik açısından işaretleyicilerin kullanıldığı kameralı hareket analiz sistemleri biplanar videoradyografiden sonraki en geçerli yöntemdir.

b. Kinetik Analizler

Yürüyüş esnasında yapılan kinetik analizler hareketin neden ve sonuçları ile birlikte vücut segmentleri arasında kuvvet etkileşimini, segmentlere ve dolayısıyla kaslara binen yüklerin, oluşturdukları torkların vs. incelenmesi işlemidir (75).

Yürüyüş esnasında yer reaksiyon kuvvetlerinin büyüklüğünün, lokalizasyonunun ve yönünün hesaplanması amacıyla genellikle kuvvet platformları kullanılır. Kuvvet platformlarından elde edilen yer reaksiyon kuvvetine ait bilgiler,

kinematik analizlerden elde edilen veriler ve antropometrik veriler ile birlikte analiz edilerek vücut segmentlerinin momentleri ve torkları hesaplanır.

Kuvvet platformları olmadan kinematik veriler ve kütle, kütle merkezi gibi antropometrik verileri kullanarak indirekt olarak da hesaplamalar yapılabilir.

c. Ek Yöntemler

Kinezyolojik elektromyografi (EMG)

Kinezyolojik emg, klinik tanı amacıyla kullanılan elektromyografik ölçümlerden farklı olarak istemli ya da refleks hareketler sırasında kaslarda oluşan elektriksel aktivitenin değerlendirilmesi amacıyla kullanılır (75). Bu sayede hareket esnasında seçili kaslar:

- Ne kadar kasıldı (Amplitüd analizleri),
- Ne zaman ve ne kadar süre ile kasıldı (Zamanlama analizleri),
- Ne zaman yoruldu (Yorgunluk analizleri) gibi bilgiler elde edilerek oluşan internal kuvvetlerin daha iyi yorumlanması hedeflenmektedir.

Tanı amacı ile kullanılmadığından ve aktif hareket esnasında ölçüm yapıldığından daha çok yüzeysel elektrotlar kullanılır. Günümüzde kablosuz sistemlerin geliştirilmesi ile daha doğal hareketlerin ölçümü kolaylaşmıştır.

Modelleme

Modelleme yöntemi özetle, elde edilen kinetik ve kinematik veriler arasındaki ilişkinin kurulabilmesi ve doğru hesaplamaların yapılabilmesi için kasların ve iskelet sisteminin bilgisayar ortamında oluşturulması esasına dayanır (75, 81). Kasların modellenmesi ile sinir sisteminin kaslar üzerindeki etkisi ve kas iskelet sisteminde oluşturduğu etkinin daha iyi sağlanması amaçlanmıştır. Kas-iskelet sisteminin modellenmesi ile de vücut segmentlerinde oluşan torkların, momentlerin hesaplanması ve kaslara binen yüklerin hesaplanması amaçlanmaktadır.

Simülasyon

Elde edilen kinetik ve kinematik veriler, yapılan modellemeler sonrasında insan hareketlerinin bilgisayar ortamında simüle edilmesi son yıllarda araştırmacılara ve klinisyenlere birçok olanak sağlamaktadır (75, 82, 83). Örneğin kinetik ve

kinematik veriler toplanmış bir yürüyüşe ait verilerin model üzerinde bilgisayar ortamında simülasyonunun oluşturulması ile birçok farklı değişkenin sonuca nasıl etki ettiğinin deney yapılmadan görülmesini sağlamaktadır.



3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Araştırmaya Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi Protez ve Biyomekanik Ünitesi tarafından rutin olarak takip edilen 18-64 yaş aralığındaki unilateral transtibial amputasyona sahip bireyler ve bu bireylerle benzer demografik özelliklere sahip sağlıklı bireyler dahil edildi. Sağlıklı bireyler amputasyonu olan bireylerin yakınlarından seçildi. Çalışmanın yapılabilmesi için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alındı (GO18/1019).

Araştırmaya dahil edilme kriterleri:

Amputasyonu olan bireyler için

1. Unilateral transtibial amputasyona sahip olma,
2. En az 1 yıldır bir diz altı protezi kullanıyor olma,
3. Medicare Fonksiyonel Sınıflandırma Sistemi'nde K3 ya da K4 seviyesinde olma,
4. 18-64 yaş aralığında olma,
5. Komutları anlayabilecek bilişsel düzeye sahip olma şeklinde,

Sağlıklı bireyler için ise:

1. 18-64 yaş aralığında olma
2. Komutları anlayabilecek bilişsel düzeye sahip olma şeklinde belirlendi.

Araştırmaya dahil edilmeme kriterleri

Amputasyonu olan bireyler için:

1. Yürüyüş parametrelerini etkileyebilecek farklı kas iskelet sistemi problemlerine sahip olma şeklinde,

Sağlıklı bireyler için ise:

1. Yürüyüş parametrelerini etkileyebilecek farklı kas iskelet sistemi problemlerine sahip olma şeklinde belirlendi.

3.2. Yöntem

Araştırmaya dahil edilen bireylere ait değerlendirmeler Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi'nde yapıldı.

3.2.1. Değerlendirmeler

Araştırma kapsamında çalışmaya dahil edilen bireylere aşağıdaki değerlendirmeler yapıldı.

Demografik Bilgiler

Araştırmaya dahil edilen bireylerin isim, soy isim, yaş, boy, cinsiyet, meslek ve iletişim bilgileri gibi kişisel bilgileri alınarak ekte sunulan veri toplama formuna kaydedildi.

Amputasyonu olan bireylerde bu bilgilere ek olarak amputasyon tarihi, amputasyon nedeni, protez tipi, protez komponentleri gibi bilgileri de alınarak veri toplama formuna kaydedildi.

Alt Ekstremitte Üç Boyutlu Kinematik Ölçümleri

Yürüyüş esnasında ekstremitelere ait üç boyutlu kinematik verilerin toplanmasında MVN BIOMECH Awinda (Xsens Technologies B. V., Enschede, Netherlands) sistemine ait sensörler kullanıldı. Bu sensor sistemi, biyomekanik analizde altın standart olarak kabul edilen optoelektronik hareket analiz sistemleriyle kıyaslandığında geçerli ve güvenilir sonuçlar vermiştir(84-86). Klinikte hareket analizinde ve yürüyüş değerlendirmesinde rutin olarak kullanılan sistemlerden biridir. Bu sistemde bireylerin üzerine yerleştirilen sensörler sayesinde 23 segment 22 eklemin 3 boyutlu kinematik verileri toplanabilmektedir. Yürüyüş sırasında alt, üst ekstremit ve gövdeye ait açısal değerler zaman mesafe karakteristikleri ölçümü ile eş zamanlı olarak MVN BIOMECH Awinda ve yazılımı ile değerlendirilerek, yürüyüşün kinematik özelliklerine ilişkin çoklu veri ortamı elde edilebilmektedir.

3 boyutlu kinematik analiz sisteminde sistem içerisinde iskelet oluşturulması, ölçümlerin bu model üzerinden hesaplanması ve ölçüm esnasında değerlendiriciye aynı model üzerinden oluşturulan avatar ile görsel geri dönüş yapılabilmesi amacıyla mezura yardımıyla aşağıda belirtilen uzunluk ve genişlik ölçümleri yapıldı:

Boy uzunluğu: Başın en üst noktası ile yer arasındaki mesafe,

Omuz yüksekliği: Akromion ile yer arası mesafe,

Omuz genişliği: Akromionlar arası mesafe,

Kulaç uzunluğu: Kollar iki yanda açık, T pozisyonunda iken 3. parmakların uç noktaları arasındaki mesafe,

Dirsek açıklığı: Kollar iki yanda açık, T pozisyonunda iken dirsekler arası mesafe,

Bilek açıklığı: Kollar iki yanda açık, T pozisyonunda iken el bilekleri arası mesafe,

Kalça yüksekliği: Trokanter majör ile yer arası mesafe,

Kalça genişliği: Spina İliaka Anterior Superior'lar arası mesafe,

Diz yüksekliği: Lateral Femoral Kondil ile yer arası mesafe,

Ayak bileği yüksekliği: Ayak bileği eklem merkezi ile yer arası mesafe.

Ölçümler tamamlandıktan sonra değerlendirmesi yapılacak olan birey üzerine 17 adet içerisinde akselerometre, jiroskop ve magnetometre bulunan sensör yerleştirildi. Sensörlerin vücuda sabitlenmesinde sisteme ait bantlar, eldivenler, yelek ve kafa bandı kullanıldı (şekil 3.1). Kalibrasyon işleminin ardından yürüyüşe ait 3 boyutlu kinematik veri anlık olarak toplanıp, bireyin hareketleri yazılım üzerindeki avatar üzerinden de eş zamanlı olarak takip edildi.



Şekil 3.1. Sensörlerin bireyler üzerine yerleştirilmesi

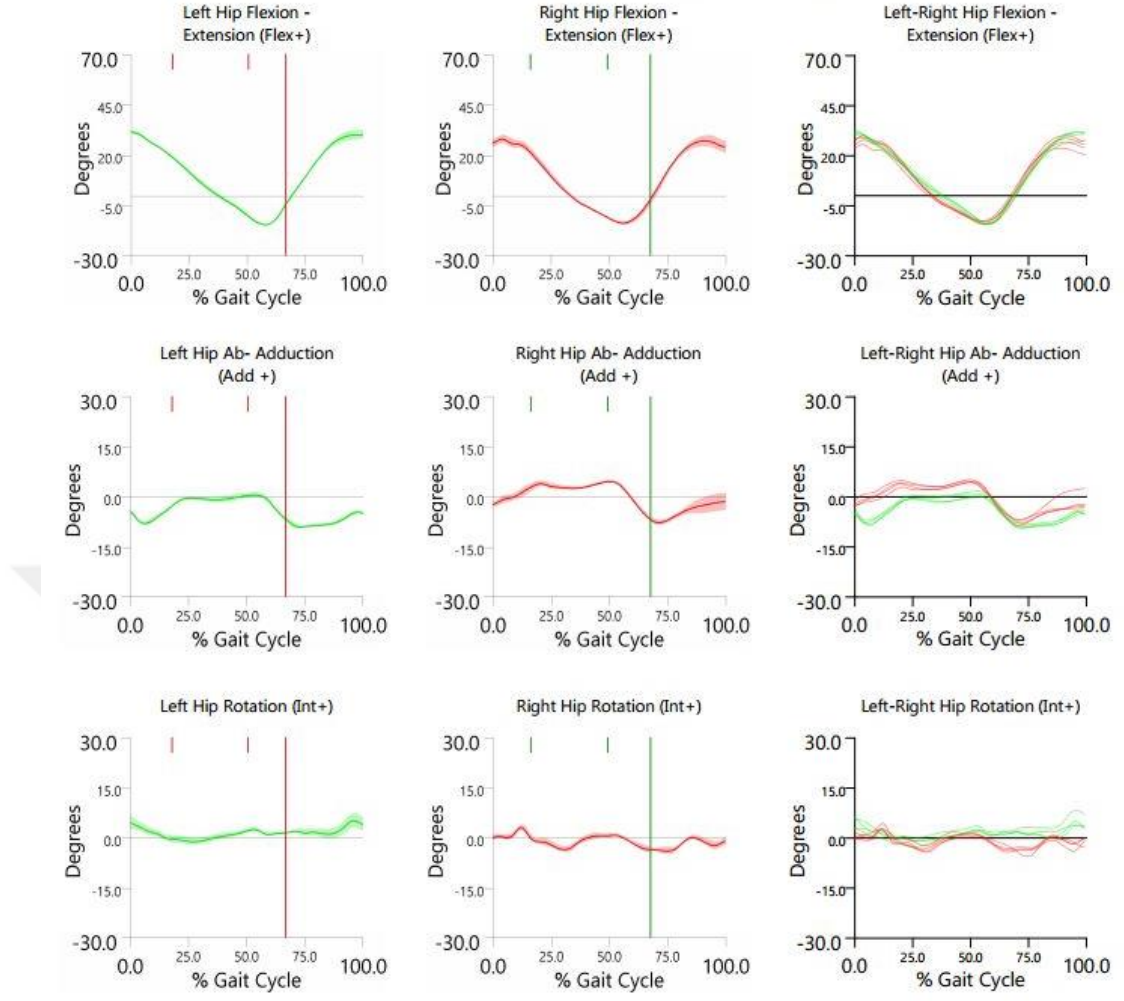
Çalışmaya dahil edilen bireylerin alt ekstremité 3 boyutlu kinematik verileri:
Sabiz zeminde kendilerini rahat hissettikleri hızda yürürken,
Hareketli zeminde kendilerini rahat hissettikleri hızda yürürken,
Hareketli zeminde rahat ettikleri hızın %20 daha fazlasında yürürken,
Hareketli zeminde rahat ettikleri hızın %20 daha azında yürürken,
%15 eğimde rampa yukarı yürürken,
%15 eğimde rampa aşağı yürürken,
Stabil olmayan zeminde rahat hissettikleri hızda yürürken,
Merdiven çıkarken,
Merdiven inerken toplandı.

Elde edilen veriler Visual3D (C-Motion, Inc, Germantown,MD) yazılımı kullanılarak analiz edildi ve raporlandı (75, 87). Bu yazılımda eklemlerden elde edilen 3 boyutlu kinematik veriler her bir hareket için ayaklara yerleştirilen sensörlerden elde edilen topuk teması verilerine göre yürüyüş döngüsünde %0-%100 olacak şekilde hesaplanarak grafik üzerinde ortalamaları alınarak rapor haline getirildi (Şekil 3.2-5). Her bir grafiğin en yüksek, en düşük değerleri maksimum değerler olarak ve iki değer arasındaki fark da hareket açıklığı olarak kaydedildi. Sağlıklı bireylerden elde edilen verilerde sağ ve sol alt ekstremitenin ortalaması alınarak kaydedildi.

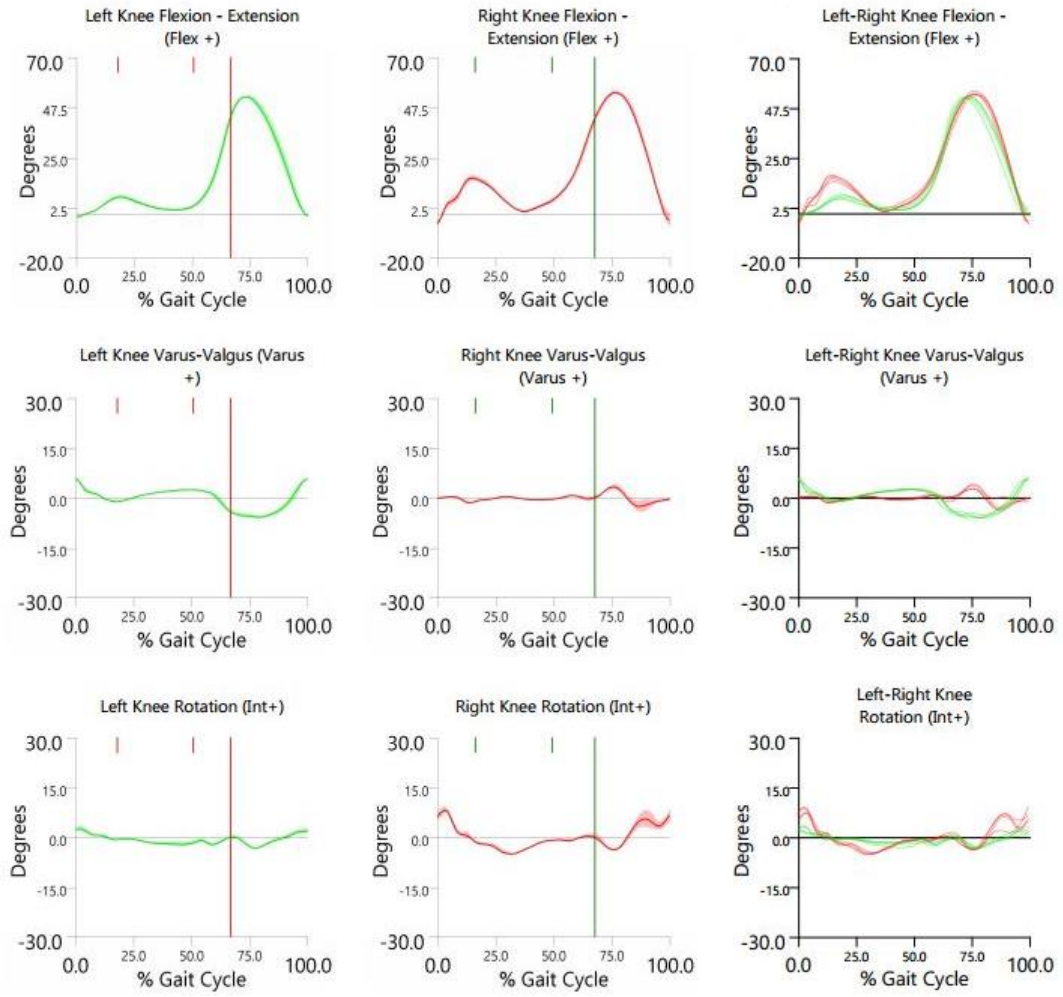


Speed	1.231 m/s	0.684 Statures/s
Stride	Wid(8) 0.204±0.017m	Len(8) 1.467±0.081m
Cycle Time	Computed: 1.194 s	Actual (8) 1.192±0.022 s
Measure±StdDev (Count)		Measure±StdDev (Count)
Left : 0.788±0.031 m (4)	Step Length	Right : 0.668±0.074 m (5)
Left : 0.587±0.016 s (4)	Step Time	Right 0.607±0.015 s (5)
Left Stance : 0.792±0.010 s (4)	Stance/Swing	Left Swing 0.396±0.016 s (4)
Right Stance 0.808±0.022 s (4)	Stance/Swing	Right Swing 0.390±0.009 s (5)
Left : 0.792±0.010 s (4)	Stance Time	Right : 0.808±0.022 s (4)
Left : 0.396±0.016 s (4)	Swing Time	Right : 0.390±0.009 s (5)
Left : 1.187±0.016 s (4)	Cycle Time	Right : 1.196±0.028 s (4)
Left : 102.185±2.809 (4)	Steps / Minute	Right : 98.947±2.354 (5)
Left : 50.533±0.683 (4)	Strides / Minute	Right : 50.195±1.185 (4)
Left : 0.217±0.012 s (5)	Initial DBL Support	Right : 0.192±0.010 s (4)
DBL Limb Support (9)		0.406±0.021 s

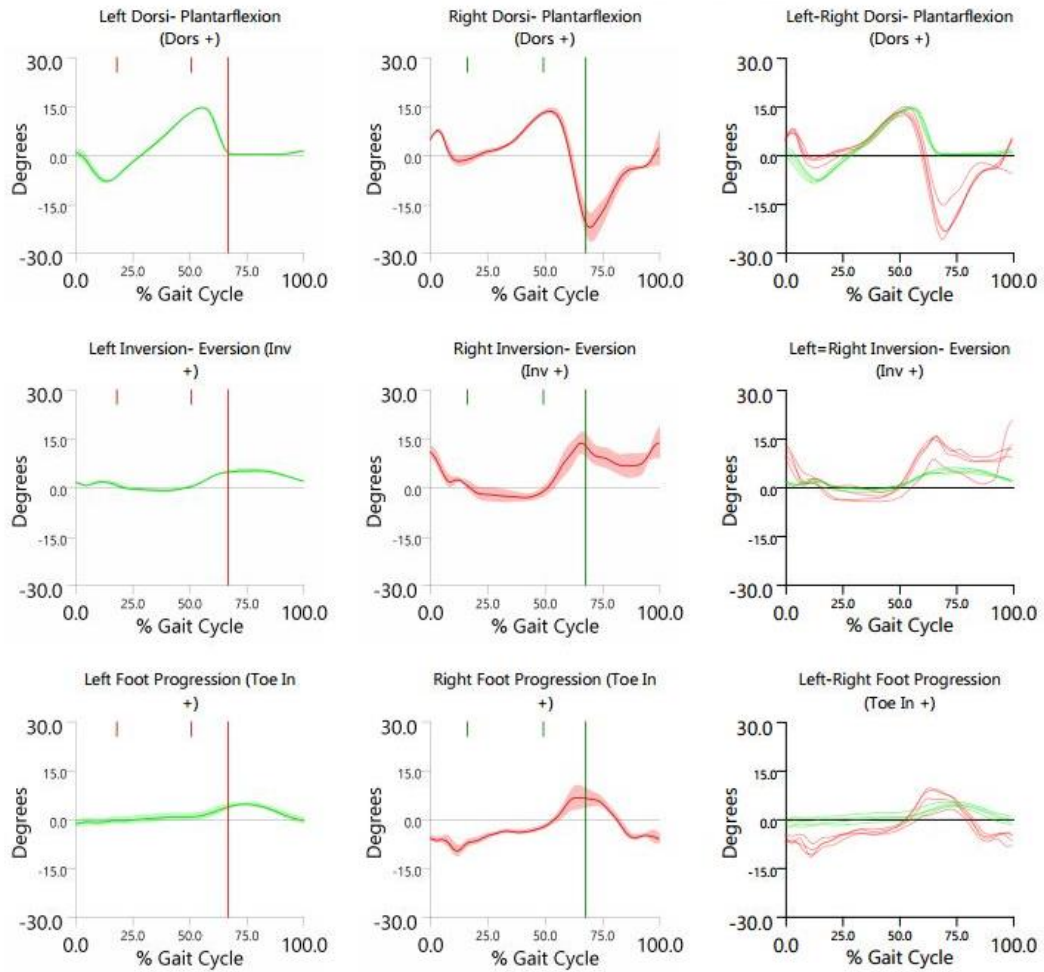
Şekil 3.2. Yürüyüşün zaman mesafe parametrelerinin raporlanması



Şekil 3.3. Kalça eklemi açısal kinematiklerinin raporlanması



Şekil 3.4. Diz eklemi açısal kinematiklerinin raporlanması



Şekil 3.5. Ayak bileği eklemi açısal kinematiklerinin raporlanması

Araştırmaya dahil edilen bireylerde alt ekstermite 3 boyutlu kinematik değerlendirmeler aşağıda belirtilen 9 farklı koşulda yapıldı:

Sabit Zeminde

Araştırmaya dahil edilen bireyler üzerine 3 boyutlu hareket analiz sisteminin sensörleri yerleştirilip, kalibrasyon işlemi tamamlandıktan sonra sabit zeminde, kendi seçtikleri hızda yürümeleri istendi (Şekil 3.6). Yürüyüş esnasında 3 boyutlu kinematik verileri toplandı.

Araştırmaya dahil edilen bireylere bu ölçüm 3 defa tekrarlandı ve 3 ölçümün sonuçlarının ortalaması kaydedildi.



Şekil 3.6. Sabit zeminde yapılan yürüyüş değerlendirmesi

Hareketli Zeminde

Hareketli zeminde yürüyüş esnasında alt ekstemite kinematik değerlendirmelerin yapılabilmesi amacıyla Biodex Gait Trainer 2 (Biodex Inc., Shirley, New York, USA) marka yürüyüş bandı kullanıldı (Şekil 3.7). Bu sistemle yürüyüş hızı kontrol edilebilmekte ve istenilen hıza ayarlanabilmektedir.

Araştırmaya dahil edilen bireylerin kendi seçtikleri hız belirlenerek bu hıza alışmaları için ya da olası bir hız değişikliği için en son belirlenen hızda 1 dakika boyunca yürümeleri istendi. Bir dakikalık yürüyüşü takiben bireylerden 3 dakika boyunca aynı hızda yürümeleri istendi ve bu yürüyüş esnasında alt ekstemitelere ait üç boyutlu kinematik veriler kaydedildi.



Şekil 3.7. Hareketli zeminde yürüyüş değerlendirmesi

Hızlı Yürüyüş

Hızlı yürüyüş esnasında kinematik verilerin toplanabilmesi amacıyla Biodex Gait Trainer 2 marka yürüyüş bandı üzerinde bireylerin bir önceki ölçümde belirledikleri hızdan %20 daha hızlı yürümeleri istendi (88, 89). 1 dakikalık alışma yürüyüşünü takip eden 3 dakikalık yürüyüş boyunca alt ekstremitelere ait kinematik veriler toplandı.

Yavaş Yürüyüş

Yavaş yürüyüş esnasında kinematik verilerin toplanabilmesi amacıyla Biodex Gait Trainer 2 marka yürüyüş bandı üzerinde bireylerin hareketli zeminde kendilerinin belirledikleri hızdan %20 daha yavaş yürümeleri istendi (88, 89). 1 dakikalık alışma yürüyüşünü takip eden 3 dakikalık yürüyüş boyunca alt ekstremitelere ait kinematik veriler toplandı.

Rampa Çıkma

Rampa çıkma esnasında alt ekstremitelere ait kinematik verilerin toplanabilmesi amacıyla Biodex Gait Trainer 2 marka yürüyüş bandı kullanıldı. Ölçümlerin yapılabilmesi için yürüyüş bandının eğimi %15 olacak şekilde yükseltildi (Şekil 3.8). Bu eğimde bireylerden kendi seçtikleri hızlarda yürümeleri istendi ve belirlenen hızda yapılan 1 dakikalık yürüyüşü takip eden 3 dakika boyunca kinematik veriler toplandı.



Şekil 3.8. Rampa çıkma esnasında yapılan yürüyüş değerlendirme

Rampa İnme

Rampa inme esnasında alt ekstremitelere ait kinematik verilerin toplanabilmesi amacıyla Biodex Gait Trainer 2 marka yürüyüş bandı kullanıldı (Şekil 3.9). Ölçümlerin yapılabilmesi için yürüyüş bandının eğimi %15 olacak şekilde yükseltildi

ve sistemin yürüyüş yönü tersine çevrildi. Bu eğitimde bireylerden kendi seçtikleri hızlarda yürümeleri istendi ve belirlenen hızda yapılan 1 dakikalık yürüyüşü takip eden 3 dakika boyunca kinematik veriler toplandı.



Şekil 3.9. Rampa inme esnasında yapılan yürüyüş değerlendirme

Merdiven Çıkma

Ölçümler esnasında bölümümüzde mevcut olan basamak yüksekliği 15 cm, derinliği 25 cm, genişliği 100 cm olan ve güvenlik amacıyla her iki kenarında trabzanları bulunan bir merdiven kullanıldı (Şekil 3.10). Araştırmaya dahil edilen bireylerin merdiven çıkma aktiviteleri boyunca alt ekstremitelerine ait kinematik verileri toplandı ve 3 tekrar yapılarak elde edilen verilerin ortalaması kaydedildi.



Şekil 3.10. Merdiven çıkma esnasında yapılan değerlendirme

Merdiven İnme

Ölçümler esnasında bölümümüzde mevcut olan basamak yüksekliği 15 cm, derinliği 25 cm, genişliği 100 cm olan ve güvenlik amacıyla her iki kenarında tırabzanları bulunan bir merdiven kullanıldı (Şekil 3.11). Araştırmaya dahil edilen bireylerin merdiven inme aktiviteleri boyunca alt ekstremitelerine ait kinematik verileri toplandı 3 tekrar yapılarak elde edilen verilerin ortalaması kaydedildi.



Şekil 3.11. Merdiven inme esnasında yapılan değerlendirme

Stabil Olmayan Zeminde Yürüyüş

Ölçümlerde literatürde kullanılan yöntemler referans alınarak 10 cm kalınlığında sıkıştırılabilir süngerden oluşan yürüyüş yolu kullanıldı (Şekil 3.12)(90). Bu yürüyüş yolu klinikte rutin olarak kullandığımız egzersiz matlarından oluşturuldu. Araştırmaya dahil edilen bireylerden bu yürüyüş yolu üzerinde yürümeleri istendikten sonra yürüyüş esnasında alt ekstremitelere ait kinematik veriler toplandı. Bu değerlendirme 3 defa tekrar edilerek elde edilen verilerin ortalaması kaydedildi.



Şekil 3.12. Stabil olmayan zeminde yapılan yürüyüş değerlendirmesi

3.3. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizinde “*Statistical Package for Social Sciences*” (SPSS) Versiyon 21 istatistik programı kullanıldı. Demografik özellikler için ortalama ve standart sapma değerleri hesaplandı. Nominal değişkenler yüzde (%) ile ifade edildi. Normal dağılıma uymayan tüm değişkenler ortanca ve çeyrekler arası açıklık olarak ifade edildi. Gruplar arası farklılıklar Mann Whitney U Testi ile, grup içi farklılıklar Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile analiz edildi. İstatistiksel hata düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlendi. 10 sağlıklı, 10 ampute bireyin dahil edildiği çalışma sonrasında amputasyonu olan bireylerde farklı zeminlerde protezli ekstremita adım uzunluğu

verileri ile G-Power 3.1 programı kullanılarak yapılan post hoc güç analizinde etki büyüklüğünün 2,17 olduğu, her gruptan 10 katılımcı ile çalışmanın %99 güce ulaştığı hesaplandı.



4. BULGULAR

Çalışmaya araştırma grubu olarak Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi Protez ve Biyomekanik Ünitesi tarafından rutin olarak takip edilen unilateral transtibial amputasyonu olan 10 birey ve bu bireylerle benzer özelliklere sahip 10 sağlıklı birey dahil edildi. Çalışmaya dahil edilen tüm bireyler erkekti. Gruplar demografik ve antropometrik özellikler bakımından benzerdi ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

Çalışmaya dahil edilen transtibial amputasyonu olan bireylere ve protezlerine ait özellikler Tablo 4.2 'de verilmiştir.

Tablo 4.1. Çalışmaya dahil edilen bireylerin demografik özellikleri

	Ampute ($X\pm SS$)	Sağlıklı ($X\pm SS$)	p
Yaş (yıl)	36,5 $\pm$ 10,33	33,70 $\pm$ 6,27	0,761
Boy (cm)	173,7 $\pm$ 9,67	177,5 $\pm$ 5,75	0,209
Vücut Ağırlığı (kg)	77,85 $\pm$ 11,44	78,80 $\pm$ 11,87	0,545

Tablo 4.2. Bireylerin protezlerine ait bilgiler

		n (%)
Amputasyon nedeni	Travma	6 (60)
	Vasküler nedenler	3 (30)
	Konjenital	1 (10)
Protez tipi	Modüler	10 (100)
Suspansiyon Sistemi	Aktif vakum	7 (70)
	Pasif Vakum	2 (20)
	Klasik	1 (10)
Protez Ayak	K3-K4 Karbon Ayak	10 (100)

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı zeminlerdeki kalça eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.3'te verilmiştir. Bireylerin farklı zeminlerdeki yürüyüş hızlarının farklı olduğu görüldü ($p<0,05$).

Tablo 4.3. Unilateral transtibial amputelerin farklı zeminlerde kalça eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Sabit Zemin	Hareketli	Stabil Olmayan	Sabit-Hareketli (p)*	Sabit-Stabil Olmayan (p)*
Ampute Protezli Taraf	Fleksiyon	31,00(28,25-28,75)	27,40(23,63-28,50)	37,15(31,98-41,30)	0,028	0,007
	Ekstansiyon	12,80(8,95--16)	7,45(6,28-16,23)	9,15(5,78-16,08)	0,059	0,066
	FE-EHA	42,10(39,38-46,35)	34,75(30,95-38,05)	47,95(43,60-51,50)	0,005	0,005
	Abduksiyon	5,80(4,45-8,78)	7,35(3,05-10,00)	7,80(3,45-9,93)	0,959	0,683
	Adduksiyon	3,65(0,75-5,05)	2,05(1,08-4,78)	2,85(1,60-5,95)	0,859	0,475
	AA-EHA	9,60(8,98-12,63)	9,40(7,43-11,43)	10,55(8,98-13,83)	0,386	0,919
	İnt. Rotasyon	6,36(4,73-9,28)	5,65(3,75-8,05)	9,45(4,73-11,15)	0,333	0,241
	Ekst. Rotasyon	3,55(1,98-10,88)	4,70(1,75-8,30)	4,55(1,00-7,35)	0,722	0,799
	Rot-EHA	10,85(9,90-13,05)	10,20(8,38-11,95)	11,90(10,65-14,95)	0,214	0,445
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Fleksiyon	28,56(27,50-30,00)	24,70(23,63-28,50)	33,45(31,68-37,78)	0,015	0,047
	Ekstansiyon	9,55(6,50-13,08)	7,10(6,28-16,23)	6,40(3,48-12,28)	0,138	0,074
	FE-EHA	37,15(35,88-40,64)	31,80(30,95-38,05)	39,05(37,28-44,15)	0,017	0,021
	Abduksiyon	6,65(4,30-7,73)	4,25(3,05-10,00)	5,15(2,63-6,50)	0,011	0,028
	Adduksiyon	4,6(2,88-6,23)	4,40(1,08-4,78)	3,55(2,75-5,73)	0,386	0,721
	AA-EHA	12,2(8,63-13,83)	7,00(7,43-11,43)	8,30(7,08-10,18)	0,005	0,017
	İnt. Rotasyon	4,5(3,20-6,88)	4,45(3,75-8,05)	6,80(3,25-9,60)	0,203	0,259
	Ekst. Rotasyon	4,65(3,33-6,15)	5,65(1,75-8,30)	3,65(2,30-8,18)	0,721	0,241
	Rot-EHA	8,55(7,80-11,78)	9,50(8,38-11,95)	9,40(6,95-13,65)	0,332	0,919

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin farklı zeminlerdeki yürüyüşlerinde kalça eklem kinematiklerine ait veriler Tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4. Sağlıklı bireylerin farklı zeminlerde kalça eklem kinematikleri

Sağlıklı	Parametre (°)	Sabit Zemin	Hareketli	Stabil Olmayan	Sabit-Hareketli (p)*	Sabit-Stabil Olmayan (p)*
	Fleksiyon	29,00(26,38-31,98)	24,60(23,23-27,05)	32,25(31,18-32,78)	0,005	0,028
	Ekstansiyon	10,58(8,26-14,80)	12,33(10,39-14,71)	10,23(8,44-12,81)	0,169	0,760
	FE-EHA	38,50(36,93-40,93)	36,18(33,84-39,23)	42,23(40,50-44,66)	0,114	0,005
	Abduksiyon	5,78(5,04-7,96)	5,80(4,79-7,64)	5,85(3,76-8,25)	0,285	0,359
	Adduksiyon	4,78(3,54-6,24)	5,08(3,04-6,41)	5,48(4,71-6,84)	0,959	0,059
	AA-EHA	11,98(10,26-12,44)	10,35(9,48-13,00)	12,75(10,48-13,30)	0,445	0,721
	İnt. Rotasyon	7,73(5,85-9,26)	7,50(4,30-8,59)	11,18(5,79-14,74)	0,507	0,017
	Ekst. Rotasyon	2,58(1,13-7,28)	2,98(1,65-6,99)	2,80(1,44-5,84)	0,307	0,799
	Rot-EHA	11,33(10,08-12,44)	10,83(10,08-12,23)	13,80(11,65-16,93)	0,646	0,059

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı zeminlerdeki yürüyüşlerinde diz eklemlerine ait 3 boyutlu kinematik analiz verileri Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.5. Unilateral transtibial amputelerin farklı zeminlerde diz eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Sabit Zemin	Hareketli	Stabil Olmayan	Sabit-Hareketli (p)*	Sabit-Stabil Olmayan (p)*
Ampute Protezli Taraf	Fleksiyon	64,85(55,53-66,65)	53,70(47,08-62,55)	64,00(56,80-71,60)	0,017	0,053
	Ekstansiyon	0,00(0,00-0,00)	0,00(-2,00-0,00)	0,00(-1,75-0,00)	0,109	0,109
	FE-EHA	64,85(55,53-66,65)	53,70(44,98-62,55)	64,00(54,65-71,60)	0,017	0,139
	Valgus	5,45(4,43-7,10)	5,55(4,15-6,08)	5,40(4,60-7,85)	0,202	0,342
	Varus	2,90(2,40-4,44)	2,90(2,05-3,33)	3,65(2,15-4,00)	0,308	0,646
	VV-EHA	9,05(7,70-10,94)	8,10(6,45-9,55)	9,25(7,60-11,63)	0,102	0,508
	İnt. Rotasyon	5,35(1,92-7,63)	3,50(2,68-5,43)	5,80(4,30-7,30)	0,359	0,037
	Ekst. Rotasyon	5,25(2,90-7,85)	3,30(2,00-4,10)	2,70(2,60-4,83)	0,007	0,203
	Rot-EHA	10,05(6,38-13,43)	6,70(5,18-8,98)	9,10(6,98-12,53)	0,032	0,878
Ampute Ekilenmemiş Taraf	Fleksiyon	63,00(58,60-69,70)	56,30(49,25-70,60)	62,75(58,83-69,60)	0,047	0,722
	Ekstansiyon	0,00(0,00-0,00)	0,00(-0,75-0,00)	0,00(0,00-0,00)	0,157	0,317
	FE-EHA	63,00(58,60-69,70)	55,95(49,25-70,60)	62,75(58,70-69,60)	0,037	0,722
	Valgus	3,40(2,91-5,58)	3,35(2,75-4,70)	3,65(3,23-4,78)	0,097	0,678
	Varus	3,35(2,45-3,78)	1,85(1,38-2,53)	1,60(0,80-2,20)	0,013	0,012
	VV-EHA	6,90(5,19-9,00)	5,35(4,15-7,05)	5,35(4,23-6,70)	0,022	0,017
	İnt. Rotasyon	7,20(5,26-9,63)	4,45(4,25-6,63)	5,45(3,83-7,50)	0,047	0,169
	Ekst. Rotasyon	5,75(4,15-7,00)	3,40(2,43-4,55)	2,75(1,50-4,78)	0,012	0,021
	Rot-EHA	12,80(10,28-16,50)	8,95(7,80-9,48)	8,75(6,33-11,13)	0,012	0,037

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus-varus hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin farklı zeminlerdeki yürüyüşlerinde kalça eklem kinematiklerine ait veriler Tablo 4.6’da verilmiştir.

Tablo 4.6. Sağlıklı bireylerin farklı zeminlerde diz eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Sabit Zemin	Hareketli	Stabil Olmayan	Sabit-Hareketli (p) *	Sabit-Stabil Olmayan (p) *
Sağlıklı	Fleksiyon	67,20(64,59-70,75)	65,78(64,86-70,00)	70,46(66,86-71,75)	0,779	0,213
	Ekstansiyon	0,00(0,00-0,00)	0,00(-0,16-0,00)	0,00(-0,80-0,00)	0,180	0,138
	FE-EHA	67,03(64,59-70,75)	65,60(64,45-69,89)	70,08(66,39-71,75)	0,514	0,314
	Valgus	4,38(3,14-6,33)	4,73(3,78-5,21)	5,10(3,38-7,20)	0,575	0,721
	Varus	2,45(1,66-2,91)	2,28(1,79-2,88)	1,93(1,74-2,80)	0,646	0,721
	VV-EHA	6,90(5,43-8,60)	7,03(5,96-7,93)	7,85(6,18-8,98)	0,594	0,386
	İnt. Rotasyon	6,03(4,86-7,73)	4,73(3,49-6,08)	4,83(3,21-5,49)	0,074	0,059
	Ekst. Rotasyon	4,18(3,08-5,49)	3,65(3,01-5,10)	3,40(3,05-3,85)	0,799	0,169
	Rot-EHA	10,30(8,16-12,76)	8,63(6,58-10,76)	8,10(7,20-9,35)	0,169	0,074

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus -varus hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı zeminlerde ayak bileği eklemlerine ait 3 boyutlu kinematik analiz verileri Tablo 4.7’de verilmiştir.

Tablo 4.7. Unilateral transtibial amputelerin farklı zeminlerde ayak bileği eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Sabit Zemin	Hareketli	Stabil Olmayan	Sabit-Hareketli (p)*	Sabit-Stabil Olmayan (p)*
Ampute Protezli Taraf	Dorsifleksiyon	12,75(8,80-14,13)	11,40(9,95-14,05)	13,35(10,28-15,23)	0,721	0,059
	Plantarfleksiyon	7,40(2,30-8,90)	1,95(0,23-6,98)	2,55(0,00-4,05)	0,012	0,015
	DP-EHA	17,65(14,58-20,25)	14,75(11,88-17,88)	15,30(11,70-18,98)	0,066	0,066
	Eversiyon	1,85(0,75-3,23)	0,25(-2,08-2,50)	1,20(-0,15-1,88)	0,139	0,059
	İnversiyon	2,60(0,98-3,63)	3,55(0,30-5,85)	3,00(0,60-4,80)	0,508	0,575
	İE-EHA	4,55(2,70-5,58)	3,30(2,65-4,33)	4,20(2,30-4,40)	0,021	0,012
	İnt. Rotasyon	0,40(-1,75-3,60)	0,40(-2,23-3,05)	-0,55(-4,18-5,53)	0,374	0,721
	Ekst. Rotasyon	3,65(1,53-4,38)	2,95(0,53-4,18)	3,90(0,33-6,83)	0,359	0,575
	Rot-EHA	4,05(3,55-5,33)	3,80(2,58-5,48)	2,80(2,33-5,60)	0,575	0,241
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Dorsifleksiyon	14,94(13,95-18,15)	13,75(10,30-16,48)	14,25(10,58-15,85)	0,032	0,059
	Plantarfleksiyon	15,45(12,28-22,56)	8,25(5,53-12,00)	12,25(6,53-20,65)	0,009	0,285
	DP-EHA	33,80(26,63-36,30)	22,60(20,45-24,33)	24,95(23,50-33,70)	0,013	0,022
	Eversiyon	3,65(1,65-6,13)	4,25(1,08-6,15)	1,60(0,78-4,30)	0,721	0,285
	İnversiyon	10,00(7,90-14,15)	9,10(7,00-11,18)	13,00(9,63-15,05)	0,514	0,285
	İE-EHA	12,51(11,65-17,80)	12,55(10,28-15,38)	14,70(10,45-16,43)	0,308	0,878
	İnt. Rotasyon	8,65(-1,68-14,80)	2,55(-4,90-10,03)	6,35(-0,05-16,53)	0,007	0,959
	Ekst. Rotasyon	6,30(2,33-13,98)	5,75(0,80-11,75)	9,65(3,70-13,53)	0,285	0,285
	Rot-EHA	15,75(10,40-20,43)	9,30(7,45-12,85)	13,80(11,85-20,73)	0,009	0,646

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin farklı zeminlerdeki yürüyüşlerinde ayak bileği eklem kinematiklerine ait veriler Tablo 4.8’da verilmiştir.

Tablo 4.8. Sağlıklı bireylerin farklı zeminlerde ayak bileği eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Sabit Zemin	Hareketli	Stabil Olmayan	Sabit-Hareketli (p)*	Sabit- Stabil Olmayan (p)*
Sağlıklı	Dorsifleksiyon	17,95(12,38-19,53)	16,45(10,61-17,75)	17,78(11,11-19,39)	0,005	0,575
	Plantarfleksiyon	21,30(19,93-24,63)	17,33(13,86-25,30)	24,03(16,55-27,05)	0,093	0,799
	DP-EHA	36,65(33,91-41,50)	31,88(26,73-37,38)	36,93(35,35-42,45)	0,037	0,838
	Eversiyon	2,20(1,23-4,81)	2,43(1,06-5,64)	2,70(0,89-4,50)	0,721	0,878
	İnversiyon	10,48(5,61-12,56)	9,78(8,00-11,24)	11,60(10,86-15,15)	0,575	0,093
	İE-EHA	12,38(10,18-13,61)	12,35(10,26-14,59)	14,90(12,29-16,85)	0,445	0,037
	İnt. Rotasyon	11,63(7,41-14,59)	11,93(6,14-14,85)	13,30(9,31-14,74)	0,959	0,445
	Ekst. Rotasyon	5,48(4,33-6,31)	3,53(1,03-5,76)	6,70(4,88-8,70)	0,037	0,169
	Rot-EHA	16,23(14,00-20,23)	16,05(9,31-17,48)	19,30(15,60-22,15)	0,241	0,139

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı , *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı zeminlerdeki yürüyüşlerine ait kalça eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.9’da, diz eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.10’da ve ayak bileği eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.11’de verilmiştir.

Tablo 4.9. Farklı zeminlerde kalça eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli- Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş- Sağlıklı (p)**
Sabit Zemin	Fleksiyon	0,306	0,449	0,940
	Ekstansiyon	0,053	0,545	0,596
	FE-EHA	0,017	0,041	0,597
	Abduksiyon	0,760	0,762	0,94
	Adduksiyon	0,169	0,140	0,734
	AA-EHA	0,386	0,112	0,970
	İnt. Rotasyon	0,169	0,496	0,089
	Ekst. Rotasyon	0,646	0,406	0,257
	Rot-EHA	0,333	0,940	0,096
Hareketli Zemin	Fleksiyon	0,221	0,406	0,762
	Ekstansiyon	0,025	0,112	0,070
	FE-EHA	0,168	0,364	0,023
	Abduksiyon	0,047	0,449	0,034
	Adduksiyon	0,284	0,041	0,384
	AA-EHA	0,041	0,186	0,019
	İnt. Rotasyon	0,169	0,345	0,049
	Ekst. Rotasyon	0,721	0,545	0,173
	Rot-EHA	0,308	0,257	0,041
Stabil olmayan zemin	Fleksiyon	0,139	0,049	0,326
	Ekstansiyon	0,047	0,496	0,096
	FE-EHA	0,005	0,064	0,162
	Abduksiyon	0,185	0,427	0,272
	Adduksiyon	0,507	0,034	0,031
	AA-EHA	0,138	0,427	0,008
	İnt. Rotasyon	0,059	0,290	0,112
	Ekst. Rotasyon	0,906	0,596	0,448
	Rot-EHA	0,093	0,326	0,034

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Tablo 4.10. Farklı zeminlerde diz eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş- Sağlıklı (p)**
Sabit Zemin	Fleksiyon	0,203	0,054	0,173
	Ekstansiyon	1,000	0,317	0,317
	FE-EHA	0,203	0,070	0,199
	Valgus	0,050	0,257	0,496
	Varus	0,445	0,095	0,150
	VV-EHA	0,014	0,026	0,940
	İnt. Rotasyon	0,083	0,326	0,326
	Ekst. Rotasyon	0,646	0,427	0,226
	Rot-EHA	0,169	0,880	0,131
Hareketli Zemin	Fleksiyon	0,083	0,005	0,070
	Ekstansiyon	0,465	0,456	0,829
	FE-EHA	0,103	0,005	0,070
	Valgus	0,028	0,257	0,049
	Varus	0,005	0,307	0,257
	VV-EHA	0,028	0,198	0,059
	İnt. Rotasyon	0,203	0,364	0,705
	Ekst. Rotasyon	0,307	0,257	0,427
	Rot-EHA	0,333	0,364	0,940
Stabil olmayan zemin	Fleksiyon	0,799	0,173	0,082
	Ekstansiyon	0,144	0,929	0,123
	Valgus	0,959	0,199	0,096
	Varus	0,037	0,225	0,212
	VV-EHA	0,008	0,041	0,075
	AA-EHA	0,009	0,041	0,023
	İnt. Rotasyon	0,767	0,104	0,344
	Ekst. Rotasyon	0,799	0,129	0,344
	Rot-EHA	0,508	0,290	0,545

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus-varus hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Tablo 4.11. Farklı zeminlerde ayak bileği eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Sabit Zemin	Dorsifleksiyon	0,007	0,016	0,450
	Plantarfleksiyon	0,005	<0,001	0,096
	DP-EHA	0,005	<0,001	0,049
	Eversiyon	0,161	0,545	0,384
	İnversiyon	0,005	0,002	0,762
	İE-EHA	0,005	<0,001	0,290
	İnt. Rotasyon	0,037	<0,001	0,326
	Ekst. Rotasyon	0,066	0,028	0,571
	Rot-EHA	0,007	0,001	0,472
Hareketli Zemin	Dorsifleksiyon	0,415	0,096	0,326
	Plantarfleksiyon	0,037	<0,001	0,008
	DP-EHA	0,012	<0,001	0,004
	Eversiyon	0,074	0,049	0,545
	İnversiyon	0,008	0,001	0,677
	İE-EHA	0,005	<0,001	0,791
	İnt. Rotasyon	0,333	<0,001	0,059
	Ekst. Rotasyon	0,074	0,571	0,326
	Rot-EHA	0,005	<0,001	0,034
Stabil olmayan zemin	Dorsifleksiyon	0,878	0,082	0,198
	Plantarfleksiyon	0,005	<0,001	0,026
	DP-EHA	0,005	<0,001	0,002
	Eversiyon	0,284	0,075	0,496
	İnversiyon	0,005	<0,001	0,623
	İE-EHA	0,005	<0,001	0,762
	İnt. Rotasyon	0,047	<0,001	0,257
	Ekst. Rotasyon	0,241	0,069	0,173
	Rot-EHA	0,005	<0,001	0,112

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, **Mann Whitney U Testi

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı zeminlerdeki yürüyüşlerine ait zaman-mesafe parametreleri Tablo 4.12’de verilmiştir.

Tablo 4.12. Unilateral transtibial amputelerde farklı zeminlerde yürüyüşün zaman mesafe parametreleri

	Parametre	Sabit Zemin	Hareketli	Stabil Olmayan	Sabit-Hareketli (p)*	Sabit-Stabil Olmayan (p)*
Ampute	Hız (m/sn)	1,06(0,98-1,14)	0,66(0,61-0,87)	0,92(0,82-1,02)	0,009	0,005
	Kadans (Adım/dk)	99,00(97,00-103,00)	98,00(88,75-104,00)	92,00(88,00-100,00)	0,515	0,028
Ampute Protezli Taraf	Adım Uzunluğu (cm)	0,65(0,62-0,69)	0,45(0,38-0,53)	0,62(0,60-0,68)	0,009	0,075
	Adım Süresi (sn)	0,59(0,54-0,61)	0,60(0,57-0,66)	0,63(0,59-0,71)	0,284	0,028
	Duruş Süresi (sn)	0,81(0,73-0,83)	0,83(0,79-0,94)	0,90(0,86-0,94)	0,221	0,074
	Sallanma Süresi (sn)	0,40(0,37-0,42)	0,38(0,35-0,42)	0,44(0,43-0,49)	0,444	0,008
	Döngü Süresi (sn)	1,21(1,10-1,24)	1,22(1,14-1,35)	1,33(1,30-1,37)	0,444	0,005
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Adım Uzunluğu (cm)	0,62(0,58-0,69)	0,41(0,37-0,51)	0,60(0,56-0,62)	0,007	0,138
	Adım Süresi (sn)	0,63(0,57-0,64)	0,62(0,57-0,69)	0,67(0,64-0,69)	0,413	0,019
	Duruş Süresi (sn)	0,82(0,74-0,88)	0,84(0,80-0,97)	0,91(0,85-0,96)	0,646	0,386
	Sallanma Süresi (sn)	0,39(0,36-0,41)	0,38(0,34-0,39)	0,41(0,39-0,45)	0,203	0,024
	Döngü Süresi (sn)	1,21(1,11-1,23)	1,22(1,16-1,36)	1,28(1,19-1,39)	0,441	0,037

*Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin farklı zeminlerdeki yürüyüşlerine ait zaman-mesafe parametreleri Tablo 4.13’de verilmiştir.

Tablo 4.13. Sağlıklı bireylerde farklı zeminlerde yürüyüşün aman mesafe parametreleri

	Parametre	Sabit Zemin	Hareketli	Stabil Olmayan	Sabit-Hareketli (p)*	Sabit-Stabil Olmayan (p)*
Sağlıklı	Hız (m/sn)	1,20(1,08-1,34)	0,94(0,83-1,08)	1,08(0,97-1,21)	0,007	0,005
	Kadans (Adım/dk)	106,00(100,25-113,75)	102,00(98,00-106,50)	98,00(90,50-101,00)	0,007	0,005
	Adım Uzunluğu (cm)	0,66(0,64-0,75)	0,55(0,52-0,61)	0,70(0,62-0,72)	0,046	0,624
	Adım Süresi (sn)	0,55(0,53-0,59)	0,59(0,56-0,61)	0,64(0,61-0,66)	0,028	0,005
	Duruş Süresi (sn)	0,76(0,70-0,80)	0,78(0,75-0,85)	0,86(0,82-0,92)	0,811	0,005
	Sallanma Süresi (sn)	0,37(0,36-0,39)	0,37(0,36-0,39)	0,39(0,37-0,41)	0,053	0,057
	Döngü Süresi (sn)	1,12(1,05-1,20)	1,17(1,11-1,22)	1,22(1,20-1,32)	0,059	0,005

*Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı zeminlerdeki yürüyüşlerine ait zaman-mesafe verilerinin ekstremiteler arası karşılaştırmasına ait veriler Tablo 4.14 'te verilmiştir.

Tablo 4.14. Farklı zeminlerde yürüyüşün zaman mesafe parametrelerinin ekstremiteler arası karşılaştırılması

	Parametre	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Sabit Zemin	Adım Uzunluğu(cm)	0,066	0,544	0,140
	Adım Süresi(sn)	0,007	0,405	0,007
	Duruş Süresi(sn)	0,067	0,069	0,014
	Sallanma Süresi(sn)	0,537	0,149	0,305
	Döngü Süresi(sn)	0,942	0,049	0,034
Hareketli Zemin	Adım Uzunluğu(cm)	0,395	0,023	0,016
	Adım Süresi(sn)	0,151	0,404	0,121
	Duruş Süresi(sn)	0,103	0,173	0,172
	Sallanma Süresi(sn)	0,083	0,622	0,879
	Döngü Süresi(sn)	0,180	0,256	0,173
Stabil Olmayan Zemin	Adım Uzunluğu(cm)	0,172	0,140	0,005
	Adım Süresi(sn)	0,332	0,761	0,184
	Duruş Süresi(sn)	0,905	0,198	0,151
	Sallanma Süresi(sn)	0,005	0,001	0,063
	Döngü Süresi(sn)	0,126	0,011	0,427

*Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı hızlardaki yürüyüşlerine ait kalça eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.15'te verilmiştir.

Tablo 4.15. Unilateral transtibial amputelerin farklı hızlarda kalça eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Normal	Hızlı	Yavaş	Normal-Hızlı (p)*	Normal-Yavaş(p)*
Ampute Protezli Taraf	Fleksiyon	27,40(23,63-28,50)	26,95(23,68-30,00)	24,60(20,55-27,90)	0,888	0,050
	Ekstansiyon	7,45(6,28-16,23)	9,30(7,65-14,65)	7,60(5,05-14,50)	0,059	0,574
	FE-EHA	34,75(30,95-38,05)	37,35(32,38-41,80)	33,00(29,18-37,95)	0,012	0,153
	Abduksiyon	7,35(3,05-10,00)	5,25(1,50-6,73)	4,55(2,33-8,13)	0,168	0,722
	Adduksiyon	2,05(1,08-4,78)	3,40(1,58-7,28)	2,95(0,75-5,38)	0,235	0,508
	AA-EHA	9,40(7,43-11,43)	8,70(7,58-10,20)	7,70(6,83-8,95)	0,235	0,028
	İnt. Rotasyon	5,65(3,75-8,05)	5,90(4,65-8,33)	6,35(4,13-8,90)	0,202	0,066
	Ekst. Rotasyon	4,70(1,75-8,30)	3,00(1,15-8,65)	4,35(1,48-8,68)	0,068	0,609
	Rot-EHA	10,20(8,38-11,95)	9,20(7,93-11,68)	10,75(8,68-12,05)	0,444	0,202
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Fleksiyon	24,70(23,00-28,20)	23,85(18,48-27,80)	22,30(18,68-25,05)	0,168	0,013
	Ekstansiyon	7,10(4,90-12,88)	8,70(6,00-13,30)	6,25(3,48-9,98)	0,024	0,183
	FE-EHA	31,80(28,20-35,53)	33,35(30,70-36,28)	28,90(24,28-31,93)	0,213	0,007
	Abduksiyon	4,25(1,90-5,30)	3,95(1,83-4,85)	3,35(1,80-5,08)	0,476	0,202
	Adduksiyon	4,40(2,90-5,33)	4,65(2,28-6,70)	4,25(2,23-5,83)	0,284	0,575
	AA-EHA	7,00(6,00-11,45)	7,65(5,93-10,50)	6,85(5,48-10,40)	0,515	0,333
	İnt. Rotasyon	4,45(2,33-6,25)	4,15(1,90-7,08)	3,95(1,50-5,83)	0,201	0,859
	Ekst. Rotasyon	5,65(3,95-7,13)	5,40(3,78-6,33)	4,90(4,28-7,00)	0,646	0,720
	Rot-EHA	9,50(7,33-10,50)	10,15(6,18-12,08)	9,00(6,88-10,40)	0,721	0,721

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin farklı hızlardaki yürüyüşlerine ait kalça eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.16'da verilmiştir.

Tablo 4.16. Sağlıklı bireylerin farklı hızlarda kalça eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Normal	Hızlı	Yavaş	Normal-Hızlı (p)*	Normal-Yavaş (p)*
Sağlıklı	Fleksiyon	24,60(23,23-27,05)	25,15(22,21-26,40)	23,15(20,49-24,79)	0,262	0,017
	Ekstansiyon	12,33(10,39-14,71)	14,75(11,79-16,90)	10,75(7,29-12,81)	0,013	0,009
	FE-EHA	36,18(33,84-39,23)	38,23(33,48-43,35)	33,60(30,59-36,16)	0,333	0,007
	Abduksiyon	5,80(4,79-7,64)	6,50(4,93-9,15)	4,98(3,74-7,88)	0,153	0,445
	Adduksiyon	5,08(3,04-6,41)	5,38(4,46-7,40)	5,13(4,46-6,25)	0,139	0,610
	AA-EHA	10,35(9,48-13,00)	12,45(10,30-15,05)	10,93(8,43-13,16)	0,028	0,610
	İnt. Rotasyon	7,50(4,30-8,59)	7,75(4,64-8,54)	7,05(2,63-7,98)	0,202	0,086
	Ekst. Rotasyon	2,98(1,65-6,99)	3,90(1,74-5,68)	2,95(1,46-6,45)	0,683	0,515
	Rot-EHA	10,83(10,08-12,23)	10,50(9,73-13,33)	9,88(8,93-10,50)	0,507	0,022

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı hızlardaki yürüyüşlerine ait diz eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.17’de verilmiştir.

Tablo 4.17. Unilateral transtibial amputelerin farklı hızlarda diz eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Normal	Hızlı	Yavaş	Normal-Hızlı (p)*	Normal-Yavaş (p)*
Ampute Protezli Taraf	Fleksiyon	53,70(47,08-62,55)	54,00(48,93-64,65)	48,70(40,88-58,20)	0,308	0,005
	Ekstansiyon	0,00(-2,00-0,00)	0,00(0,00-0,00)	0,00(-0,63-0,00)	0,414	0,285
	FE-EHA	53,70(44,98-62,55)	54,00(48,93-64,65)	48,70(40,88-58,20)	0,202	0,005
	Valgus	5,55(4,15-6,08)	5,00(3,53-6,25)	4,65(3,98-5,43)	0,553	0,386
	Varus	2,90(2,05-3,33)	2,55(2,15-3,33)	2,60(2,13-3,03)	0,610	0,327
	VV-EHA	8,10(6,45-9,55)	7,50(6,28-9,10)	6,95(6,55-8,73)	0,609	0,332
	İnt. Rotasyon	3,50(2,68-5,43)	3,90(2,93-7,60)	3,40(1,90-5,75)	0,441	0,260
	Ekst. Rotasyon	3,30(2,00-4,10)	3,85(2,25-6,13)	3,55(1,73-4,33)	0,074	0,624
	Rot-EHA	6,70(5,18-8,98)	8,05(5,78-13,18)	6,15(3,90-10,78)	0,114	0,221
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Fleksiyon	56,30(49,25-70,60)	59,50(54,88-64,78)	53,10(48,05-62,50)	0,202	0,009
	Ekstansiyon	0,00(-0,75-0,00)	0,00(-1,50-0,00)	0,00(0,00-0,00)	0,593	0,655
	FE-EHA	55,95(49,25-70,60)	59,00(54,88-64,03)	53,10(48,05-62,50)	0,284	0,013
	Valgus	3,35(2,75-4,70)	3,45(2,68-4,33)	3,20(2,30-3,93)	0,838	0,108
	Varus	1,85(1,38-2,53)	1,95(1,78-2,45)	1,85(1,38-2,10)	0,528	1,000
	VV-EHA	5,35(4,15-7,05)	5,45(4,58-6,35)	4,70(3,95-5,80)	0,477	0,202
	İnt. Rotasyon	4,45(4,25-6,63)	4,95(4,15-7,40)	5,50(4,03-7,10)	0,221	0,553
	Ekst. Rotasyon	3,40(2,43-4,55)	3,60(2,55-4,85)	2,85(2,13-4,63)	0,332	0,343
	Rot-EHA	8,95(7,80-9,48)	10,50(8,83-11,90)	9,00(7,18-9,90)	0,109	0,919

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus-varus hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin farklı hızlardaki yürüyüşlerine ait diz eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.18’de verilmiştir.

Tablo 4.18. Sağlıklı bireylerin farklı hızlarda diz eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Normal	Hızlı	Yavaş	Normal-Hızlı (p)*	Normal-Yavaş (p)*
Sağlıklı	Fleksiyon	65,78(64,86-70,00)	68,35(65,71-72,06)	63,50(62,81-66,91)	0,005	0,007
	Ekstansiyon	0,00(-0,16-0,00)	0,00(-0,31-0,00)	0,00(-0,74-0,00)	0,593	0,285
	FE-EHA	65,60(64,45-69,89)	67,38(65,43-71,73)	63,23(58,09-66,91)	0,009	0,007
	Valgus	4,73(3,78-5,21)	5,10(3,95-5,61)	4,03(2,66-4,91)	0,540	0,022
	Varus	2,28(1,79-2,88)	2,63(1,99-3,54)	2,23(1,84-2,68)	0,241	0,443
	VV-EHA	7,03(5,96-7,93)	7,55(6,86-8,15)	6,28(5,69-7,03)	0,047	0,051
	İnt. Rotasyon	4,73(3,49-6,08)	5,33(3,21-6,66)	4,10(2,79-5,18)	0,262	0,333
	Ekst. Rotasyon	3,65(3,01-5,10)	3,83(2,89-4,76)	3,15(2,61-4,23)	0,767	0,022
	Rot-EHA	8,63(6,58-10,76)	8,53(6,39-11,43)	7,50(5,49-9,81)	0,139	0,058

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus-varus hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı hızlardaki yürüyüşlerine ait ayak bileği eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.19’da verilmiştir.

Tablo 4.19. Unilateral transtibial amputelerin farklı hızlarda ayak bileği eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Normal	Hızlı	Yavaş	Normal-Hızlı (p)*	Normal-Yavaş (p)*
Ampute Protezli Taraf	Dorsifleksiyon	11,40(9,95-14,05)	11,41(9,80-14,50)	10,70(8,53-12,48)	0,500	0,047
	Plantarfleksiyon	1,95(0,23-6,98)	2,50(0,38-7,33)	2,05(0,33-4,93)	0,068	0,285
	DP-EHA	14,75(11,88-17,88)	15,00(11,75-19,38)	13,05(9,65-16,80)	0,214	0,005
	Eversiyon	0,25(-2,08-2,50)	0,45(-2,20-2,90)	2,55(-1,18-3,63)	0,919	0,103
	İnversiyon	3,55(0,30-5,85)	3,70(1,53-5,40)	1,00(-0,13-4,85)	0,919	0,241
	İE-EHA	3,30(2,65-4,33)	4,30(2,40-5,25)	3,65(2,85-4,40)	0,260	0,313
	İnt. Rotasyon	0,40(-2,23-3,05)	1,20(-2,08-2,83)	0,00(-1,43-2,13)	0,433	0,235
	Ekst. Rotasyon	2,95(0,53-4,18)	3,25(1,33-5,23)	3,15(-0,03-6,15)	0,185	0,386
	Rot-EHA	3,80(2,58-5,48)	3,85(2,78-5,70)	3,30(1,65-4,23)	0,203	0,169
Ampute Eikilenmemiş Taraf	Dorsifleksiyon	13,75(10,30-16,48)	13,40(10,88-14,55)	11,95(9,00-15,45)	0,332	0,013
	Plantarfleksiyon	8,25(5,53-12,00)	10,05(7,90-12,88)	6,85(3,90-12,35)	0,041	0,414
	DP-EHA	22,60(20,45-24,33)	24,10(20,48-27,25)	21,15(14,43-23,15)	0,047	0,017
	Eversiyon	4,25(1,08-6,15)	6,45(4,45-7,33)	3,70(1,15-7,30)	0,051	0,444
	İnversiyon	9,10(7,00-11,18)	5,85(2,13-12,00)	6,50(4,30-10,90)	0,066	0,139
	İE-EHA	12,55(10,28-15,38)	12,75(10,68-15,20)	10,90(8,85-15,93)	0,813	0,241
	İnt. Rotasyon	2,55(-4,90-10,03)	3,45(-1,88-12,00)	3,25(-5,00-8,15)	0,074	0,169
	Ekst. Rotasyon	5,75(0,80-11,75)	4,55(1,58-12,33)	6,45(1,05-10,83)	0,594	0,678
	Rot-EHA	9,30(7,45-12,85)	10,30(8,50-14,63)	9,25(6,55-11,48)	0,284	0,220

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen unilateral sağlıklı bireylerin farklı hızlardaki yürüyüşlerine ait ayak bileği eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.20’de verilmiştir.

Tablo 4.20. Sağlıklı bireylerin farklı hızlarda ayak bileği eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Normal	Hızlı	Yavaş	Normal-Hızlı (p)*	Normal-Yavaş (p)*
Sağlıklı	Dorsifleksiyon	16,45(10,61-17,75)	15,78(11,81-18,01)	13,38(10,61-16,45)	0,221	0,221
	Plantarfleksiyon	17,33(13,86-25,30)	20,23(17,01-29,50)	16,55(9,78-19,71)	0,007	0,022
	DP-EHA	31,88(26,73-37,38)	35,85(29,95-39,78)	28,50(24,84-31,99)	0,005	0,028
	Eversiyon	2,43(1,06-5,64)	2,58(1,14-6,44)	2,13(1,29-4,73)	0,878	1,000
	İnversiyon	9,78(8,00-11,24)	10,00(6,36-11,86)	10,20(8,01-10,69)	0,953	0,799
	İE-EHA	12,35(10,26-14,59)	12,63(10,99-13,50)	12,50(10,99-14,24)	0,799	0,799
	İnt. Rotasyon	11,93(6,14-14,85)	11,75(6,70-15,65)	8,85(6,11-13,11)	0,759	0,139
	Ekst. Rotasyon	3,53(1,03-5,76)	4,20(2,49-5,45)	4,68(0,51-6,05)	0,285	0,386
	Rot-EHA	16,05(9,31-17,48)	15,73(10,48-18,18)	14,13(9,49-16,00)	0,202	0,169

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı hızlardaki yürüyüşlerine ait kalça eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.21’de, diz eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.22’de ve ayak bileği eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.23’te verilmiştir.

Tablo 4.21. Farklı hızlarda kalça eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Normal	Fleksiyon	0,221	0,406	0,762
	Ekstansiyon	0,025	0,112	0,070
	FE-EHA	0,168	0,364	0,023
	Abduksiyon	0,047	0,449	0,034
	Adduksiyon	0,284	0,041	0,384
	AA-EHA	0,041	0,186	0,019
	İnt. Rotasyon	0,169	0,345	0,049
	Ekst. Rotasyon	0,721	0,545	0,173
	Rot-EHA	0,308	0,257	0,041
Hızlı	Fleksiyon	0,017	0,273	0,545
	Ekstansiyon	0,028	0,112	0,041
	FE-EHA	0,022	0,705	0,131
	Abduksiyon	0,721	0,150	0,006
	Adduksiyon	0,959	0,151	0,241
	AA-EHA	0,241	0,010	0,003
	İnt. Rotasyon	0,241	0,520	0,045
	Ekst. Rotasyon	0,508	0,650	0,140
	Rot-EHA	0,646	0,151	0,290
Yavaş	Fleksiyon	0,033	0,406	0,496
	Ekstansiyon	0,022	0,570	0,151
	FE-EHA	0,005	0,821	0,082
	Abduksiyon	0,241	0,650	0,069
	Adduksiyon	0,541	0,082	0,162
	AA-EHA	0,507	0,054	0,019
	İnt. Rotasyon	0,092	0,850	0,257
	Ekst. Rotasyon	0,646	0,677	0,173
	Rot-EHA	0,203	0,384	0,290

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Tablo 4.22. Farklı hızlarda diz eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Normal	Fleksiyon	0,083	0,005	0,070
	Ekstansiyon	0,465	0,456	0,829
	FE-EHA	0,103	0,005	0,070
	Valgus	0,028	0,257	0,049
	Varus	0,005	0,307	0,257
	VV-EHA	0,028	0,198	0,059
	İnt. Rotasyon	0,203	0,364	0,705
	Ekst. Rotasyon	0,307	0,257	0,427
	Rot-EHA	0,333	0,364	0,940
Hızlı	Fleksiyon	0,074	0,002	0,005
	Ekstansiyon	0,715	0,627	0,551
	FE-EHA	0,074	0,002	0,001
	Valgus	0,059	0,940	0,037
	Varus	0,012	0,880	0,112
	VV-EHA	0,017	1,000	0,023
	İnt. Rotasyon	0,241	0,880	0,597
	Ekst. Rotasyon	0,838	0,970	0,850
	Rot-EHA	0,092	0,597	0,364
Yavaş	Fleksiyon	0,008	<0,001	0,010
	Ekstansiyon	0,593	0,914	0,543
	FE-EHA	0,025	0,007	0,096
	Valgus	0,012	0,130	0,151
	Varus	0,025	0,325	0,121
	VV-EHA	0,007	0,041	0,031
	İnt. Rotasyon	0,114	0,596	0,104
	Ekst. Rotasyon	1,000	1,000	0,677
	Rot-EHA	0,202	0,570	0,326

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus-varus hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Tablo 4.23. Farklı hızlarda ayak bileği eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Normal	Dorsifleksiyon	0,415	0,096	0,326
	Plantarfleksiyon	0,037	<0,001	0,008
	DP-EHA	0,012	<0,001	0,004
	Eversiyon	0,074	0,049	0,545
	İnversiyon	0,008	0,001	0,677
	İE-EHA	0,005	<0,001	0,791
	İnt. Rotasyon	0,333	<0,001	0,059
	Ekst. Rotasyon	0,074	0,571	0,326
	Rot-EHA	0,005	<0,001	0,034
Hızlı	Dorsifleksiyon	0,838	0,049	0,173
	Plantarfleksiyon	0,022	<0,001	0,004
	DP-EHA	0,007	<0,001	<0,001
	Eversiyon	0,009	0,064	0,112
	İnversiyon	0,114	0,002	0,406
	İE-EHA	0,005	<0,001	0,496
	İnt. Rotasyon	0,203	<0,001	0,059
	Ekst. Rotasyon	0,221	0,52	0,623
	Rot-EHA	0,005	<0,001	0,059
Yavaş	Dorsifleksiyon	0,441	0,075	0,427
	Plantarfleksiyon	0,074	0,001	0,028
	DP-EHA	0,047	<0,001	0,002
	Eversiyon	0,441	0,705	0,545
	İnversiyon	0,007	<0,001	0,226
	İE-EHA	0,005	<0,001	0,496
	İnt. Rotasyon	0,445	<0,001	0,041
	Ekst. Rotasyon	0,169	0,545	0,290
	Rot-EHA	0,009	<0,001	0,028

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, **Mann Whitney U Testi

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı hızlardaki yürüyüşlerine ait zaman-mesafe parametreleri Tablo 4.24’de verilmiştir.

Tablo 4.24. Unilateral transtibial amputelerde farklı hızlarda yürüyüşün zaman mesafe parametreleri

	Parametre	Normal	Hızlı	Yavaş	Normal-Hızlı (p)*	Normal-Yavaş (p)*
Ampute	Hız (m/sn)	0,66(0,61-0,88)	0,80(0,75-1,06)	0,53(0,48-0,70)	0,005	0,005
	Kadans (Adım/dk)	98,00(88,75-104,00)	101,50(94,00-111,25)	85,50(81,75-92,25)	0,005	0,005
Ampute Protezli Taraf	Adım Uzunluğu (cm)	0,45(0,38-0,53)	0,51(0,46-0,60)	0,39(0,36-0,51)	0,005	0,035
	Adım Süresi (sn)	0,60(0,57-0,66)	0,58(0,54-0,62)	0,69(0,64-0,71)	0,008	0,005
	Duruş Süresi (sn)	0,83(0,79-0,94)	0,79(0,73-0,87)	0,96(0,90-1,11)	0,005	0,005
	Sallanma Süresi (sn)	0,38(0,35-0,42)	0,37(0,34-0,42)	0,40(0,39-0,44)	0,093	0,015
	Döngü Süresi (sn)	1,22(1,14-1,35)	1,18(1,08-1,27)	1,38(1,29-1,53)	0,005	0,005
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Adım Uzunluğu (cm)	0,41(0,37-0,51)	0,46(0,45-0,55)	0,36(0,33-0,45)	0,005	0,005
	Adım Süresi (sn)	0,62(0,57-0,69)	0,60(0,55-0,64)	0,71(0,64-0,81)	0,005	0,005
	Duruş Süresi (sn)	0,84(0,80-0,97)	0,81(0,73-0,91)	0,99(0,92-1,11)	0,005	0,005
	Sallanma Süresi (sn)	0,38(0,34-0,39)	0,35(0,34-0,38)	0,36(0,35-0,44)	0,025	0,341
	Döngü Süresi (sn)	1,22(1,16-1,36)	1,18(1,08-1,27)	1,38(1,29-1,47)	0,005	0,005

Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin farklı zeminlerdeki yürüyüşlerine ait zaman-mesafe parametreleri Tablo 4.25'te verilmiştir.

Tablo 4.25. Sağlıklı bireylerde farklı hızlarda yürüyüşün zaman mesafe parametreleri

	Parametre	Normal	Hızlı	Yavaş	Normal-Hızlı (p)*	Normal-Yavaş (p)*
Sağlıklı	Hız (m/sn)	0,94(0,84-1,08)	1,16(1,02-1,31)	0,74(0,67-0,86)	0,005	0,005
	Kadans (Adım/dk)	102,00(98,00-106,50)	109,50(104,50-114,00)	95,00(89,75-100,75)	0,005	0,016
	Adım Uzunluğu (cm)	0,55(0,52-0,61)	0,63(0,59-0,69)	0,48(0,43-0,53)	0,005	0,005
	Adım Süresi (sn)	0,59(0,56-0,61)	0,55(0,53-0,58)	0,63(0,59-0,66)	0,005	0,016
	Duruş Süresi (sn)	0,78(0,75-0,85)	0,73(0,70-0,79)	0,86(0,81-0,92)	0,005	0,019
	Sallanma Süresi (sn)	0,37(0,36-0,39)	0,36(0,35-0,37)	0,38(0,37-0,40)	0,090	0,136
	Döngü Süresi (sn)	1,17(1,11-1,22)	1,10(1,05-1,15)	1,26(1,18-1,32)	0,005	0,017

Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı zeminlerdeki yürüyüşlerine ait zaman-mesafe verilerinin ekstremiteler arası karşılaştırmasına ait veriler Tablo 4.26'da verilmiştir.

Tablo 4.26. Farklı Hızlarda Yürüyüşün Zaman Mesafe Parametrelerinin Ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Normal	Adım Uzunluğu(cm)	0,395	0,023	0,016
	Adım Süresi(sn)	0,151	0,404	0,121
	Duruş Süresi(sn)	0,103	0,173	0,172
	Sallanma Süresi(sn)	0,083	0,622	0,879
	Döngü Süresi(sn)	0,180	0,256	0,173
Hızlı	Adım Uzunluğu(cm)	0,013	0,023	0,015
	Adım Süresi(sn)	0,232	0,185	0,081
	Duruş Süresi(sn)	0,062	0,150	0,058
	Sallanma Süresi(sn)	0,067	0,819	0,286
	Döngü Süresi(sn)	1,000	0,130	0,130
Yavaş	Adım Uzunluğu(cm)	0,011	0,212	0,058
	Adım Süresi(sn)	0,138	0,059	0,015
	Duruş Süresi(sn)	0,041	0,031	0,009
	Sallanma Süresi(sn)	0,052	0,068	0,677
	Döngü Süresi(sn)	0,655	0,023	0,023

*Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı eğimlerdeki yürüyüşlerine ait kalça eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.27’de verilmiştir.

Tablo 4.27. Unilateral transtibial amputelerin farklı eğimlerde kalça eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Düz	Rampa yukarı	Rampa aşağı	Düz- Rampa yukarı (p)*	Düz- Rampa aşağı (p)*
Ampute Protezli Taraf	Fleksiyon	27,40(23,63-28,50)	35,15(33,45-38,38)	18,20(16,98-21,70)	0,005	0,005
	Estansiyon	7,45(6,28-16,23)	8,20(4,60-14,83)	0,40(-2,78-4,68)	0,037	0,005
	FE-EHA	34,75(30,95-38,05)	44,05(40,88-48,63)	18,95(15,18-21,90)	0,441	0,005
	Abduksiyon	7,35(3,05-10,00)	2,80(0,48-6,23)	4,25(1,15-6,55)	0,011	0,102
	Adduksiyon	2,05(1,08-4,78)	6,05(4,23-10,75)	2,95(-0,53-7,95)	0,114	0,508
	AA-EHA	9,40(7,43-11,43)	10,35(7,98-12,28)	7,45(5,15-10,08)	0,553	0,139
	İnt. Rotasyon	5,65(3,75-8,05)	9,20(7,88-10,75)	3,50(1,35-4,38)	0,032	0,037
	Ekst. Rotasyon	4,70(1,75-8,30)	4,40(1,05-6,63)	5,60(3,88-8,80)	0,047	0,386
	Rot-EHA	10,20(8,38-11,95)	13,15(11,13-14,93)	8,40(7,28-10,38)	0,333	0,139
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Fleksiyon	24,70(23,00-28,20)	33,30(31,30-38,38)	24,30(22,78-25,88)	0,007	0,007
	Ekstansiyon	7,10(4,90-12,88)	7,00(3,13-9,10)	-1,40(-4,90-3,03)	0,047	0,005
	FE-EHA	31,80(28,20-35,53)	39,45(36,05-43,80)	22,15(17,90-24,70)	0,386	0,005
	Abduksiyon	4,25(1,90-5,30)	4,30(3,48-6,03)	3,35(1,63-6,00)	0,037	0,017
	Adduksiyon	4,40(2,90-5,33)	4,00(2,28-6,08)	3,90(3,20-6,25)	0,415	0,878
	AA-EHA	7,00(6,00-11,45)	8,20(7,63-9,50)	7,45(5,85-10,10)	0,025	0,047
	İnt. Rotasyon	4,45(2,33-6,25)	7,25(4,18-10,55)	3,55(2,95-7,13)	0,047	0,386
	Ekst. Rotasyon	5,65(3,95-7,13)	5,45(4,03-6,93)	5,65(3,23-8,38)	0,240	0,386
	Rot-EHA	9,50(7,33-10,50)	13,05(7,68-16,63)	9,80(7,33-12,93)	0,203	0,646

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin farklı hızlardaki yürüyüşlerine ait kalça eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.28’de verilmiştir.

Tablo 4.28. Sağlıklı bireylerin farklı eğimlerde kalça eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Düz	Rampa yukarı	Rampa aşağı	Düz-Rampa yukarı (p)*	Düz-Rampa aşağı (p)*
Sağlıklı	Fleksiyon	24,60(23,23-27,05)	35,30(32,70-36,55)	22,63(21,18-25,60)	0,005	0,009
	Ekstansiyon	12,33(10,39-14,71)	13,38(12,24-15,71)	0,85(-1,84-2,26)	0,103	0,005
	FE-EHA	36,18(33,84-39,23)	46,95(45,63-51,63)	22,85(20,78-25,26)	0,005	0,005
	Abduksiyon	5,80(4,79-7,64)	3,65(3,16-4,11)	4,43(3,60-5,78)	0,005	0,007
	Adduksiyon	5,08(3,04-6,41)	5,38(4,14-9,55)	6,38(5,01-7,56)	0,028	0,018
	AA-EHA	10,35(9,48-13,00)	9,58(7,84-11,99)	11,73(8,84-12,70)	0,059	0,859
	İnt. Rotasyon	7,50(4,30-8,59)	10,83(7,69-12,41)	4,58(2,98-6,34)	0,005	0,014
	Ekst. Rotasyon	2,98(1,65-6,99)	1,00(-0,83-4,19)	3,68(2,79-7,65)	0,009	0,114
	Rot-EHA	10,83(10,08-12,23)	10,90(9,93-15,63)	8,90(7,75-9,86)	0,646	0,093

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı eğimlerdeki yürüyüşlerine ait diz eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.29'da verilmiştir.

Tablo 4.29. Unilateral transtibial amputelerin farklı eğimlerde diz eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Düz	Rampa yukarı	Rampa aşağı	Düz-Rampa yukarı (p)*	Düz-Rampa aşağı (p)*
Ampute Protezli Taraf	Fleksiyon	53,70(47,08-62,55)	55,80(50,55-61,38)	52,90(46,58-63,38)	0,005	0,005
	Ekstansiyon	0,00(-2,00-0,00)	0,00(-2,48-0,00)	0,00(-4,00-0,00)	0,068	0,109
	FE-EHA	53,70(44,98-62,55)	54,45(48,45-60,25)	49,95(44,50-63,38)	0,005	0,005
	Valgus	5,55(4,15-6,08)	6,00(4,98-7,70)	4,65(2,88-5,68)	0,575	0,103
	Varus	2,90(2,05-3,33)	2,10(1,78-3,23)	3,35(2,23-4,45)	0,123	0,646
	VV-EHA	8,10(6,45-9,55)	8,80(6,75-10,35)	9,10(5,20-9,90)	0,374	0,139
	İnt. Rotasyon	3,50(2,68-5,43)	4,50(2,55-7,00)	3,20(2,20-4,53)	0,799	0,092
	Ekst. Rotasyon	3,30(2,00-4,10)	4,10(2,65-6,18)	3,30(2,60-4,03)	0,218	0,083
	Rot-EHA	6,70(5,18-8,98)	8,30(6,93-11,75)	6,45(4,60-7,70)	0,168	0,037
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Fleksiyon	56,30(49,25-70,60)	56,75(51,60-63,93)	58,45(54,08-75,63)	0,005	0,333
	Ekstansiyon	0,00(-0,75-0,00)	0,00(-5,58-0,00)	-0,35(-3,85-0,00)	0,068	0,043
	FE-EHA	55,95(49,25-70,60)	55,60(50,43-58,28)	55,85(50,48-75,63)	0,005	0,093
	Valgus	3,35(2,75-4,70)	4,15(3,13-5,33)	2,80(2,48-4,43)	0,575	0,037
	Varus	1,85(1,38-2,53)	1,85(1,15-2,50)	2,55(1,58-3,25)	0,028	0,083
	VV-EHA	5,35(4,15-7,05)	6,65(4,05-7,58)	5,25(3,85-7,58)	0,203	0,037
	İnt. Rotasyon	4,45(4,25-6,63)	3,60(2,75-4,33)	4,05(2,95-4,48)	0,005	0,019
	Ekst. Rotasyon	3,40(2,43-4,55)	3,45(2,75-5,18)	2,50(2,03-3,58)	0,059	0,007
	Rot-EHA	8,95(7,80-9,48)	7,40(6,13-8,33)	6,35(5,88-6,83)	0,005	0,005

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus-varus hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin farklı eğimlerdeki yürüyüşlerine ait diz eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.30'da verilmiştir.

Tablo 4.30. Sağlıklı bireylerin farklı eğimlerde diz eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Düz	Rampa yukarı	Rampa aşağı	Düz-Rampa yukarı (p)*	Düz-Rampa aşağı (p)*
Sağlıklı	Fleksiyon	65,78(64,86-70,00)	64,30(62,08-67,38)	73,08(64,99-78,46)	0,047	0,047
	Ekstansiyon	0,00(-0,16-0,00)	-6,05(-7,94--2,08)	-2,08(-5,96-0,00)	0,007	0,017
	FE-EHA	65,60(64,45-69,89)	58,70(56,11-61,39)	67,70(62,89-72,24)	0,005	0,721
	Valgus	4,73(3,78-5,21)	4,58(3,53-5,69)	3,15(2,19-4,05)	0,799	0,059
	Varus	2,28(1,79-2,88)	1,98(1,79-2,93)	2,48(2,11-3,50)	0,767	0,284
	VV-EHA	7,03(5,96-7,93)	7,20(5,45-8,28)	6,10(4,40-7,74)	0,959	0,285
	İnt. Rotasyon	4,73(3,49-6,08)	3,15(2,71-4,09)	3,10(2,06-4,30)	0,005	0,015
	Ekst. Rotasyon	3,65(3,01-5,10)	3,18(2,78-3,91)	2,93(2,80-3,74)	0,139	0,169
	Rot-EHA	8,63(6,58-10,76)	6,83(5,79-7,85)	6,43(4,65-8,75)	0,009	0,022

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus-varus hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı eğimlerdeki yürüyüşlerine ait ayak bileği eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.31’de verilmiştir.

Tablo 4.31. Unilateral transtibial amputelerin farklı eğimlerde ayak bileği eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Düz	Rampa yukarı	Rampa aşağı	Düz- Rampa yukarı (p)*	Düz- Rampa aşağı (p)*
Ampute Protezli Taraf	Dorsifleksiyon	11,40(9,95-14,05)	17,05(14,18-18,18)	9,80(6,78-10,23)	0,005	0,005
	Plantarfleksiyon	1,95(0,23-6,98)	-4,45(-5,90-1,95)	2,80(0,35-6,83)	0,013	0,066
	DP-EHA	14,75(11,88-17,88)	11,65(10,65-15,43)	11,90(7,68-17,10)	0,007	0,007
	Eversiyon	0,25(-2,08-2,50)	2,70(1,65-4,10)	4,00(2,45-4,53)	0,307	0,037
	İnversiyon	3,55(0,30-5,85)	0,30(-0,75-2,55)	0,40(-1,38-1,60)	0,021	0,013
	İE-EHA	3,30(2,65-4,33)	3,10(2,18-4,18)	3,60(2,33-3,85)	0,007	0,032
	İnt. Rotasyon	0,40(-2,23-3,05)	0,15(-3,88-2,95)	-0,25(-3,13-2,73)	0,508	0,241
	Ekst. Rotasyon	2,95(0,53-4,18)	2,70(0,83-7,48)	2,45(-0,43-4,68)	0,959	0,169
	Rot-EHA	3,80(2,58-5,48)	2,25(1,88-2,98)	2,10(1,50-3,25)	0,017	0,011
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Dorsifleksiyon	13,75(10,30-16,48)	20,60(17,90-21,55)	11,80(5,48-15,28)	0,013	0,022
	Plantarfleksiyon	8,25(5,53-12,00)	11,15(7,03-16,53)	8,20(6,65-18,40)	0,028	0,139
	DP-EHA	22,60(20,45-24,33)	31,45(27,00-36,08)	21,25(17,68-27,05)	0,508	0,037
	Eversiyon	4,25(1,08-6,15)	4,35(2,75-7,03)	3,70(2,33-6,30)	0,683	0,508
	İnversiyon	9,10(7,00-11,18)	11,00(8,23-14,25)	9,85(8,60-13,98)	0,386	0,508
	İE-EHA	12,55(10,28-15,38)	15,80(12,75-18,30)	14,60(11,83-17,63)	0,241	0,646
	İnt. Rotasyon	2,55(-4,90-10,03)	5,75(-2,03-14,08)	10,00(1,28-14,33)	0,139	0,919
	Ekst. Rotasyon	5,75(0,80-11,75)	5,85(-0,83-14,35)	1,70(-7,13-7,13)	0,878	0,005
	Rot-EHA	9,30(7,45-12,85)	11,75(7,80-14,23)	8,05(6,18-10,15)	0,047	0,009

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin farklı eğimlerdeki yürüyüşlerine ait ayak bileği eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.32’de verilmiştir.

Tablo 4.32. Sağlıklı bireylerin farklı eğimlerde ayak bileği eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Düz	Rampa yukarı	Rampa aşağı	Düz-Rampa yukarı (p)*	Düz-Rampa aşağı (p)*
Sağlıklı	Dorsifleksiyon	16,45(10,61-17,75)	24,65(21,64-26,95)	15,98(12,74-17,80)	0,005	0,441
	Plantarfleksiyon	17,33(13,86-25,30)	11,48(5,29-14,68)	6,33(5,93-10,45)	0,005	0,005
	DP-EHA	31,88(26,73-37,38)	33,53(31,15-41,25)	24,23(20,85-25,76)	0,114	0,005
	Eversiyon	2,43(1,06-5,64)	6,08(3,69-10,41)	5,55(1,95-6,76)	0,037	0,203
	İnversiyon	9,78(8,00-11,24)	8,10(4,15-9,94)	8,80(7,19-11,14)	0,169	0,959
	İE-EHA	12,35(10,26-14,59)	13,33(11,95-16,13)	12,70(12,00-16,18)	0,021	0,093
	İnt. Rotasyon	11,93(6,14-14,85)	5,70(1,55-7,48)	8,13(6,65-9,64)	0,005	0,021
	Ekst. Rotasyon	3,53(1,03-5,76)	7,13(5,86-9,45)	2,95(0,05-5,33)	0,013	0,013
	Rot-EHA	16,05(9,31-17,48)	12,48(9,58-14,40)	10,63(8,56-12,81)	0,005	0,005

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı eğimlerdeki yürüyüşlerine ait kalça eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.33'te, diz eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.34'te ve ayak bileği eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.35'te verilmiştir.

Tablo 4.33. Farklı eğimlerde kalça eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Düz	Fleksiyon	0,221	0,406	0,762
	Ekstansiyon	0,025	0,112	0,070
	FE-EHA	0,168	0,364	0,023
	Abduksiyon	0,047	0,449	0,034
	Adduksiyon	0,284	0,041	0,384
	AA-EHA	0,041	0,186	0,019
	İnt. Rotasyon	0,169	0,345	0,049
	Ekst. Rotasyon	0,721	0,545	0,173
	Rot-EHA	0,308	0,257	0,041
Rampa yukarı	Fleksiyon	0,575	0,650	0,472
	Ekstansiyon	0,037	0,034	0,001
	FE-EHA	0,103	0,198	0,013
	Abduksiyon	0,202	0,821	0,140
	Adduksiyon	0,074	0,880	0,096
	AA-EHA	0,203	0,940	0,173
	İnt. Rotasyon	0,092	0,364	0,096
	Ekst. Rotasyon	0,017	0,037	0,002
	Rot-EHA	0,878	0,326	0,597
Rampa aşağı	Fleksiyon	0,005	0,008	0,257
	Ekstansiyon	0,169	0,880	0,345
	FE-EHA	0,333	0,017	0,364
	Abduksiyon	0,838	0,705	0,596
	Adduksiyon	0,721	0,257	0,064
	AA-EHA	0,838	0,016	0,049
	İnt. Rotasyon	0,683	0,225	0,820
	Ekst. Rotasyon	0,919	0,345	0,364
	Rot-EHA	0,333	0,910	0,545

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Tablo 4.34. Farklı eğimlerde diz eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Düz	Fleksiyon	0,083	0,005	0,070
	Ekstansiyon	0,465	0,456	0,829
	FE-EHA	0,103	0,005	0,070
	Valgus	0,028	0,257	0,049
	Varus	0,005	0,307	0,257
	VV-EHA	0,028	0,198	0,059
	İnt. Rotasyon	0,203	0,364	0,705
	Ekst. Rotasyon	0,307	0,257	0,427
	Rot-EHA	0,333	0,364	0,940
Rampa yukarı	Fleksiyon	0,386	0,002	0,019
	Ekstansiyon	0,176	0,009	0,055
	FE-EHA	0,760	0,112	0,070
	Valgus	0,024	0,049	0,677
	Varus	0,221	0,910	0,324
	VV-EHA	0,041	0,121	0,256
	İnt. Rotasyon	0,074	0,384	0,791
	Ekst. Rotasyon	0,359	0,273	0,364
	Rot-EHA	0,169	0,059	0,406
Rampa aşağı	Fleksiyon	0,028	0,001	0,041
	Ekstansiyon	0,917	0,342	0,487
	FE-EHA	0,022	0,003	0,131
	Valgus	0,102	0,049	1,000
	Varus	0,241	0,325	0,677
	VV-EHA	0,114	0,121	0,597
	İnt. Rotasyon	0,221	0,820	0,290
	Ekst. Rotasyon	0,123	0,762	0,121
	Rot-EHA	0,799	0,677	0,940

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus-varus hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Tablo 4.35. Farklı eğimlerde ayak bileği eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Düz	Dorsifleksiyon	0,415	0,096	0,326
	Plantarfleksiyon	0,037	<0,001	0,008
	DP-EHA	0,012	<0,001	0,004
	Eversiyon	0,074	0,049	0,545
	İnversiyon	0,008	0,001	0,677
	İE-EHA	0,005	<0,001	0,791
	İnt. Rotasyon	0,333	<0,001	0,059
	Ekst. Rotasyon	0,074	0,571	0,326
	Rot-EHA	0,005	<0,001	0,034
Rampa yukarı	Dorsifleksiyon	0,021	<0,001	0,010
	Plantarfleksiyon	0,009	0,001	0,880
	DP-EHA	0,005	<0,001	0,151
	Eversiyon	0,059	0,006	0,241
	İnversiyon	0,005	0,001	0,041
	İE-EHA	0,005	<0,001	0,290
	İnt. Rotasyon	0,168	0,023	0,705
	Ekst. Rotasyon	0,241	0,016	0,705
	Rot-EHA	0,005	<0,001	0,734
Rampa aşağı	Dorsifleksiyon	0,221	<0,001	0,070
	Plantarfleksiyon	0,032	0,013	0,290
	DP-EHA	0,007	0,001	0,473
	Eversiyon	0,594	0,290	0,734
	İnversiyon	0,005	<0,001	0,212
	İE-EHA	0,005	<0,001	0,705
	İnt. Rotasyon	0,059	0,001	0,496
	Ekst. Rotasyon	0,445	0,520	0,545
	Rot-EHA	0,005	<0,001	0,064

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı eğimlerdeki yürüyüşlerine ait zaman-mesafe parametreleri Tablo 4.36’da verilmiştir.

Tablo 4.36. Unilateral transtibial amputelerde farklı eğimlerde yürüyüşün zaman mesafe parametreleri

	Parametre	Düz	Rampa yukarı	Rampa aşağı	Düz- Rampa yukarı (p)*	Düz- Rampa aşağı (p)*
Ampute	Hız (m/sn)	0,66(0,61-0,88)	0,63(0,55-0,75)	0,56(0,44-0,75)	0,007	0,005
	Kadans (Adım/dk)	98,00(88,75-104,00)	93,00(83,25-96,00)	102,00(98,75-106,00)	0,010	0,109
Ampute Protezli Taraf	Adım Uzunluğu(cm)	0,45(0,38-0,53)	0,44(0,41-0,52)	0,36(0,19-0,43)	0,007	0,005
	Adım Süresi(sn)	0,60(0,57-0,66)	0,63(0,59-0,71)	0,56(0,53-0,60)	0,028	0,609
	Duruş Süresi(sn)	0,83(0,79-0,94)	0,88(0,84-0,98)	0,78(0,77-0,84)	0,032	0,474
	Sallanma Süresi(sn)	0,38(0,35-0,42)	0,42(0,38-0,46)	0,36(0,33-0,38)	0,306	0,036
	Döngü Süresi(sn)	1,22(1,14-1,35)	1,29(1,25-1,43)	1,18(1,10-1,23)	0,012	0,753
Etkilenmemiş Taraf	Adım Uzunluğu(cm)	0,41(0,37-0,51)	0,38(0,34-0,45)	0,34(0,31-0,42)	0,007	0,005
	Adım Süresi(sn)	0,62(0,57-0,69)	0,67(0,64-0,72)	0,60(0,57-0,62)	0,015	0,232
	Duruş Süresi(sn)	0,84(0,80-0,97)	0,90(0,87-1,11)	0,80(0,76-0,88)	0,092	0,953
	Sallanma Süresi(sn)	0,38(0,34-0,39)	0,38(0,36-0,38)	0,34(0,31-0,36)	0,310	0,012
	Döngü Süresi(sn)	1,22(1,16-1,36)	1,29(1,25-1,44)	1,16(1,10-1,21)	0,011	0,400

Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin farklı eğimlerdeki yürüyüşlerine ait zaman-mesafe parametreleri Tablo 4.37’de verilmiştir.

Tablo 4.37. Sağlıklı bireylerde farklı eğimlerde yürüyüşün ait zaman mesafe parametreleri

	Parametre	Düz	Rampa yukarı	Rampa aşağı	Düz-Rampa yukarı (p)*	Düz-Rampa aşağı (p)*
Sağlıklı	Hız (m/sn)	0,94(0,84-1,08)	0,83(0,78-0,91)	0,79(0,71-0,90)	0,005	0,005
	Kadans (Adım/dk)	102,00(98,00-106,50)	95,00(88,50-102,50)	107,50(102,75-112,00)	0,009	0,959
	Adım Uzunluğu(cm)	0,55(0,52-0,61)	0,53(0,48-0,57)	0,45(0,40-0,49)	0,005	0,005
	Adım Süresi(sn)	0,59(0,56-0,61)	0,63(0,58-0,67)	0,56(0,54-0,59)	0,009	0,878
	Duruş Süresi(sn)	0,78(0,75-0,85)	0,85(0,76-0,94)	0,75(0,70-0,79)	0,102	0,919
	Sallanma Süresi(sn)	0,37(0,36-0,39)	0,39(0,37-0,42)	0,36(0,35-0,39)	0,058	0,384
	Döngü Süresi(sn)	1,17(1,11-1,22)	1,26(1,16-1,35)	1,12(1,07-1,16)	0,009	0,959

Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı eğimlerdeki yürüyüşlerine ait zaman-mesafe parametrelerinin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.38’de verilmiştir.

Tablo 4.38. Farklı eğimlerde yürüyüşün zaman mesafe parametrelerinin ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Düz	Adım Uzunluğu(cm)	0,066	0,544	0,140
	Adım Süresi(sn)	0,007	0,405	0,007
	Duruş Süresi(sn)	0,067	0,069	0,014
	Sallanma Süresi(sn)	0,537	0,149	0,305
	Döngü Süresi(sn)	0,942	0,049	0,034
Rampa yukarı	Adım Uzunluğu(cm)	0,008	0,015	0,008
	Adım Süresi(sn)	0,079	0,495	0,150
	Duruş Süresi(sn)	0,005	0,363	0,112
	Sallanma Süresi(sn)	0,059	0,426	0,102
	Döngü Süresi(sn)	0,655	0,325	0,325
Rampa aşağı	Adım Uzunluğu(cm)	0,292	0,089	0,161
	Adım Süresi(sn)	0,041	0,970	0,056
	Duruş Süresi(sn)	0,020	0,058	0,028
	Sallanma Süresi(sn)	0,015	0,518	0,044
	Döngü Süresi(sn)	0,317	0,120	0,343

*Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin merdiven çıkma ve inme esnasında kalça eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.39'da verilmiştir.

Tablo 4.39. Unilateral transtibial amputelerin merdiven çıkma ve inmede kalça eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Merdiven Çıkma	Merdiven İnme	p*
Ampute Protezli Taraf	Fleksiyon	57,70(46,80-61,93)	32,05(25,65-37,23)	0,005
	Ekstansiyon	-2,55(-9,38-0,10)	-6,50(-12,23--5,00)	0,047
	FE-EHA	49,50(45,10-57,10)	26,00(22,20-31,55)	0,005
	Abduksiyon	5,40(2,90-9,10)	5,25(2,55-7,93)	0,721
	Adduksiyon	5,30(3,00-8,75)	5,15(0,00-9,38)	0,285
	AA-EHA	11,75(9,73-14,33)	11,75(7,28-12,15)	0,386
	İnt. Rotasyon	12,55(10,08-15,55)	8,50(4,88-14,40)	0,083
	Ekst. Rotasyon	7,45(-0,25-11,23)	7,10(3,25-8,75)	0,678
	Rot-EHA	21,50(12,50-24,93)	16,25(12,48-22,13)	0,241
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Fleksiyon	61,00(48,88-62,55)	36,30(27,65-39,88)	0,005
	Ekstansiyon	-8,05(-10,13--3,05)	-8,40(-10,80--2,13)	0,959
	FE-EHA	51,35(43,23-57,45)	28,95(18,18-31,13)	0,005
	Abduksiyon	8,50(4,25-10,70)	7,30(3,40-12,58)	0,959
	Adduksiyon	5,75(3,68-7,58)	2,15(1,05-5,23)	0,009
	AA-EHA	12,25(10,23-15,83)	9,70(5,58-17,35)	0,333
	İnt. Rotasyon	14,15(9,95-17,93)	6,25(3,53-10,88)	0,007
	Ekst. Rotasyon	8,20(6,83-10,80)	13,50(9,48-15,58)	0,037
	Rot-EHA	23,25(16,63-25,40)	19,15(13,00-25,08)	0,169

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin merdiven çıkma ve inme esnasında kalça eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.40'ta verilmiştir.

Tablo 4.40. Sağlıklı bireylerin merdiven çıkma ve inmede kalça eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Merdiven Çıkma	Merdiven İnme	p*
Sağlıklı	Fleksiyon	49,35(44,08-53,30)	31,33(28,55-36,74)	0,005
	Ekstansiyon	0,73(-3,36-3,33)	-7,90(-13,78--2,51)	0,005
	FE-EHA	50,58(46,53-54,21)	21,50(20,46-23,48)	0,005
	Abduksiyon	5,15(3,64-6,14)	6,10(4,98-7,38)	0,050
	Adduksiyon	4,38(3,29-6,15)	3,85(1,53-5,85)	0,333
	AA-EHA	9,95(7,70-10,90)	9,90(8,16-11,89)	0,959
	İnt. Rotasyon	10,53(6,58-13,41)	4,03(0,95-6,80)	0,005
	Ekst. Rotasyon	5,13(3,49-7,58)	7,68(6,31-8,39)	0,093
	Rot-EHA	14,90(13,14-17,81)	11,40(9,60-13,98)	0,028

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin merdiven çıkma ve inme esnasında diz eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.41'de verilmiştir

Tablo 4.41. Unilateral transtibial amputelerin merdiven çıkma ve inmede diz eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Merdiven Çıkma	Merdiven İnme	p*
Ampute Protezli Taraf	Fleksiyon	77,95(74,45-88,63)	66,85(50,85-75,18)	0,008
	Ekstansiyon	-3,50(-9,75-0,00)	-4,85(-7,00-0,00)	0,889
	FE-EHA	73,20(66,33-80,90)	66,40(49,48-69,38)	0,013
	Valgus	9,80(6,25-12,75)	5,50(4,23-7,35)	0,013
	Varus	3,25(2,15-4,00)	1,90(1,48-3,03)	0,083
	VV-EHA	13,20(9,03-16,38)	6,80(6,35-9,53)	0,013
	İnt. Rotasyon	4,95(2,68-7,20)	3,60(3,33-6,10)	0,444
	Ekst. Rotasyon	3,05(1,10-4,60)	2,95(0,65-3,85)	0,475
	Rot-EHA	8,05(4,93-9,90)	7,30(4,05-9,65)	0,575
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Fleksiyon	80,00(73,63-89,75)	72,80(64,23-84,70)	0,017
	Ekstansiyon	-4,40(-8,80--1,80)	-3,45(-9,00-0,00)	0,594
	FE-EHA	74,25(67,40-79,55)	68,10(63,80-75,20)	0,026
	Valgus	8,95(4,18-10,65)	6,40(4,13-7,00)	0,110
	Varus	2,00(1,53-3,50)	1,90(0,83-2,70)	0,610
	VV-EHA	11,60(5,65-13,93)	8,40(5,18-9,40)	0,102
	İnt. Rotasyon	6,35(5,43-9,18)	6,15(4,95-9,45)	0,878
	Ekst. Rotasyon	3,75(2,90-6,03)	4,00(1,00-5,03)	0,444
	Rot-EHA	10,50(8,88-12,88)	9,55(8,38-12,00)	0,953

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus-varus hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin merdiven çıkma ve inme esnasında diz eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.42’de verilmiştir.

Tablo 4.42. Sağlıklı bireylerin merdiven çıkma ve inmede diz eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Merdiven Çıkma	Merdiven İnme	p*
Sağlıklı	Fleksiyon	80,45(76,58-84,70)	75,03(73,14-80,26)	0,028
	Ekstansiyon	-3,33(-6,70-0,05)	-9,50(-12,08--4,51)	0,051
	FE-EHA	75,70(68,05-79,24)	68,50(64,30-71,40)	0,022
	Valgus	7,85(5,44-10,55)	5,60(4,00-7,15)	0,005
	Varus	2,03(1,70-2,55)	1,55(1,05-1,78)	0,037
	VV-EHA	10,35(7,88-12,56)	7,15(5,05-8,64)	0,005
	İnt. Rotasyon	5,30(3,64-6,68)	4,68(3,50-6,71)	0,959
	Ekst. Rotasyon	4,13(2,73-5,01)	2,98(2,78-3,60)	0,114
	Rot-EHA	8,65(7,96-11,59)	7,98(6,45-10,55)	0,333

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus-varus hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin merdiven çıkma ve inme esnasında ayak bileği eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.43'te verilmiştir

Tablo 4.43. Unilateral transtibial amputelerin merdiven çıkma ve inmede ayak bileği eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Merdiven Çıkma	Merdiven İnme	p*
Ampute Protezli Taraf	Dorsifleksiyon	17,25(13,25-21,63)	2,40(1,85-7,88)	0,008
	Plantarfleksiyon	-3,70(-5,55-1,05)	6,05(3,55-10,28)	0,005
	DP-EHA	12,20(10,93-17,80)	10,65(8,55-13,98)	0,139
	Eversiyon	1,55(0,95-5,75)	1,65(0,53-4,05)	0,878
	İnversiyon	2,00(0,25-4,30)	3,00(1,78-4,50)	0,760
	İE-EHA	4,95(3,95-5,55)	5,25(3,40-7,60)	0,515
	İnt. Rotasyon	1,65(-4,20-4,75)	-1,70(-2,55-4,20)	0,610
	Ekst. Rotasyon	1,55(-0,93-7,05)	4,30(1,80-6,73)	0,203
	Rot-EHA	3,25(2,73-3,75)	3,85(2,78-4,55)	0,213
Ampute Etkilenmemiş Taraf	Dorsifleksiyon	21,50(19,05-22,80)	21,75(19,33-25,35)	0,507
	Plantarfleksiyon	13,95(8,65-29,38)	22,45(17,73-30,28)	0,074
	DP-EHA	36,60(31,05-46,00)	43,25(36,78-54,53)	0,139
	Eversiyon	3,85(1,58-7,25)	6,55(3,18-12,03)	0,169
	İnversiyon	21,25(16,53-24,93)	15,65(13,28-21,03)	0,185
	İE-EHA	24,30(18,75-30,03)	24,75(18,23-30,28)	0,859
	İnt. Rotasyon	13,25(6,58-19,08)	13,75(6,18-17,93)	1,000
	Ekst. Rotasyon	6,25(3,23-11,25)	5,05(1,18-11,95)	1,000
	Rot-EHA	18,95(13,85-23,00)	16,80(11,93-22,25)	0,838

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi

Çalışmaya dahil edilen sağlıklı bireylerin merdiven çıkma ve inme esnasında ayak bileği eklemi 3 boyutlu kinematik verileri Tablo 4.44'te verilmiştir.

Tablo 4.44. Sağlıklı bireylerin merdiven çıkma ve inmede ayak bileği eklem kinematikleri

	Parametre (°)	Merdiven Çıkma	Merdiven İnme	p*
Sağlıklı	Dorsifleksiyon	21,98(20,18-25,09)	24,45(21,94-28,98)	0,009
	Plantarfleksiyon	10,65(7,43-14,21)	23,53(18,18-24,89)	0,005
	DP-EHA	34,60(28,61-36,45)	46,00(42,58-51,05)	0,005
	Eversiyon	3,80(-0,66-4,99)	6,68(2,89-10,23)	0,022
	İnversiyon	15,00(12,76-16,33)	13,85(11,31-15,88)	0,445
	İE-EHA	17,78(13,88-20,44)	19,98(18,19-21,93)	0,139
	İnt. Rotasyon	10,58(7,03-14,38)	6,80(5,08-9,64)	0,093
	Ekst. Rotasyon	6,05(4,93-11,81)	5,23(3,44-8,71)	0,445
	Rot-EHA	17,85(15,65-20,31)	13,93(10,91-15,40)	0,017

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt: İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi,

Çalışmaya dahil edilen bireylerin merdiven çıkma ve inme esnasında kalça eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.45'te, diz eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.46'da ve ayak bileği eklem kinematiklerine ait verilerin ekstremiteler arası karşılaştırması Tablo 4.47'de verilmiştir.

Tablo 4.45. Kalça eklem kinematiklerinin merdiven çıkma ve inmede ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Merdiven Çıkma	Fleksiyon	0,333	0,174	0,096
	Ekstansiyon	0,093	0,112	0,011
	FE-EHA	0,878	1,000	0,705
	Abduksiyon	0,169	0,545	0,070
	Adduksiyon	0,959	0,545	0,364
	AA-EHA	0,284	0,070	0,054
	İnt. Rotasyon	0,475	0,151	0,140
	Ekst. Rotasyon	0,202	0,450	0,014
	Rot-EHA	0,139	0,257	0,037
Merdiven İnme	Fleksiyon	0,386	0,820	0,290
	Ekstansiyon	0,799	0,545	1,000
	FE-EHA	0,575	0,173	0,326
	Abduksiyon	0,213	0,545	0,570
	Adduksiyon	0,202	0,705	0,290
	AA-EHA	0,575	0,545	0,940
	İnt. Rotasyon	0,153	0,010	0,151
	Ekst. Rotasyon	0,013	0,623	0,001
	Rot-EHA	0,139	0,059	0,023

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Tablo 4.46. Diz eklem kinematiklerinin merdiven çıkma ve inmede ekstremite arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Merdiven Çıkma	Fleksiyon	0,878	0,650	0,880
	Ekstansiyon	0,612	0,676	0,545
	FE-EHA	0,799	0,650	0,650
	Valgus	0,285	0,364	0,850
	Varus	0,241	0,070	1,000
	VV-EHA	0,333	0,173	0,940
	İnt. Rotasyon	0,093	0,520	0,199
	Ekst. Rotasyon	0,086	0,256	0,910
	Rot-EHA	0,220	0,273	0,384
Merdiven İnme	Fleksiyon	0,059	0,016	0,450
	Ekstansiyon	0,528	0,047	0,148
	FE-EHA	0,093	0,226	0,880
	Valgus	0,878	0,970	0,940
	Varus	0,878	0,053	0,596
	VV-EHA	0,722	0,496	0,449
	İnt. Rotasyon	0,092	0,364	0,257
	Ekst. Rotasyon	0,441	0,705	0,496
	Rot-EHA	0,280	0,364	0,082

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı, VV-EHA: Valgus-varus hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

Tablo 4.47. Ayak bileği eklem kinematiklerinin merdiven çıkma ve inmede ekstremiteler arası karşılaştırması

	Parametre (°)	Protezli-Etkilenmemiş (p)*	Protezli-Sağlıklı (p)**	Etkilenmemiş-Sağlıklı (p)**
Merdiven Çıkma	Dorsifleksiyon	0,241	0,023	0,650
	Plantarfleksiyon	0,005	<0,001	0,226
	DP-EHA	0,005	<0,001	0,199
	Eversiyon	0,359	1,000	0,427
	İnversiyon	0,005	<0,001	0,028
	İE-EHA	0,005	<0,001	0,023
	İnt. Rotasyon	0,007	0,002	0,496
	Ekst. Rotasyon	0,074	0,031	0,623
	Rot-EHA	0,005	<0,001	0,762
Merdiven İnme	Dorsifleksiyon	0,005	<0,001	0,082
	Plantarfleksiyon	0,005	<0,001	1,000
	DP-EHA	0,005	<0,001	0,821
	Eversiyon	0,021	0,034	0,850
	İnversiyon	0,005	<0,001	0,186
	İE-EHA	0,005	<0,001	0,131
	İnt. Rotasyon	0,005	0,001	0,070
	Ekst. Rotasyon	0,386	0,364	1,000
	Rot-EHA	0,005	<0,001	0,104

DP-EHA: Dorsifleksiyon-Plantar fleksiyon hareket açıklığı, Eİ-EHA: Eversiyon-inversiyon hareket açıklığı, İnt:İnternal, Ekst: Eksternal, Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı, *Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi, ** Mann Whitney U Testi

5. TARTIŞMA

Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde günlük hayattakine benzer aktiviteler esnasında alt ekstremitte kinematiklerini incelemek amacıyla yaptığımız çalışmamıza unilateral transtibial amputasyonu olan 10 birey ve kontrol grubu olarak 10 sağlıklı birey olmak üzere toplam 20 birey dahil edildi. Gruplar arasında demografik özellikler ve antropometrik özellikler açısından fark yoktu. Çalışmaya dahil edilen ampute bireylerin protezleri farklı amputasyon nedenlerine ve farklı suspansiyon sistemlerine sahip olsalar da tamamı modüler tip protez ve K3-K4 karbon ayak kullanmaktaydı.

5.1. Farklı Zeminlerde Alt Ekstremitte Kinematiklerinin İncelenmesi

Çalışmaya dahil edilen tüm bireylerin farklı zeminlerde farklı hızlarda yürüdükleri görüldü. Bireyler sabit zeminde daha hızlı yürürken en yavaş yürüyüşlerini hareketli zeminde yaptıkları görüldü. Trabellesi ve ark. transtibial ve transfemoral amputelerde farklı zeminlerde enerji tüketimini inceledikleri çalışmalarında hem transtibial hem de transfemoral amputelerin hareketli zeminde düz zeminden daha yavaş yürüdüklerini belirtmişlerdir. Literatür incelendiğinde sağlıklı bireylerin de hareketli zeminde düz zeminden daha düşük hızlarda yürüdüklerini belirten çalışmalar olduğu görülmektedir (91-94). Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular literatürdeki bulgularla paralellik göstermektedir.

Kalça eklem kinematikleri incelendiğinde zemin değiştiğinde maksimum kalça fleksiyonunun tüm bireylerde ve tüm zeminlerde anlamlı derecede farklı olduğu görüldü. Kalça fleksiyon derecesi ve kalça ekleminin sagittal plandaki eklem hareket açıklığı ampute bireylerde her iki ekstremitde de düz zeminden hareketli zemine geçildiğinde azalırken, stabil olmayan zemine geçildiğinde artmaktadır. Bu durum sabit zemin ile hareketli zemin arasında sagittal plandaki eklem hareket açıklığı haricinde sağlıklı bireylerde de aynıdır. Fukuchi ve ark. yaptıkları sistematik derleme ve meta analiz çalışmasında kalça ekleminin sagittal plandaki hareketlerinin yürüyüş hızı ile doğru orantılı olarak artıp azalttığını belirtmişlerdir (95). Bu nedenle kalça ekleminin sagittal plandaki verileri arasındaki farkın sabit zemin ile hareketli zemin arasındaki hız farkından kaynaklandığı görüşündeyiz. Stabil olmayan zemine geçildiğinde hız azalmasına rağmen artan maksimum kalça fleksiyon derecesi ve

fleksiyon-ekstansiyon yönündeki hareket açıklığının, stabil olmayan zemin olarak 10 cm kalınlığında sıkıştırılabilir süngerden oluşmuş bir zemin kullanmamız ve bu nedenle bireylerin yere daha kontrollü basabilmek adına kalça fleksiyon hareketini artırmalarından kaynaklandığı düşünülebilir. Özellikle tüm bireylerde sabit zeminden hareketli zemine geçildiğinde yürüyüşte döngü sürelerinin artması ve ayak bileği sagittal planda tüm anlamlı fark bulunan parametrelerin, sabit zeminde daha fazla olması bu düşüncemizi desteklemektedir.

Ampute bireylerde etkilenmemiş ekstremitede düz zeminden hareketli ve stabil olmayan zeminlere geçildiğinde frontal düzlemdeki eklem hareket açıklığının ve maksimum abduksiyon derecesindeki azalmanın, yürüyüş hızındaki azalmanın bir sonucu olduğu düşüncesindeyiz.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin kalça eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırmaları incelendiğinde protezli ekstremitenin sagittal plandaki eklem hareket açıklığının sabit zeminde, etkilenmemiş ekstremita ve sağlıklı gruptan anlamlı derecede fazla olduğu görüldü. Bu durumun ampute bireylerde protezli ekstremitede hareketli bir ayak bileği olmaması nedeniyle ekstremitenin boyunun sallanma fazında kısaltılabilmesi amacıyla gerçekleştirilen kompensasyon nedenli olabileceğini düşünmekteyiz. Benzer durum hareketli ve stabil olmayan zeminlerde de görülmektedir. Doyle ve ark. farklı zeminlerde yürüyüşte ağırlıklı sırt çantasının transtibial amputelerin yürüyüşlerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında stabil olmayan zeminde ağırlıksız yürüyüşte yüklenme cevabı esnasında maksimum kalça fleksiyonunun protezli ekstremitede daha fazla olduğunu belirtmişlerdir(96). Bu sonuçlar çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla paralellik göstermektedir.

Hareketli zemin ve stabil olmayan zeminde protezli ekstremita ve kontrol grubu arasındaki rotasyon hareket açıklığı incelendiğinde kontrol grubunda daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu durumun yürüyüş hızından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz. Aynı durumun protezli ekstremita ve kontrol grubu arasında görülmemesinin de yürüyüş hızları farklı olsa da protezli ekstremitede kalça eklem hareketlerinin kompensasyon amaçlı artırılmış olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı zeminlerde diz eklem kinematikleri incelendiğinde kontrol grubunda zeminler arası fark görülmezken, ampute grupta her iki ekstremitede de sabit zemin ve hareketli zemin arasında maksimum fleksiyon ve

sagittal plandaki eklem hareket açıklığı arasındaki anlamlı farkın yürüyüş hızları arasındaki en fazla farkın bu iki zeminde yapılan yürüyüşler arasında olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Zaman mesafe parametrelerine bakıldığında adım uzunluğundaki değişiklikler de bu durumu destekler niteliktedir. Transvers düzlemdeki farkların da yine aynı sebepten kaynaklandığını, sağlıklı ekstremitelerde frontal düzlemde de benzer farklılıkların görülmesinin bu plandaki hareket derecelerinin çok küçük değerler olması, bu sebeple hızdaki değişikliklerden etkilendiklerinde değişiklikler küçük değerlerde olsa da istatistiksel olarak anlamlı farkların görülmesine neden oldukları düşünülebilir.

Diz eklem kinematiklerinin farklı zeminlerde ekstremiteler arası karşılaştırılması incelendiğinde frontal düzlemde tüm zeminlerde protezli ekstremitelerde etkilenmemiş ekstremiteden daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu durumun diz eklemi için kinematik veriler toplanması esnasında yerleştirilen sensörlerin bir tanesinin uylukta diğerinin protezin soket kısmında olması nedeniyle güdük ve soket arasındaki hareketlerin de elde edilen sonuçları etkilemesi ve elde edilen verilerin sagittal plandaki hareketler gibi geniş hareket açıklıklarında olmaması nedeniyle bu etkilenimin istatistiksel olarak fark bulunmasına yol açtığı düşüncesindeyiz. Protezli ekstremiteden elde edilen verilerin daha fazla olması da bu durumu destekler niteliktedir.

Sagittal planda hareketli zeminde sağlıklı ekstremiteler ve kontrol grubu arasında bulunan anlamlı farkın özellikle bu zeminde hız farkının çok daha fazla olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Doyle ve arkadaşlarının stabil olmayan zeminde diz eklem kinematiklerini incelediklerinde elde ettikleri maksimum fleksiyon değerlerinin çalışmamızda bulduğumuz değerlerden yüksek olduğunu görmekteyiz (96). Doyle ve arkadaşlarının çalışmasında katılımcıların daha yüksek hızda yürümüş olmasının bu farkı yarattığı görüşündeyiz. Hareketli zeminde zaman mesafe parametrelerine bakıldığında adım uzunluğunun sağlıklı ekstremitelerde protezli ekstremiteden anlamlı derecede daha kısa olması da bu durumun yalnızca sağlıklı ekstremiteler ile kontrol grubu arasında görülmesini desteklemektedir.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı zeminlerde ayak bileği eklem kinematikleri incelendiğinde protezli ekstremitelerde hareketli bir ayak bileği olmamasına rağmen tüm bireylerin K3-K4 karbon ayak kullanıyor olmaları, bu protez

ayakların yük altında esneyerek şekil değiştirmeleri nedeniyle anatomik ayak bileği ile benzer patern içerisinde ancak daha küçük hareket açıklıklarında, bir ayak bileği fonksiyonu gerçekleştirdikleri görülmektedir. Bu durum yük altında gerçekleştiğinden yalnızca duruş fazında gözlemlenmektedir (Şekil 3.5). Duruş fazında ilk temasla birlikte yüklenme cevabı boyunca protez ayakta oluşan plantar fleksiyon aktivitesi, ayak tabanının tam teması sağlandıktan sonra tibianın (protezin baldır komponentinin) öne doğru hareketi nedeniyle oluşan kompresyon stresi altında yerini dorsifleksiyon hareketine bırakmaktadır. Ayağın yerle teması kesildiğinde ise üzerindeki yük ortadan kalktığından protez ayak ayarlandığı pozisyona geri dönmektedir. Bu nedenle protez ayakta hareketli bir ayak bileği eklemi olmasa da tüm yürüyüşlerde ayak bileği eklem hareketleri gözlemlenmiştir.

Çalışmaya dahil edilen transtibial amputasyonu olan bireylerde protezli ekstremitelerde plantar fleksiyonda ve frontal plandaki hareket açıklığının sabit zeminde diğer zeminlerden daha yüksek olduğu görüldü. Plantar fleksiyon değerlerinin hız artışı ile doğru orantılı olarak artması ve azalması nedeniyle bu durumun yürüyüş hızından kaynaklandığı düşünülmektedir. Benzer durum etkilenmemiş ekstremitenin ve kontrol grubunun sagittal plandaki hareketleri için de geçerlidir. Özellikle sabit zemin ve hareketli zemin arasında yani yalnızca hız farkının en fazla olduğu zeminlerde dorsifleksiyon ve plantar fleksiyonda anlamlı fark bulunması da bu durumu destekler niteliktedir. Rotasyonel hareketlerde sabit ve hareketli zemin arasında yalnızca sağlıklı ekstremitelerde ve kontrol grubunda fark olmasının da yine hız kaynaklı olduğu ancak protezli ekstremitelerde hareketli bir ayak bileği eklemi olmaması ve yürüyüş esnasında streslerin daha çok anterior-posterior yönde olmasından dolayı fark olmadığı düşüncesindeyiz.

Ekstremiteler arası farklar incelendiğinde protezli ekstremiteler ile sağlıklı ekstremiteler ve kontrol grubu arasındaki farkların hareketli ayak bileği eklemi olmamasından kaynaklı olduğunu düşünülmektedir. Doyle ve arkadaşları stabil olmayan zeminde itme fazında maksimum plantar fleksiyon değerinin sağlıklı bacakta protezli baktan daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Bu bulgu da çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçları desteklemektedir. Hareketli ve stabil olmayan zeminde dorsifleksiyon değerlerinde fark olmamasının hareketli zeminde hız nedeniyle sağlıklı ekstremitenin ve kontrol grubunun dorsifleksiyon değerlerindeki azalma, stabil

olmayan zeminde ise sıkıştırılabilir bir zemin kullanmamız nedeniyle ayağın zeminin içine çökmesi nedeniyle protezli ekstremitede dorsifleksiyon hareketini artırmasından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz. Etkilenmemiş ekstremit ve kontrol grubu arasındaki farkların hız farkından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Farklı zeminlerde yürüyüşün zaman mesafe parametreleri incelendiğinde tüm bireylerde yürüyüş hızlarının sabit zeminde daha fazla olduğu görülmektedir. Bireyler en hızlı yürüyüşlerini sabit zeminde gerçekleştirirken en düşük hızlarını hareketli zeminde gerçekleştirmişlerdir. Curtze ve arkadaşlarının transtibial amputasyonu olan bireylerde düzensiz zeminde yürüyüşteki değişiklikleri inceledikleri çalışmalarında transtibial amputasyonu olan bireylerin düzensiz zeminde düz zeminden daha yavaş yürüdükleri belirtilmiştir (97). Bu bilgi çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçları desteklemektedir. Hızlardaki azalmanın ampute bireylerde hareketli zemine geçişte adım uzunluğundaki anlamlı azalmadan kaynaklanırken, stabil olmayan zeminde kadanstaki anlamlı azalmadan kaynaklandığı düşünülmektedir. Kontrol grubunda ise hızlardaki azalmanın hareketli zeminde hem kadans hem de adım uzunluğundaki azalmadan kaynaklanırken, stabil olmayan zeminde yalnızca kadanstaki azalmadan kaynaklanmakta olduğu düşünülmektedir. Sabit zemin ile stabil olmayan zemin arasındaki adım uzunluğu arasında anlamlı fark bulunmaması ve istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da adım uzunluğunun artmış olması da bu durumu destekler ve en yavaş yürüyüşün neden hareketli zeminde olduğunu açıklar niteliktedir. Curtze ve arkadaşlarının çalışmalarındaki zaman mesafe parametrelerine ait sonuçlar da çalışmamızda el ettiğimiz bulgularla paralellik göstermektedir (97). Button ve arkadaşlarının transtibial amputelerde 3 katılımcıyla düz zemin ve hareketli zeminde yürüyüş parametrelerini inceledikleri çalışmada, katılımcıların 2 tanesinde hareketli zeminde yürüyüş asimetrisinin azaldığı, 1 tanesinde ise arttığı belirtilmiştir (98). Zeminler arası açısal değişiklikler çalışmamızla paralellik gösterse de çalışmamızda hareketli zemindeki asimetride artış daha fazladır. Aradaki farkın Button ve arkadaşlarının çalışmasındaki katılımcı sayısının az olmasından ve prosedürlerdeki farklılıktan kaynaklandığı görüşündeyiz.

Farklı zeminlerdeki yürüyüşün zaman parametrelerindeki farkların da daha çok sabit ve hareketli zemin arasında olmasının da kadansın, en fazla bu iki zemin arasında,

sabit zemin sabit zeminde daha yüksek olmasından ve iki zemin arasındaki hız farkından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

5.2. Farklı Hızlarda Alt Ekstremitenin Kinematiklerinin İncelenmesi

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı hızlarda alt ekstremitenin kinematikleri incelendiğinde unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin sağlıklı bireylerden daha yavaş yürüdükleri görüldü. Boonstra ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada da ampute bireylerin normal yürüyüş hızında ve hızlı yürüyüşte daha yavaş yürüdükleri belirtilmektedir (99). Ampute bireylerin normal yürüyüş hızlarının da sağlıklı bireylerden daha düşük olması literatürdeki daha önce yapılmış çalışmalarla paralellik göstermektedir (14, 15, 98). Azalmış duyu algısı, yapay uzvun kontrolünün anatomik ekstremiteye oranla daha güç olması ve güvensizlik hissinin bu duruma neden olduğu düşünülmektedir.

Çalışmaya dahil edilen bireylerde farklı hızlarda kalça eklemi kinematiği incelendiğinde daha çok sagittal plandaki hareketlerin bu hız değişiminden etkilendiği görülmektedir. Sagittal plandaki eklem hareketlerinin maksimum değerleri ve eklem hareket açıklıklarının hızlı yürüyüşte arttığı ve yavaş yürüyüşte azaldığı görülmektedir. Yürüyüş hızı ile birlikte belirli bir süre içerisinde kat edilen mesafenin de artacağı düşünüldüğünde kalça eklemi yürüyüş hattı doğrultusundaki hareketlerindeki artışın beklenen bir sonuç olduğu düşünülmektedir ve yürüyüşün zaman mesafe parametrelerindeki bulgularımız da bu görüşü desteklemektedir. Fukuchi ve arkadaşları yaptıkları sistematik derleme ve meta-analiz çalışmasında da yürüyüş hızındaki değişikliklerle kalça eklemi sagittal plandaki hareketlerinin doğru orantılı olarak artıp azaldığı belirtilmiştir (95). Yapılan çalışmalar yürüyüş hızı ile birlikte yürüyüşün zaman-mesafe parametrelerinde de artış olduğunu göstermektedir (88, 100). Artmış adım uzunluğunun sağlanabilmesi açısından artmış kalça fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin görülmesi çalışmamızda elde ettiğimiz verileri desteklemektedir. Çalışmamızda ampute grupta elde ettiğimiz kalça hareket açıklığı değerleri Vanicek ve arkadaşları yaptıklarının çalışmadaki verilerle frontal düzlemde benzerlik gösterirken, sagittal planda elde ettiğimiz verilerin daha düşük olduğu görülmektedir (12). Bunun sebebinin Vanicek ve arkadaşlarının çalışmasında bireylerin daha yüksek hızlarda yürümelerinden kaynaklandığı düşüncesindeyiz.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin kalça eklem kinematiklerinin frontal düzlemdeki sonuçları incelendiğinde yalnızca protezli ekstremitede normal yürüyüş ile yavaş yürüyüş arasında frontal düzlemdeki eklem hareket açıklığında fark olduğu görüldü. Protezsiz ekstremitede ve sağlıklı bireylerde farklı yürüyüş hızlarında frontal düzlemdeki sonuçlarda fark olmadığı görüldü. Bu durumun frontal düzlemdeki eklem hareket açıklıklarının sagittal plana oranla daha düşük olması ve bu düzlemdeki artış ve azalmaların istatistiksel olarak fark bulunmayan sonuçlarda da sagittal plandaki gibi belirli bir düzen içerisinde olmamasından kaynaklı olduğunu görüşünderiz. Aynı şekilde transvers düzlemdeki sonuçlarda da yalnızca sağlıklı bireylerde normal ve yavaş yürüyüş arasında rotasyon eklem hareket açıklığında fark olmasının da benzer nedenden kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Farklı hızlardaki kalça eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırmaları incelendiğinde unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde yürüyüş hızı değiştiğinde yürüyüşün sagittal planda daha asimetric bir hal aldığı görülmektedir. Sagittal plandaki verilerde sağlıklı bireyler ve protezsiz ekstremitede arasında farklar bulunurken protezli ekstremitede arasında fark bulunmadığı görülmüştür. Ampute bireylerdeki protezli ekstremitede adım uzunluğunun daha fazla olması ve sağlıklı bireylerin ampute bireylerden daha hızlı yürümeleri de yalnızca sağlıklı grup ile etkilenmemiş ekstremitede arasında fark bulunmasını açıklamaktadır.

Frontal düzlemde ekstremiteler arasındaki farklar incelendiğinde özellikle normal hızda oluşan farklılıkların protezli ekstremitede abduksiyon değerleri adduksiyon değerlerinden fazla iken, protezsiz ekstremitede bu durumun tam tersi olmasından kaynaklı olduğu düşünülebilir. Bu durumun nedeninin de ölçümler öncesi kalibrasyon esnasında ampute bireylerin ekstremiteler arası yük dağılımını eşit olarak yapmamış ve bu nedenle ekstremiteleri simetric bir pozisyonda tutmamış olabileceklerinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı hızlardaki diz eklem kinematikleri incelendiğinde unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde yalnızca normal yürüyüş ve yavaş yürüyüş esnasında maksimum fleksiyon değerleri ve sagittal plandaki eklem hareket açıklıkları normal yürüyüşte daha fazla iken sağlıklı bireylerde diğer düzlemlerde de farkların bulunduğu ve buna ek olarak hızlı yürüyüş ve normal yürüyüş arasında da farkların bulunduğu görülmüştür. Bunun nedeninin sağlıklı bireylerin

normal yürüyüş hızlarının ampute bireylerden daha fazla olması nedeniyle hızlı ve yavaş yürüyüşlerin normal yürüyüşle aralarındaki hız farklarının da daha fazla olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca sağlıklı bireylerde tüm düzlemlerdeki maksimum değerlerin de hız ile doğru orantılı olarak artması ve azalması da bu farkların oluşmasının nedenleri arasında olabilir. Kirtley ve arkadaşlarının yürüyüş hızının yürüyüş parametrelerine etkisini inceledikleri çalışmada diz fleksiyonunun ve fleksiyon momentinin yürüyüş hızıyla güçlü bir ilişkisi olduğu belirtilmiştir (101). Bu bulgular da çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçları desteklemektedir.

Farklı hızlarda diz eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırılması incelendiğinde tüm hızlarda sagittal düzlemde ampute bireyler ve sağlıklı bireyler arasında maksimum fleksiyon değerlerinde fark olduğu görülmekte bu durumun gruplar arası yürüyüş hızından kaynaklandığı düşünülmektedir. Protezli ve protezsiz ekstremiteler arasında maksimum fleksiyon değerlerinin farklı hızlarda protezsiz ekstremitelerde daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu durumun da çalışmaya dahil edilen ampute bireylerin 9 tanesinin vakum sistemli suspansiyon yöntemlerini kullanıyor olmaları nedeniyle liner ve dizlik kullanmanın diz fleksiyon hareketini limitlemesinden kaynaklı olduğu düşüncesindeyiz.

Farklı hızlarda diz eklem kinematiğinin ekstremiteler arası karşılaştırmasında frontal düzlemde görülen farklılıklara gelindiğinde daha çok protezli ekstremiteler ve protezsiz ekstremiteler arasında protezli ekstremitelerde artmış farklar olmasının nedeninin sallanma fazında güdük ile soket arasında oluşan hareketlerin bu düzlemdeki hareket açıklığını artırmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Sağlıklı grupla aralarında oluşan farkların da daha çok protezsiz ekstremiteler ile sağlıklı grup arasında olması da bu durumu destekler niteliktedir. Ekstremiteler arası karşılaştırmada transvers düzlemde fark bulunmadığı görülmektedir.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı hızlarda ayak bileği eklem kinematikleri incelendiğinde tüm bireylerde farkların sagittal düzlemdeki hareketlerde olduğu görüldü. Amputasyonu olan bireylerde daha çok normal yürüyüş ve yavaş yürüyüş arasında farklar görülürken sağlıklı grupta her iki hız değişikliğinde de sagittal düzlemde farkların olduğu görüldü. Bunun nedeninin sağlıklı bireylerin daha hızlı yürümeleri olduğu düşünülmektedir. Protezli ekstremitedeki değişiklikler

dorsifleksiyon hareketindeki değişikliklerden kaynaklanırken, protezsiz ekstremitelerde hem dorsifleksiyon hem plantar fleksiyon hareketinden kaynaklanmakta, sağlıklı grupta ise plantar fleksiyondaki değişikliklerden kaynaklanmaktadır. Bu durumun protez ayağın, yalnızca yük altında şekil değiştirmesi nedeniyle, itme fazında ekstremitte üzerindeki yük azalırken plantar fleksiyon yapma yeteneğinin olmamasından kaynaklandığı düşünölebilir.

Ekstremiteler arası karşılaştırmalar incelendiğinde protezli ekstremitte ile diğer ekstremiteler arasındaki farkların yapay uzuv kullanımından kaynaklı olduğu görölmektedir. Çalışmaya dahil edilen ampute bireylerin tamamının K3-K4 karbon ayak kullanıyor olmaları nedeniyle protez ayağın, tüm yürüyüşlerde protezsiz ekstremitteyle benzer dorsifleksiyon fonksiyonu ortaya çıkardığı, sağlıklı bireylerle arasındaki farkların da yürüyüş hızı kaynaklı olduğu düşünölmektedir. Yine etkilenmemiş ekstremitte ve sağlıklı grup arasındaki farkların da yürüyüş hızından kaynaklı olduğu görüşündeyiz.

Farklı yürüyüş hızlarında yürüyüşün zaman mesafe parametrelerindeki farklar incelendiğinde hızların farklı olması nedeniyle elde edilen tüm sonuçların öngörölebilir olduğu düşünölmektedir. Ekstremiteler arası karşılaştırmalar incelendiğinde adım uzunluğunun hızla birlikte tüm bireylerde artması ve ampute bireylerde protezli ekstremitte etkilenmemiş ekstremitte daha uzun olması elde edilen sonuçları açıklar niteliktedir. Hermodsson ve arkadaşları sağlıklı bireyler, travmatik transtibial amputeler ve vasküler nedenlerle ampute olan bireylerin yürüyüşlerini inceledikleri çalışmalarında travmatik grubun vasküler nedenlerle ampute olan gruptan daha hızlı ancak sağlıklı gruptan daha yavaş yürüdüklerini belirtmişlerdir (102). Her iki grupta da etkilenmemiş ekstremitte üzerindeki duruş süresinin daha fazla olduğu yine bu çalışmada belirtilmiştir. Bu bulgular da elde ettiğimiz sonuçları desteklemektedir.

5.3. Farklı Eğimlerde Alt Ekstremitte Kinematiklerinin İncelenmesi

Çalışmaya dahil edilen bireylerin farklı eğimlerde kalça eklem kinematiklerine ait sonuçlar incelendiğinde tüm bireylerde rampa çıkarken ve inerken yürüyüş hızının azaldığı ve sağlıklı bireylerin tüm eğimlerde ampute bireylerden daha hızlı yürüdükleri görölmektedir. Doyle ve arkadaşları transtibial amputelerin rampa inerken rampa

çıkmaya oranla daha yavaş yürüdüklerini belirtmişlerdir (96). Rodriguez ve arkadaşları da amputasyonu olan bireylerin farklı eğimlerde yürüyüş değişkenliğini inceledikleri çalışmalarında transtibial ve transfemoral amputelerin en hızlı düz zeminde, daha sonra rampa çıkarken, en yavaş yürüyüş olarak da rampa inerken yürüdüklerini ve tüm eğimlerde sağlıklı bireylerden daha yavaş yürüdüklerini belirtmişlerdir (103). Bu sonuçlar çalışmamızdaki bulguları desteklemektedir. Kalça eklemının sagital plandaki hareketlerinin ise rampa çıkarken arttığı ve rampa inerken azaldığı görülmektedir. Doyle ve arkadaşlarının ile Vrieling ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda elde ettikleri bulgular da sagital plandaki sonuçlarımızı desteklemektedir (96, 104). Normal zeminde kalça eklemının sagital plandaki hareketleri yürüyüş hızı ile paralel bir şekilde artıp azalmaktadır. Sagital plandaki hareketlerin yürüyüşün eğimi değiştiğinde hız azalmasına rağmen bu şekilde değişiklik göstermesinin rampa çıkarken ekstremitenin boyunun kısaltılmasına daha çok ihtiyaç duyulması, rampa inerken ise daha az ihtiyaç duyulmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Sagital plandaki eklem hareket açıklığının ampute bireylerde rampa çıkarken anlamlı olarak artmayıp, rampa inerken anlamlı olarak azalmasının rampa inerken özellikle kalça ekstansiyonundaki azalmadan kaynaklı olduğu düşünülebilir. Protezli ekstremitede frontal düzlemde farklı eğimlerde fark görülmezken transvers düzlemde anlamlı farkların görülmesinin protez ayağın zeminle uyumunun sağlanabilmesi ihtiyacından kaynaklı olduğu görüşündeyiz. Etkilenmemiş ekstremit ve sağlı gruptaki frontal ve transvers düzlemdeki değişikliklerin zemin ile uyum açısından geliştirilen kompensasyonlar olduğu düşünülmektedir.

Kalça eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırılması incelendiğinde rampa çıkarken protezli ekstremitede daha fazla kalça ekstansiyonu olduğu bu durumun adım uzunluk farkından kaynaklı olduğu, sağlıklı bireylerde ise ampute bireylerden daha fazla kalça ekstansiyonu olduğu bu durumun ise yürüyüş hızının fazla olmasından kaynaklı olduğu düşünülmekteyiz. Yürüyüşün zaman mesafe parametrelerine ait sonuçlar da bu düşüncüyü desteklemektedir. Sadece sağlıklı bireyler ile etkilenmemiş ekstremit arasında sagital plandaki eklem hareket açıklığında fark olması da yine bu durumu destekler niteliktedir. Rampa aşağı inerken protezli ekstremitede etkilenmemiş ekstremiteden ve sağlıklı gruptan daha az kalça

fleksiyonu olmasının da protez ayakta zemine uyum sağlayabilmek adına yeterli plantar fleksiyon hareketi oluşmamasından kaynaklı geliştirilen bir kompensasyon olduğu düşünülmektedir. Transvers ve frontal düzlemdeki farkların da yine yürüyüş hızı ve ekstremiteler arası adım uzunluk farkından kaynaklanabileceği görüşündeyiz.

Bireylerin farklı eğimlerdeki diz eklem kinematikleri incelendiğinde protezli ekstremitelerde farklı eğimlerde yalnızca sagittal planda değişiklikler olurken, etkilanmemiş ekstremitelerde ve sağlıklı bireylerde hem sagittal hem de transvers düzlemde değişikliklerin olduğu görülmektedir. Diz fleksiyon değerleri protezli ekstremitelerde rampa çıkma artarken rampa inişte azalmıştır. Sağlıklı bireylerde ise bu durumun tam tersi gerçekleşmiştir. Vrieling ve arkadaşları yaptıkları çalışmada diz fleksiyonunun transtibial amputelerde rampa çıkarken azaldığını, rampa inerken ise hem ampute hem sağlıklı bireylerde arttığını belirtmişlerdir (104). Langloi ve arkadaşları ise hem sağlıklı bireylerde hem de ampute bireylerde diz fleksiyonu eklem hareket açıklığının rampa çıkarken azaldığı, rampa inerken ise arttığı belirtilmektedir (105). Sağlıklı bireylerde elde ettiğimiz sonuçlar bu bilgiler ile paralellik gösterirken ampute bireylerde elde ettiğimiz sonuçlar farklıdır. Bunun nedeninin Vrieling ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada eğimin çalışmamızdan farklı olarak %5 olması, Langloi ve arkadaşlarının çalışmasında ise %12 olması ve bireylerin bu sayede daha hızlı yürümeleri olduğu görüşündeyiz. Ampute bireylerde transvers düzlemde diz eklem kinematiklerinde değişiklik görülmemesinin nedeninin duruş fazında güdüğün soket içerisinde bir miktar rotasyon yapabilmesi nedeniyle bu hareketin yerle temas halinde olan sokete aktarılamamasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Farklı eğimlerdeki diz eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırılması incelendiğinde rampa yukarı çıkarken sağlıklı grup ile ampute grup arasındaki farkların yürüyüş hızı kaynaklı olarak sağlıklı bireylerin daha fazla diz fleksiyonu kullandıkları düşünülmektedir. Özellikle rampa çıkarken protezli ekstremitelere oranla daha düşük ekstansiyon derecelerinde olmalarının nedeninin de ampute bireylerin rampa çıkarken daha güvenli bir yürüyüş için dizi kilitleme ihtiyaçlarından kaynaklı olduğu düşünülebilir. Rampa inerken tüm ekstremiteler arası diz fleksiyon değerleri arasındaki farkların protezli ekstremitenin protezsiz ekstremiteden liner ve dizlik kullanımı nedeniyle daha az fleksiyonda olması ve sağlıklı bireylerin yürüyüş hızı nedeniyle daha fazla diz fleksiyonu kullanmalarından

kaynaklı olduğunu görüşünderiz. Frontal düzlemdeki farkların nedeni ampute bireylerin protezlerinde sallanma fazında güdük ve soket arasında oluşabilecek hareketler nedeniyle artan valgus hareketi olabilir.

Farklı eğimlerde ayak bileği eklem kinematikleri incelendiğinde protezli ekstremitelerde sagittal düzlemde oluşan farklılıkların zemine uyum sağlanabilmesi amacıyla rampa yukarı çıkışta daha fazla dorsifleksiyon ihtiyacı duyulmasından, rampa inerken bu ihtiyacın daha az olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Doyle ve arkadaşları ile Langloi ve arkadaşlarının çalışmalarında elde ettikleri sonuçlar da çalışmamızdaki bulgularla paraleldir (96, 105). Etkilenmemiş ekstremiteler ve sağlıklı grupta da sagittal plandaki değişiklikler benzer nedenden kaynaklandığı düşünülmektedir. Rampa yukarı çıkarken etkilenmemiş ekstremitedeki artmış plantar fleksiyon derecesinin itme fazının vücudun ağırlık merkezini yalnızca ileriye doğru değil aynı zamanda graviteye karşı yukarı yönde de yapılması gerekliliği ve bunu durumun protezli ekstremitelerde yapılamaması nedeniyle kompasatuar bir mekanizma olarak gerçekleştiği görüşünderiz. Ayak bileği ekleminde transvers ve frontal düzlemdeki değişikliklerin sagittal plandaki değişikliklerle uyumlu olduğu düşünülmektedir.

Farklı eğimlerde ayak bileği eklem kinematiğinin ekstremiteler arası karşılaştırılması incelendiğinde protezli ekstremiteler ile etkilenmemiş ve sağlıklı grup arasındaki farkların yapay uzuv kullanımından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Etkilenmemiş ekstremiteler ve sağlıklı grup arasındaki farkların nedeninin ise yürüyüş hızı olabileceği görüşünderiz.

Farklı eğimlerde yürüyüşün zaman mesafe parametreleri incelendiğinde çalışmaya dahil edilen tüm bireylerde yürüyüş hızının eğim değişikliğiyle birlikte azaldığı, en yüksek hızın düz zeminde en düşük hızın ise rampa aşağı yürüyüşte olduğu görülmektedir. Vrieling ve arkadaşları ile Langlois ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda da benzer sonuçlar elde ettiklerini ancak bu çalışmalarda tüm bireylerin daha yüksek hızlarda yürüdüğünü görmekteyiz (104, 105). Bu durumun nedeni olarak çalışmamızda bireylerin daha yüksek eğim derecesinde yürümelerini görmekteyiz. Tüm bireylerde kadansın da eğimle birlikte değiştiği rampa çıkarken anlamlı bir şekilde azaldığı ancak rampa yukarı çıkarken anlamlı fark olmasa da arttığı görülmektedir. Rampa çıkarken kadansın anlamlı bir şekilde azalması ve adım

uzunluklarının da azalması yürüyüş hızındaki azalma ile uyumludur. Doyle ve arkadaşlarının çalışmasında elde ettikleri bulgular da sonuçlarımızı desteklemektedir (96). Ancak rampa inerken kadansta anlamlı bir azalma olmaması, istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da artmış olması en düşük hızın rampa inerken olmasının adım uzunluğundaki önemli derecedeki azalmadan kaynaklı olduğunu düşündürmektedir. Tüm bireylerin en yüksek adım uzunluğu değerinin normal zeminde olması ve en düşük adım uzunluğunun rampa inerken olması da bu düşünce ile uyumludur. Yürüyüşlere ait diğer zaman parametreleri de bu bulgularla paralellik göstermektedir.

Yürüyüşün zaman mesafe parametrelerinin ekstremiteler arası karşılaştırması incelendiğinde rampa çıkarken tüm ekstremiteler arasında anlamlı derecede fark bulunduğu görülmektedir. Bu durumun protezli tarafta duruş fazının kısaltılması nedeniyle ampute bireylerde protezli ekstremiteler lehine adım uzunluk farkına yol açmasından ve sağlıklı grubun ampute gruptan daha hızlı yürümeleri nedeniyle daha yüksek adım uzunluğu değerlerine sahip olmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Benzer durum rampa inerken duruş ve sallanma sürelerindeki farklarda da görülmektedir. Burada da ampute bireylerde ekstremiteler arası duruş ve sallanma fazındaki farklılıkların aynı nedenden kaynaklandığı ve sağlıklı bireyler daha hızlı yürüdüklerinden onlarda bu sürelerin daha kısa olmasından kaynaklandığı düşüncesindeyiz.

5.4. Merdiven Çıkma ve İnme Esnasında Alt Ekstremiteler Kinematiklerinin İncelenmesi

Çalışmaya dahil edilen bireylerin merdiven çıkma ve inme aktiviteleri esnasında yapılan kinematik ölçümlerin sonuçları incelendiğinde merdiven çıkma esnasında tüm bireylerde merdiven inmeye oranla anlamlı derecede fazla kalça fleksiyonu kullandıkları ve fleksiyon-ekstansiyon yönündeki eklem hareket açıklığının da anlamlı derecede fazla olduğu görülmektedir. Bunun nedeninin rampa çıkarken olduğu gibi merdiven çıkarken de ekstremitenin boyunun kısaltılması ihtiyacının merdiven inmeye oranla daha fazla olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Merdiven çıkma ve inme esnasında maksimum ekstansiyon değerleri arasında protezli ekstremitelerde ve sağlıklı grupta anlamlı fark bulunurken ampute etkilenmemiş ekstremitelerde fark bulunmamaktadır. Bu durumun maksimum kalça ekstansiyonuna

ihtiyaç duyulan an olan protezli ekstremitenin bir üst basamağa yerleştirildiği anda protezli ekstremiteye daha kontrollü ağırlık aktarabilmek adına gövdenin öne eğilmesinden kaynaklı olabileceği görüşündeyiz. Sağlıklı grupta ve etkilenmemiş ekstremitede transvers düzlemde de farklar bulunurken protezli ekstremitede fark bulunmamasının kompensasyon amaçlı protez ayağın pozisyonunun sağlanabilmesi amacıyla kalça rotasyonundan yararlanılması kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Merdiven çıkma ve inme aktiviteleri esnasında kalça eklem kinematiğinin ekstremiteler arası karşılaştırılması incelendiğinde merdiven çıkma esnasında sagittal düzlemde yalnızca maksimum ekstansiyon değerlerinde sağlıklı grup ve etkilenmemiş ekstremiteler arasında sağlıklı grupta anlamlı artış bulunduğu görülmektedir. Bu durumun etkilenmemiş ekstremitede kontrollü merdiven çıkma amacıyla kalça ekstansiyon değerini düşürülmesi ve aynı zamanda sağlıklı bireylerde merdivenin daha hızlı çıkılmış olabileceğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Alimusaj ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada elde ettikleri bulgular da çalışmamızdaki sonuçlarla paralellik göstermektedir (106). Transvers düzlemde merdiven çıkma ve inme esnasında oluşan farklılıkların nedeni ampute bireylerin ayağın pozisyonlanabilmesi için kalça rotasyonlarını daha fazla kullanması olabilir.

Merdiven çıkma ve inme aktiviteleri esnasında diz eklem kinematikleri incelendiğinde tüm bireylerde sagittal planda maksimum fleksiyon değerleri ve eklem hareket açıklığının merdiven çıkmada anlamlı olarak daha yüksek olduğu görüldü. Bu durum da yine ekstremitenin boyunu kısaltma ihtiyacının merdiven çıkma esnasında daha fazla olmasıyla uyumludur. Frontal düzlemde protezli ekstremitede ve sağlıklı grupta merdiven inme ve çıkma arasında farklar görülürken etkilenmemiş ekstremitede fark görülmemektedir. Bu durumun etkilenmemiş ekstremitede sallanma fazının kısa tutulmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Merdiven çıkma ve inme aktiviteleri esnasında diz eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması incelendiğinde yalnızca merdiven inme esnasında protezli ekstremiteler ve sağlıklı grup arasında maksimum fleksiyon ve ekstansiyon değerlerinde fark olduğu görülmektedir. Alimusaj ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada elde ettikleri bulgular da çalışmamızdaki sonuçları desteklemektedir (106). Bu durumun ampute bireylerin protezli ekstremitede liner ve dizlik kullanımı nedeniyle daha az fleksiyon yapmaları ve sağlıklı bireylerin merdiveni daha hızlı

çıkma olabileceklerinden ve bu nedenle diz ekstansiyonunu daha az kullanmış olmalarından kaynaklandığı görüşündeyiz.

Merdiven çıkma ve inme esnasında ayak bileği kinematikleri incelendiğinde sagittal planda protezli ekstremitelerde maksimum fleksiyonda merdiven çıkmada, maksimum ekstansiyonda ise merdiven inmede anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir. Bu durum kullanılan protez ayakların yapısı ve yüke maruz kalma durumları ile paralellik göstermektedir. Sağlıklı bireyler ve etkilenmemiş ekstremitelerde her iki yöndeki hareket de merdiven inmede daha fazla iken anlamlı farklılık sadece sağlıklı grupta görülmektedir. Bu durumun sağlıklı bireylerin daha hızlı merdiven çıkmış olabileceklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Merdiven çıkma ve inme aktiviteleri esnasında ayak bileği eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırılması incelendiğinde protezli ekstremiteler ile etkilenmemiş ve sağlıklı ekstremiteler arasındaki farkların yapay uzuv kullanımından kaynaklandığı düşünülmektedir. Alimusaj ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada elde ettikleri bulgular da çalışmamızdaki ayak bileği sagittal plan verileriyle paralellik göstermektedir (106). Merdiven çıkma esnasında protezli ekstremiteler ile etkilenmemiş ekstremiteler arasında dorsifleksiyon hareketinde fark olmamasının nedeninin bireylerin kullandığı protez ayakların merdiven çıkma aktivitesi esnasında etkilenmemiş ekstremitelerle benzer bir ayak bileği fonksiyonu göstermiş olabilecekleri düşünülebilir. Frontal düzlemde etkilenmemiş ekstremiteler ve sağlıklı grup arasındaki maksimum inversiyon ve eklem hareket hareket açıklığının etkilenmemiş ekstremitelerde daha fazla plantar fleksiyon yapılması ve inversiyon hareketinin plantar fleksiyonla birlikte artmasından kaynaklandığı görüşündeyiz.

5.5. Çalışmanın Limitasyonları

Çalışmamızın daha geçerli, daha güvenilir ve daha anlaşılabilir olamaması konusunda bazı limitasyonları olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamıza ait limitasyonlar:

- Çalışmaya dahil edilen bireylerin tamamının erkek olması,
- Bireylerin tamamının K3-K4 fonksiyonel seviyesinde olmaları nedeniyle elde edilen sonuçların tüm transtibial ampute popülasyonunu yansıtmaması,
- Rampa çıkma ve inme aktivitelerinin hareketli zeminde yapılmış olması,

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Bu çalışma unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde alt ekstremitte kinematiklerinin farklı yürüyüş koşullarında incelemek amacıyla yapılmıştır. Çalışmanın sonunda toplanan veriler seçilen yöntemlerle analiz edilip literatürdeki bilgiler ışığında incelendiğinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin kendilerini rahat ve güvenli hissettikleri yürüyüş hızları sağlıklı bireylerden daha düşüktür.

Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin yürüyüşlerinde yapay bir uzuv kullanımından kaynaklı olarak bir asimetri vardır. Yürüyüş koşullarındaki hız, zemin ve eğim gibi değişiklikler bu asimetriyi farklı şekillerde etkilemektedir.

Sağlıklı bireylerde yürüyüş koşulları değiştiğinde alt ekstremitte kinematiklerinde de değişiklikler olmaktadır. Sağlıklı bireylerdeki bu değişiklikler unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerdeki değişikliklerden farklıdır.

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı koşullardaki yürüyüş özellikleri tanımlanmış olup, sağlıklı bireylerle karşılaştırılması sonucunda transtibial amputasyonu olan bireylerin yürüyüşlerinde kullanacakları bir yapay uzvun hangi ihtiyaçları karşılaması gerektiği, yeni geliştirilecek olan komponentlerin ne gibi özellikleri sağlamaları gerektiği konusuna da yardımcı olacağı düşünülmektedir.

Ampute grubun yürüyüşlerindeki asimetrinin farklı koşullarda nasıl etkilendiğinin gösterilmesinin, ampute rehabilitasyonunda simetrik yürüyüş eğitiminin farklı koşullarda da verilmesi ve bu koşullar altında değerlendirmeler yapılarak tedavi programının modifiye edilmesi ya da sonlandırılması gerektiğini göstermektedir. Bu sayede simetrik yürüyüşün günlük hayattaki birçok yürüyüş koşulunda sağlanması ile ileriye yönelik gelişebilecek olan komplikasyonların önlenmesi sağlanacaktır.

Unilateral transtibial amputelerde yürüyüşün günlük hayattakine benzer koşullarda detaylı bir şekilde incelendiği çalışmamızın literatüre katkı sağlayacağı düşüncesindeyiz. Çalışmamızda alt ekstremitte kinematikleri üç düzlemde de incelenmiş olsa da literatür incelendiğinde çalışmaların çok büyük bir çoğunluğunda

sadece sagittal plandaki verilerin incelendiği görülmektedir. Bu nedenle çalışmamızın özgün olduğu ve ileriki çalışmalara ışık tutacağı görüşündeyiz.

6.2. Öneriler

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz veriler ışığında önerilerimiz:

İlerideki çalışmalarda transvers ve horizontal düzlemdeki verilerin de incelendiği, pelvis, gövde ve üst ekstremitelerin de dahil edildiği daha detaylı çalışmalar yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

İlerideki çalışmalarda farklı aktivite düzeylerinde, farklı protez komponentleri kullanan, farklı yaşlarda ve cinsiyetlerde bireylerin dahil edildiği daha geniş örneklem büyüklüğünde çalışmaların yapılması ile ampute popülasyonu için daha genellenebilir sonuçların elde edildiği çalışmalar yapılmalıdır.

Kuvvet platformlarının da entegre edildiği çalışmalar ile kinetik analizlerin de eklenerek yürüyüşün daha detaylı incelendiği çalışmalar yapılmalıdır.

Çalışma yukarıda belirtilen özellikler de geliştirilerek farklı amputasyon seviyelerinde de yapılmalı ve her seviye için farklı koşullardaki ihtiyaçlar belirlenmeli, protez uygulaması esnasında komponent seçerken ya da yeni protez komponentleri geliştirilirken bu çalışmalardan elde edilen sonuçlar göz önünde bulundurulmalıdır.

Ampute rehabilitasyonu programına dahil edilen ve yürüyüş eğitimi verilen bireylerin günlük hayatta yaşadıkları çevresel koşullar sorgulanarak bu koşullara benzer ortamların simüle edildiği yürüyüş eğitimleri verilmeli ve bu koşullar altında değerlendirmeleri yapılarak yürüyüş eğitiminde bireye özgü modeller geliştirilmelidir.

7. KAYNAKLAR

1. Eshraghi A, Abu Osman NA, Karimi M, Gholizadeh H, Soodmand E, Abas WABW. Gait biomechanics of individuals with transtibial amputation: effect of suspension system. *PloS one*. 2014;9(5):e96988.
2. Staats T. The rehabilitation of the amputee in the developing world: a review of the literature. *Prosthetics and orthotics international*. 1996;20(1):45-50.
3. Soares ASOdC, Yamaguti EY, Mochizuki L, Amadio AC, Serrão JC. Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: a review. *Sao Paulo Medical Journal*. 2009;127:302-9.
4. Kovač I, Medved V, Ostojić L. Spatial, temporal and kinematic characteristics of traumatic transtibial amputees' gait. *Collegium antropologicum*. 2010;34(1):205-13.
5. Grumillier C, Martinet N, Paysant J, André J-M, Beyaert C. Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees. *Journal of biomechanics*. 2008;41(14):2926-31.
6. Yoo S. Complications following an amputation. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*. 2014;25(1):169-78.
7. Rueda FM, Diego IMA, Sánchez AM, Tejada MC, Montero FMR, Page JCM. Knee and hip internal moments and upper-body kinematics in the frontal plane in unilateral transtibial amputees. *Gait & posture*. 2013;37(3):436-9.
8. Ajibade A, Akinniyi O, Okoye C. Indications and complications of major limb amputations in Kano, Nigeria. *Ghana medical journal*. 2013;47(4):185.
9. Lloyd CH, Stanhope SJ, Davis IS, Royer TD. Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait. *Gait & posture*. 2010;32(3):296-300.
10. Struyf PA, van Heugten CM, Hitters MW, Smeets RJ. The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2009;90(3):440-6.
11. Czerniecki JM, Gitter AJ. Gait analysis in the amputee: has it helped the amputee or contributed to the development of improved prosthetic components? *Gait & Posture*. 1996;4(3):258-68.
12. Vanicek N, Strike S, McNaughton L, Polman R. Gait patterns in transtibial amputee fallers vs. non-fallers: Biomechanical differences during level walking. *Gait & Posture*. 2009;29(3):415-20.
13. Craig JJ, Bruetsch AP, Huisinga JM. Coordination of trunk and foot acceleration during gait is affected by walking velocity and fall history in elderly adults. *Aging clinical and experimental research*. 2019;31(7):943-50.
14. Cutti AG, Verni G, Migliore GL, Amoresano A, Raggi M. Reference values for gait temporal and loading symmetry of lower-limb amputees can help in refocusing rehabilitation targets. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2018;15(1):1-12.
15. Hak L, Van Dieën JH, Van Der Wurff P, Prins MR, Mert A, Beek PJ, et al. Walking in an unstable environment: strategies used by transtibial amputees to prevent falling during gait. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2013;94(11):2186-93.
16. Skinner HB, Effeney DJ. Gait analysis in amputees. *American journal of physical medicine*. 1985;64(2):82-9.

17. Rietman J, Postema K, Geertzen J. Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions. *Prosthetics and orthotics international*. 2002;26(1):50-7.
18. Chambers HG, Sutherland DH. A practical guide to gait analysis. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2002;10(3):222-31.
19. Harris GF, Wertsch JJ. Procedures for gait analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1994;75(2):216-25.
20. Sachs M, Bojunga J, Encke A. Historical evolution of limb amputation. *World journal of surgery*. 1999;23(10):1088-93.
21. Ham R, Cotton L. The history of amputation surgery and prosthetics. *Limb Amputation*: Springer; 1991. p. 1-11.
22. Kirkup J. Introduction and sources. *A History of Limb Amputation*. 2007:1-12.
23. Andrews BG. Amputation surgery. *Current orthopaedics*. 1989;3(1):29-32.
24. Nerlich AG, Zink A, Szeimies U, Hagedorn HG. Ancient Egyptian prosthesis of the big toe. *The Lancet*. 2000;356(9248):2176-9.
25. Cantos M. Pirates & peg legs: A historical look at amputation and prosthetics. *History of Medicine Days*. 2005;14:16-20.
26. de Godoy JMP, Braile D, Buzatto S, Longo O, Fontes O. Quality of life after amputation. *Psychology, health & medicine*. 2002;7(4):397-400.
27. Grzebień A, Chabowski M, Malinowski M, Uchmanowicz I, Milan M, Janczak D. Analysis of selected factors determining quality of life in patients after lower limb amputation-a review article. *Polish Journal of Surgery*. 2017;89:57-61.
28. Hagberg K, Brånemark R. Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: A survey of quality of life, prosthetic use and problems. *Prosthetics and orthotics international*. 2001;25(3):186-94.
29. Sinha R, Van Den Heuvel WJ. A systematic literature review of quality of life in lower limb amputees. *Disability and rehabilitation*. 2011;33(11):883-99.
30. Imam B, Miller WC, Finlayson HC, Eng JJ, Jarus T. Incidence of lower limb amputation in Canada. *Canadian Journal of Public Health*. 2017;108(4):374-80.
31. Moxey P, Gogalniceanu P, Hinchliffe R, Loftus I, Jones K, Thompson M, et al. Lower extremity amputations—a review of global variability in incidence. *Diabetic Medicine*. 2011;28(10):1144-53.
32. Eskelinen E, Eskelinen A, Albäck A, Lepäntalo M. Major amputation incidence decreases both in non-diabetic and in diabetic patients in Helsinki. *Scandinavian Journal of Surgery*. 2006;95(3):185-9.
33. Vamos EP, Bottle A, Edmonds ME, Valabhji J, Majeed A, Millett C. Changes in the Incidence of Lower Extremity Amputations in Individuals With and Without Diabetes in England Between 2004 and 2008. *Diabetes Care*. 2010;33(12):2592-7.
34. Spoden M, Nimptsch U, Mansky T. Amputation rates of the lower limb by amputation level—observational study using German national hospital discharge data from 2005 to 2015. *BMC health services research*. 2019;19(1):1-9.
35. McDonald CL, Westcott-McCoy S, Weaver MR, Haagsma J, Kartin D. Global prevalence of traumatic non-fatal limb amputation. *Prosthetics and orthotics international*. 2021:0309364620972258.

36. Göktepe AS, Cakir B, Yilmaz B, Yazicioglu K. Energy expenditure of walking with prostheses: comparison of three amputation levels. *Prosthetics and orthotics international*. 2010;34(1):31-6.
37. Pinzur MS, Gold J, Schwartz D, Gross N. Energy demands for walking in dysvascular amputees as related to the level of amputation. SLACK Incorporated Thorofare, NJ; 1992. p. 1033-7.
38. Christensen J, Ipsen T, Doherty P, Langberg H. Physical and social factors determining quality of life for veterans with lower-limb amputation (s): a systematic review. *Disability and rehabilitation*. 2016;38(24):2345-53.
39. Davie-Smith F, Coulter E, Kennon B, Wyke S, Paul L. Factors influencing quality of life following lower limb amputation for peripheral arterial occlusive disease: A systematic review of the literature. *Prosthetics and Orthotics International*. 2017;41(6):537-47.
40. AlQaseer A, Ismaeel T, Badr O. Major lower limb amputation: causes, characteristics and complications. *Bahrain Medical Bulletin*. 2017;39(3):1-3.
41. Subbarao K, Bajoria S. The effect of stump length on the rehabilitation outcome in unilateral below-knee amputees for vascular disease. *Clinical rehabilitation*. 1995;9(4):327-30.
42. Hamamura S, Chin T, Kuroda R, Akisue T, Iguchi T, Kohno H, et al. Factors affecting prosthetic rehabilitation outcomes in amputees of age 60 years and over. *Journal of International Medical Research*. 2009;37(6):1921-7.
43. Sinha R, van den Heuvel WJ, Arokiasamy P. Factors affecting quality of life in lower limb amputees. *Prosthetics and orthotics international*. 2011;35(1):90-6.
44. Stevens PM, Rheinstein J, Wurdeman SR. Prosthetic foot selection for individuals with lower-limb amputation: a clinical practice guideline. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 2018;30(4):175.
45. Kahle JT, Orriola JJ, Johnston W, Highsmith MJ. The effects of vacuum-assisted suspension on residual limb physiology, wound healing, and function: a systematic review. *Technology & Innovation*. 2014;15(4):333-41.
46. Klute GK, Berge JS, Biggs W, Pongnumkul S, Popovic Z, Curless B. Vacuum-assisted socket suspension compared with pin suspension for lower extremity amputees: effect on fit, activity, and limb volume. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2011;92(10):1570-5.
47. Borrenpohl D, Kaluf B, Major MJ. Survey of US practitioners on the validity of the medicare functional classification level system and utility of clinical outcome measures for aiding K-level assignment. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2016;97(7):1053-63.
48. Pearlman J, Cooper RA, Krizack M, Lindsley A, Wu Y, Reisinger KD, et al. Lower-limb prostheses and wheelchairs in low-income countries [an overview]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2008;27(2):12-22.
49. Evans WE, Hayes JP, Vermilion BD. Rehabilitation of the bilateral amputee. *Journal of Vascular Surgery*. 1987;5(4):589-93.
50. Davidson J, Jones L, Cornet J, Cittarelli T. Management of the multiple limb amputee. *Disability and Rehabilitation*. 2002;24(13):688-99.

51. Nelson VS, Flood KM, Bryant PR, Huang ME, Pasquina PF, Roberts TL. Limb deficiency and prosthetic management. 1. Decision making in prosthetic prescription and management. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006;87(3):3-9.
52. Meurs M, Maathuis C, Lucas C, Hadders-Algra M, Van der Sluis C. Prescription of the first prosthesis and later use in children with congenital unilateral upper limb deficiency: A systematic review. *Prosthetics and orthotics international*. 2006;30(2):165-73.
53. Laferrier JZ, Gailey R. Advances in lower-limb prosthetic technology. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*. 2010;21(1):87-110.
54. Rajtůková V, Michalíková M, Bednarčíková L, Balogová A, Živčák J. Biomechanics of lower limb prostheses. *Procedia engineering*. 2014;96:382-91.
55. Jweeg MJ, Hammoudi ZS, Alwan BA, editors. Optimised Analysis, Design, and Fabrication of Trans-Tibial Prosthetic Sockets. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*; 2018: IOP Publishing.
56. Convery P, Buis A. Conventional patellar-tendon-bearing (PTB) socket/stump interface dynamic pressure distributions recorded during the prosthetic stance phase of gait of a transtibial amputee. *Prosthetics and orthotics international*. 1998;22(3):193-8.
57. Yiğiter K, Şener G, Bayar K. Comparison of the effects of patellar tendon bearing and total surface bearing sockets on prosthetic fitting and rehabilitation. *Prosthetics and orthotics international*. 2002;26(3):206-12.
58. Staats TB, Lundt C. The UCLA total surface bearing suction below-knee prosthesis. *Clin Prosthet Orthot*. 1987;11(3).
59. Hachisuka K, Dozono K, Ogata H, Ohmine S, Shitama H, Shinkoda K. Total surface bearing below-knee prosthesis: advantages, disadvantages, and clinical implications. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1998;79(7):783-9.
60. Narita H, Yokogushi K, Shi S, Kakizawa M, Nosaka T. Suspension effect and dynamic evaluation of the total surface bearing (TSB) trans-tibial prosthesis: a comparison with the patellar tendon bearing (PTB) trans-tibial prosthesis. *Prosthetics and orthotics international*. 1997;21(3):175-8.
61. Friel K. Componentry for lower extremity prostheses. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2005;13(5):326-35.
62. Herdiman L, Adiputra N, Tirtayasa K, Manuaba I, editors. Designing a low cost endoskeletal below knee prostheses with the implementation of appropriate technology. *Applied Mechanics and Materials*; 2015: Trans Tech Publ.
63. Sahoo J, Mohanty R, Das S. Comparative Study of Laminated Exoskeletal versus Modular Endoskeletal Below Knee Prostheses. *pain*. 2010;8:4.
64. Hafner BJ. Clinical prescription and use of prosthetic foot and ankle mechanisms: a review of the literature. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 2005;17(4):S5-S11.
65. Hansen AH, Childress D, Knox E. Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of trans-tibial prostheses. *Prosthetics and Orthotics International*. 2000;24(3):205-15.
66. Gholizadeh H, Osman NA, Eshraghi A, Ali S, Razak N. Transtibial prosthesis suspension systems: systematic review of literature. *Clinical biomechanics*. 2014;29(1):87-97.
67. Edwards ML. Below knee prosthetic socket designs and suspension systems. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*. 2000;11(3):585-94.

68. Youngblood RT, Brzostowski JT, Hafner BJ, Czerniecki JM, Allyn KJ, Foster RL, et al. Effectiveness of elevated vacuum and suction prosthetic suspension systems in managing daily residual limb fluid volume change in people with transtibial amputation. *Prosthetics and orthotics international*. 2020;44(3):155-63.
69. Çalışkan Uçkun A, Yurdakul FG, Almaz ŞE, Yavuz K, Koçak Ulucaköy R, Sivas F, et al. Reported physical activity and quality of life in people with lower limb amputation using two types of prosthetic suspension systems. *Prosthetics and Orthotics International*. 2019;43(5):519-27.
70. Whittle MW. *Gait analysis: an introduction*: Butterworth-Heinemann; 2014.
71. Kharb A, Saini V, Jain Y, Dhiman S. A review of gait cycle and its parameters. *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management*. 2011;13:78-83.
72. Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system; Foundation for rehabilitation*. Mosby & Elsevier. 2010.
73. ERBAHÇECİ F, YAZICIOĞLU F. *Kinezyoloji ve Biyomekanik*. 2019.
74. Abbass SJ, Abdulrahman G. Kinematic analysis of human gait cycle. *Al-Nahrain Journal for Engineering Sciences*. 2013;16(2):208-22.
75. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics: Human kinetics*; 2013.
76. McDonough AL, Batavia M, Chen FC, Kwon S, Ziai J. The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001;82(3):419-25.
77. Abd El-Raheem RM, Kamel RM, Ali MF. Reliability of using Kinovea program in measuring dominant wrist joint range of motion. *Trends in Applied Sciences Research*. 2015;10(4):224.
78. Cimolin V, Galli M. Summary measures for clinical gait analysis: A literature review. *Gait & posture*. 2014;39(4):1005-10.
79. Al-Amri M, Nicholas K, Button K, Sparkes V, Sheeran L, Davies JL. Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity. *Sensors*. 2018;18(3):719.
80. Desmarais Y, Mottet D, Slangen P, Montesinos P. A review of 3D human pose estimation algorithms for markerless motion capture. *Computer Vision and Image Understanding*. 2021;212:103275.
81. Deschamps K, Staes F, Roosen P, Nobels F, Desloovere K, Bruyninckx H, et al. Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. *Gait & posture*. 2011;33(3):338-49.
82. Feng J, Wick J, Bompiani E, Aiona M. Applications of gait analysis in pediatric orthopaedics. *Current orthopaedic practice*. 2016;27(4):455-64.
83. Wei Y-P, Lai Y-C, Chang W-N. Anatomic three-dimensional model-assisted surgical planning for treatment of pediatric hip dislocation due to osteomyelitis. *Journal of International Medical Research*. 2020;48(2):0300060519854288.
84. Zhang J-T, Novak AC, Brouwer B, Li Q. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological measurement*. 2013;34(8):N63.
85. Benjaminse A, Bolt R, Gokeler A, Otten B. A validity study comparing xsens with vicon. *ISBS Proceedings Archive*. 2020;38(1):752.

86. Robert-Lachaine X, Mecheri H, Larue C, Plamondon A. Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Medical & biological engineering & computing*. 2017;55(4):609-19.
87. Buczek FL, Rainbow MJ, Cooney KM, Walker MR, Sanders JO. Implications of using hierarchical and six degree-of-freedom models for normal gait analyses. *Gait & posture*. 2010;31(1):57-63.
88. Kim B, Youm C, Park H, Lee M, Noh B. Characteristics of Gait Variability in the Elderly While Walking on a Treadmill with Gait Speed Variation. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021;18(9):4704.
89. Krasovsky T, Lamontagne A, Feldman AG, Levin MF. Effects of walking speed on gait stability and interlimb coordination in younger and older adults. *Gait & posture*. 2014;39(1):378-85.
90. Nadeau S, Amblard B, Mesure S, Bourbonnais D. Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait & Posture*. 2003;18(3):134-42.
91. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey M. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical biomechanics*. 1998;13(6):434-40.
92. Nymark JR, Balmer SJ, Melis EH, Lemaire ED, Millar S. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2005;42(4).
93. Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & posture*. 2007;26(1):17-24.
94. Yang F, King GA. Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2016;31:81-7.
95. Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic reviews*. 2019;8(1):1-11.
96. Doyle SS, Lemaire ED, Besemann M, Dudek NL. Changes to transtibial amputee gait with a weighted backpack on multiple surfaces. *Clinical Biomechanics*. 2015;30(10):1119-24.
97. Curtze C, Hof AL, Postema K, Otten B. Over rough and smooth: amputee gait on an irregular surface. *Gait & posture*. 2011;33(2):292-6.
98. Button C, Moyle S, Davids K. Comparison of below-knee amputee gait performed overground and on a motorized treadmill. *Adapted Physical Activity Quarterly*. 2010;27(2):96-112.
99. Boonstra A, Fidler V, Eisma W. Walking speed of normal subjects and amputees: aspects of validity of gait analysis. *Prosthetics and Orthotics International*. 1993;17(2):78-82.
100. Tesio L, Lanzi D, Detrembleur C. The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. II. Lower limb amputees. *Clinical Biomechanics*. 1998;13(2):83-90.
101. Kirtley C, Whittle MW, Jefferson R. Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of biomedical engineering*. 1985;7(4):282-8.

102. Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson B, Roxendal G. Gait in male trans-tibial amputees: a comparative study with healthy subjects in relation to walking speed. *Prosthetics and orthotics international*. 1994;18(2):68-77.
103. Rodrigues FB, Andrade AO, Vieira MF. Effects of inclined surfaces on gait variability and stability in unilateral lower limb amputees. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2019;57(11):2337-46.
104. Vrieling A, Van Keeken H, Schoppen T, Otten E, Halbertsma J, Hof A, et al. Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. *Gait & posture*. 2008;28(2):235-42.
105. Langlois K, Villa C, Bonnet X, Lavaste F, Fodé P, Martinet N, et al. Influence of physical capacities of males with transtibial amputation on gait adjustments on sloped surfaces. 2014.
106. Alimusaj M, Fradet L, Braatz F, Gerner HJ, Wolf SI. Kinematics and kinetics with an adaptive ankle foot system during stair ambulation of transtibial amputees. *Gait & posture*. 2009;30(3):356-63.

8. EKLER

EK-1: Etik Kurul Onayı



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

Sayı : 16969557-474

Konu : ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 17 MART 2020 SALI
Toplantı No : 2020/06
Proje No : GO 18/1019 (Onay Tarihi: 06.11.2018)
Karar No : 2020/06-20

Kurulumuzun 06.11.2018 tarihli toplantısında GO 18/1019 kayıt numarası ile onaylanmış olan, Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyelerinden Prof. Dr. Fatma Gül YAZICIOĞLU'nun sorumlu araştırmacı olduğu Arş. Gör. Ali İmran YALÇIN'ın doktora tezi olan, GO 18/1019 kayıt numaralı "*Unilateral Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Alt Ekstremité Yürüyüş Kinematığının ve Kas Aktivasyonunun Farklı Yürüyüş Koşullarında İncelenmesi*" başlıklı projeniz için vermiş olduğunuz 05.03.2020 tarihli başlık değişikliği dilekçesi ve protokol revizyon talebi Kurulumuzun 17.03.2020 tarihli toplantısında görüşülmüş ve uygun bulunmuştur. Çalışmanın başlığı "*Unilateral Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Alt Ekstremité Yürüyüş Kinematığının Farklı Yürüyüş Koşullarında İncelenmesi*" olarak değiştirilmiş ve kayıtlarımıza eklenmiştir. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

1. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN	(Başkan)	9. Doç. Dr. Fatma Visal OKUR	(Üye)
2. Prof. Dr. Sevdâ F. MÜFTÜOĞLU	(Üye)	10. Doç. Dr. Can Ebru KURT	(Üye)
İZİMLİ			
3. Prof. Dr. M. Yıldırım SARA	(Üye)	11. Doç. Dr. H. Hüseyin TURNA	(Üye)
4. Prof. Dr. Necdâ AĞLAM	(Üye)	12. Dr. Öğr. Üyesi Özay GOKOZ	(Üye)
İZİMLİ			
5. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEL	(Üye)	13. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
6. Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU	(Üye)	14. Öğr. Gör. Dr. Meltem ŞENGEL	(Üye)
7. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye)	15. Av. Meltem ONURLU	(Üye)
8. Doç. Dr. Gözde GİRGİN	(Üye)		

Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

06100 Sıhhiye-Ankara

Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580 • E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

Ayrıntılı Bilgi için:

EK-2: Değerlendirme Formu (Amputasyonu Olan Bireyler)**DEĞERLENDİRME FORMU****(Amputasyonu Olan Bireyler İçin)****Demografik Veriler****Vaka No:****Değerlendirme Tarihi:****Yaş:****Cinsiyet:****Boy:****Kilo:****Ampute taraf:****Amputasyon Tarihi:****Amputasyon Nedeni:****Protez Tipi:****Suspansiyon Tipi:****Özgeçmiş:****Soygeçmiş:****Öğrenim Durumu:****Meslek:**

Not: Kinematik ölçümlere ait sonuç raporları bilgisayardan çıktı alınarak forma eklenecektir.

EK-3: Değerlendirme Formu (Sağlıklı Bireyler)**DEĞERLENDİRME FORMU****(Sağlıklı Bireyler İçin)****Demografik Veriler****Vaka No:****Değerlendirme Tarihi:****Yaş:****Cinsiyet:****Boy:****Kilo:****Dominant taraf:****Özgeçmiş:****Soygeçmiş:****Öğrenim Durumu:****Meslek:**

Not: Kinematik ölçümlere ait sonuç raporları bilgisayardan çıktı alınarak forma eklenecektir.

EK-4: Dijital Makbuz

Dijital Makbuz

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

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Ali İmran Yalçın
 Ödev başlığı: tez
 Gönderi Başlığı: UNILATERAL TRANSTİBİAL AMPUTASYONU OLAN BİREYLERDE...
 Dosya adı: Ali_I_mran_YALC_IN_TEZ-Turnitin.docx
 Dosya boyutu: 3.44M
 Sayfa sayısı: 97
 Kelime sayısı: 16,159
 Karakter sayısı: 126,469
 Gönderim Tarihi: 17-Eyl-2022 01:09ÖS (UTC+0300)
 Gönderim Numarası: 1901946097



EK-5: Orjinallik Ekran Çıktısı

TEZİN TAM BAŞLIĞI: UNİLATERAL TRANSTİBİAL AMPUTASYONU OLAN BİREYLERDE ALT EKSTREMİTE YÜRÜYÜŞ KİNEMATİĞİNİN FARKLI YÜRÜYÜŞ KOŞULLARINDA İNCELENMESİ

ÖĞRENCİDİN ADI SOYADI: ALİ İMRAN YALÇIN

DOSYANIN TOPLAM SAYFA SAYISI: 78

UNİLATERAL TRANSTİBİAL AMPUTASYONU OLAN BİREYLERDE
FARKLI AKTİVİTELERDE ALT EKSTREMİTE KİNEMATİĞİNİN
İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 4	% 2	% 1	% 0
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	ÖZYÜREK, Seher, DEMİRBÜKEN, İlkşan, TOSUN ÇELİKER, Özge, OKYAY, Recep Emre and ANGIN, Salih. "Gebelik sürecinde zaman mesafe parametreleri ve plantar basınç dağılımı", Türkiye Fizyoterapistler Derneği, 2013. Yayın	% 1
2	dspace.balikesir.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
3	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
4	30d4ed98-bbfd-4215-a9ab-b3bd6c00d4b3.filesusr.com İnternet Kaynağı	<% 1
5	acikerisim.nku.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	tez.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1

9. ÖZGEÇMİŞ

