

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

**UNİLATERAL ALT EKSTREMİTE AMPUTASYONU OLAN
BİREYLERDE SAĞLAM AYAĞIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Fzt. Halil YÜKSEL

**Protez-Ortez ve Biyomekani Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

ANKARA

2019

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

**UNİLATERAL ALT EKSTREMİTE AMPUTASYONU OLAN
BİREYLERDE SAĞLAM AYAĞIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Fzt. Halil YÜKSEL

Protez-Ortez ve Biyomekani Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Semra TOPUZ

ANKARA

2019

ONAY SAYFASI

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
UNİLATERAL ALT EKSTREMİTE AMPUTASYONU OLAN BİREYLERDE SAĞLAM
AYAĞIN DEĞERLENDİRMESİ
Öğrenci: Halil YÜKSEL
Danışman: Doç. Dr. Semra TOPUZ

Bu tez çalışması 26.09.2019 tarihinde jürimiz tarafından "Protez-Ortez ve Biyomekani Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Gül YAZICIOĞLU (Hacettepe Üniversitesi)	(imza) 
Tez Danışmanı:	Doç. Dr. Semra TOPUZ (Hacettepe Üniversitesi)	(imza) 
Üye:	Prof. Dr. Nilgün BEK (Hacettepe Üniversitesi)	(imza) 
Üye:	Prof. Dr. Kezban BAYRAMLAR (Hasan Kalyoncu Üniversitesi)	(imza) 
Üye:	Doç. Dr. Gizem İrem KINIKLI (Hacettepe Üniversitesi)	(imza) 

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

27 Eylül 2019


Prof. Dr. Diclehan Orhan
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

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

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

02/10/2019

Halil YÜKSEL



ⁱ"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 internette paylaşılmamış durumda 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 zgn olduğunu, Doç. Dr. Semra TOPUZ danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesi'ne göre yazıldığını beyan ederim.

Halil YÜKSEL



TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim ve tezimin hazırlanması esnasında her aşamada bilgi ve tecrübelerini aktaran, hiçbir zaman desteğini ve yardımlarını esirgemeyen, tezimin oluşumunda çok değerli fikir ve eleştirileriyle bana yol gösteren, destek veren ve teşvik eden hocam ve tez danışmanım çok sevgili hocam Sayın Doç. Dr. Semra TOPUZ'a,

Yüksek lisans eğitimimde ve bu çalışmanın tamamlanmasında emeği bulunan, desteğini esirgemeyen, klinik bilgi ve tecrübelerinden çok yararlandığım, öğrencisi olmaktan onur duyduğum hocam Sayın Prof. Dr. Gül ŞENER'e,

Yüksek lisans eğitimim ve tez aşaması boyunca ihtiyaç duyduğum her konuda klinik bilgisi ve yakın ilgisini hiçbir zaman esirgmeden her zaman destek olan, kendisinden insani ve mesleki anlamda çok şeyler öğrendiğim çok değerli hocam Sayın Nilgün BEK'e,

İstatistiksel yöntem ve analizlerin belirlenmesindeki katkılarından dolayı Sayın Uz. Fzt. Mustafa Cem GÖKMEN'e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca yardımlarını esirgemeyen değerli arkadaşlarım Sayın Uz. Fzt. Ali YALÇIN, Uz. Fzt. Elif KIRDI ve Uz. Fzt. Hasan Erkan KILINÇ'a,

Bana tez çalışmam için ampute bireylere ulaşma imkanı tanıyan Konya Yaşamtek Ortopedi'den Sayın Ömer IRK, Ece Ortopedi'den Ayhan BEKTAŞ ve Numune Ortopedi'den Yusuf KESER'e,

Çalışmama gönüllü olarak katılan bütün katılımcılara,

Bu günlere gelmemde en büyük emeği olan, beni her anımda destekleyen, hiçbir zaman yalnız bırakmayan çok değerli annem Keziban YÜKSEL, babam Aşır YÜKSEL, kardeşlerim Fatma DUTAN, Mihriban ATAR ve Adil YÜKSEL'e,

Tüm kalbimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Yüksel, H. Unilateral Alt Ekstremitte Amputasyonu Olan Bireylerde Sağlam Ayağın Değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Ortez ve Biyomekani Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2019. Bu çalışma, unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde sağlam ayağın değerlendirilmesi amacıyla yapıldı. Çalışmaya yaşları 18 ile 60 yıl arasında değişen 15 unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan birey ve 15 sağlıklı erişkin birey olmak üzere 30 kişi katıldı. Dahil edilme kriterlerine uygun kişilerin katılım için onayları alınarak demografik bilgileri kaydedildi. Çalışma ve kontrol grubuna boy uzunluğu, vücut ağırlığı ölçümü, Vücut Kütle İndeksi (VKİ), Sağlam Tarafa Ağırlık Aktarma (STAA), Ayak Postür İndeksi (APİ) ve Footprint yöntemini (Clarke İndeksi (Cİ), Chippaux-Smirak İndeksi (CSİ), Staheli'nin Ark İndeksi (SAİ)) içeren ölçümler yapıldı. Çalışma grubunda amputasyon tarihi, amputasyon nedeni, amputasyon seviyesi, ilk protezinden itibaren geçen süre, günlük protez kullanım süresi, protez sayısı kaydedildi. Sağlam alt ekstremitte uzunluğu, kalan uzuv yüzdesi, Eklem Hareket Açıklığı (EHA), kas kuvveti, kas kısalığı, ağrı, sağlam ayak ve güdük cildi değerlendirmesi, postür değerlendirmesi, Topuk Yükseltme Testi, Süreli Kalk ve Yürü Testi, Ayakkabı Değerlendirme Ölçeği (ADÖ) ve proteze uyumun değerlendirmesini içeren ölçümler yapıldı. Grupların boy uzunlukları arasında anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$) ve kontrol grubunun daha uzun olduğu tespit edildi. Bunun dışında kalan yaş, vücut ağırlığı ve vücut kütle indeksi değerleri arasında iki grup arasında anlamlı bir fark görülmedi ($p>0,05$). Çalışma grubuna ait yaş, boy, kilo, VKİ, APİ, Cİ, CSİ, SAİ, STAA, ADÖ, kalan uzuv yüzdesi, günlük protez kullanım süresi, ilk protezden itibaren geçen süre, protez sayısı ve proteze uyumla ilgili verileri kendi içinde Spearman'ın korelasyon analiziyle ilişkisine bakıldı ve yalnızca günlük protez kullanma süresi ile Cİ'nin normal-anormal aralıklı dağılımı arasında orta düzeyde ilişki bulundu ($r=0,522$). Gruplarda APİ, Cİ, SAİ, CSİ skorları karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Grupların STAA yüzdeleri arasında anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$), çalışma grubunun sağlam tarafa ağırlık aktarma değerinin anlamlı olarak daha fazla olduğu tespit edildi. Bu sonuçlara göre unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerin sağlam ayak biyomekaniğinin etkilenmediği ve bu sonucun katılımcıların kullandıkları protez ile uyumları ve genç olmaları ile ilişkili olduğu düşünüldü.

Anahtar Kelimeler: Protez, unilateral amputasyon, sağlam ayak, ayak biyomekaniği.

ABSTRACT

Yüksel, Halil. Assessment of the Intact Foot in Individuals with Unilateral Lower Extremity Amputation, Hacettepe University, Graduate School of Health Sciences Institute, Prosthesis Orthosis and Biomechanics Program, Master's Thesis, Ankara, 2019. This study was conducted to evaluate the intact foot in individuals with unilateral lower extremity amputation. Thirty individuals, including 15 unilateral lower extremity amputations and 15 healthy adults, aged 18-60 years, participated in the study. The demographic information of the persons who were in compliance with the inclusion criteria was obtained and their consent was recorded. Height and body weight measurement, Body Mass Index (BMI), Weight Transfer to the Healthy Side (WTHS) Foot Posture Index (FPI), footprint methods (Clarke Index (CI), Chippaux-Smirak Index (CSI), Staheli's Arc Index (SAI)) measurements were made control and study group. Amputation date, cause of amputation, amputation level, time since first prosthesis, duration of daily prosthesis use and number of prosthesis were recorded in the study group. Intact lower extremity length, percentage of residual limb, Joint Range of Motion (ROM), muscle strength, shortness of muscle, pain, intact foot and stump skin assessment, posture assessment, Heel Raise Test, Timed Up and Go Test, Shoe Rating Scale (SRS) and assessment of compliance to the prosthesis were applied. There was a significant difference between the height of the groups ($p < 0.05$) and the control group was found to be significantly longer. Other than that there was no significant difference between the two groups in age, body weight and BMI ($p > 0.05$). The study group's age, height, weight, BMI, FPI, CI, CSI, SAI, WTHS, SRS, percentage of residual limbs, daily prosthetic usage time, time since the first prosthesis, the number of prosthesis used and the assessment of prosthetic compliance related data were examined in itself with using Spearman's correlation analysis and there was only a moderate correlation between the daily prosthetic duration and the normal-abnormally intermittent distribution of CI ($r = 0.522$). When the API, CI, SAI and CSI scores were compared, no statistically significant difference was found between the two groups ($p > 0.05$). There was a significant difference between the WTHS percentage values of the groups ($p < 0.05$), and the study group's weight transfer value to the healthy side was significantly higher. According to these results, intact foot biomechanics of unilateral lower extremity amputation was not affected and this result was related to the fit of the prosthesis and youth being used by the participants.

Keywords: Prosthetics, unilateral amputation, intact foot, foot biomechanics.

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	xiii
ŞEKİLLER	xv
TABLolar	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Amputasyon ve Protez Tarihçesi	3
2.2 Amputasyon Nedenleri	4
2.3 Amputasyon Seviyeleri	4
2.4 Amputasyonda Cerrahi Yöntemler	5
2.5 Alt Ekstremitte Amputasyonlarında Kullanılan Protezler	6
2.5.1 Soketler	7
2.5.2 Suspansiyon Sistemleri	9
2.5.3. Protez Eklemler	11
2.5.4 Protez Ayaklar	12
2.6 Alt Ekstremitte Amputelerinde Rehabilitasyon	13
2.6.1 Preoperatif Dönem	14
2.6.2 Postoperatif Dönem	14
2.6.3 Preprostatik Dönem	15
2.6.4 Prostatik Dönem	15
2.6.5 Sosyal Yaşama Dönüş ve Takip	17
2.7 Ayak ve Ayak Bileği	17
2.8 Ayak ve Ayak Bileği Anatomisi ve Biyomekaniği	18
2.8.1 Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri	19
2.8.2 Ayak ve Ayak Bileği Kasları	22

2.8.3 Ayağın Arkları ve Biyomekaniği	24
2.8.4 Ayak ve Ayak Bileği Dinamikleri	26
2.9 Unilateral Alt Ekstremitte Amputasyonları Sonrası Sağlam Taraf	27
2.10 Alt ekstremitte Amputasyonlarından Sonra Uzun Dönem Protez Kullanımının Etkileri	29
3. BİREYLER VE YÖNTEM	30
3.1 Bireyler	30
3.2 Yöntem	31
3.2.1 Demografik Veriler	31
3.2.2 Boy Ölçümü	32
3.2.3 Alt Ekstremitte Uzunluğu Ölçümü	32
3.2.4 Kalan Ekstremitte Uzunluğu Ölçümü	33
3.2.5 Kalan Uzunluk Yüzdesi Hesaplanması	33
3.2.6 Vücut Ağırlığı Ölçümü	33
3.2.7 Vücut Kütle İndeksi	34
3.2.8 Eklem Hareket Açıklığının Değerlendirmesi	36
3.2.9 Kas Kuvveti Değerlendirmesi	36
3.2.10 Kas Kısılıklarının Değerlendirmesi	37
3.2.11 Ağrı Değerlendirmesi	38
3.2.12 Ayak Derisinin Değerlendirmesi	38
3.2.13 Postür Değerlendirmeleri	39
3.2.14 Ampute Tarafa Ağırlık Aktarma Yüzdesinin Hesaplanması	42
3.2.15 Dominant Tarafa Ağırlık Aktarma Yüzdesinin Hesaplanması	43
3.2.16 Topuk Yükseltme Testi (Heel Rise Test)	43
3.2.17 Denge Değerlendirmesi	44
3.2.18 Ayakkabı Değerlendirmesi	45
3.2.19 Proteze Uyumun Değerlendirmesi	45
3.2.20. Footprint Ölçümleri	46
3.3 İstatistiksel analiz	47
4. BULGULAR	49
4.1 Bireylere Ait Demografik Veriler	49
4.2 Çalışma Grubunda Protez ve Amputasyon ile İlişkili Parametreler	50

4.3 Çalışma Grubunda Eklem Hareket Açıklığı Ölçümleri	52
4.4 Çalışma Grubunda Kas Kuvvet Ölçümleri	53
4.5 Çalışma Grubunda Kas Kısılıkları	53
4.6 Çalışma Grubunda Ağrı Değerlendirmesi	54
4.7 Sağlam Taraf Ayak Derisi ve Gündük Cildi Değerlendirmeleri	54
4.8 Çalışma Grubunda Postüral Değerlendirmeler	55
4.9 Çalışma Grubunda Topuk Yükseltme Testi	56
4.10 Çalışma Grubunda Denge Değerlendirmesi	56
4.11 Ayak Postür İndeksi	56
4.12 Clarke İndeksi (Ayak İzi Açısı / Ark Açısı)	57
4.13 Staheli'nin Ark İndeksi	58
4.14 Chippaux-Smirak İndeksi	59
4.15 Sağlam Tarafa Ağırlık Aktarma	59
4.16 Çalışma Grubundan Elde Edilen Verilerin Korelasyonları	59
5. TARTIŞMA	61
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	69
7. KAYNAKLAR	70
8. EKLER	
EK-1: Genel Değerlendirme Formu	
EK-2: Eklem Hareket Açıklığı Değerlendirme Formu	
EK-3: Kas Kısılıkları Değerlendirme Formu	
EK-4: Kas Kuvvet Değerlendirme Formu	
EK-5: Topuk Yükseltme Testi Değerlendirme Formu	
EK-6: Postür Değerlendirme Formu	
EK-7: Sağlam Tarafa Ağırlık Aktarma Değerlendirme Formu	
EK-8: Süreli Kalk ve Yürü Testi Değerlendirme Formu	
EK-9: Ayak Postür İndeksi Değerlendirme Formu	
EK-10: Ayakkabı Değerlendirme Ölçeği Değerlendirme Formu	
EK-11: McGill Ağrı Anketi Değerlendirme Formu	
EK-12: TAPES Değerlendirme Formu	
EK-13 Etik Kurul Onayı	
EK-14 Poster Sunumu	

EK-15 Dijital Makbuz

EK 16. Orjinallik ekran Çıktısı

9. ÖZGEÇMİŞ



SİMGELER ve KISALTMALAR

AAOS	Amerikan Ortopedik Cerrahlar Akademisi
ADÖ	Ayakkabı Değerlendirme Ölçeği
AİTFL	Anterior İnfierior Tibiofibular Ligament
API	Ayak Postür İndeksi
ATFL	Anterior Talofibular Ligament
CI	Clarke İndeksi
Cm	Santimetre
CSİ	Chippaux-Smirak İndeksi
FTKL	Fibulotalokalkaneal Ligament
ITF	İnterfalangeal Eklem
KFL	Kalkaneofibular Ligament
Kg	Kilogram
LTKL	Lateral Talokalkaneal Kigament
M.	Musculus
M.Ö.	Milattan Önce
m2	Metre Kare
mm	Milimetre
MPQ	McGill Ağrı Anketi
MTF	Metatarsofalangeal Eklem
PİTFL	Posterior İnfierior Tibiofibular Ligament
PTB	Patellar Tendon Bearing
PTB SC	Patellar Tendon Bearing - Suprakondilar
PTB-SCSP	Patellar Tendon Bearing – Suprakondilar Suprapatellar
PTFL	Posterior Talofibular Ligament
SAİ	Staheli'nin Ark İndeksi
SIAS	Spina Iliaca Anterior Superior
STAA	Sağlam Tarafa Ağırlık Aktarma
TAPES	Trinity Amputasyon ve Protez Deneyim Ölçeği
TAPES-AK	Trinity Amputasyon ve Protez Deneyim Ölçeği-Aktivite Kısıtlaması

TAPES-PM	Trinity Amputasyon ve Protez Deneyim Ölçeği-Protezle Memnuniyet
TTS	Tam Temaslı Soket
VKI	Vücut kütle İndeksi



ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
3.1. Boy uzunluğu ölçümü	32
3.2. Vücut ağırlığı ölçümü	34
3.3. Eklem hareket açıklığı değerlendirmeleri	36
3.4. Kas kuvvet değerlendirmeleri	37
3.5. Kas kısalıklarının değerlendirilmesi	37
3.6. Ayak cildi değerlendirmesi	38
3.7. Gütük cildi değerlendirmesi	37
3.8. Ayak postür indeksi	42
3.9. Postür analizi	41
3.10. Topuk yükseltme testi	44
3.11. Süreli kalk ve yürü testi	44
3.12. Ayakkabı değerlendirmesi	45
3.13. Footprint ölçümü	47

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
4.1. Bireylerin demografik özellikleri ve gruplar arası karşılaştırılması	49
4.2. Çalışma grubundaki olguların protez özellikleri	50
4.3. Çalışma grubunda protez ve amputasyon ile ilişkili parametrelere ait sonuçlar	52
4.4. Çalışma grubu olgularının sağlam taraf alt ekstremitesindeki limitasyonlu eklemler	52
4.5. Çalışma grubu olgularının sağlam taraf alt ekstremitesindeki kas kuvvet sonuçları	53
4.6. Çalışma grubu olgularının sağlam taraf alt ekstremitelerinde kısalık bulunan kaslar	54
4.7. Çalışma grubu olgularının McGill Ağrı Anketi sonuçları	54
4.8. Çalışma grubu olgularının sağlam taraf ayak derisi değerlendirme sonuçları	55
4.9. Çalışma grubu olgularının güdük cildi değerlendirme sonuçları	55
4.10. Çalışma grubu olgularında tespit edilen postüral problemler	56
4.11. Olgularının Ayak Postür İndeksi skorlarının normal-anormal aralık dağılımı	57
4.12. Ayak Biyomekaniği ve Sağlam Tarafa Aktarılan Vücut Ağırlığına İlişkin Veriler	57
4.13. Gruplarda Cİ skorlarının normal-anormal aralık dağılımı	58
4.14. Gruplarda SAI skorlarının normal-anormal aralık dağılımı	58
4.15. Gruplarda CSI skorlarının normal-anormal aralık dağılımı	59
4.16. Çalışma grubundan elde edilen verilerin kendi içinde korelasyonları	60

1. GİRİŞ

Alt ekstremitte amputasyonları sıklıkla periferik vasküler hastalıklar nedeniyle gerçekleşmekte olup bunu travma, tümör, akut ve kronik enfeksiyonlar, konjenital ekstremitte noksanlıkları, metabolik hastalıklar, paraliziler, yanık ve donmalar takip etmektedir (1,2). Amputasyon sonrası kaybolan yürüme fonksiyonunun yerine getirilmesinde protez önemli rol oynamaktadır. Protez ile rehabilitasyon sonrası günlük yaşamdaki bağımsızlık düzeyi ve sosyal yaşama adaptasyon mümkün olmakta ancak protez, anatomik yapıların fonksiyonunu tam olarak yerine getiremeyeceğinden bu fonksiyonlar, amputasyon seviyesi ile ilişkili olarak sağlam tarafın kompensasyonu ile gerçekleşebilmektedir (3,4).

Literatürde, alt ekstremitte amputasyonları sonrası ampute taraf üzerinde yapılan çalışmalar çok sayıda olmakla beraber sağlam taraf ile ilgili yapılan çalışmalar hem içerik hem de sayı olarak yetersiz kalmaktadır(5-9). Amputasyon sonrası protez kullanımının sağlam taraf üzerine etkilerini inceleyen bir çalışmada kalça ve diz bölgesi üzerinde yoğunlaşmış ve bu bölgelerdeki osteoartrit ve osteoporoz varlığı ve şiddeti ile postüral değişiklikler ve ağrı gibi parametreler değerlendirilmiştir (5). Bir başka çalışmada ise, ampute taraf ile sağlam taraf genel kas kuvveti ve kemik dansitesi açısından karşılaştırılmış ve sonuçta sağlam taraftan daha çok ampute tarafın etkilenimi ortaya konulmuştur (9). Literatürde genel olarak sağlam alt ekstremitenin, özellikle de sağlam ayağın nasıl etkilendiğini ortaya koyan çalışmaya rastlanmamıştır. Bireylerin kişisel özellikleri, protez geçmişleri, kullandıkları protezlere uyumları, kullandıkları protezin özellikleri, aktivite düzeyleri gibi etmenlerin değerlendirilmesi ve sağlam ayak üzerindeki etkilerinin belirlenmesi protez ve rehabilitasyon uygulamalarına katkı sağlayacaktır.

Çalışmamızın amacı unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde sağlam ayağın biyomekanik olarak nasıl etkilendiğini ve ilişkili olabilecek faktörleri ortaya koymaktır.

Çalışmamız sonucunda elde edilen veriler uygun istatistiksel analiz yöntemleri ile karşılaştırılıp, ulusal ve uluslararası literatür ile birlikte tartışılmıştır.

H0: Unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde sağlam taraf ayak biyomekaniği etkilenmez.

H1: Unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde sağlam taraf ayak biyomekaniği etkilenir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Amputasyon ve Protez Tarihçesi

Amputasyon ekstremitenin tümünün veya bir kısmının kalıcı kaybı olarak tanımlanmaktadır (10). Amputasyonlar genelde bir ekstremitenin pahasına insan hayatını kurtarmak için yapılmakla birlikte birçok durumda da tercih edilen bir tedavi seçeneği olmuştur. Tarihte çağlar boyunca bir cezalandırma metodu olarak da yapılmıştır (11). Amputasyon başlangıçta hayat kurtarıcı bir prosedür olarak kabul edilse de çok yüksek mortalite oranı ile de ilişkilidir. Amputasyon etkilenen bireyin fiziksel bütünlüğünün ciddi ve geri dönüşümsüz bir kaybına ek olarak yaşam boyu devam eden bir iz bırakmaktadır (12). Amputasyon cerrahisi geçiren bireyler birçok fiziksel, ruhsal ve toplumsal sorunla yüzleşmek durumunda kalmaktadırlar (13).

Amputasyon bilinen en eski cerrahi müdahalelerdendir. Arkeolojik kanıtlar tarih öncesi toplumlarda bile amputasyonların varlığını göstermektedir (14). Herodot tarafından ayağını kaybettikten sonra tahta protez kullandığı rapor edilen ilk kişi M.Ö. 5.yy'da yaşamıştır. Şaşırtıcı derecede işlevsel basit ayak protezlerinin bulunduğu Mısır mumyaları M.Ö. 6.yy'a kadar uzanır (12). "Capua'nın yapay bacağı" olarak bilinen ilk tam ekstremiten protezi ise İtalya'nın güneyindeki kazılarda sağ bacağı olmayan bir iskeletin yanında bulunmuştur. Bir bacağın anatomik bir kopyası şeklinde olan bu protez M.Ö. 3.yy'a aittir (12).

Bilinen diz eklemine harekete izin veren ilk eklemli diz üstü protezi, Fransız cerrah Ambroise Pare tarafından, ilk diz altı protezi ise 1696 yılında Verduin tarafından geliştirilmiştir. 1800 yılında James Polt, Pare'nin geliştirdiği diz üstü protezini, soket ve bacak kısmı eklemli olarak yeniden yapmıştır (15).

Dünyada protez uygulamalarının gelişmesindeki en önemli etkenler 1. ve 2. Dünya Savaşları ve çocuk felci epidemileri sonucu fiziksel engelli bireylerin sayı ve ihtiyaçlarının artışı ve Dünya Sağlık Örgütü'nün 1970'li yıllarda toplum temelli rehabilitasyon felsefesi ile başlattığı uygulamalardır (15-17). Dünya Savaşları sonrasında özellikle kimya bilimindeki gelişmelerle protez üretiminde ağaç, deri ve metal dışında başta plastik olmak üzere yeni hammaddeler kullanılmaya başlanarak protezlerin kullanılabilirliği ve fonksiyonelliğinde büyük aşamalar kaydedilmeye başlanmıştır (15,17). 1980'lerde flexible soketler, silikon iç soketler yapılmaya

başlanmış, Long ve Sabolich Cat-Cam diz üstü protezinin temelini atmışlardır. Kemiğe vidalı protezler, aktivite düzeyi yüksek olan amputelerde kullanılmak üzere C-leg, Harmony, enerji depolayan ayaklar, elektronik diz eklemleri ve robotik tasarımlar gibi üst düzey tasarımlar geliştirilmiştir (18).

Günümüze geldikçe gelişen teknolojinin etkisiyle protez yapımında karbon, silikon, alüminyum ve plastik materyallerin yaygın olarak kullanılmasıyla modern protezler artık hem daha hafif, dayanıklı ve konforlu hem de daha normale yakın yürüyüşü sağlayabilen yapıdadır (18,19).

2.2 Amputasyon Nedenleri

Gelişmiş ülkelerde amputasyona en çok neden olan etmen periferik vasküler hastalıklar iken ülkemizde ilk sırayı travmalar almaktadır (10). Bunun dışında enfeksiyon, tümörler, konjenital anomaliler ve sinir yaralanmaları en sık görülen amputasyon nedenlerindedir (14). Metabolik hastalıklar, yanık, donma, tedavi edilmemiş kırık, savaş ve çatışmalar diğer amputasyon nedenleri arasındadır (15). Travma tümör ve konjenital nedenlerle amputasyon olan kişiler genellikle 30 yaşından önce bu deneyimi yaşamaktadırlar (20). Bu kadar genç yaşta bir alt ekstremitayı kaybetmek ve protez veya yardımcı cihaz kullanımı vücut imajı, meslek ve diğer sosyalleşme alanlarını etkileyerek birçok yönden hayatı değiştirmektedir (5).

2.3 Amputasyon Seviyeleri

Günümüzde yapılan tüm amputasyonların %85'i alt ekstremitede gerçekleştirilmektedir (14). Alt ekstremitede amputasyon seviyeleri distalden proksimale şu şekilde sıralanmaktadır:

- 1) Parsiyel ayak amputasyonları
 - a) Parmak amputasyonları
 - b) Metatarsofalangeal dezartikülasyon
 - c) Transmetatarsal amputasyon
 - d) Lisfrank (tarsometatarsal) amputasyon
 - e) Chopart (midtarsal) amputasyon

- f) Boyd amputasyonu
- g) Pirogoff amputasyonu
- 2) Ayak bileği dezartikülasyonu
- 3) Syme amputasyonu
- 4) Transtibial amputasyon
- 5) Diz dezartikülasyonu
- 6) Transfemoral amputasyon
- 7) Kalça dezartikülasyonu
- 8) Hemipelvektomi (21).

2.4 Amputasyonda Cerrahi Yöntemler

Geçmişte amputasyon; anestezi olmaksızın bir kişinin uzvunu mümkün olduğunca çabuk kesmek ve kanayan güdük ucunu da kanamayı önlemek amacıyla ya sıkıca sarmak ya da kızgın yağa sokmaktan ibaretti. 16. yüzyılın başlarında Ambroise Pare isimli Fransız askeri cerrahın amputasyon sonrasında kanayan damarları bağlaması üzerine teknikte gelişmeler başladı. Böylece güdük kısmen daha fonksiyonel hale getirilmiş oldu. Ayrıca daha kompleks protezlerin yapılmaya başlamasına da öncülük etti. 17. yy'da Mare'nin turnike kullanmaya başlamasıyla amputasyon cerrahisi daha da gelişme gösterdi (14).

Lisfranc 1815 yılında kendi adının verildiği amputasyonu yapmış, ilerleyen yıllarda Syme ayak bileği dezartikülasyonunda yeni bir yöntem geliştirmiştir (17).

Anestezi ve aseptik tekniğin gelişmesiyle cerrahlar ilk defa düzenli ve fonksiyonel bir amputasyon güdüğü oluşturarak yaranın enfeksiyon kapmaksızın iyileşmesini sağlamışlardır (14). Anestezi ve amputasyon cerrahisindeki bu gelişmelerle birlikte fizyolojik güdük kavramı ortaya çıkmış ve cerrahiye verilen önem artmıştır. Myoplasti ve osteomyoplasti tekniklerinin uygulanmaya başlaması protez uygulamalarının yeni bir boyut kazanmasına sebep olmuştur. Gelişim sırasına göre cerrahi teknikler şunlardır:

Myoplasti: Antagonistik kas gruplarının kemik ucu çevresinde, kemiğe birleştirilmeden birbirine tutturulduğu myoplasti tekniği 1952 yılında Mondry tarafından tanımlanmıştır. Kas gerginliği ve kuvvetin korunduğu ve kasların izometrik kontraksiyonuna izin veren bu yöntemde zamanla kasların kemik ucundan öne-arkaya ve yanlara doğru kayması sakınca yaratmıştır.

Myodesis: Kesilen kaslara insersiyon sağlayabilmek için 1966 yılında Weiss tarafından geliştirilmiştir. Kemik ucu delinerek, kesilen kas ve tendonlar kemiğe tespit etmiştir.

Osteomyoplasti: Daha sonraki yıllarda agonist-antagonist kasların karşılıklı dikilerek kemik ucunda perosta bağlandığı osteomyoplasti uygulama alanına girmiş ve bu sayede fizyolojik güdükler elde edilmiştir (15,22).

Amputasyonlardan sonra erken dönemde ödem, güdük şekil bozuklukları, atrofi, kontraktür, güdük ağrısı, nöroma, fantom hissi/ağrısı, enfeksiyon, cilt sorunları ve solunum problemleri; geç dönemde ise osteoartrit, osteoporoz, bel ve sırt ağrısı, postür bozuklukları, yürüyüş bozuklukları ve genel kondisyon kaybı gibi bazı komplikasyonlar oluşabilmektedir (10,14,23).

2.5 Alt Ekstremitte Amputasyonlarında Kullanılan Protezler

Protezler, herhangi bir nedenle kaybedilen vücut parçası yerine koyulan yapay uzuv olarak tanımlanır (24). Protezler amputelerin fonksiyonel ve rekreasyonel aktivitelerine başarıyla geri dönmelerine olanak sağlamak için tasarlanmaktadır. Birçok protez sağlıklı eklemlerin fizyolojik fonksiyonunu birebir taklit edemez ve çeşitli yürüyüş bozuklukları ve fonksiyonel limitasyonla karşılaşılır. Protez sistemleri çok sayıda bileşenden meydana gelir. Bunlardan bazıları standart iken bazılarının her birey için özel olarak üretilmesi gerekir (25). Alt ekstremitte protezleri; soket, suspansiyon sistemi, protez ayak ve bağlantıyı sağlayan baldır parçasından (pylon) oluşur, diz üstü protezlerde protez diz ve kalça eklemi de eklenir (26).

Protez ayaklar arasındaki farklılıklar sağlam tarafta oluşan kuvvetleri direkt olarak etkileyebilmektedir.

2.5.1 Soketler

Soket protezin güdükle temas halinde olan parçasıdır. Rahat ve tam uyumlu bir soket güdüğün sağlığı için olduğu kadar güdüğe ağırlık verme, denge, kontrol ve hareketliliği kolaylaştırarak amputenin aktif bir yaşam sürmesi için de önemlidir (18,27). Kemik yapının belirgin olduğu güdüklerde bu rahatlığı sağlamak ve gün içinde güdük hacminde oluşan değişimleri karşılamak için sert soket içine çorap, soft soket veya çorap gibi giyilebilen esnek malzemedan yapılmış linerlar giyilebilir (25).

Diz altı soketleri

Konvansiyonel soketler: İlk kullanılan diz altı konvansiyonel soketlerde güdük distali açıkta bırakılmaktaydı. Uyluk korsesi ve metal lateral barlar aracılığıyla yük uyluktan taşınılmaktaydı. Bu durum, protezin ağır olması ve uylukta atrofi gelişmesi gibi dezavantajlara yol açmıştır (15).

Patellar tendon bearing (PTB) soketler: Konvansiyonel soketlerin dezavantajlarından kurtulmak için 1960'lı yıllarda yükü medial plato ve patellar tendon gibi dokulardan taşımayı amaçlayan soket tasarımı geliştirilmiştir. Daha sonra bu tasarım geliştirilerek 1963'te PTB SC-SP (suprakondiler-suprapatellar), 1966'da da PTB SC (suprakondiler) ismi verilen soket üretilmiştir (28-30).

Tam Temaslı Soketler (TTS -Total Surface Bearing Socket): Güdüğün tamamının yükü taşınması ve soket içerisinde yumuşak doku hareketinin minimuma indirgenmesi amaçlanan bu soketlerle ağırlık taşınmanın güdüğe yaptığı baskı azaltılmış böylece oluşabilecek yara, ödem, ağrı, dolaşım bozukluğu gibi sorunlar en aza indirilmiştir. Temas yüzeyi arttığı için hem duyu girdisi artırılmış hem de sokete etkiyen stres kuvveti azaltılmıştır (31).

Diz üstü soketleri

Kuadrilateral soketler: 1955 yılında Radcliffe tarafından California Üniversitesi'nde geliştirilmiştir. Kuadrilateral soket güdük şeklinden tamamen farklı, proksimalde kuadrilateral şeklinde dört duvarlı ve tam temaslı olarak geliştirilmiştir. Kas tendonları için yataklara sahiptir. Konvansiyonel soketlere göre en büyük farkı tam temaslı olmasıdır (15,32-34). Soketteki dört duvarın özelliği amputenin

güdüğüne ve soket biyomekaniklerine göre değişir. Radcliff'e göre biyomekanik gereksinimlere göre sadece ischial seviyede değil her seviyede güdüğü sarar (33,35).

Hall'e göre beş özelliği vardır:

- 1) Soket kaslara yardım eder ve kasların şekillerine uygundur.
- 2) Baskıyı kemik dokudan alır yumuşak dokulara dağıtır.
- 3) Kasların açığa çıkarabilecekleri kuvveti en yüksek seviyeye ulaştırmak için onları dinlenme durumundan bir miktar daha gergin tutar.
- 4) Vasküler yapılara baskı uygulamaz.
- 5) Amputenin baskı yüzünden sorun yaşamaması için ağırlığı geniş bir yüzeye dağıtır (32).

Anterior duvarı posterior duvarından yüksek olduğu için skarpa üçgenin baskı verilir. Böylece yerçekimi hattının önden geçmesi nedeniyle oluşan pelvisin öne rotasyonu ve ischial sekiden içe kaymasını engeller (15,32,33,35). Lateral duvar daha yüksek tutularak abduksiyona gidiş engellenir ve soketle güdük teması artar, medial duvar ise reaksiyon kuvvetini karşılamak ve karşı kuvvet oluşturmak için düz olmalıdır. Proksimal-medial kısım da perineal bölgeyi rahatsız etmemelidir (15,33,35,36). Soketin distalinin güdüğün distaliyle uyumlu olup yeterli temasın sağlanması da güdükte problemler yaşanmaması için önem arz etmektedir (15,33,35).

CAT-CAM soketleri: CAT-CAM (Contoured Adducted Trochanteric-Controlled Alignment Method) soketi 1985 yılında Sabolich tarafından geliştirilmiştir. Kuadrilateral soketlerde ischial bölgenin aşırı baskı altında kalması, skarpa üçgeninden verilen baskının dolaşımı bozması gibi sorunları gidermek amacıyla mediolateral çapı daraltarak femurda adduksiyonu sağlamış, anteroposterior çapı genişleterek skarpaya uygulanan baskıyı azaltmış, yükü ischial tüberositas üzerinden alıp gluteal kaslara vermek için sekinin pozisyonunu frontal düzleme yaklaştırmıştır. Skarpa üçgenine baskı, M. Adduktor longus ve M. Rectus femoris yatağı kaldırılıp ischial seki kaldırılmıştır. Kuadrilateral sokete göre biçimi, çizdiği sınır ve biyomekanikleri farklıdır, anteroposterior çap daha genişken mediolateral çap daha dardır. Ön duvar güdük arasında boşluk oluşturmaz, öne

eğilmede rahatsızlık oluşturmaz, geriatrik ve kas tonusu zayıf olan amputelere kuadrilateral sokette yaşadıkları medial proksimal, posteromedial ve M. Adduktor longus yatağındaki aşırı baskı hissine neden olmaz. Yürüyüş esnasında yerçekiminin laterale yer değişimini normal sınırlarda tuttuğu için enerji tüketimini azaltır, femurun soket içinde mediolateral yöndeki hareketlerini engellediği için kuadrilateral sokette olduğu gibi femuru uygun yerde tutmak için aşırı kas aktivitesi yapmaya gerek kalmaz (15,32,33,35).

Kalça dezartikülasyonu ve hemipelvektomi soketleri

1950'li yıllarda tasarlanan kilitsiz kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin kullanıldığı Canadian ismi verilen ilkel kalça soketlerinde protezin diz ve kalça ekleminin kontrolü sağlanamıyordu. Günümüzde ise kalça dezartikülasyon ve hemipelvektomi protezlerinde sıkça kullanılan modüler (endoskeletal) tip soketler hafif, dayanıklı oluşu ve kozmetik nedeniyle amputeler tarafından tercih edilmektedir (37). Piston hareketini en aza indirmek için soket tam temaslı ve pelvisin tümünü içine alacak şekilde tasarlandığı için symphysis pubis, kemik çıkıntılar ve eğer varsa femur baş-boynu için gerekli modifikasyonların yapılması önemlidir. Soketin uyumsuz olarak yapılması yürüyüşü zorlaştırıp enerji harcamasını artırır (15).

2.5.2 Suspansiyon Sistemleri

Suspansiyon sistemlerinin görevi güdüğün protez içindeki hareketini kontrol etmektir. Soketin güdükle güvenli bir bağlantı kurmasını sağlarlar. Amputeler, soketin güdükle uyumlu bir şekilde hareket etmesi sayesinde hareketlerini güvenle yapabilir. Suspansiyon sisteminin görevini iyi bir şekilde yerine getiremediği durumlarda protez eklemler uygunsuz pozisyonlarda kalabilir ve hareketin ahengi bozulur, güdük-soket uyumu da bozulacağı için cilt problemlerine yol açabilir (15,18,25). Hem transtibial hem transfemoral amputelerde suspansiyon sistemlerine ihtiyaç vardır. Yürüyüş sırasında suspansiyona en çok ihtiyaç duyulan faz güdük-soket arasında piston hareketinin en çok olduğu yürüyüşün sallanma fazıdır (15,18).

Alt ekstremitte protezlerinde kullanılan suspansiyon sistemleri arasında, klasik suspansiyon sistemleri, aktif ve pasif vakum sistemleri ve pin sistemli suspansiyon sistemi bulunmaktadır.

Klasik suspansiyon sistemleri

Diz üstü protezlerde silesian bandaj, pelvik bant, pelvik kemer, izometrik kontraksiyon, negatif basınç ve bunların birlikte kullanılması sayılabilir (38). Diz altı protezlerinde ise bel kemerli y bandı, uyluk bandı, uyluk korsesi ve soket içine giyilen lateks, neopren, kauçuk gibi malzemelerden yapılabilen çoraplar ve negatif basınç, suspansiyonu sağlamada kullanılan sistemler arasındadır (15,25). Günümüzde bu sistemlerin birçoğu yerine total temaslı soketlerle kullanılan daha gelişmiş yeni sistemler tercih edilmektedir (18,39).

Pin sistemi

Diz üstü ve diz altı protezlerinde kullanılabilir. Ucunda pin bulunan bir linerın soketin distalindeki kilit mekanizması görevi gören bir yuvaya oturtulması prensibiyle çalışır. Bu şekilde sallanma fazında soketin çıkmasına engel olur, linerın yapısı sayesinde de güdük-soket temas yüzeyini artırır ve cildi korur. Giyip çıkarması kolaydır. Topuk vuruşu sırasında güdüğün kontrolünü tam sağlayamama ve patella subluksasyonuna sebep olma gibi dezavantajları vardır (15,18,40).

Vakum sistemleri

Vakum sistemlerinde soket içine giyilen liner ve soket duvarı arasında oluşan negatif basınçla suspansiyon sağlanır. Tam temaslı soketlerle birlikte kullanılırlar. Vakumun sağlanma şekline göre ikiye ayrılırlar. Aktif vakum sisteminde vakum aktif olarak bir vakum pompası kullanılarak sağlanırken, pasif vakum sisteminde yürüyüş esnasında vücut ağırlığının etkisiyle hava bir sübap (tek yönlü valf) aracılığıyla dışarıya atılır içeri giremez böylece pasif olarak vakum sağlanır. Her iki sistemde de soket üzerine giyilen dizlikler ile negatif basınç etkisi artırılır. Pasif vakum sistemi ile pinli sistemde güdükte görülen rotasyonel hareketler görülmez. Aktif vakum sisteminde oluşan negatif basınç, pasif vakum sisteminde olduğundan çok daha fazladır, piston hareketinin en az olduğu sistem olduğu için yüksek aktivite düzeyine sahip amputelerde tercih edilir. Yüksek seviyede suspansiyon sağladığı için güdüğe etki eden stresleri azaltarak cildi korur ve propriosepsiyonu artırır (18,26,39,41).

2.5.3. Protez Eklemler

Protez Diz Eklemleri

Protez diz eklemleri yapı ve görev açısından en kompleks protez komponentidir. Amputenin mobilizasyonu esnasında eklemden beklenen güvenilir olması, yürüyüşte eklem hareketlerini gerçekleştirebilmesi ve oturmak istendiğinde engel çıkarmamasıdır. Bunun yanında rahat, dayanıklı ve hafif olmalıdır. Diz eklemi, duruş fazının başlangıcı ve orta duruş fazında stabilite sağlayabilmeli, duruş fazının sonuna doğru, sallanma fazı sırasında, oturma ve çömelme aktiviteleri sırasında yeterince rahat fleksiyona gelebilmelidir (15,42).

Diz eklemleri mekanik ve mikroişlemcili eklemler olarak ikiye ayrılır. Mekanik diz eklemleri de tek eksenli ve çok eksenli (polisentrik) diz eklemleri olarak kendi arasında ikiye ayrılır. Mekanik eklemlerde stabilite ve hareket kontrolünü sağlamak için çeşitli mekanizmalar kullanılır. Buna göre bu eklemler manuel kilitli, ağırlıkla aktif olan duruş fazı kontrollü, friksiyonlu ve hidrolik-pnömatik diz eklemleri olarak gruplandırılabilir. Gelişen teknolojiyle birlikte mikroişlemcili diz eklemleri ortaya çıkmıştır. Mikroişlemciler sensörleri vasıtasıyla topladığı anlık sinyalleri işler ve yürüyüş esnasında içinde bulunan faza göre eklem hareketini gerçekleştirir. Mikroişlemcili diz eklemleri eğim, merdiven çıkma, farklı hızlarda yürüyüşler gibi amputenin ihtiyacı olan farklı durumlarda ihtiyaca cevap vermekte çok başarılıdır. Bu yüzden amputelerin fonksiyonelliğini ve yaşam kalitesini artırmaktadır (43-45).

Protez Kalça Eklemleri

Kalça dezartikülasyon ve hemipelvektomi protezlerinde tek eksenli sabit friksiyonlu diz eklemleri ve pek çok avantajları bulunan dört barlı polisentrik eklemler kullanılmaktadır. Polisentrik mekanizmaların hepsi yürüyüşün sallanma fazında kısılma eğilimi göstererek ayağın yerden kesilmesini kolaylaştırmaktadır. Gelişen teknolojiyle birlikte Ottobock firması tarafından kalça dezartikülasyonu amputelerinde kullanılmak üzere Helix 3D kalça eklemi ortaya çıkarılmıştır. Bu eklem hidrolik kontrollü, üç düzlemde harekete izin veren, duruş ve sallanma fazının kontrollü yapılmasını sağlayan mikroişlemcili bir eklemdir (46).

2.5.4 Protez Ayaklar

Protez ayaklar, anatomik ayak ve ayak bileğinin yerine geçmek ve fonksiyonlarını üstlenmek için tasarlanmışlardır. Protez ayakların genel özellikleri, yürüyüş için ayak ve ayak bileği eklemlerinin görevlerini üstlenmek, stabiliteyi sağlayacak bir destek yüzeyi görevi görmek, şokları absorbe etmek ve kasların fonksiyonlarını yerine getirmesine elverişli olmaktır (26,30).

Protez ayak protezli taraf fonksiyonlarının yerine getirilmesinde önemli fonksiyon görmekle birlikte sağlam taraf ayak bileği kinematikleri de kullanılan protez ayağın özelliklerinden etkilenmektedir (47).

Protez ayaklar temel olarak dört gruba ayrılır (25,26):

- 1) Sach ayak (Solid ankle cushion heel – Sabit ayak bileği yumuşak topuk)
- 2) Tek eksenli (konvansiyonel) ayak
- 3) Çok eksenli ayaklar
- 4) Enerji depolayan ayaklar

Sach ayak

Ayak bileği hareketi yoktur ve topuğunda lastik bulunur. Hafif, dayanıklı, toz ve neme dirençli, tamiri kolay, değişik sertliklerde topuk lastikleri, kozmetik oluşu, 9 cm'e kadar çıkabilen topuk yüksekliği ile çok farklı protez ayakların üretilmesine rağmen çok yaygın olmasa da günümüzde hala kullanılan bir ayaaktır (10,15).

Dinamik özelliği olmayan Sach ayakların sağlam tarafta daha fazla kuvvet üretimine neden olduğu gösterilmiştir (48).

Tek eksenli (konvansiyonel) ayak

Dorsifleksiyon ve plantarfleksiyona izin verir. Konvansiyonel ayak; tahta ayak ve ayak bileği, tek eksenli metal ayak bileği eklemi, baldır parçası için vida bağlantıları, topukta kauçuk plantarfleksiyon tamponu, ayak bileği eklemının önünde kauçuk dorsifleksiyon tamponu, itme fazı için anatomik metatarsofalangeal eklemlerin 1.25 cm posterioruna yerleştirilen metatars lastiğinden (kauçuk parmak

tamponu) oluşur. 15° plantarfleksiyon, 3-5° dorsifleksiyona izin verir, hareketler plantarfleksiyon ve dorsifleksiyon tamponları sayesinde kısıtlanır. Bilateral ve dizüstü amputelerde daha çok tercih edilir (10,15,49).

Çok eksenli ayaklar

Çift eksenli ayakların tasarımı tek eksenli ayakla aynıdır. Ek olarak inversiyon ve eversiyon hareketlerine izin verir. O yüzden engebeli yüzeylerde daha iyi performans gösterir ve stabilite ve kontrol sağlar. Şokları daha iyi absorbe eder. Bununla birlikte ayakta fazla hareketin olması statik şartlarda stabiliteyi olumsuz etkiler. Ağır olmaları ve tamirlerinin zorluğu dezavantajlarıdır (10,15,50).

Enerji depolayan ayaklar

Yüksek aktivite düzeyine sahip amputelerde daha çok tercih edilen bu ayaklar enerji depolayıp serbest bırakabilme özelliğine sahiptir (10,15,51). Farklı tasarımları ve farklı özellikte maddelerden yapılmaları sayesinde yürüyüşte oluşan dorsifleksiyon momentini kullanarak kompresyon altında yapısını değiştiren omurgası enerji depolar ve itme fazı esnasında bu enerjiyi serbestleştirir ve vücudun öne hareketini kolaylaştırır. Karbon, esneyebilir kauçuk, poliüretan elastomer, kevlar ve delrin enerji depolayan ayak yapımında en çok kullanılan malzemelerdir. Amputenin doğal ve normale yakın yürüyüş gerçekleştirebilmesine çok yardımcı olan bu ayakların arasında Dinamik ayak, Seattle ayak, SAFE ayak, STEN ayak ve karbon ayaklar bulur (10,15,30,49). Teknolojinin gelişmesiyle birlikte mikroişlemcili protez ayaklar ve hidrolik sistemle kontrol edilen protez ayaklar ortaya çıkmıştır (10,15,18,49).

2.6 Alt Ekstremitte Amputelerinde Rehabilitasyon

Amputasyonun yol açtığı fiziksel, duyuşsal, fonksiyonel ve psikososyal birçok problem vardır. Amputelerin bağımsız bir şekilde normal yaşama dönmesi için yapılması gereken işlemlerin tümü rehabilitasyonun içeriğini oluşturur. Rehabilitasyon, içinde hekim, cerrah, fizyoterapist, protez teknikeri, klinik psikolog, ergoterapist, çocuk gelişimci, hemşire, sosyal hizmet uzmanı ve endüstriyel tasarım uzmanı gibi birçok profesyonelin bir ekip çalışmasını gerektirir. Rehabilitasyonun

ana hedefi bireyi proteze hazırlamak, protezle kaliteli bir ambulasyon becerisi kazandırmak, günlük yaşamında bağımsızlığını sağlamak, ev ve iş gibi faaliyet gösterdiği alanlarda çevre düzenlemeleri yapmak ve bireyin sosyal hayata katılımını destekleyerek her anlamda yaşam kalitesini yükseltmektir (10,15,31).

Ampute rehabilitasyonu, cerrahi öncesi preoperatif dönemle başlar, ameliyat sonrası postoperatif dönemle devam eder. Protez uygulaması öncesi preprostetik dönem ve protez uygulamasının yapıldığı prostetik dönemden sonra sosyal yaşama dönüş ve takip dönemi ile neticelenir (10,15,24).

2.6.1 Preoperatif Dönem

Planlı amputasyon yapılan bireylerde preoperatif dönem önemlidir. Bu dönemde amputeye süreç hakkında bilgi verilerek kendisini bekleyen problemler, kalan ekstremitesi, olası fiziksel durumu, yapılacak fizyoterapi rehabilitasyon uygulamaları hakkında bilgi verilir. Kullanabileceği protezler tanıtılır. Fantom hissi ve ağrısı hakkında bilgilendirilir. Solunum egzersizleri, ekstremitte ve gövdeye yönelik güçlendirme egzersizleri, germe egzersizleri, gevşeme egzersizleri, postür, denge ve ambulasyon egzersizleri öğretilir. Tek taraflı alt ekstremitte amputasyonlarından sonra koltuk değneği kullanımında gerekli olan kaslara güçlendirme egzersizleri verilir. Psikolojik desteğe ihtiyacı olan bireyler psikiyatrist, klinik psikolog ve sosyal hizmet uzmanına yönlendirilmelidir (10,15,52).

2.6.2 Postoperatif Dönem

Erken postoperatif dönem hastaneden taburcu olana kadar geçen süreçtir. Bu dönemde güdük bakımı, egzersiz ve mobilizasyonların protez uygulamasına hazırlık bakımından önemi vurgulanmalıdır (53). Unilateral alt ekstremitte amputelerinde ameliyatın ardından ampute oturtulmalı, ayağa kaldırılmalı ve koltuk değneği ile mobilize edilmelidir. Bunu güvenli bir şekilde başardığında merdiven inip çıkma çalışılır. Kademeli olarak yürüme mesafesi ve merdiven çalışması artırılır. Preoperatif dönemde yaptırılan egzersizlere devam edilir, güdük pozisyonlaması öğretilir. Dikişler alındıktan sonra bandaj ve güdük egzersizlerine başlanır (10,15,24). Postoperatif dönemde oluşan ödemin yaratacağı problemlerden kaçınmak

için ödemin engellenmesi, kontrol altına alınması ve güdüğün şekillenmesi amaçlarıyla elastik bandaj ve çorap uygulamaları, erken protez uygulaması, egzersiz, pozisyonlama, elektroterapi, konnektif doku manipülasyonu, aralıklı basınç uygulamaları ve kompleks boşaltıcı fizyoterapi yaklaşımları kullanılır. Hastanın taburculuk döneminde gereksinimleri saptanarak ev ortamında yapılması gereken değişiklikler sağlanır. Ayrıca evde yapacağı egzersizler, güdük bakımı ve hijyeni ev programı olarak verilir. Devamında ampute ev dışı yürüyüş ve merdiven çalışmalarına yönlendirilmelidir (10,54,55).

2.6.3 Preprostatik Dönem

Genel olarak amputasyondan sonra 3 aylık bir süreç içerisinde preprostatik döneme girilir. Bu dönemde postoperatif dönemde yapılan uygulamalara devam edilir ve protez seçimi için gereken değerlendirmeler yapılır. Protez tasarımı ve uygun malzemelerin seçimi gerçekleştirilir. Dinamik egzersizler ve denge egzersizleriyle yürüyüşe hazırlık çalışmalarına başlanır (24,52,56).

2.6.4 Prostatik Dönem

Bu dönemde öncelikle amputenin genel fiziksel uygunluğu, protezsiz fonksiyonel seviyesi ve güdüğün durumu değerlendirilir. Soket ölçüsünün alınması, modelin işlenmesi ve laminasyondan sonra güdük-soket uyumu gözden geçirilir ve herhangi bir sorun yoksa tüm bağlantılar yapılarak protez eğitime geçilir (10,15,52,57). Protez eğitime ilk olarak paralel barda serbest yürüyüşle başlanır. Güdük soket uyumu sağlanınca protez giyme-çıkarma, sandalyeye oturup kalkma, denge egzersizleri, ağırlık aktarma, öne yana ve arkaya adım alma ve yürüme, eşit duruş fazı zamanlaması, simetrik yürüyüş, pelvis ve gövde rotasyonu, kol salınımlarının düzenlenmesi, engel atlama, yerden bir nesne alma, merdiven-yokuş inip çıkma, arabaya transfer ve en son engebeli zeminde (çakıllı zemin, çim, beton, farklı yüksekliklerdeki halılar, arnavut kaldırımı vb) yürüme gibi temel ambulasyon çalışmaları ile ilerlenir (10,32,52,56). Yürüyüşte protez kontrolünü kolaylaştırmak için amputeyle proprioseptif nöromusküler fasilasyon teknikleri ve çapraz yürüme, tandem yürüyüşü, aralıklı iki çizgide yürüyüş, tek ekstremitayla squat egzersizi, yana ve geriye yürüyüş çalışılır ve ampute günlük yaşamında bağımsız hale geldiğinde

proteze son şekli verilerek bitiş işlemleri yapılır (52,58). Diğer yandan mesleki rehabilitasyona temel oluşturması amacıyla protezle bağımsızlığı artırmak için amputenin cinsiyetine göre bahçe işleri, dikiş ve örgü çalışmaları, yazı yazma, bilgisayar kullanma gibi çalışmalara teşvik edilmelidir. Sonrasında amputenin çalışma kapasitesi saptanarak, bu kapasiteyi artırması ve üretken olabilmesine çalışılmalıdır (10,15,56).

Protez kullanan amputasyonlu bireylerin büyük çoğunluğu uygunsuz protez veya ayar, yürüyüş eğitimi eksikliği, alışkanlık veya sekonder bir fiziksel limitasyonu kompanse etmek için en az bir yürüyüş problemi ile yürümektedirler. Zamanla sağlam taraftaki iskelet ve yumuşak dokularda değişen kuvvetler dejeneratif değişikliklere sebep olabilir. Sağlam tarafta eklem momentlerindeki artış ayak bileği, diz ve kalçada adaptasyon mekanizmaları ile sonuçlanır (59).

Ekstremitte kaybı nedeniyle, amputelerde ağırlık merkezi otomatik olarak sağlam tarafa kaymaktadır. Uygun protez kararı ve protezin yapılmasına kadar geçen sürede ağırlığın sağlam taraftan taşınması amputede protez yapımından sonra ağırlık merkezinin yeniden oryantasyonunun sağlanmasındaki zorluğu artırmaktadır. Bu nedenle protez eğitimi ağırlık merkezinin oryantasyonunu içermeli ve protezli taraf ile ağırlık taşınması iyileştirilmelidir. Bu amaçla kullanılan lateral ağırlık aktarma, öne arkaya ağırlık aktarma, sağlam tarafla yüksek adım alma, denge tahtasında eğitim, fırlatma ve yakalama, engel geçme, tek ayak üzerinde durma, yana yürüme, geriye yürüme, farklı yönlerde yürüme gibi pek çok teknik/egzersiz bulunmaktadır (60,61).

Yüksek amputasyon seviyesi, protez seçimi ve uyumundaki problemler, eğitim yetersizliği veya alışkanlığa bağlı olarak bazı unilateral alt ekstremitte amputeleri, yürüyüş sırasında ampute tarafın sallanma fazına geçişini kolaylaştırmak için sağlam taraf üzerinde yükselme (vaulting) şeklinde bir yürüme alışkanlığı geliştirmiş olabilir. Bu durum sağlam tarafta orta duruş fazında daha fazla plantar fleksiyon momenti üretilmesine neden olmaktadır. Amputasyonlar her zaman sağlam tarafı da etkilemektedir, çünkü sağlam tarafın protezin kullanımını için ayarlamalar veya kompensasyonlar yapması gerekir. Dolayısıyla amputelerin sağlam taraf ayak bileği moment paternleri sağlıklılarından farklıdır (47,62,63).

2.6.5 Sosyal Yaşama Dönüş ve Takip

Protez eğitiminin bitmesiyle amputenin işinde, evinde ve sosyal yaşamındaki rollerine geri dönebilmesi ve hayata tekrar adapte olabilmesi için ömür boyu sürecek olan sosyal yaşama dönüş ve takip dönemine girilir. Bu zorlayıcı dönemde amputenin genel fiziksel seviyesi mümkün olduğu kadar yüksek tutulmaya çalışılmalıdır. Bunun için fizyoterapist amputeyi yılda 2 kez düzenli olarak göyerek egzersiz ve aerobik çalışmalarını ve sonuçlarını takip etmelidir. Protezinde çözülmesi gereken sorunlar varsa halledilmelidir (10,15,52).

2.7 Ayak ve Ayak Bileği

Ayak ve ayak bileği kompleksi vücut ağırlığını taşımak için destek görevi görmekle birlikte yürümek için özellikle gelişmiş anatomik ve biyomekanik bir yapıdır (64). Ayak ve ayak bileği, hareket ederken vücudun bütün yükünü taşır, zemine uyumu sağlar, şokları absorbe eder ve kaldıraç kolu görevi görür (65). Bu önemli ve karmaşık biyomekanik görevleri yerine getirebilmek için 26 kemik, 33 eklem ve 112 ligamentten oluşan karmaşık bir yapıya sahiptir. Ayak ve ayak bileği hareketleri 19 intrinsik ve 13 ekstrinsik kasla sağlanır (66-68). Ayak sayesinde insan çevresel koşullara tam uyum sağlayarak başarılı bir şekilde hareket edebilir. Ayağın fonksiyonlarını yerine getirmesinde ayağın şeklinin rolü büyüktür (69). Dış çevrenin değişen şartlarına uyum sağlayabilmek için ayağın esnek olması gerekir (64). Ayak vücut ağırlığını oluşturduğu esneyebilen kemer yapısıyla ideal bir şekilde dağıtır (70). Yürüyüşün itme fazında yarı sert hale gelen ayak bükülmüş bir yay gibi kaldıraç kolu görevi görür. Vücudun yükünü düzgün bir şekilde taşımak için ise rijit hale gelerek gerekli sağlamlığa ulaşır (64).

Ayak-ayak bileği kompleksinde ligamentler ve kemiklerin dizilimiyle oluşan arklar ayakta duruş esnasında dengeyi sağlamak ve hareket esnasında itici güç oluşturmak için gerekli olan sertliği ve kaldıraç kolu mekanizmasını sağlar. Kaslar ve tendonlar ayak hareketlerini sağlarken eklemler de hareket için gerekli olan esnekliği sağlarlar. Ayak ve ayak bileğinin normal biyomekanik yapıya sahip olması, yürüyüşün duruş fazı esnasında yere temas eden ekstremiteye etki eden sıkıştırma, germe, makaslama, döndürme kuvveti gibi mekanik streslerle etkili bir şekilde başa çıkılmasını sağlar (68).

2.8 Ayak ve Ayak Bileği Anatomisi ve Biyomekaniği

Ayak ve ayak bileği kompleksi fonksiyonel açıdan dörde ayrılabilir: Arka ayak, orta ayak, ön ayak ve ayak bileği (68,71).

Ayakta 7 tarsal kemik (talus, kalkaneus, navikula, kuboid, medial kuneiform, lateral kuneiform ve intermediate kuneiform), 5 metatars ve 14 falanks olmak üzere 26 kemik bulunur. Ayak anatomik olarak üç bölümde incelenebilir: arka ayak, orta ayak ve ön ayak (68,72).

Arka ayak: Tibia ve fibulanın distali, kalkaneus ve talustan oluşur. Kalkaneusun ön üçte ikisi talus ile eklem yaparken arka üçte biri topuğu oluşturur. Talus ayak bileğinde fibula ve tibia ile eklem yapar. Alt tarafta kalkaneusla birlikte subtalar eklemi ve ön tarafta naviküla ile birlikte talonaviküler eklemi meydana getirir (73).

Orta ayak: 5 tarsal kemik orta ayağı oluşturur. Medialde naviküla, lateralde küboid ve distalde üç kuneiform. Kalkaneus, talus, navikula ve küboid kemiklerin oluşturduğu kalkaneoküboid ve talonaviküler eklem birlikte chopart eklemi oluşturur. Navikulanın önde talus başıyla oluşturduğu eklem medial longitudinal ark için bir kilit taşıdır. Navikula ve üç kuneiform arasında plana tarzı eklem vardır. Lisfrank eklem, proksimalde küneiformlar ve küboid, distalde beş metatarsal kemik arasında oluşan bir eklemdir. Bu çok segmentli yapılanma, bağlanan kaslar ve ligamentlerle birlikte orta ayağın stabilizasyonuna büyük katkı sağlar. Orta ayağın stabilizasyonunu sağlayan önemli yapılardan biri de plantar fasyadır (68).

Ön ayak: 5 metatars ve 14 falanks olmak üzere toplam 19 kemikten ibarettir. Metatars ve falanks kemikleri arasında metatarsfalangeal eklemler ve falankslar arasında da interfalangeal eklemler vardır. Birinci metatarsın başı plantar yüzeyinde iki sesamoid kemikle eklem yapar. İkinci metatarsın, proksimalde kuneiformlarla anahtar benzeri yaptığı eklemler stabiliteyi artırır (68,74).

Ayak bileği (talokrural) eklemi, tibia ve fibulanın malleolü ve talusun trokleası arasında oluşur. Malleoller talusu stabilize ederek ayak bileği eklemi stabilizasyonunda baş rolü oynar. Kemik diziliminin yanı sıra eklem kapsülü ve ligamentler de stabiliteye katkıda bulunan diğer etmenlerdir. Vücut ağırlığının çoğu tibiadan talusa aktarılır (66,75).

2.8.1 Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri

Ayak bileği (talokrural) eklemi: Talusun trokleası ile tibia ve fibulanın distal uçları arasında menteşe tipi bir eklemdir. Medial ve lateral malleol yuva oluşturarak talusu stabilize eder ve rotasyonu önler. Eklem kapsülü ön ve arka tarafta sıkı değildir fakat medialde deltoid ligament, lateralde anterior ve posterior talofibular ligamentler ve kalkaneofibular ligamentle sağlamlaştırılmıştır. Medial ve kollateral ligamentler tarafından da desteklenir. Kapsül dorsifleksiyon ve plantar fleksiyona izin verir (74,75).

Arkada aşil tendonu kalkaneusun posterioruna yapışır. Ayak bileği etrafında bulunan retrokalkaneal bursa, aşil tendonu ile kalkaneusun posterioru arasındaki sürtünmeyi önler. Retroaşil bursa, aşil tendonu üzerindedir ve tendonu dış basınca karşı korur. Subkalkaneal bursa kalkaneusun plantar yüzündedir. Medial ve lateral malleolün yanında medial ve lateral subkutanöz bursalar vardır (76).

Eklem, yaklaşık olarak malleol hizasından geçen ve lateral-plantar-posteriordan medial-dorsal-anteriora doğru seyreden oblik bir eksen etrafında dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon hareketine izin verir (68,77). Eklem hareket açıklığı konusunda farklı gruplarda yapılmış çalışmalarda birbirinden çok farklı sonuçlar bulunsa da Amerikan Ortopedik Cerrahlar Akademisi'nin (AAOS) bulunduğu ortalama değerler dorsifleksiyonda 20°, plantarfleksiyonda 50°'dir (78). Dorsi fleksiyonda trokleanın daha geniş anterior yüzü eklem yuvasını tamamen doldurur ve bu pozisyonda ayağın stabilitesi en büyüktür.

Ayak bileğinin lateral stabilizasyonu lateral ligament kompleksiyle sağlanır. Lateral ligament kompleksi, anterior talofibular ligament (ATFL), kalkaneofibular ligament (KFL) ve posterior talofibular ligamentten (PTFL) oluşur. ATFL nispeten en zayıf ve en çok yaralanan bağken PTFL en sağlamdır, neredeyse hiç yırtılmaz (79). ATFL, ön kapsülün kalınlaşmasıyla oluşur ve lateral malleolün önünden talusa doğru frontal düzleme 45° açı yaparak seyreder. Birincil işlevi ayak bileği dorsifleksiyondayken inversiyona engel olmaktır. ATFL, ayrıca eksternal tibial rotasyona ve talusun öne hareketine de karşı koyar. ATFL ve KFL arasında iki ligamentin sinerjik olarak çalışmasına olanak veren 105°'lik bir açı vardır. KFL, dorsifleksiyon esnasında yatay pozisyonda iken dorsifleksiyon esnasında dikey pozisyona gelir. Ligament, bu kavisli hareket boyunca gerilim altında kalmaya

devam eder, inversiyonu en etkili biçimde engellediği dorsifleksiyon esnasında ise maruz kaldığı gerilim en yüksek seviyeye ulaşır. KFL, dorsifleksiyon esnasında kalkaneal inversiyonu (normal bir insan parmak ucunda durduğunda gözlenir) da kontrol eder. PTFL lateral malleolden talusun posterolateraline uzanır (75).

Lateral ligament kompleksi, inversiyon yaralanması esnasında öngörülebilir bir sırayla yaralanmaya açıktır. Sıralama önce ATFL, KFL ve PTFL şeklindedir. ATFL rüptür olduktan sonra arka ayak internal rotasyonunda belirgin bir artış görülür ve bu da daha büyük ligament yaralanmalarına zemin hazırlar (75).

Ayak bileği eklemının medial taraftaki ana stabilizatörleri medial malleol ve deltooid ligamenttir. Deltooid ligamenti ayak bileğini stabilize eden açık ara en güçlü ligamenttir, gerilim dayanımı 714N'dur. En güçlü lateral ligament olan KFL'nin gerilim dayanımı ise 346N'dur. Deltooid ligament, derin ve yüzeysel parçalardan oluşur. Derin kısmı ayak bileği stabilitesi açısından daha önemlidir. Yüzeysel deltooid; medial malleolün anteroinferiorundan 3 bant şeklinde ayrılarak sırasıyla navikula, KFL ve sustentaculum tali ve kalkaneusun tüberositasına yapışır. Yüzeysel deltooidin başlıca rolü arka ayağın eversiyonunu önlemektir. Derin deltooid ligament, anterior colliculusun posterior sınırı, intercollicular sulcus ve posterior colliculustan kaynaklanır ve transvers şekilde ilerleyerek medial talusun non-artiküler yüzeyine yapışır. Ligamentin posteromedial açısı tibialis posterior kasının kılıfıyla örtülüdür. Derin deltooid ligamentin kesilmesi, talusun laterale kaymasında ve eksternal rotasyonundaki büyük artışla sonuçlanır (75,79-81).

Anteriorda ise tibia ve fibula arasında distalde tibiofibular sindezmoz olarak adlandırılan ve anterior inferior tibiofibular ligament (AITFL), posterior inferior tibiofibular ligament (PITFL), transvers tibiofibular ligament (TTFL) ve interosseöz ligamantten oluşan bir birleşme vardır (80).

Subtalar (talokalkaneal) eklem: Talus ve kalkaneus arasında yer alır. Tek eksenli, menteşe tip bir eklemdir. Ekseni aşağıya doğru, posterior ve lateral yönlüdür. Eklemın pozisyonu bileşik hareketlerin ayak bileğinde olduğundan daha eşit dağılımını sağlar (77). Eklem, proksimal ve distaldeki eklemler için referans görevi görür ve rotasyon merkezidir. Çok sıkı bir kapsülü vardır. Eklemde yaklaşık 30° inversiyon ve 10°-20° eversiyon hareketi oluşur. Ön orta ve arka olmak üzere üç yüzü vardır (74,75,82,83). Arka yüzde, talusun inferior-posterior eklem yüzüyle

kalkaneusun superior-posterior yüzü eklem yapar. Ön yüzde eklemleşme talar baş, anterior-süperior eklem yüzleri, sustentaculum tali ve navikulanın konkav yüzeyi arasında gerçekleşir. Bu talokalkaneonavikular eklem top ve yuva tipi sferoid bir eklemdir. Bu iki eklem sinüs tarsiyle birbirinden ayrılır ve aynı rotasyon eksenine sahip olmalarına rağmen ayrı eklem kapsülleri vardır (75). Gonyometrik ölçümlerde gonyometre arka ayağın posterior yüzüne, sadece inversiyon ve eversiyonun gerçekleştiği frontal düzlemde yerleştirildiği için subtalar eklemde pronasyon-supinasyon hareketinin sadece inversiyon-eversiyon bileşenleri ölçülebilir (77).

Eklemi destekleyici yapılar üç lateral gruba ayrılır. Bunlar derin ligamentler, periferik ligamentler ve retinakülüdür. Servikal ve interosseos ligamentler iki eklem kapsülü arasında uzanan derin ligamentlerdir. Lateral destek inferior eksternal retinakulumdan gelir. Subtalar eklemi stabilize eden üç periferik ligament; ayak bileği eklemi de tutan KFL, lateral talokalkaneal ligament (LTKL) ve fibulotalokalkaneal ligamenttir (FTKL) (75).

Midtarsal (transvers tarsal) eklem: Talonaviküler ve kalkanaoküboid eklemlerden oluşur. Plana tipi kayıcı eklemlerdir (84). Arka ayak (talus ve kalkaneus) ile orta ayak (navikula ve küboid) arasında fonksiyonel bir eklemdir. Ayağın en hareketli eklemidir. Dorsifleksiyon, plantarfleksiyon, inversiyon, eversiyon, abdüksiyon, addüksiyon hareketleri vardır. Midtarsal eklem subtalar eklemdeki inversiyon (supinasyon) ve eversiyon (pronasyon) hareketlerine yardımcı olur (66). Midtarsal eklem, ayak bileği eklemi ve subtalar eklem hareketlerinin kaybında bu hareketlerin kısmen de olsa kompanse edilebilmesini sağlar (77).

Midtarsal eklem ve subtalar eklem hareketleri birbirine bağlı ortaya çıkmaktadır. Bir eklem pronasyona giderken diğer eklemi de pronasyona çeker. Tersinde de bir eklemden ortaya çıkan supinasyona diğeri de eşlik eder (77). Supinasyon esnasında midtarsal eklemde navikula, talus başının üzerinde mediale ve inferiora kayarken küboid navikulayı takip ederek kalkaneus üzerinde mediale ve inferiora kayar. Pronasyonda ise bu bağıl hareketler tam ters şekilde gerçekleşir (85). Midtarsal ve subtalar eklemlerin birlikte pronasyonu; medial longitudinal arkın düzleşmesine ve dolayısıyla daha esnek bir ayağa sebep olurken iki eklem birlikte supinasyonu arkı yükseltir ve ayağın daha rijit bir hale gelmesine neden olur (77).

Naviküler kemik, kuneiformlar ve küboid arasındaki intertarsal eklemler plana tipi kayıcı eklemlerdir ve biri diğeriyle ve intermetatarsal ve tarsometatarsal eklemlerle ilişkilidir (75,76,82,83).

Tarsometatarsal eklemler: Beş eklem de birbirinden fonksiyonel olarak ayrı eklemlerdir. Plana tipi kayıcı eklemlerdir. Birinci metatars medial kuneiformla, ikinci metatars orta kuneiformla, üçüncü metatars lateral kuneiformla eklem yapar. Dördüncü ve beşinci metatarslar küboidle eklem yapar. Bu eklemlerde ölçümlenebilir normal eklem hareketleri açığa çıkmaz fakat proksimal ve distaldeki eklemlerin hareketine bir miktar katılırlar (77).

Metatarsofalangeal eklemler: Elipsoid sinovyal eklemlerdir. Kapsülleri her iki yanda kollateral ligamentlerle ve plantar yüzde plantar ligamentle desteklenmiştir. Plantar ligamentler fleksor tendon kılıfları ile transvers metatarsal ligamentle bağlıdır. Bu da metatarsal başları birarada tutarak ön ayağın dışa doğru aşırı genişlemesini engeller. Uzun ekstansor tendonlar ekstansor aponörozunu oluşturur (66). Metatarsofalangeal (MTF) eklemler sagittal ve transvers düzlemde harekete izin verirler (77). İlk MTF eklemının hareketleri 70-90° dorsifleksiyon ve 35-50° plantarfleksiyondur. Diğer MTF eklemleri 40° dorsifleksiyon ve 40° plantarfleksiyona ve birkaç derece abduksiyon ile adduksiyona izin verir (66).

İnterfalangeal eklemler: Sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyona izin veren menteşe tipi eklemlerdir (77). Proksimal interfalangeal eklemler normalde hiperekstansiyon yapmaz ve plantarfleksiyon hareketi yaklaşık 50° ile sınırlıdır. Distal interfalangeal eklemler 10-30° dorsifleksiyon ve 40-50° plantar fleksiyona izin verir.

2.8.2 Ayak ve Ayak Bileği Kasları

Ayak ve ayak bileği kasları bacak boyunca uzanan(ekstrinsik) ve sadece ayak bölgesinde yer alan(intrinsik) kaslardan oluşmaktadır. Ayağı 13 ekstrinsik ve 19 intrinsik kas kontrol eder. Ekstrinsik kaslar ön, dış ve arka grup kaslar olarak üç ayrı grupta incelenir. Bacağın arka yüz kasları ayağa plantar fleksiyon yaptıran kaslardır. Yüzeysel fleksor tabakada M. Gastroknemius ve M. Soleus bulunur. M. Gastrosoleus ayak bileğinin en güçlü plantarfleksörüdür. M. Gastroknemius ayağa plantar fleksiyon yaptırır. Parmak ucunda yükselebilmeyi sağlar, koşma ve atlamaya

yardımcı olur. Topuğu yerden hızlı bir şekilde yükseltir ve ayak bileği ekleminde itme hareketine yardımcı olur. M. Soleus ayak ve ayak bileği eklemine plantar fleksiyon yaptırır. Gastrocnemius kasından daha az bir kasılma kuvveti yarattığı için sürat olaylarında maksimal efor oluşturmasında, dayanıklılık çalışmalarından daha az bir rol oynar. M. Plantaris aşıl tendonuna yapışan tam gelişmemiş bir kastır ve bazı insanlarda bulunmaz. Derin fleksor tabakada M. Fleksor digitorum longus, M. Tibialis posterior ve M. Fleksor hallucis longus bulunur. M. Fleksor digitorum longus 2-5. tarsallerin fleksiyonundan sorumludur. Ayak bileğinin plantarfleksiyonuna ve ayağın supinasyonuna yardım eder, ayrıca longitudinal arkı destekler. M. Tibialis posterior tarsal eklem plantarfleksiyon yaptırır ve ayak bileği ekleminde plantarfleksiyona yardım eder. Ayak plantarfleksiyonda iken supinasyona (inversiyon ve adduksiyon) yardım eder. Longitudinal arkın korunmasında önemlidir. Arkın en yüksek noktasında sonlanır, böylece pes planusu ve talusun mediale yer değiştirmesini önler. Ayağın medial stabilitesinin kontrolünde ve longitudinal arkı desteklemede önemli rol oynar. M. Fleksor hallucis longus ayak baş parmağına fleksiyon yaptırır. Tarsal eklemlere plantarfleksiyonla birlikte inversiyon ve adduksiyon yaptırır ve ayak bileğinin plantarfleksiyonuna yardım eder. Yürüme sırasında ayak ucundaki fleksiyonu kontrol eder. Yürüme, koşma ve sıçrama sırasında itme momentumu oluşturur.

Bacağın ön yüz kasları (M. Tibialis posterior, M. Ekstansor digitorum longus ve M. Ekstansor hallucis longus) ayağa dorsifleksiyon ve inversiyon yaptıran kaslarıdır. M. Tibialis Anterior ayağa ve ayak bileğine dorsifleksiyon, ayak dorsifleksiyondayken tarsal eklem supinasyon (inversiyon ve adduksiyon) yaptırır, ayak arkını destekler, eklem stabilizasyonunu artırır. Ayağa subtalar ekleminde inversiyon yaptırırken parmak fleksorleri ve gastrosoleus ile birlikte çalışır. Sallanma fazı boyunca aktiftir, ayağı dorsifleksiyona getirmek ve sallanma hareketinin tamamlanmasından sonra ayak bileğine kontrollü plantarfleksiyon yaptırmaktan sorumludur. Özellikle sürat yürüyüşü ve kayakta kullanılan bir kastır. M. Ekstansor digitorum longus ayak ve başparmakta dorsifleksiyon oluşturur. M. Peroneus tertius, M. Ekstansor digitorum longus'un bir parçasıdır. M. Ekstansor hallucis longus ayak sabitlendiğinde bacağın ayağa doğru yaklaştırılmasına yardımcıdır, böylece atlama sürecine ayağı hazırlar. Bu etkinlikte, Tibialis anterior ve Ekstansor hallucis brevis

kaslarıyla birlikte çalışır. Sallanma fazı boyunca aktiftir, ayağı dorsifleksiyona getirmek ve sallanma hareketinin tamamlanmasından sonra ayak bileğine kontrollü plantarfleksiyon yaptırmaktan sorumludur.

Bacağın dış yüzündeki kaslar ayağa eversiyon yaptıran kaslardır. Bunlar, M. Peroneus longus ve M. Peroneus brevis'tir. M. Peroneus longus, tarsal eklemdede plantarfleksiyon, eversiyon, abduksiyon ve ayak bileğine plantarfleksiyon yaptırır. M. Peroneus longus kası birinci metatarsal başın aşağıya doğru basıncını ve baş parmak hareketini kontrol eder. Yürümede itme fazında rol oynar. M. Peroneus brevis tarsal eklemdede plantarfleksiyon, eversiyon, abduksiyon yaptırır ve ayak bileğinin plantarfleksiyonuna yardımcı olur. Ayağın lateral stabilizasyonunda rol oynar.

Ayağın 19 intrinsik kası vardır. Bunlar M. Abduktor hallucis, M. Adductor hallucis, M. Fleksör hallucis brevis, M. Fleksör digitorum brevis, M. Abduktor digiti minimi, M. Fleksör digiti minimi, M. Kuadratus planti, lumbrikal kaslar, M. Dorsal interossei, M. Plantar interossei'dir. M. Abductor hallucis, M. Adductor hallucis, M. Flexor digitorum brevis, M. Flexor hallucis brevis kasları ayağın stabilizasyonundan sorumludur. Yürüyüşün %30'luk bölümü tamamlandıktan sonra aktif hale gelirler. M. Digitorum brevis yürüme sırasında ayak ucundaki fleksiyonu kontrol eden kuvvetli kaslardanır. Dorsalde yer alan kaslardan ikisi M. Ekstansör digitorum brevis ve M. Ekstansör hallucis brevis tir. Bu kaslar parmaklara ekstansiyon yaptırır. M. Ekstansör hallucis brevis sallanma fazı boyunca aktiftir, ayağı dorsifleksiyona getirmek ve sallanma hareketinin tamamlanmasından sonra ayak bileğine kontrollü plantarfleksiyon yaptırmaktan sorumludur (70).

2.8.3 Ayağın Arkları ve Biyomekaniği

Ayağın onlarca kemik, kas ve eklemlerle birlikte fonksiyonlarını nasıl yerine getirebildiğini anlamak için arkları incelemek şarttır. Ayağın 3 arkı vardır. Medial longitudinal ark, lateral longitudinal ark ve transvers ark. Medial longitudinal ark uygun şekilde biraz daha yüksek bir ark ve önemli elastisite sergilerken, lateral longitudinal ark daha düz ve daha rijittir ve ağırlık taşımada başlangıçta yerle temas eder.

Medial longitudinal ark: Yerden yüksekliği 15-18 mm arasında değişir. Kalkaneusun posteromedialinden başlar, talus, navikula, üç kuneiform ve ilk üç metatarsal kemik tarafından oluşturulur. Tepe noktası navikuladır. Talus, kalkaneus ile navikula arasında bir kama gibi hareket ederek stabiliteyi sağlar. Medial longitudinal arkın stabilizasyonu hakkında iki model vardır: Kiriş modeli ve kafes modeli. Kiriş modelinde arkın tepesinden uygulanan yüklenme ayakta dorsal yüzeyde sıkışmaya, plantar yüzeyde ise gerilime yol açar. Bu modelde stabilite, kemiklerin uygun dizilimi ve ligament bağlantıları sayesinde sağlanır. Kafes modelinde yapıların üçgensel bir yerleşimi vardır. Plantar fasyanın proksimal ve distal uçtaki kemikleri bağlayarak üçgenin taban kenarını oluşturduğu bu modele göre ayakta vücut ağırlığının yarısı arkın tepesinden geçer, bu esnada ark uçları onları sıkıca birbirine bağlayan plantar fasya nedeniyle ayrı yönlere hareket edemez ve böylece ark yüksekliği korunur (86).

Lateral longitudinal ark: Kalkaneusun posterolateralinden başlar, küboid, dördüncü ve beşinci metatarsal kemikler tarafından oluşturulur. Tepe noktası küboiddir. Yerden yüksekliği 3-5 mm arasındadır.

Transvers ark: Üç bölümden meydana gelir. Birinci ve beşinci metatars başları arasında uzanan anterior transvers ark, üç küneiform ve küboid kemik tarafından midtransvers ark, küboid ve navikula arasında uzanan posterior transvers ark. Anterior transvers ark M. Abductor hallucisin transvers başı tarafından desteklenir. Midtransvers ark M. Peroneus longus tarafından desteklenir. Posterior transvers ark ise M. Tibialis posterior tarafından desteklenir.

Ayağın arkları stabilizasyon için ağırlığı ayağa dağıtırlar. Esnek ayak yapısını rijit bir kaldırıca dönüştürürler. Aynı zamanda ek rotasyonel hareketleri azaltır ve yüzeydeki değişikliklere uyum sağlamak için esnek bir yapıyı da sağlarlar.

Ayağın arklarını plantar aponeurosis, uzun plantar ligament, kısa plantar (kalkaneokuboid) ligament, plantar kalkaneonaviküler (spring) ligament ve interosseos talokalkaneal ligament pasif olarak destekler. Plantar aponeurosis posterior kalkaneusun tüberkülünden başlayıp öne doğru plantar yüzey boyunca her bir parmağın posterior falanksına kadar uzanır. Pasif yapıların ark stabilitesine katkısını araştırmak üzere kadavralar üzerinde her biri sırayla ayrılarak yapılmış çalışılma, sonuçlara göre en önemli primer stabilizatör plantar fasya olarak

bulunurken, onu sırasıyla uzun ve kısa plantar ligamenetler ve spring ligament takip etmiştir (87). Arkları aktif olarak ise kaslar destekler. Bu konuda en önemli kas tibialis posterior kasıdır. Tibialis posterior ve diğer uzun fleksörler önemli dinamik stabilizatörler iken statik stabilizatörler görevini yapıyorken dinamik stabilizatörlerin gevşemesi ark üzerinde çok az bir etki yapar. Yapılan bir çalışmada, posterior tibial tendonun gevşetilmesinin ark yüksekliğini azaltma etkisinin 0,5 mm olduğu bulunmuştur (87). Yürüyüşün duruş fazı sırasında plantar aponeurosis gerilimi vardır. Bir ucundaki tarsal ve metatarsal kemikler diğer ucundaki talus ve kalkaneus kemikleri kompresyon kuvvetine maruz kalırlar. Sallanma fazına geçerken metatarsofalangeal eklem ekstansiyonu olur. Topuk ve metatarsofalangeal eklemler birbirine yaklaşır ve ark yükselir. Topuk kalkışı sırasında ayak rijit bir kaldırıca dönüşür. Ayağın supinasyonuna yardımcı olur. Windlass veya çıkırık mekanizması olarak isimlendirilir (75,76,82).

2.8.4 Ayak ve Ayak Bileği Dinamikleri

Spesifik ayak deformiteleri ve onlarla ilişkili biyomekaniksel anormallikler Gray tarafından tartışılmıştır. En sık görülen iki postüral anormallik pes planus ve pes cavusdur. Pes planus veya düztabanlık genellikle pronasyondaki subtalar eklem veya transvers tarsal eklemlerle karakterizedir. Bu yüzden, bu pozisyondaki ayak sıklıkla “pronasyonda” olarak tanımlanır. Bu pronasyon, laterale kaymış kalkaneusa yol açar, bu nedenle bu ayakta valgus deformitesinin olduğu söylenebilir (23).

Ayağın yük taşıyan bölgeleri birçok yazar tarafından değişik metotlar kullanılarak araştırılmıştır. Çıkan sonuçlar, uzun ayakta durma esnasında ayağın hangi bölgelerinin gerçekte yük taşıdığına dair genel tartışmalara yol açmıştır. Cavanagh ve arkadaşları, 100 asemptomatik ayak üzerinde ağırlık taşıma hakkında yaptıkları çalışmanın verilerini yayınlamışlardır. Yazarlar, ayağın altındaki basınç dağılımını ölçmek için 1x1 cm ölçeğinde 256 sensöre sahip bir elektronik mat kullanmışlardır. Yazarlar, 107 ayağın 96'sında en çok basınç altında kalan bölgenin topuk olduğunu ve bu basıncın ön ayağın maruz kaldığı ortalama basıncın iki katından fazla olduğunu bildirmişlerdir. Buna göre ağırlığın %60.5'i topuk üzerinden, %28.2'si ön ayaktan, %7.8'inin birinci metatars başından, %3.6'sının da parmaklardan taşındığı gösterilmiştir. Bu çalışmanın verileri, ayakta dik duruş

esnasında bütün metatars başlarından ağırlık taşındığına dair konseptle uyumludur (75).

Ayakta dik durma esnasında ayağın desteklenmesinde kasların oynadığı rol çeşitli yazarlar tarafından bildirilmiştir. Basmajian ayak ve ayak bileğinin ekstrinsik kas desteğinin rolünü araştırmıştır. Katılımcılardan elde edilen sonuçlarda çok geniş bireysel çeşitlilik olsa da genelde baldırın arka grup kaslarında tibialis anterior kasına göre daha çok aktivite kaydedilmiştir. Ayrıca, vücudun görece küçük bir destek alanı (ayak) üzerinde sallanan ağırlığını dengelemek için plantar ve dorsifleksor kasların resiprokal aktiviteleri de kaydedilmiştir. Mann ve Inman ayağın intrinsik kaslarının ayakta dik durma ve yürüme esnasındaki rolünü araştırmıştır. Çalışmalarına ayak ve bacaklarında büyük anomaliler bulunmayan 12 kişi katılmıştır. Çalışmada ayakta dik durma ve yürüme esnasında intrinsik kaslarda kayda değer nitelikte bir aktivite kaydetmedilmemiştir. Bu bulgulara göre, ayakta dik durma esnasında ayağı desteklemek için intrinsik kasların aktivitelerine ihtiyaç yoktur. Bu yazarlara göre ayakta dik durma esnasında ayağa destek vermekten plantar fasya ve ligamentler gibi ayağın hareketsiz yapıları sorumludur (75).

Yürüme esnasında ayak bileği eklemünde çeşitli hareket açıları ortaya çıkar. Topuk vuruşunda ayak bileği hafif plantar fleksiyondadır. Bu plantar fleksiyon topuk vuruşundan taban temasına kadar artar. Orta duruş fazında gövde ağırlığının ayak üzerine geçmesiyle plantarfleksiyon yerini dorsifleksiyona bırakır. Bu dorsifleksiyon topuk kalkışıyla birlikte yerini plantarfleksiyona bırakır. Sallanma fazının başlangıcında parmak kalkışında ayak bileği plantarfleksiyondadır. Sallanma fazı ilerledikçe plantarfleksiyon azalır ve orta sallanma fazında yerini dorsifleksiyona bırakır. Sallanma fazının sonunda, topuk vuruşu sırasında ayak bileği plantarfleksiyona gelir. Böylece yürüyüş bir döngüsü tamamlanmış olur (70).

2.9 Unilateral Alt Ekstremitte Amputasyonları Sonrası Sağlam Taraf

Unilateral alt ekstremitte amputeleri genellikle asimetric bir yürüyüş paternine sahiptir. Protezli taraf üzerinde daha az zaman harcayarak (88-90) ve protezli tarafa sağlam ekstremiteden daha az yüklenme ile yürümektedirler (88,91-94). Unilateral alt ekstremitte amputasyonlu bireylerin sağlam taraflarında sağlıklılardan daha fazla yüklenme olduğu belirtilmiştir (95). Yürüyüş sırasında ampute taraftaki yumuşak

dokunun yük taşımaya uygun olmaması nedeniyle (96) protezli taraf üzerinde hem daha az süre hem de daha az yüklenme ile yürümelerinin ampute tarafın korunmasına yönelik motor bir strateji ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir (97,98).

Duruşun başlangıcında, ağırlık taşıyan ekstremitenin diz ekstansor momenti protezli tarafta azalmış ve sağlam tarafta sağlıklılarla karşılaştırıldığında artmıştır (97,99-101). Dizdeki bu paternler protezli tarafı koruma mekanizmasıdır. Bununla birlikte protezdeki ayarın sağlam taraf kompensasyonunda önemli rol oynadığı gösterilmiştir (102). Eklem açıları gibi kinematik değişkenler transtibial amputelerde protez ayak bileği eklemindeki azalmış dorsi ve plantar fleksiyon problemleri tanımlanmış (103,104) ve protez ayaktaki yetersizliğin sağlam taraf ile telafi edildiği belirtilmiştir. Protez ve sağlam taraf ayak bileği kinematikleri diz altı amputeler ve sağlıklılardan farklı bulunmuştur. Unilateral diz altı amputelerde protezli taraftaki limitli ayak bileği hareketini kompanse etmek için sağlam taraf eklem hareketinin 15 derece kadar arttığı gösterilmiştir (105).

Sagittal düzlemde yürüyüşün duruş fazı boyunca kalça, diz ve ayak bileği alt ekstremitenin yükü taşıyabilmesi için ekstansiyon momenti oluşturur (106). Lemaire ve ark. transtibial amputeleri sağlıklılarla karşılaştırdıklarında sağlam tarafta topuk kalkışında daha büyük ayak bileği plantar fleksiyon momenti ve yürüyüş boyunca daha büyük diz ekstansor, kalça fleksor ve ekstansor momenti olduğunu rapor etmişlerdir (107). Diz üstü amputelerde ise sağlam taraf sağlıklılarla karşılaştırıldığında daha büyük ayak bileği dorsifleksiyon, diz fleksiyon ve kalça ekstansiyon momenti olduğu gösterilmiştir (108). Unilateral alt ekstremitte amputelerinde bir veya daha fazla eklem kaybına karşı asimetri ile fonksiyonel adaptasyon sağlanmaktadır. Gelişen kas asimetrisi ampute tarafta atrofi ve sağlam tarafta hipertrofi ile (109), yüklenme asimetrisi ampute taraf ile karşılaştırıldığında sağlam tarafta daha fazla vertikal yer reaksiyon kuvveti ile (110,111) oluşur. Unilateral amputelerde sağlam tarafta aşırı stress zararlı olabilir ve ağrı ve eklem dejenerasyonu gibi sorunlara yol açabilir (112,113).

2.10 Alt ekstremite Amputasyonlarından Sonra Uzun Dönem Protez Kullanımının Etkileri

Uzun süre amputasyona sahip olmanın osteoartrit, osteoporoz, sırt ağrısı ve diğer kas-iskelet sistemi problemleri de dahil olmak üzere sekonder fiziksel durumlarla ilişkisi gösterilmiştir. Bu durumların uzuv kaybı ve/veya protez kullanımına ikincil olarak sağlam ekstremitelerde artan kuvvetler ve değişen vücut mekaniklerinden kaynaklandığına inanılmaktadır (5).

Unilateral alt ekstremite amputelerinde sağlam tarafın değerlendirilmesine ilişkin yapılan çalışmalarda sıklıkla diz ve kalça eklem kinetik ve kinematikleri üzerinde durulmuş yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri açısından farklılıklar ortaya konmuştur. Ancak unilateral alt ekstremite amputelerinde uzun dönem protez kullanımı sonrasında sağlam tarafta ayak biyomekaniğinin değerlendirildiği çalışmalar yetersizdir. Bu nedenle unilateral alt ekstremite amputelerinde sağlam taraf ayağın biyomekaniksel özelliklerinin sağlıklı bireyler ile karşılaştırılmasına yönelik olarak bu çalışma planlanmıştır.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1 Bireyler

Çalışmamız Hacettepe Üniversitesi Girişimsel olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 28.02.2017 tarih ve 16969557-322 sayılı kararı ile onaylandı. Çalışmamızda 01.03.2017 ve 21.07.2019 tarihleri arasında Konya ve ilçelerinde ikamet eden 15 unilaterale alt ekstremite amputasyonlu birey (Çalışma grubu) ve 15 sağlıklı birey (Kontrol Grubu) değerlendirildi. Bütün bireylere çalışmanın amacı ve yapılacak değerlendirmelerin niteliği hakkında yazılı ve sözlü bilgilendirme yapıldı. Çalışmaya dahil olan bütün katılımcılardan gönüllülüklerine dair bireysel onamları alındı. Katılımcılar her biri özel mekanlarda uygun koşullar altında tek fizyoterapist tarafından değerlendirildi.

Olguların Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri:

Çalışma grubu için;

- 18-60 yaş arasında,
- Sağlam alt ekstremitesiyle ilgili bir hastalığı olmayan,
- Unilateral diz altı, diz üstü ve kalça dezartilülasyonu olan
- Travmatik nedenle amputasyon cerrahisi geçiren
- Standart protez rehabilitasyon programı alan ve proteziyle bağımsız şekilde yürüeyebilen
- Çalışmaya katılmaya gönüllü olan

Kontrol grubu için;

- 18-60 yaş arasında olan,
- Alt ekstremitelerinde herhangi bir hastalık veya cerrahi öyküsü olmayan

- Gönüllü olarak çalışmaya katılmayı kabul eden bireyler çalışmaya dahil edildi.

Olguların Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri

Çalışma grubu için;

- Amputasyon öncesinde sağlam alt ekstremitesinde hastalık hikayesi bulunan
- Amputasyon dışında sağlam taraf alt ekstremitte biyomekaniğini etkileyebilecek herhangi bir hastalığı olan

Kontrol grubu için;

- Alt ekstremitelerde herhangi bir hastalık hikayesi bulunan
- Biyomekanik yapıyı etkileyebilecek herhangi bir hastalığı olan bireyler çalışma dışı bırakıldı.

11 kişi bu kriterlere göre değerlendirildikten sonra çalışma dışı bırakıldı.

Çalışmaya katılan kontrol grubundaki bireyler çalışma grubundaki bireyler ile yaş ve dominant alt ekstremitte açısından eşleştirildi. Kontrol grubundaki bireylerin dominant ayağının kendisine benzer yaştaki amputenin sağlam ayağıyla aynı taraf olması şartı arandı.

3.2 Yöntem

3.2.1 Demografik Veriler

Her bireyin yaşı, mesleği, eğitim düzeyi gibi kişisel bilgileri kaydedildikten sonra hastalık hikayesi ve aile hastalık hikayesi sorgulandı. Çalışma grubundaki bireylerin amputasyon tarihi, amputasyon nedeni, seviyesi, protez sayısı, protez kullanım süresi (günlük protez kullanım süresi(saat) ve kaç yıldır protez kullandığı), protez tipi değerlendirme formuna kaydedildi.

3.2.2 Boy Ölçümü

Uzunluk ölçümlerinde şerit formunda çift yönlü bir tarafı punt, bir tarafı cm göstergeli, cm gösteren taraf milimetre (mm) bölüntülü ve 300 cm uzunluğunda bir mezura kullanıldı. Katılımcıların boy uzunlukları başın en tepe noktasının yere dik olan uzaklık mezura ile ölçülerek cm cinsinden kaydedildi.



Şekil 3.1. Boy uzunluğu ölçümü

3.2.3 Alt Ekstremitte Uzunluğu Ölçümü

Çalışma grubu bireylerinin alt ekstremitte uzunlukları ölçümü yatar pozisyonda, mezura kullanılarak sağlam ekstremitede spina iliaca anterior superior ve medial malleol arasındaki mesafe ölçülerek cm cinsinden kaydedildi.

3.2.4 Kalan Ekstremitte Uzunluğu Ölçümü

Çalışma grubu bireylerinden yatar pozisyonda mezura ile ampute ekstremitede spina iliaca anterior superior ve güdük ucu arasındaki mesafe ölçülerek cm cinsinden kaydedildi.

3.2.5 Kalan Uzunluk Yüzdesi Hesaplanması

Kalan uzunluk yüzdesi, cm cinsinden kalan ekstremitte uzunluğunun cm cinsinden alt ekstremitte uzunluğuna bölünmesiyle yüzde olarak hesaplandı.

$$\text{Kalan uzunluk yüzdesi (\%)} = \frac{\text{Kalan ekstremitte uzunluğu (SIAS-Güdük ucu arası)}}{\text{Alt ekstremitte uzunluğu (SIAS-Medial malleol arası)}} \times 100$$

3.2.6 Vücut Ağırlığı Ölçümü

Çalışmaya katılan bireylerin vücut ağırlıkları taşınabilen dijital olmayan baskül kullanılarak kilogram (kg) cinsinden kaydedildi. Ölçüm esnasında bireylerden iç çamaşırını haricindeki giysilerini, ayakkabı ve çantalarını çıkarmaları, çalışma grubundan ek olarak protezlerini çıkarmaları istendi. Bireyin kullandığı protez çıkarılarak ayrı olarak tartılmış ve çıkan sonuç kilogram cinsinden kaydedildi. Çalışma grubunda bireylerin proteziyle birlikte elde edilen tartım sonucundan, protezinin tartım sonucu çıkarılarak net vücut ağırlığı hesaplandı.



Şekil 3.2. Vücut ağırlığı ölçümü

3.2.7 Vücut Kütle İndeksi

Kontrol grubu bireylerinde kilogram olarak vücut ağırlığının, boy uzunluğunun metre karesine bölünmesiyle hesaplandı. Ampute grubunda vücut kütle indeksi, Amputee Coalition'ın amputeler için oluşturduğu özel bir vücut kütle indeksi (VKİ) hesaplama formülüne göre hesaplandı (114,115).

Kontrol grubunda; $VKİ = \frac{\text{Vücut ağırlığı (kg)}}{(\text{Boy uzunluğu})^2 (m^2)}$ formülüyle hesaplandı.

Ampute bireyler için VKİ, Amputee Coalition'ın amputeler için oluşturduğu formüle göre şu şekilde hesaplandı:

Öncelikle tahmini vücut ağırlığı (TME) hesaplandı.

$$TME = \frac{\text{Protezsiz vücut ağırlığı}}{1 - \text{Kayıp uzvun toplam vücut ağırlığına yüzdelik oranı}}$$

Kayıp uzvun toplam vücut ağırlığına göre belirlenmiş tahmini oranları yüzdelik olarak şöyledir:

<i>Amputasyon seviyesi</i>	<i>Kayıp uzvun toplam vücut ağırlığına göre tahmini yüzdesi (%)</i>
Ayak	1,30
Diz altı	3,26
Diz üstü	9,96
Hemipelvektomi	11,83
Kalça dezartikülasyonu	
Omuz dezartikülasyonu	5,00
Dirsek üstü	3,55
Dirsek altı	1,45
El	0,70

Amputee Coalition'a göre Amputeler için tahmini VKİ = $\frac{TME (kg)}{(Boy uzunluğu)^2 (m^2)}$ formülüne göre hesaplanır (114).

3.2.8 Eklem Hareket Açıklığının Değerlendirmesi

Çalışma grubunda eklem hareket açıklıkları; kalça, diz, ayak bileği eklemi, subtalar eklem ve 1. MTF(metatarsofalangeal) eklemlerden universal gonyometre ile değerlendirildi (116-118). Ayak eklemleri dışındaki eklemler, öncelikle pasif olarak değerlendirildi, limitasyon tespit edilmesi durumunda universal gonyometre ile ölçüm yapıldı.



Şekil 3.3. Eklem hareket açıklığı değerlendirmeleri

3.2.9 Kas Kuvveti Değerlendirmesi

Çalışma grubu bireylerinde M. İliopsoas, M. Gluteus maximus, M. Gluteus medius, adduktor grup kasları, internal ve eksternal rotatorler, hamstring kasları, M. Quadriceps Femoris, M. Gastrocnemius, M. Soleus, M. Tibialis anterior, M. Tibialis posterior, M. Peroneus longus ve brevis, parmak MTF fleksorleri, parmak ITF(İnterfalangeal) fleksorleri, MTF-ITF ekstansorleri, parmak abduktör ve adduktor kasları Dr. Lovett'in manuel kas testi ile değerlendirildi (119,120).



Şekil 3.4. Kas kuvvet değerlendirmeleri

3.2.10 Kas Kısılıklarının Değerlendirmesi

Çalışma grubu bireylerine kas kısılıkları değerlendirmesinde kalça fleksörleri, hamstringler, M. Quadriceps femoris, M. Tensor fasciae latae ve M. Gastrosoleus kaslarının değerlendirilmesi, normal, kısa veya aşırı şeklinde yapıldı (121).



Şekil 3.5. Kas kısılıklarının değerlendirilmesi

3.2.11 Ağrı Değerlendirmesi

Çalışma grubu bireyleri ağrının duyusal, algısal ve değerlendirme boyutlarını içeren dört bölümden oluşan McGill Ağrı Anketi (McGill Pain Questionnaire-MPQ) ile sorgulanarak yapıldı (122,123).

3.2.12 Ayak Derisinin Değerlendirmesi

Çalışma grubu bireylerinde cildin görünümü, ısısı, rengi, nasır oluşumu, kızarıklık, nem, bül ve blisterler inspeksiyon ve palpasyonla değerlendirilerek sonuçlar kaydedildi.



Şekil 3.6. Ayak cildi değerlendirilmesi



Şekil 3.7. Güdük cildi değerlendirilmesi

3.2.13 Postür Değerlendirmeleri

Çalışma ve kontrol grubu bireylerinin ayakları; arka ayakta talus başı palpasyonu, lateral malleolün altında ve üzerindeki eğim, kalkaneusun pronasyon/supinasyonu, ön ayakta ise talonaviküler eklem bölgesindeki balonlaşma, MLA(Medial Longitudinal Ark) yapısı ve ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon/adduksiyonu parametrelerini içeren Ayak Postür İndeksi (Foot Posture Index) kullanılarak değerlendirildi (124,125).

Ayak biyomekaniği hakkında bilgi veren en önemli testlerden biri olan Ayak Postür İndeksi (API - Foot Posture Index) 2001 yılında Redmond ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir. API, ayak foksiyonunun karmaşıklığını yansıtması ve ayak postürü hakkında özneliği en aza indirilmiş geçerli bilgi sağlaması için geliştirilmiş, yardımcı araç ve özel mekan gerektirmeyen, basit ve pratik bir ölçüm yöntemidir (124).

Bu indekste ayak postürü transvers, sagittal ve frontal olmak üzere her 3 düzlemde de değerlendirilir (125). Geçerlik ve güvenilirliği gösterilmiştir (126).

Bu test, kişi çıplak ayak üzerinde rahat pozisyonda dururken bireyin statik ayak postürünü ilk önceleri 8 adet kritere göre değerlendirirken geliştirilmeye devam edilmiş ve nihai API-6 sürümünde 3. ve 7. kriterler hariç tutularak sadece kapsamlı geçerlik süreçlerinden geçmiş diğer 6 kriter kullanılmaktadır (126):

- 1) Bu kriterlerden birincisi, talar başın palpasyonu ile alakalıdır. Talar baş, anterior açıdan ayak bileğinin medial ve lateral tarafından palpe edilir ve medialde ve lateralde yaptığı çıkıntının derecesi kaydedilir. Pronasyondaki bir ayakta talar baş medial taraftan daha iyi palpe edilebilir durumda olacaktır, supinasyondaki bir ayakta ise lateral taraftan daha iyi palpe edilebilir.
- 2) İkinci kriter, supralateral ve infralateral malleolar kıvrımlarla ilgilidir. Lateral malleolun yukarısında ve aşağısında anatomik olarak kıvrımlı bir hat bulunmaktadır. Pronasyondaki bir ayakta oluşan valgus yönelimi nedeniyle lateral malleolün aşağısındaki kıvrım, yukarısındakine göre açısını kaybederek daha düz bir hale gelecektir. Supinasyondaki bir ayakta ise bunun tam tersi olur.

- 3) Üçüncü kriter Helbing işaretidir. Helbing işareti aşıl tendonunun kalkaneusa yapıştığı yerle yaptığı açıyla ilişkilidir. Pronasyondaki bir ayakta, kalkaneus eversiyonda olduğu için tendon laterale eğim yapacaktır. Supinasyondaki bir ayakta ise tam tersi yöne eğim yapacaktır.
- 4) Dördüncü kriter, kalkaneusun frontal düzlemdeki pozisyonuyla ilişkilidir. Kalkaneus posteriordan gözlemlenir ve topuğun inversiyon-eversiyon derecesi kaydedilir. Pronasyondaki bir ayak daha eversiyona gelmiş bir topuk gösterecektir, supinasyondaki ayak ise daha inversiyonda bir topuk ortaya çıkaracaktır.
- 5) Beşinci kriter, talonavikular eklem bölgesindeki şişkinlikle alakalıdır. Talonavikular eklemin hemen yüzeyindeki cilt gözlemlenir. Pronasyondaki bir ayakta talonavikular eklem bir tümsek oluşturacaktır, supinasyondaki bir ayakta ise içeri doğru girinti yapacaktır.
- 6) Altıncı kriter medial longitudinal arkın dizilimiyle ilgilidir. Medial longitudinal arkın yüksekliği ve dizilimi gözlemlenir. Pronasyondaki bir ayak orta kısmı eğimini kaybederek düzleşmiş düşük bir arkla sonuçlanacaktır. Supinasyondaki ayak ise posteriora doğru keskin bir açı yapan yükselmiş bir arka yol açacaktır.
- 7) Yedinci kriter ayağın lateral sınırının düzgünlüğüyle ilişkilidir. Ayağınlateral sınırları posteriordan gözlemlenir. Pronasyondaki bir ayak konkav bir profil çizerken supinasyondaki ayak konveks bir profil oluşturacaktır.
- 8) Sekizinci kriter, ön ayağın arka ayağa göre olan abduksiyon-adduksiyonuyla ilişkilidir. Doğrudan arkadan bakıldığında pronasyondaki ayak, ön ayak abduksiyonuna bağlı olarak ön ayağın lateralde daha da görünür olmasına yol açar. Supinasyondaki ayak ise ön ayağın adduksiyonuna bağlı olarak ön ayağın medialde daha çok görünür olmasına yol açar.

Her bir kriter -2 ila+2 aralığındaki 5 noktalı Likert sistemine göre puanlanır.

Her kriterin sonucu toplanarak genel -16 (aşırı supinasyonda ayak) ila +16 (aşırı pronasyonda ayak) aralığında bir toplam skor bulunur, API-6'da toplam skor -12 ve +12 aralığındadır (124,126).

Ayrıca çalışma grubu bireylerinde, alt ekstremitte ve gövdenin postür değerlendirmesi lateral, anterior ve posterior yönlerden yapılarak standart bir kontrol

listesi ile tespit edilen problemler ve yapılan ölçüm sonuçları değerlendirme formundaki ilgili yerlere kaydedildi (127). Alt ekstremitenin postür değerlendirmesinde; anterior analizde, ayakta, pençe parmak ve çekiç parmak deformiteleri için gözlem yapılarak var/yok şeklinde işaretlendi. Metatarsal genişlik ölçümü sandalyede oturma pozisyonunda, ayaklar yerle tam temasta iken ağırlık aktarılmadan ve ayakta dururken ayaklara tam ağırlık aktarma pozisyonunda olmak üzere iki pozisyonda kumpas yardımıyla yapıldı (128). Subtalar açısı, ölçüm yapılan bacak ters oturma pozisyonunda yatağa diziyile temas ederken ayak yatak kenarında serbest bırakılmış olacak şekilde ağırlık vermeden ve ayakta dik durma pozisyonunda tam ağırlık verirken gonyometre ile ölçüldü (129). Dizde, tibial torsiyon, genu varum ve genu valgum deformiteleri için gözlem yapılarak var/yok şeklinde kaydedildi. Kalçada, sağ ve sol tarafta yükseklik farkı, spina iliaca anterior superiorlardan yere olan uzunluk farkı mezura ile ölçülerek kaydedildi. Omuzlarda, yükseklik farkı, kişi sırtını bir duvara dayadıktan sonra omuz seviyeleri işaretlenerek yere kadar olan uzaklık mezura ile ölçülerek değerlendirildi. Lateral analizde, ayakta, pes planus ve pes kavus için gözlem yapılarak var/yok şeklinde kaydedildi. Longitudinal ark açısı, Feiss hattı çizilerek ayakta durma pozisyonunda tam olarak ağırlık aktarılrken ve oturma pozisyonunda ayaklar yere tam temas ederken çizilen çizginin naviküler tüberküle ve yere olan uzaklığı 1, 2, 3 şeklinde derecelendirilerek kaydedildi. Medial longitudinal ark, naviküler düşmenin, ayağa yük bindirme sırasında sagittal planda naviküler kemiğin hareketinin ölçülmesiyle değerlendirildi (130). Dizde, genu rekurvatum ve fleksiyon deformiteleri için gözlem yapılarak var/yok şeklinde kaydedildi. Kalçada, pelvik tilti değerlendirmek için kişiden rahat olduğu pozisyonda ayakta durması istenirken spina iliaca posterior superior (SİPS)'lar ile spina iliaca anterior superior (SİAS)'lar palpe edilerek SİAS ile SİPS seviyeleri arasındaki fark değerlendirilerek kaydedildi. Kolumna vertebraliste, lumbar lordozun seviyesi gözlemsel olarak değerlendirilerek normal, aşırı veya azalmış şeklinde kaydedildi. Posterior analizde, ayakta, valgus ve varus için gözlem yapılarak var/yok şeklinde kaydedildi.



Şekil 3.8. Ayak postür indeksi



Şekil 3.9. Postür analizi

3.2.14 Ampute Tarafa Ağırlık Aktarma Yüzdesinin Hesaplanması

Ampute tarafa ağırlık aktarma yüzdesi; bireyin öncelikle iki ayağıyla bir adet dijital baskülün üzerine çıkartılarak toplam ağırlığı tespit edildikten sonra etkilenmemiş ayak altına baskül, protezli ayak altına baskülle aynı ebatta ahşap bir platform konularak tekrar tartılması sonucunda elde edilen sonuç kaydedilerek yüzde olarak hesaplandı. Ölçüm birey tartı üzerine çıktığında, 1 dk sonra ve 3 dk sonra olmak üzere üç kez yapılarak elde edilen üç ölçümün ortalaması alınarak hesaplandı.

Ampute tarafa ağırlık aktarma ortalaması

$$= \frac{1. \text{tartım} + 2. \text{tartım} + 3. \text{tartım}}{3}$$

$$\text{Ampute tarafa ağırlık aktarma yüzdesi} = \frac{\text{Ampute tarafa ağırlık aktarma ortalaması}}{\text{Toplam vücut ağırlığı}} \times 100$$

3.2.15 Dominant Tarafa Ağırlık Aktarma Yüzdesinin Hesaplanması

Kontrol grubunda kişinin öncelikle iki ayağıyla bir adet dijital baskülün üzerine çıkartılarak toplam ağırlığı tespit edilmiş sonra dominant ayağı altına baskül, diğer ayağının altına baskülle aynı ebatta ahşap bir platform konularak tekrar tartılması sonucunda elde edilen sonuç kaydedilerek yüzde hesaplandı. Ölçüm kişi tartı üzerine çıktığında, 1 dk sonra ve 3 dk sonra olmak üzere üç kez yapılarak elde edilen üç ölçümün ortalaması alınarak hesaplandı.

Dominant tarafa ağırlık aktarma ortalaması

$$= \frac{1. \text{ tartım} + 2. \text{ tartım} + 3. \text{ tartım}}{3}$$

$$\text{Dominant tarafa ağırlık aktarma yüzdesi} = \frac{\text{Dominant tarafa ağırlık aktarma ortalaması}}{\text{Toplam vücut ağırlığı}} \times 100$$

3.2.16 Topuk Yükseltme Testi (Heel Rise Test)

Topuk yükseltme testi (Heel rise test) için çalışma grubundaki bireylerden tek ayak üzerinde duruş pozisyonunda, dizleri ekstansiyonda olacak şekilde yorulana kadar parmak ucunda yükselerek topuklarını yerden kaldırmaları istendi. Bireylerin tekrarladıkları hareket sayıları ve geçen süre kaydedildi (131,133).



Şekil 3.10. Topuk yükseltme testi

3.2.17 Denge Değerlendirmesi (Timed Up and Go Test - Süreli Kalk ve Yürü Testi)

Çalışma grubundaki olgunun bir sandalyenin kollarına tutunmadan oturduğu yerden kalkıp bir yere dokunmadan 3m yürüdüktan sonra geri dönmesi ve sandalyeye doğru yürüyerek tekrar oturması esnasında gözlemsel olarak değerlendirilerek skorlanmasını içeren Timed Up and Go testi kullanıldı (133).



Şekil 3.11. Süreli kalk ve yürü testi

3.2.18 Ayakkabı Değerlendirmesi

Çalışma grubundaki bireylerin ayakkabıları; ayakkabının saya ve taban malzemesi, bükülme noktası, genişliği, parmak kutusu yüksekliği, yürürken ayaktan çıkma, topuk yüksekliği, ayakkabı stili, topukta aşınma ve en uzun parmak ile ayakkabı ucu arasındaki mesafe parametrelerini içeren Ayakkabı Değerlendirme Ölçeği (Footwear Assessment Score) kullanılarak değerlendirildi (134,135).



Şekil 3.12. Ayakkabı değerlendirme

3.2.19 Proteze Uyumun Değerlendirmesi

Çalışma grubundaki bireyler; amputeler için geliştirilmiş olan, alt ekstremitte amputelerinde psikososyal uyum, aktivite kısıtlaması ve protez ile memnuniyet gibi parametrelerden oluşan, fantom ağrısı, güdük ağrısı ve başka tıbbi problemleri sorgulayan TAPES (Trinity Amputation and Prosthetic Experience Scales) kullanılarak değerlendirildi (136). Trinity Amputasyon ve Protez Deneyim Ölçeği (TAPES), Gallagher ve Maclagan tarafından alt etremite amputasyonu bireylerin protezlerine uyumundaki değişiklikleri, protez kullanımına ilişkin etmenleri ve bireyin proteze uyum düzeyini belirlemek amacıyla geliştirdikleri bir skaladır(136). Topuz S ve ark. tarafından TAPES'in Türkçe versiyonunun geçerlik ve güvenilirliği gösterilmiştir (137).

3.2.20. Footprint Ölçümleri

Olguların ayak biyomekaniğini değerlendirmek adına yapılan bir diğer ölçüm yöntemi footprint yöntemidir. Bu yöntem klinikte ayağın yapısını, MLA'nın durumunu incelemek (138) ve patolojik durumları teşhis etmek için kullanılan (130,139) geçerli bir yöntemdir. Basit, ucuz, invaziv olmayan, kaydedilebilen (140) ve radyolojik ölçümlerle korelasyon gösteren (141) bir yöntemdir. Footprint yöntemiyle alınan ayak izlerinden elde edilen Clarke İndeksi, Staheli'nin Ark İndeksi ve Chippaux-Smirak İndeksi verilerinin özel basınç platformlarından elde edilen değerlerle benzer olduğu ve yüksek değerlendirmeci içi güvenilirliğe sahip olduğu gösterilmiştir (142).

Çalışma ve kontrol grubundaki bireyler; ayak izi açısı, ark indeksi, Chippaux-Smirak indeksi, halluks valgus derecesi gibi parametrelerden oluşan ve ayağın biyomekanik yapısı hakkında sayısal veri elde edilmesini sağlayan standart bir Harris and Beath footprint mat ile değerlendirildi (143,144)

Footprint ölçümleri, ayağın biyomekanik yapısı hakkında sayısal veri elde edilmesini sağlayan standart bir Harris and Beath footprint mat ile yapıldı (143,144). Bu mat'in, membran bölümünün alt kısmına mürekkep damlatılmış ve bir silindir yardımıyla bu mürekkep homojen olarak membran alt yüzeyine dağıtılarak yüzey ile plastik zemin arasına A4 ebatında beyaz kağıt konulmuştur. Olguların, ayakkabı ve çoraplarını çıkardıktan sonra mürekkepli bölüme bastırılırken, izi alınacak olan ayağını, her iki ayağına eşit ağırlık verecek şekilde karşıya bakarak ve alta konulan kağıda uyacak şekilde membranın üst yüzüne basmaları istenerek ayak izleri alındı.

Clarke İndeksi (Cİ), ayak izinin medial sınırlarını birleştiren çizgi ile metatarsların en medialdeki noktası ile ayağın medial kısmının en lateral noktasını birbirine bağlayan çizgi arasındaki açıdır. 31°-45° arası normal değerlerdir. 31°'nin altındaki değerler pronasyona ve pes planusa gidişi gösterirken, 45°'nin üstündeki değerler de supinasyona ve pes kavuşa gidişi gösterir (140,145).

Staheli'nin Ark İndeksi (SAİ), ayak izinde orta ayağın en dar bölgesi ile topuğun en geniş bölgesi arasındaki orandır. Orta ayağın en dar yerinin, arka ayak bölgesinin en geniş bölümüne bölünmesiyle elde edilir. 0,6-0,7 arası değerler normal değerlerdir. 0,6'nın altındaki değerler yüksek arka eğilimi ifade derken, 0,7'nin üzerindeki değerler de düşük arka eğilimi gösterir (144,145).

Chippaux-Smirak İndeksi (CSİ), orta ayağın en dar ve metatarsal alanın en geniş bölgesi arasındaki orandır. Orta ayağın en dar yerinin, metatars bölgesinin en geniş bölümüne bölünmesiyle elde edilir. 0,6-0,7 arası değerler normal değerlerdir. 0,6'nın altındaki değerler yüksek arka eğilimi ifade derken, 0,7'nin üzerindeki değerler de düşük arka eğilimi gösterir (146,145).



Şekil 3.13. Footprint ölçümü

3.3 İstatiksel analiz

İstatistiksel analizler için Windows tabanlı SPSS 22.0 paket programı kullanıldı. Demografik veriler için tanımlayıcı istatistik yapıldı. Bireylerin ölçümle belirlenen değişkenleri ortalama \pm standart sapma ($X \pm SS$) ve minimum-maksimum, sayımla belirtilen değişkenler sayı (n) ve yüzde (%) değerleri ile ifade edildi. Çalışmaya dâhil edilen birey sayısı ve verilerin normal dağılım göstermemesi göz önüne alınarak istatistiksel analizlerde non-parametrik testler kullanıldı.

Amputasyonlu bireylerin demografik özellikleri, ayak-ayak bileği biyomekaniklerini ve sağlam tarafa ağırlık aktarma yüzdesini sağlıklı bireylerle karşılaştırmak ve aralarında fark olup olmadığını belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanıldı. Amputasyonlu bireylerin; protez kullanımı ile ilgili alışkanlıkları, proteze uyumu ve kalan uzuv yüzdesi ve kullandıkları ayakkabılarının ayak-ayak bileği biyomekaniği ile olan ilişkisini değerlendirmek için Spearman testi kullanıldı. Korelasyonlar; 0.05-0.30 düşük veya önemsiz korelasyon, 0.30-0.40 düşük orta derecede korelasyon, 0.40-0.60 orta derecede korelasyon, 0.60-0.70 iyi derecede korelasyon, 0.70-0.75 çok iyi derecede korelasyon, 0.75-1.00 mükemmel korelasyon sınıflandırılmasına göre yorumlandı. Analizde $p<0,05$ olan değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi (148).

4. BULGULAR

4.1 Bireylere Ait Demografik Veriler

Çalışmamızda 15 unilateral alt ekstremitte amputasyonlu ve 15 herhangi bir sağlık problemi olmayan 30 bireye ait bilgiler analiz edildi. Çalışmada toplam 41 kişi değerlendirilmiş olup bunlardan 11'i çalışma kriterlerinin dışında kaldıkları için çalışmaya dahil edilmedi.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin tamamı erkek olup çalışma grubunun yaş ortalaması $40,80 \pm 12,07$ yıl iken kontrol grubunun yaş ortalaması $39,93 \pm 11,60$ yıl olarak bulundu. Çalışma grubundaki bireylerin boy uzunluğu ortalama $168,91 \pm 5,44$ cm, kontrol grubundaki bireylerin boy uzunluğu $174,23 \pm 6,24$ cm idi. Çalışma grubuna ait olguların vücut ağırlığı ortalaması $74,83 \pm 11,93$ kg olup kontrol grubu olgularının ise $79,98 \pm 9,75$ kg olarak belirlendi. Çalışma grubu olgularının vücut kütle indeksi ortalaması $27,62 \pm 5,51$ kg/m², kontrol grubu olgularının vücut kütle indeksi ise $26,41 \pm 3,71$ kg/m² olarak bulundu. Gruplarda yaş, vücut ağırlığı ve vücut kütle indeksi değerleri arasında iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$) Grupların boyları arasında ise anlamlı bir fark bulunarak ($p<0,05$) ve kontrol grubunun anlamlı olarak daha uzun olduğu tespit edildi (Tablo 4.1).

Tablo 4.1 Bireylerin demografik özellikleri ve gruplar arası karşılaştırılması

	Çalışma Grubu (n=15)		Kontrol Grubu (n=15)		p
	X±SS	Min-Max	X±SS	Min-Max	
Yaş (yıl)	40,80±12,07	20–58	39,93±11,60	22–57	0,662
Boy Uzunluğu (cm)	168,91±5,44	164–184,5	174,23±6,24	161–185,5	0,012*
Vücut ağırlığı (kg)	74,83±11,93	49,30–91,70	79,98±9,75	57,5–93,10	0,152
VKİ (kg/m²)	27,62±5,51	18,94–36,95	26,41±3,71	19,32–33,70	0,418

VKİ: Vücut Kütle İndeksi

* $p<0,05$

4.2 Çalışma Grubunda Protez ve Amputasyon ile İlişkili Parametreler

Çalışma grubunda 9'u transtibial, 1'i kalça dezartikülasyonu ve 5'i transfemoral olmak üzere 15 unilateral alt ekstremitte amputasyonlu bireyden oluşmaktadır.

Transtibial amputelerin 7'si tam temaslı soketle birlikte aktif vakum sistemine sahip bir protez kullanırken, 1 olgu tam temaslı soketle birlikte pin sistemli bir protez kullanmaktadır. 1 olgu ise klasik PTB varyasyonlu bir protez kullanmaktadır. Diz üstü amputelerde, 2 olgu quadrilateral soket ve mikroişlemcili dizle birlikte aktif vakum sistemine sahip bir protez kullanırken, 1 olgu aynı soket ve eklemlerle birlikte pin sistemli bir protez kullanmakta, 1 olgu ise pasif vakumlu bir protez kullanmaktadır. Diğer 1 olgu CAT-CAM soketle birlikte polisentrik mekanik bir diz eklemi ve pin sistemli bir protez kullanmaktadır. Kalça dezartikülasyonu 1 olgu ise beli saran korse tipi soket, monosentrik kalça eklemi, C-leg mikroişlemcili diz eklemi ve bel kemerinden oluşan bir protez kullanmaktaydı (Tablo 4.2). Katılımcıların tamamının kullandığı protez ayağın Otto Bock 1C62 karbon ayak olduğu belirlendi.

Tablo 4.2 Çalışma grubundaki olguların protez özellikleri

Diz altı amputeler		Diz üstü amputeler	
Soket-suspansiyon tipi	Birey sayısı (N)	Soket-eklem-suspansiyon tipi	Birey sayısı (N)
Tam temaslı soket-aktif vakum	7	Quadrilateral soket-mikroişlemcili diz-aktif vakum	2
Tam temaslı soket-pinli sistem	1	Quadrilateral soket-mikroişlemcili diz-pinli sistem	1
PTB varyasyonu soket (PTB-SCSP)	1	Quadrilateral soket-mikroişlemcili diz-pasif ventil	1
		Cat Cam-mekanik diz-pinli sistem	1
		Beli saran kovan tipi soket-monosentrik kalça-C leg-bel kemeri	1
Toplam	9	Toplam	6

PTB: Patellar Tendon Bearing
SCSP: Suprakondiler Suprapatellar

Çalışma grubundaki 15 unilateral amputasyonlu bireyin ilk protezinden itibaren geçen süre ortalama $16,94 \pm 10,57$ yıl, kullandıkları toplam protez sayısı ise

ortalama $3,66 \pm 2,38$ adet olarak bulundu. Olguların günlük protez kullanım sürelerinin ortalama $14,50 \pm 3,24$ saat olduğu belirlendi. Olguların kalan uzun yüzdeleri ortalama $63,26 \pm 17,67$ olarak ölçüldü (Tablo 4.3).

Çalışmamızda, ampute bireylerin proteze uyumu konusunda gösterge olarak kabul ettiğimiz TAPES ölçeğinin Protez ile Memnuniyet bölümü skorları olgularımızda ortalama $39,40 \pm 8,51$ olarak bulundu (Tablo 4.3). Bu bölümden 10 ila 50 puan arası bir skor elde edilebilir ve yüksek skor protez ile memnuniyetin yüksek olduğunu göstermektedir (138,139). Çalışmamız açısından skor 50'ye yaklaştığı oranda proteze uyum bakımından daha olumlu mana ifade eder. Proteze uyum konusunda baz aldığımız bir diğer parametre olan TAPES ölçeğinin Aktivite Kısıtlaması skorları ise olgularımızda ortalama $5,46 \pm 4,13$ olarak kaydedildi (Tablo 4.3). Bu bölümden 0 ila 24 puan arasında bir skor elde edilebilir ve yüksek skor aktivite kısıtlamasının yüksek olduğunu göstermektedir (136,137). Çalışmamız açısından skor 0'a yaklaştığı oranda proteze uyum bakımından daha olumlu mana ifade eder.

Çalışmamıza katılan unilaterale alt ekstremite amputasyonlu bireylerin ayakkabı uygunlukları, güvenilirliği gösterilmiş olan Ayakkabı Değerlendirme Ölçeği (ADÖ) kullanılarak değerlendirilmiştir (135,149). Ölçekte ayakkabının sayısı, tabanı, bükülme noktası, genişliği, parmak kutusu yüksekliği, yürürken ayaktan çıkması, topuk yüksekliği, ayakkabı çeşidi, topuk aşınması ve en uzun parmak ile ayakkabı ucu arasındaki uzaklık parametreleri değerlendirilmektedir. Güvenirliği gösterilmiş Türkçe versiyonunda bu değerlendirmelere ek olarak ölçekte bulunmayan fort sertliği ve ayakkabı içinde destek varlığı da bulunmaktadır. Tam puanı 15 olan ölçekten alınan puan, yüksekliği oranında ayakkabının uygunluk düzeyini göstermektedir (135). Çalışmamıza katılan olguların ADÖ puanları ortalama $13,40 \pm 2,02$ olarak tespit edilmiştir (Tablo 4.3).

Tablo 4.3 Çalışma grubunda protez ve amputasyon ile ilişkili parametrelere ait sonuçlar

	Çalışma Grubu (n=15)	
	Min-Max	X±SS
Ayakkabı Değerlendirme Ölçeği	9–15	13,40±2,02
Kalan Uzun Yüzdesi (%)	38,06–87,89	63,26±17,67
İlk Protezinden İtibaren Geçen Süre (yıl)	1,91–39,25	16,94±10,57
Günlük Protez Kullanım Süresi (saat)	8–19	14,50±3,24
Protez Sayısı	1–10	3,66±2,38
TAPES-PM (10-50)	21-50	39,40±8,51
TAPES-AK (0-24)	0-14	5,46±4,13

TAPES-PM: Trinity Amputasyon ve Protez Deneyim Ölçeği Protez ile Memnuniyet, TAPES-AK: Trinity Amputasyon ve Protez Deneyim Ölçeği Aktivite Kısıtlaması

4.3 Çalışma Grubunda Eklem Hareket Açıklığı Ölçümleri

Çalışma grubundaki bireylerin sağlam taraf alt ekstremitte eklem hareket açıklıklarına ilişkin sonuçlar Tablo 4.4'te gösterildi. Buna göre en çok limitasyon tespit edilen eklem hareketleri ve çalışma grubu olgularında görülme oranları sırasıyla; kalça internal rotasyonunda (%80) 4 ila 25° arasında, 1. MTF eklem fleksiyonunda (%66.6) 7 ila 31° arasında ve 1. MTF eklem ekstansiyonunda (%53.3) 7 ila 40° arasında limitasyonlar kaydedildi (Tablo 4.4).

Tablo 4.4 Çalışma grubu olgularının sağlam taraf alt ekstremitesindeki limitasyonlu eklemler

Eklem hareketi	Limitasyon	
	Var	Yok
	Sayı (N) ve Oran (%)	Sayı (N) ve Oran (%)
Kalça internal rotasyonu	12 (%80)	3 (%20)
Diz ekstansiyonu	1 (%6.6)	14 (%93.4)
Dorsifleksiyon	4 (%26.6)	11 (%83.4)
İnversiyon	5 (%33.3)	10 (%66.7)
Eversiyon	2 (%13.3)	13 (%86.7)
1. MTF eklem fleksiyonu	10 (%66.7)	5 (%33.3)
1. MTF eklem ekstansiyonu	8 (%53.3)	7 (%46.7)
Subtalar inversiyon	1 (%6.6)	14 (%93.4)
Subtalar eversiyon	4 (%26.6)	11 (%83.4)

MTF: Metatarsofalangeal

4.4 Çalışma Grubunda Kas Kuvvet Ölçümleri

Çalışma grubunda bireylerin sağlam taraf alt ekstremitte kaslarının kuvvet değerlendirilmesi Dr. Lovett'in manuel kas testi ile yapıldı (119,120). Yapılan ölçümlerin neticesi Tablo 4.5'te ifade edildi. Buna göre çalışma grubu olgularında en sık zayıflık görülen kas ve kas grupları ile görülme oranları sırasıyla; M. Abductor hallucis'te (%93.4) 0 ila 4 değeri arasında, M. İliopsoas'ta (%86.7) 4 ila 4+ değeri arasında ve internal rotator grup kaslarında (%60) 3+ ila 4+ değeri arasında kuvvet değerleri kaydedilmiştir (Tablo 4.5).

Tablo 4.5 Çalışma grubu olgularının sağlam taraf alt ekstremitesindeki kas kuvvet sonuçları

Kas ve Kas Grupları	Zayıflık	
	Var	Yok
	Sayı (N) ve Oran (%)	Sayı (N) ve Oran (%)
M. İliopsoas	13 (%86.7)	2 (%13.3)
M. Gluteus Maximus	5 (%33.3)	10 (%66.7)
M. Gluteus Medius	3 (%20)	12 (%80)
Adduktor Grup	8 (%53.3)	7 (%46.7)
İnternal Rotatorler	9 (%60)	6 (%40)
Eksternal Rotatorler	7 (%46.6)	8 (%53.4)
Hamstringler	4 (%26.6)	11 (%83.4)
M. Tibialis Posterior	4 (%26.6)	11 (%83.4)
M. Tibialis Anterior	1 (%6.6)	14 (%93.4)
Peronealler	2 (13.3)	13 (%86.7)
Ayak ITF fleksorleri	4 (%26.6)	11 (%83.4)
Ayak parmak ekstansorleri	4 (%26.6)	11 (%83.4)
M. Abductor Hallucis	14 (%93.4)	1 (%6.6)

4.5 Çalışma Grubunda Kas Kısıklıkları

Çalışma grubunda bireylerinin sağlam taraf alt ekstremitte kaslarının yapılan kas kısalık değerlendirmeleri sonucunda Tablo 4.6'daki kaslarda çeşitli derecelerde kısalık tespit edildi. Buna göre çalışma grubu olgularında en sık kısalık görülen kaslar ile görülme oranları sırasıyla; hamstring kası (%53.4) ve M. Quadriceps femoris (%26.6) olarak belirlendi.

Tablo 4.6 Çalışma grubu olgularının sağlam taraf alt ekstremitelerinde kısıklık bulunan kaslar

Kas ve Kas Grupları	Kısıklık	
	Var	Yok
	Sayı (N) ve Oran (%)	Sayı (N) ve Oran (%)
Kalça fleksorleri	2 (%13.3)	13 (%86.7)
Hamstringler	8 (%53.4)	7 (%46.6)
M. Quadriceps Femoris	4 (%26.6)	11 (%83.4)
M. Tensor Fascia Lata	2 (%13.3)	13 (%86.7)

4.6 Çalışma Grubunda Ağrı Değerlendirmesi

Çalışma grubu bireyleri, Melzack ve Katz tarafından 1992 yılında oluşturulan ve ağrının duyusal, algısal ve değerlendirme boyutlarını içeren dört bölümden oluşan McGill Ağrı Anketi (McGill Pain Questionnaire-MPQ) ile sorgulanarak ağrı açısından değerlendirildi (122,123). McGill Ağrı Anketi'nde 0-78 arasında puan alınabilmekte ve alınan puan yükseldikçe bireyin ağrıdan etkilenme oranı artmaktadır. Değerlendirme sonucunda McGill Ağrı Anketi'ne göre olguların %33.3'ü ağrıdan etkilendiği, %66.7'sinin ise ağrıdan etkilenmediği belirlendi (Tablo 4.7).

Tablo 4.7 Çalışma grubu olgularının McGill Ağrı Anketi sonuçları

McGill Ağrı Anketi	Sayı (N) ve Oran (%)	Ağrı Skorları
Ağrıdan etkilenen	5 (%33.3)	3-31 arası
Ağrıdan etkilenmeyen	10 (%66.7)	0

4.7 Sağlam Taraf Ayak Derisi ve GÜDÜK Cildi Değerlendirmeleri

Çalışma grubu bireylerinin sağlam taraf alt ekstremitelerinin ayak derisi ve güdük ciltleri inspeksiyon ve palpasyonla değerlendirildi. Buna göre sağlam taraf alt ekstremitte ayaklarında en sık rastlanan cilt problemleri; %40 oranında görülen ciltte sararma gibi renk değişiklikleri ve kızarıklık, yine %40 oranında görülen nasırlar ve %33.3 oranında görülen derideki soğukluk gibi ısı problemleri olmuştur ve bunları %26.6 oranında görülen batma, çatlama, mantar ve hipertrofi gibi tırnak problemleri takip etmektedir (Tablo 4.8).

Tablo 4.8 Çalışma grubu olgularının sağlam taraf ayak derisi değerlendirme sonuçları

Cilt problemleri	Sayı (N) ve Oran (%)	Problem
Renk değişikliği/kızarıklık	6 (%40)	Sararma, Kızarıklık
Isı	5 (%33.3)	Soğukluk
Nem	3 (%20)	Kuruluk, Aşırı Nem
Elastikiyet Sorunları	2 (13.3)	Çatlaklar
Yara / Hassasiyet	1 (%6.6)	Çizikler
Nasır / Kallus	6 (%40)	Nasır
Tırnak Problemleri	4 (%26.6)	Batma, Çatlama, Mantar, Hipertrofi

Çalışma grubu bireylerinin güdük ciltlerinde en sık rastlanan cilt problemleri; %53.4 oranında görülen ciltte koyulaşma gibi renk değişiklikleri ve kızarıklık, %46.6 oranında görülen fazla ısınma veya soğukluk gibi ısı problemleri olmuştur ve bunları %20 oranında görülen küçük yara ve cilt hassasiyeti problemleri takip etmektedir (Tablo 4.9).

Tablo 4.9 Çalışma grubu olgularının güdük cildi değerlendirme sonuçları

Cilt problemleri	Sayı (N) ve Oran (%)	Problem
Renk değişikliği/kızarıklık	8 (%53.4)	Koyulaşma, Kızarıklık
Isı	7 (%46.6)	Fazla Isınma, Soğukluk
Nem	1 (%6.6)	Aşırı Nem
Bül / Blister	1 (%6.6)	Bül Oluşumu
Yara / Hassasiyet	3 (%20)	Küçük Yaralar ve Hassasiyet
Nasır / Kallus	1 (%6.6)	Nasır

4.8 Çalışma Grubunda Postüral Değerlendirmeler

Çalışma grubu bireylerinin alt ekstremitte ve gövdelerinin postür değerlendirmesi sonucunda çalışma grubu olgularında en sık rastlanan postüral problemler %26.6 oranında görülen lumbal lordozun artışı veya azalması ile pelvisin anterior veya posterior yöne tilt yapmasıdır (Tablo 4.10).

Tablo 4.10 Çalışma grubu olgularında tespit edilen postüral problemler

Postüral Problemler	Sayı (N) ve Oran (%)
Omuz Sağ-Sol Yükseklik Farkı	3 (%20)
Lumbal Lordozda Artış	4 (%26.6)
Lumbal Lordozda Düzeltme	4 (%26.6)
Posterior Pelvik Tilt	4 (%26.6)
Anterior Pelvik Tilt	4 (%26.6)
Kalça Sağ-Sol Yükseklik Farkı	2 (13.3)
Genu Rekurvatum	1 (%6.6)
Dizde Fleksiyon	1 (%6.6)
Halluks Valgus	1 (%6.6)

4.9 Çalışma Grubunda Topuk Yükseltme Testi

Çalışma grubu bireylerine Topuk Yükseltme Testi (Heel Rise Test) yapılırken olguların topuklarını yerden kaldırebilmeleri ve bu esnada ayağın inversiyona gelip gelmediği gözlemlenerek M. Tibialis posterior tendon disfonksiyonu olup olmadığı kaydedildi (131,133). Bu sonuçlara göre tüm olgular tek ayak üstüne yükselmeyi başararak hareketi tekrar ettiği fakat olguların %26.6'sında ayağın inversiyona yeteri kadar gelmediği görüldü.

4.10 Çalışma Grubunda Denge Değerlendirmesi

Bireyin mobilite yeteneğindeki bozulmanın Süreli Kalk ve Yürü Testi performansında belirgin düşüslere yol açtığı gösterildi (150).

Çalışma grubu olgularında Süreli Kalk ve Yürü Testi skorları ortalama 11.6 ± 3.26 saniye olarak kaydedildi. Olguların %66.7'si testi 12 saniye ve daha kısa sürede tamamladı. Olguların %33.3'ü da testi 13-20 saniye arasında bitirdi.

4.11 Ayak Postür İndeksi

API'nin normatif değerleri ışığında çalışma ve kontrol grubu olgularının API skorlarını ayırtırdığımızda elde edilen sonuçlar Tablo 4.11'de gösterilmiştir. Buna göre çalışma grubunun %60'ı normal aralıktayken, kontrol grubunun %73,3'ü normal aralıktadır.

Tablo 4.11 Olgularının Ayak Postür İndeksi skorlarının normal-anormal aralık dağılımı

			Ayak Postür İndeksi skoru aralığı		Toplam
			Anormal	Normal	
Gruplar	Çalışma	Birey sayısı	6	9	15
		Yüzdellik oranı	40,0%	60,0%	100,0%
	Kontrol	Birey sayısı	4	11	15
		Yüzdellik oranı	26,7%	73,3%	100,0%
Toplam		Birey sayısı	10	20	30
		Yüzdellik oranı	33,3%	66,7%	100,0%

API skorları karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.12 Ayak Biyomekaniği ve Sağlam Tarafa Aktarılan Vücut Ağırlığına İlişkin Veriler

	Çalışma Grubu (n=15)		Kontrol Grubu(n=15)		p
	X±SS	Min-Max	X±SS	Min-Max	
Ayak Postür İndeksi (-12/+12)	3,00±3,46	(-3)–(8)	2,06±2,49	(-3)–(7)	0,368
Clarke İndeksi (31°-45°)	32,96±10,82	12–48	36,53±8,26	25–52	0,519
Chippaux-Smirak İndeksi (0,6-0,7)	44,73±15,72	23,23–82,97	38,91±7,34	28,28–51,06	0,395
Staheli'nin Ark İndeksi (0,6-0,7)	0,76±0,26	0,38–1,44	0,67±0,11	0,48–0,89	0,677
Sağlam tarafa Ağırlık Aktarma Yüzdesi (%)	58,92±8,72	48,69–74,49	50,94±3,16	44,41–55,94	0,001*

* $p<0,05$

4.12 Clarke İndeksi (Ayak İzi Açısı / Ark Açısı)

Cİ'nin normal değerleri ışığında çalışma ve kontrol grubu olgularının Clarke İndeksi değerlerini ayrıştırdığımızda elde edilen sonuçlar Tablo 4.13'te gösterilmiştir. Buna göre çalışma grubunun %60'ı normal aralıktayken, kontrol grubunun %53,3'ü normal aralıktadır.

Tablo 4.13 Gruplarda Cİ skorlarının normal-anormal aralık dağılımı

			Cİ skoru aralığı		Toplam
			Normal	Anormal	
Gruplar	Çalışma	Birey sayısı	9	6	15
		Yüzdellik oranı	60,0%	40,0%	100,0%
	Kontrol	Birey sayısı	8	7	15
		Yüzdellik oranı	53,3%	46,7%	100,0%
Toplam		Birey sayısı	17	13	30
		Yüzdellik oranı	56,7%	43,3%	100,0%

Cİ skorları karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.12).

4.13 Staheli'nin Ark İndeksi

Grupların Staheli'nin Ark İndeksi değerleri açısından elde edilen sonuçlar Tablo 4.14'te gösterildi. Buna göre çalışma grubunun %40'ı normal aralıktayken, kontrol grubunun %46,7'si normal aralıktadır.

Tablo 4.14 Gruplarda SAİ skorlarının normal-anormal aralık dağılımı

			SAİ skoru aralığı		Toplam
			Anormal	Normal	
Gruplar	Çalışma	Birey sayısı	9	6	15
		Yüzdellik oranı	60,0%	40,0%	100,0%
	Kontrol	Birey sayısı	8	7	15
		Yüzdellik oranı	53,3%	46,7%	100,0%
Toplam		Birey sayısı	17	13	30
		Yüzdellik oranı	56,7%	43,3%	100,0%

SAİ skorları karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.12).

4.14 Chippaux-Smirak İndeksi

Çalışma ve kontrol grubunun Chippaux-Smirak İndeksinden elde edilen sonuçları Tablo 4.15'te gösterildi. Buna göre çalışma grubunun %66,7'si normal aralıktayken, kontrol grubunun %80'i normal aralıktadır.

Tablo 4.15 Gruplarda CSİ skorlarının normal-anormal aralık dağılımı

		CSİ skoru aralığı		Toplam	
		Anormal	Normal		
Gruplar	Çalışma	Birey sayısı	5	10	15
		Yüzdeler oranı	33,3%	66,7%	100,0%
	Kontrol	Birey sayısı	3	12	15
		Yüzdeler oranı	20,0%	80,0%	100,0%
Toplam		Birey sayısı	8	22	30
		Yüzdeler oranı	26,7%	73,3%	100,0%

CSİ:Chippaux-Smirak İndeksi

CSİ skorları karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.12).

4.15 Sağlam Tarafa Ağırlık Aktarma

Grupların sağlam tarafa ağırlık aktarma yüzdeler değerleri arasında anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$), çalışma grubunun sağlam tarafa ağırlık aktarma değerinin anlamlı olarak daha fazla olduğu tespit edildi (Tablo 4.12).

4.16 Çalışma Grubundan Elde Edilen Verilerin Korelasyonları

Çalışma grubundan elde edilen bütün verilerle non-parametrik korelasyon hesaplaması yapıldığında bulunan kayda değer tek korelasyon günlük protez kullanım süresi (saat) ve Clarke İndeksi'nin normal-anormal aralıklı sınıflandırılmış şekli arasında orta düzeyde bulunmuştur ($r=0,522$). Bunun dışında kilo-VKİ, Ayak Postür İndeksi-Clarke İndeksi, Clarke İndeksi-Chippaux-Smirak İndeksi, Clarke İndeksi-Staheli'nin Ark İndeksi ve protez kullanım süresi (yıl)-protez sayısı gibi veriler arasında orta-yüksek derecede korelasyonlar bulunmuştur (Tablo 4.16).

Tablo 4.16 Çalışma grubundan elde edilen verilerin kendi içinde korelasyonları

		API	Çİ	Çİ (Normal-anormal aralıklı)	CSİ	SAİ	Protez Sayısı
Boy Uzunluğu	Correlation Coefficient	0,274	-0,216	-0,301	0,294	0,328	-,682**
	Sig. (2-tailed)	,322	,440	,276	,287	,232	,005
	N	15	15	15	15	15	15
Vücut Ağırlığı	Correlation Coefficient	-0,113	-0,450	-0,031	0,271	0,379	-0,306
	Sig. (2-tailed)	,688	,092	,911	,328	,163	,267
	N	15	15	15	15	15	15
VKİ	Correlation Coefficient	-0,362	-0,258	0,142	0,202	0,261	0,003
	Sig. (2-tailed)	,185	,354	,614	,470	,347	,992
	N	15	15	15	15	15	15
API	Correlation Coefficient	1,000	-,604*	-0,333	0,370	0,349	0,006
	Sig. (2-tailed)	.	,017	,226	,175	,202	,982
	N	15	15	15	15	15	15
Çİ	Correlation Coefficient	-,604*	1,000	,567*	-,706**	-,765**	0,203
	Sig. (2-tailed)	0,17	.	,027	0,003	0,001	,467
	N	15	15	15	15	15	15
Günlük Protez Kullanım Süresi	Correlation Coefficient	-0,039	0,292	,522*	-0,300	-0,329	0,047
	Sig. (2-tailed)	,891	,291	,046	,278	,231	,867
	N	15	15	15	15	15	15
Protez Kullanım Süresi (Yıl)	Correlation Coefficient	0,084	0,172	0,426	-0,066	-0,121	,831**
	Sig. (2-tailed)	,767	,541	,114	,815	,668	,000
	N	15	15	15	15	15	15

** . Korelasyon 0.01 seviyesinde kayda değerdir (2-tailed).

* . Korelasyon 0.05 seviyesinde kayda değerdir (2-tailed).

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, çalışma grubu olarak yaşları 18 ile 60 yıl arasında değişen 15 unilateral alt ekstremite amputasyonlu bireyin ve kontrol grubu olarak 15 sağlıklı yetişkin erkeğin objektif ölçüm yöntemleri ile ayak biyomekanik özelliklerini belirleyerek protez kullanımı ve ayak biyomekaniklerinin etkilenimi arasındaki ilişkiyi ortaya koymaya çalıştık. Çalışmamızdaki grupların demografik veriler bakımından benzer olmasının amputasyona bağlı değişimleri ortaya koymada önemli olduğu düşünülmektedir. Ayak ayak bileği biyomekanikliğinin demografik özellikler açısından gruplarda homojen olan vücut kütle indeksini etkileyeceği düşüncesiyle boy uzunluğu açısından gruplar arasında anlamlı fark oluşsa da bu farkın bu nedenle göz ardı edilebileceği düşünülmektedir.

Çalışma grubundan elde edilen boy, kilo, VKİ gibi demografik özellikler, kalan uzuv yüzdesi ile protez kullanım alışkanlıklarına ilişkin ilk protezden itibaren geçen süre, günlük protez kullanım süresi gibi veriler ve APİ, footprint yöntemiyle elde edilen Cİ, CSİ ve SAİ gibi ayak biyomekanik yapısı hakkında bilgi veren ölçüm sonuçlarının non-parametrik korelasyon hesaplaması yapıldığında günlük protez kullanım süresi (saat) ve Clarke İndeksi'nin normal-anormal aralıklı sınıflandırılmış şekli arasında orta düzeyde korelasyon bulunmuştur ($r=0,522$). Bunun dışındaki veriler arasında kayda değer başka bir korelasyon bulunmamıştır (Tablo 4.16). Çalışmamızın sonucunda çalışma grubunun, sağlıklı bireylerle karşılaştırıldığında ayak biyomekanikliğinin etkilenmediği bulunmuştur. Bu nedenle olguların demografik özellikleri ve protez kullanım alışkanlıklarıyla ayak biyomekanik yapısı hakkında bilgi veren ölçüm sonuçları arasında korelasyon bulunmaması beklenen bir sonuçtur.

Çalışma grubu bireyelerine yaptığımız postür değerlendirmesi sonucunda sıklıkla görülen problemler lumbal lordozdaki artış veya azalma, pelvisin anterior veya posterior tilti olup Burke ve arkadaşlarının alt ekstremite amputelerinde yaptıkları kolumna vertebralis radyografik incelemeleri ile elde ettikleri %76 oranındaki lumbal bölge dejeneratif değişiklikleri ile görülme oranı açısından benzerlik göstermese de çalışmamızdaki olguların amputasyon dışında herhangi bir sağlık problemi olmadığı göz önüne alındığında bu sonuçların uyumlu olduğu düşünülebilir (112).

Amputasyon; kişilerde fiziksel, duyuşal, fonksiyonel ve psikososyal açıdan birçok soruna yol açmaktadır. Alt ekstremite amputasyonu; kas atrofisi, kemik mineral yoğunluğunda azalma ve kalça çevresi kaslarında zayıflık gibi vücut kompozisyonundaki önemli değişimlerle ilişkilidir (9,147,151). Schmalz ve arkadaşları yaptıkları ultrasonografik bir araştırmada kas atrofisi ve kas zayıflığının ilgili kasları kullanmama veya az kullanmaya bağlı olduğunu ve ağırlıklı olarak kas fibril boyutundaki azalmayla ilişkilili olduğunu göstermişlerdir (152). Amputasyondan sonra gelişen atrofi veya kas zayıflıkları yalnızca ampute tarafta değil vücut genelinde oluşmaktadır (153). Literatürdeki bazı çalışmalarda alt ekstremite amputelerinin sağlam alt ekstremitelerinde uzun vadede osteoartrit ortaya çıktığı ve osteoartrit prevalansının protez kullanım süresiyle doğru orantılı olarak arttığı ortaya konmuştur (112,154). Ampute bireylerde osteoporoz riskini arttığı ve buna bağlı olarak kırıklara daha yatkın oldukları gösterilmiştir (154,155). Amputasyon seviyesine göre farklılıklar üzerine çalışılmış ve transtibial amputelerin transfemoral amputelere nazaran daha yoğun kemik dansitesine sahip oldukları bildirilmiştir (62). Ehide ve arkadaşları ampute bireylerin %52'sinde kalıcı ve ciddi bel ağrısı saptamışlardır (156). Kulkarni ve arkadaşları yaptıkları çalışmada amputelerde bel ağrısı oranını %63 olarak bulmuşlar ve %60'ında bel ağrısının amputasyondan sonraki iki yıl içinde ortaya çıktığını saptamışlardır (157).

İdeal ayak postürü, ayakta dik duruş pozisyonunda iken ayakta aşırı pronasyon veya supinasyon göstermeyen nötral pozisyonudur (158). Ayak ve ayak bileğinin normal biyomekanik yapıya sahip olması, yürüyüşün duruş fazı esnasında yere temas eden ekstremiteye etki eden sıkıştırma, germe, makaslama, döndürme kuvveti gibi mekanik streslerle etkili bir şekilde başa çıkılmasını sağlar (68). Şu anda klinik ortamda ayak postürlerindeki varyasyonları ölçmek için evrensel olarak kabul edilmiş veya yeterince doğrulanmış bir metot yoktur (130). Alt ekstremite fonksiyonlarına ilişkin laboratuvar temelli objektif çalışmalar bu konuda bir altın standartı temsil eder fakat bazı ortamlarda kullanışlı olmayan şekilde kompleks teknolojileri ve uzun incelemeleri gerektirirler (124).

Ayağın pozisyonunu belirleyen API'nin normatif değerlerini belirlemek amacıyla 18-59 yaş arası 1198 sağlıklı yetişkinle yapılan bir çalışmanın sonuçlarına göre API'nin normatif aralığı +1 ila +7 arası (mean FPI score=+4, normal

range=mean±1standart deviation) olarak belirlenmiştir (125). Bu normatif değerler ışığında çalışma ve kontrol grubu olgularının APİ skorlarını ayırttığımızda çalışma grubunun %60'ı normal aralıktayken, kontrol grubunun %73,3'ü normal aralıktadır.

Amputasyon seviyesi, nedeni, kayıp ekstremite sayısı, yaş, cinsiyet, fiziksel uygunluk düzeyi, motivasyon ve amputenin protez kullanma isteği fonksiyonel düzeyi etkileyen başlıca faktörlerdir (159). Alt ekstremite amputasyonlarından sonra ortaya çıkan en büyük sorun çeşitli yürüme bozukluklarına bağlı asimetric yürüyüşün gerçekleşmesidir. Bu nedenle amputelerin fonksiyonel kapasiteleri azalır ve enerji tüketimleri artar (160,161). Powers ve arkadaşları yürüyüş hızının, ampute ve sağlam taraf alt ekstremite kas kuvveti zayıflığından ve dengesizliğinden etkilendiğini belirtmektedir (162). Renstrom ve arkadaşları diz altı amputelerde diz ekstansor ve fleksor kas kuvveti arasındaki kuvvet dengesizliğinin adım uzunluklarını etkilendiğini ve bu nedenle yürüme hızının azaldığını ve her iki parametre arasında kuvvetli bir ilişki olduğunu bildirmektedir (163). Isakov ve arkadaşları asimetric bir yürüyüşün diz altı amputelerinin yürüyüş hızını azalttığını ve bunun tüm yürüyüş parametrelerini etkileyebileceğini bildirmiştir (164). Amputasyon seviyesi yükseldikçe amputelerin yürüyüş esnasında enerji tüketimi artmakta ve fonksiyonel seviyesi düşmektedir. Distalden yapılan amputasyonlarda ve özellikle yükün güdük ucundan taşıtıldığı seviyelerde denge ve protez kontrolünün artması sayesinde fonksiyonel kapasite normal sınırlara yaklaşabilmektedir (15,159,165). Gailey ve arkadaşları vasküler olmayan diz altı amputeleri sağlıklı bireyler ile karşılaştırmış ve ambulasyon sırasında diz altı amputelerin kontrol grubuna göre %16'dan daha fazla enerji tükettiklerini göstermişlerdir (166). Waters ve arkadaşları travmatik diz altı ve diz üstü amputeleri enerji tüketimi açısından ampute olmayan kontrol grubuyla karşılaştırdıklarında, ambulasyon sırasında diz üstü amputelerde kontrol grubuna göre %56, diz altı amputelerde ise %25 daha fazla enerji harcanımı olduğunu belirtmişlerdir (167).

Çalışma grubu bireylerine Süreli Kalk ve Yürü Testi (Time Up and Go Test) uygulanarak dengeleri ve mobilite yetenekleri değerlendirilmiştir (133). Olgularda Süreli Kalk ve Yürü Testi skorları ortalama 11.6 ± 3.26 saniye olarak kaydedilmiştir. Olguların %66.7'si testi 12 saniye ve daha kısa sürede tamamlamıştır. Olguların

%33.3'ü de testi 13-20 saniye arasında sürelerde bitirmişlerdir. Bireyin mobilite yeteneğindeki bozulmanın Süreli Kalk ve Yürü Testi performansında belirgin düşüslere yol açtığı literatürde gösterilmiştir (150). Testin resmi olarak standardize edilmiş normal değerleri yoktur. 79 yaşın üstündeki sağlıklı yetişkinler 7-10 saniyede, zayıf yaşlı olgular ise 10-240 saniye arasında gerçekleştirdikleri (168); bir diğer çalışmada ise 65-84 arası sağlıklı yaşlı olguların herhangi bir yardım almadan testi 20 saniyeden kısa sürede bitirdiği belirtilmiştir(169). Bu teste göre 30 saniyenin üstündeki değerler patolojik şekilde fonksiyonel olarak bağımlı olmayı gösterir (168). Olguların unilateral alt ekstremitte amputasyonlu protez kullanan bireyler olması ve mevcut literatürdeki sağlıklı popülasyondan elde edilmiş veriler düşünüldüğünde çalışma grubu olgularının denge ve mobilite açısından sorun yaşamadıkları sonucuna varmaktayız.

Yaptığımız ölçümlerde kontrol grubunun dominant tarafa ağırlık aktarma yüzdesi ortalama $50,94 \pm 3,16$ iken çalışma grubunda bu değer ortalama $58,92 \pm 8,72$ olarak kaydedilmiştir. Grupların sağlam tarafa ağırlık aktarma yüzdelik değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmuş ($p < 0,05$), çalışma grubunun sağlam tarafa ağırlık aktarma değerinin anlamlı olarak daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Amputelerde gravite merkezinin yer değiştirmesi, dengedeki yetersizlikler ve agonist antagonist kas dengesinin bozulması bireyin proteze ağırlık aktarımını güçleştirerek sağlam tarafa ağırlık aktarımlarının artmasına neden olmaktadır (170). Bu konuda elde ettiğimiz sonuç literatürle uyumludur.

Çalışma grubundan elde edilen boy, kilo, VKİ gibi demografik özellikler, kalan uzuv yüzdesi ile protez kullanım alışkanlıklarına ilişkin ilk protezden itibaren geçen süre, günlük protez kullanım süresi gibi veriler ve APİ, footprint yöntemiyle elde edilen Cİ, CSİ ve SAİ gibi ayak biyomekanik yapısı hakkında bilgi veren ölçüm sonuçlarının non-parametrik korelasyon hesaplaması yapıldığında günlük protez kullanım süresi (saat) ve Clarke İndeksi'nin normal-anormal aralıklı sınıflandırılmış şekli arasında orta düzeyde korelasyon bulunmuştur ($r=0,522$). Bunun dışındaki veriler arasında kayda değer başka bir korelasyon bulunmamıştır (Tablo 4.16). Çalışmamızın sonucunda çalışma grubunun, sağlıklı bireylerle karşılaştırıldığında ayak biyomekaniğinin etkilenmediği bulunmuştur. Bu nedenle olguların demografik

özellikleri ve protez kullanım alışkanlıklarıyla ayak biyomekanik yapısı hakkında bilgi veren ölçüm sonuçları arasında korelasyon bulunmaması beklenen bir sonuçtur.

Clarke İndeksi (Cİ)'nde 31°'nin altındaki değerler pronasyona ve pes planusa gidişi gösterirken, 45°'nin üstündeki değerler de supinasyona ve pes kavuşa gidişi gösterir (167,171). Bu normal değerler ışığında çalışma ve kontrol grubu olgularının Clarke İndeksi değerlerini ayırtırdığımızda çalışma grubunun %60'ı normal aralıktayken, kontrol grubunun %53,3'ü (8 olgu) normal aralıkta olduğu görülmektedir. Cİ skorları karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Staheli'nin Ark İndeksi (SAİ), ayak izinde orta ayağın en dar bölgesi ile topuğun en geniş bölgesi arasındaki orandır. Orta ayağın en dar yerinin, arka ayak bölgesinin en geniş bölümüne bölünmesiyle elde edilir. 0,6-0,7 arası değerler normal değerlerdir. 0,6'nın altındaki değerler yüksek arka eğilimi ifade derken, 0,7'nin üzerindeki değerler de düşük arka eğilimi gösterir (140,171). Bu normal değerler baz alınarak çalışma ve kontrol grubu olgularının Staheli'nin Ark İndeksi değerlerini ayırtırdığımızda çalışma grubunun %40'ı normal aralıktayken, kontrol grubunun %46,7'si normal aralıkta olduğu kaydedilmiştir. SAİ skorları karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Chippaux-Smirak İndeksi (CSİ), orta ayağın en dar ve metatarsal alanın en geniş bölgesi arasındaki orandır. Orta ayağın en dar yerinin, metatars bölgesinin en geniş bölümüne bölünmesiyle elde edilir. 0,6-0,7 arası değerler normal değerlerdir. 0,6'nın altındaki değerler yüksek arka eğilimi ifade derken, 0,7'nin üzerindeki değerler de düşük arka eğilimi gösterir (149,150). Bu normal değerler baz alınarak çalışma ve kontrol grubu olgularının Staheli'nin Ark İndeksi değerlerini ayırtırdığımızda çalışma grubunun %66,7'si normal aralıktayken, kontrol grubunun %80'i normal aralıkta olduğu tespit edilmiştir. CSİ skorları karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Clarke İndeksi, Staheli'nin Ark İndeksi ve Chippaux-Smirak İndeksi açısından protez kullanım yılı göz önüne alındığında farkın çıkmaması amputasyonlu bireyler açısından önemli bir sonuçtur. Bu sonucun grupların yaşları ve kullandıkları protezlerin suspansiyon sistemleri ve protez ayaklar açısından hastaya sağladığı konfor ve normale yakın biyomekaniksel özellikler nedeniyle olduğu düşünülmektedir.

Literatürde, alt ekstremitte amputasyonları sonrası sağlam taraf ile ilgili yapılan çalışmalar hem içerik hem de sayı olarak yetersiz kalmaktadır(5-9). Gailey ve arkadaşları amputasyon sonrası protez kullanımının sağlam taraf üzerine etkilerini inceledikleri bir çalışmada kalça ve diz bölgesi üzerinde yoğunlaşmış ve bu bölgelerdeki osteoartrit ve osteoporoz varlığı ve şiddeti ile postüral değişiklikler ve ağrı gibi parametreleri değerlendirmiştir (5). Tuğcu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ampute taraf ile sağlam taraf genel kas kuvveti ve kemik dansitesi açısından karşılaştırmış ve sonuçta sağlam taraftan daha çok ampute tarafın etkilenimini ortaya koymuşlardır (9). Literatürde sağlam ayağın nasıl etkilendiğini ortaya koyan çalışmaya rastlanmamıştır.

Sonuç olarak çalışmamızda, unilateral alt ekstremitte amputasyonlarının sağlam ayak biyomekaniğine etkisi değerlendirilmeye çalışılmıştır.

Çalışma grubuna ve kontrol grubuna ayak-ayak bileği biyomekaniği hakkında bilgi veren APİ, Cİ, CSİ ve SAİ testleri uygulanarak unilateral alt ekstremitte amputasyonunun ayak-ayak bileği biyomekaniğine etkisi belirlenmeye çalışılmıştır.

Ampute olgularla kontrol grubu arasında istatistiksel açıdan en belirgin fark sağlam tarafa ağırlık aktarma yüzdesinde görülmüştür. Çalışma grubunda sağlam tarafa ağırlık aktarma yüzdesi ortalama yüzde 58,92±8,72 iken kontrol grubunda ortalama yüzde 50,94±3,16 olarak bulunmuştur.

Ampute olgularda gözlenen belirgin şekilde artmış sağlam tarafa ağırlık aktarma yüzdesine rağmen iki grubun ayak-ayak bileği biyomekaniği hakkında bilgi veren testlerden elde edilen sonuçları istatistiksel açıdan karşılaştırılmış ve anlamlı bir sonuç bulunmamıştır.

Buna göre unilateral alt ekstremitte amputasyonlu bireylerde ortalama 16,94±10,57 yıl olan uzun süreli protez kullanımından sonra bile ayak-ayak bileği biyomekaniğinde sağlıklı bireylere göre istatistiksel açıdan anlamlı değişiklikler gözlenmemiştir. Bu sonucun, kullanılan protezlerin hastaya uyumu ve normale yakın fonksiyonlar geliştirilmesine katkı sağlayan yüksek teknolojiye sahip özellikleri ile ilişkili olduğu sonucu çalışmanın en önemli çıkarımlarından birisidir.

Unilateral alt ekstremitte amputasyonunun sağlam ayak-ayak bileği üzerine etkilerini irdeleyen çalışmalar az olmasına karşın bel, kalça ve diz bölgesine olan etkileri konusunda yapılan çalışmalar nispeten daha fazladır. Bu çalışmalarda

unilateral alt ekstremitte amputasyonunun bel, kalça ve diz üzerine olumsuz etkileri gösterilmiştir (5-9).

Bizim çalışmamızda ampute ve kontrol grubu arasında ayak yapısında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark görülmemesinin ayak-ayak bileği kompleksinin dinamik anatomik yapısının değişen koşullara uyum kabiliyetinin yüksek olmasının payının yüksek olduğunu düşünmekteyiz.

Bunun yanı sıra ampute bireylerde gravite merkezinin değişimine cevap olarak daha proksimal yapılarda görülen kompensasyonların ayak-ayak bileğine yansiyabilecek momentlere karşı koruyucu etkisi olabileceğini düşünmekteyiz.

Ayrıca özellikle 1980'lerden gelişen teknolojinin etkisiyle enerji depolayan ayaklar, elektronik diz eklemleri gibi üst düzey tasarımlar geliştirilmesi (18) ve protez yapımında karbon, silikon, alüminyum ve plastik materyallerin yaygın olarak kullanılmasıyla günümüzde kullanılan modern protezlerin daha hafif, dayanıklı ve konforlu olması sayesinde ampute bireyler normale yakın yürüyüşü sağlayabilmektedirler (18,19). Çalışma grubu olgularının çoğunluğunun amputasyonun getirdiği olumsuz etkilerin daha az olduğu diz altı ampute olması, ortalama %63,26 gibi yüksek bir kalan uzuv yüzdesine sahip olması ve çoğunlukla yüksek teknolojiye sahip tam temaslı soketler, mikroişlemcili diz eklemleri, enerji depolayan ayaklar ve gelişmiş suspansiyon sistemleriyle donatılmış protezlere sahip olmalarının normale çok yakın yürümelerine imkan vererek sağlam taraflarının etkilenimi açısından önemli bir koruyucu faktör oluşturduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca çalışmaya dahil edilme kriterleri kapsamında yer alan olguların protez rehabilitasyon süreçlerine katılmış olmalarının da bu sonucun ortaya çıkmasına katkı sağladığı düşünülmektedir.

Diğer yandan çalışma grubundaki ampute bireylerin VKİ değerlerinin ortalama $27,62 \pm 5,51$ gibi normal sayılabilecek sınıra yakın olmaları nedeniyle alt ekstremitelerinin maruz kaldığı ağırlıkların aşırı fazla olmamasının da ayak biyomekaniği ve arklar üzerinde yıkıcı etki yapabilecek kuvvetleri azalttığını düşünmekteyiz.

Çalışmaya dahil edilen ampute bireylerin travmatik ampute olması ve herhangi bir kronik fizyolojik bir hastalıklarının ve ortopedik kusurlarının olmaması

da avantaj teşkil etmekte ayak biyomekaniği açısından koruyucu etkisi bulunmaktadır.

Bütün bu sonuçlar çalışmanın başında ortaya konan “H1: Unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde sağlam taraf ayak biyomekaniği etkilenir.” hipotezini desteklemeyip “H0: Unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde sağlam taraf ayak biyomekaniği etkilenmez.” hipotezini doğrulamaktadır.

Limitasyonlar

Çalışmada olgu sayısının kısıtlı olması, birçok olgunun çalışmaya katılmaya gönüllü olmaması grupta farklı amputasyon seviyelerindeki bireylerin yer alması çalışmanın en büyük limitasyonlarından. Ayrıca ayak biyomekaniğini değerlendirmek için kullandığımız Ayak Postür İndeksi ve Footprint yöntemleri yerine daha kesin sonuçlar veren bilgisayarlı ölçüm cihazları kullanılması sonuçların güvenilirliğini artıracaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışma kapsamında olgulara yapılan değerlendirmelerden elde edilen verilerin istatistiksel olarak analizi sonucunda elde edilen sonuçlar şunlardır:

- 1) Çalışma grubunda ilk protezden itibaren geçen süre ile protez memnuniyet testi sonuçları arasında orta düzeyde pozitif korelasyon tespit edilmiştir ($r=0,599$). Protez kullanım süresi arttıkça proteze uyumun arttığını görüyoruz.
- 2) Literatürde ampute bireylerin lumbal bölgelerinde dejeneratif değişiklikler geliştiğini gösteren çalışmalara uyumlu olarak çalışmamızda ampute olgulara yapılan postür değerlendirmeleri sonucunda lumbal lordozda normalin dışında artış ve azalmalar ve anterior ve posterior yönde pelvik tilt tespit edilmiştir.
- 3) Literatürde amputelerde sağlam tarafta taşınan vücut ağırlığının protezli ekstremiteden fazla olduğunu gösteren çalışmalara uyumlu olarak çalışmamızda unilateral alt ekstremitte amputasyonlu bireylerde sağlam tarafa ağırlık aktarma yüzdesinin sağlıklı bireylere göre belirgin şekilde arttığı bulunmuştur.
- 4) Çalışma grubu ve kontrol grubunun, ayak biyomekanikleri hakkında bilgi veren Ayak Postür İndeksi, Chippaux-Smirak İndeksi, Staheli'nin Ark İndeksi ve Clarke İndeksi skorları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark görülmemiştir.
- 5) Çalışmamız sonucunda unilateral alt ekstremitte amputasyonlu bireylerin ayak-ayak bileği biyomekanikliğinin uzun süreli protez kullanımının getirdiği dezavantajlara rağmen istatistiksel açıdan anlamlı bir şekilde etkilenmediği sonucuna ulaşılmıştır.
- 6) Bu çalışma, hem ileride yapılacak daha kapsamlı çalışmalar için bir temel oluşturmakta hem de bu alanda çalışan fizyoterapistlerin amputasyonlu bireylerde uygun protez ve rehabilitasyon programları oluşturmalarının önemini vurgulamaktadır.

7. KAYNAKLAR

- 1) Ephraim, PL, Dillingham, TR, Sector, M, Pezzin LE, Mackenzie EJ. Epidemiology of limb loss and congenital limb deficiency: a review of the literature. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2003;84(5):747-61.
- 2) Pohjolainen T, Alaranta H. Lower limb amputations in Southern Finland 1984-1985. Prosthetic and Orthotics International. 1988;12 (1):9-18.
- 3) Algun C. Ortez ve Protez Kullanan Hastalarda Rehabilitasyon. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları; 1988.
- 4) Whiteneck GG, Harrison Felix CL, Mellick DC, Brooks CA, Charlifue SB, Gerhart KA. Quantifying environmental factors: a measure of physical, attitudinal, service, productivity, and policy barriers. Archives Physical Medicine and Rehabilitation. 2004;85(8):1324-35.
- 5) Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. Journal of Rehabilitation Research and Development. 2008;45(1):15-30.
- 6) Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ, Burgess AR. Use and satisfaction with prosthetic devices among persons with trauma related amputations: a long term outcome study. American Journal of Physical Medicine Rehabilitation. 2001;80(8):563-71.
- 7) Miller WC, Deathe AB, Speechley M. Lower extremity prosthetic mobility: a comparison of 3 self report scales. Archives Physical Medicine Rehabilitation. 2001;82:1432-40.
- 8) Condie E, Scott H, Treweek S. Lower limb prosthetic outcome measures: a review of the literature 1995 to 2005. Journal of Prosthetics Orthotics International. 2006;18:13-45.
- 9) Tuğcu I, Safaz I, Yılmaz B, Göktepe AS, Taşkınatan MA, Yazıcıoğlu K. Muscle strength and bone mineral density in mine victims with transtibial amputation. Prosthetics and Orthotics International. 2009;33(4):299-306.
- 10) Topuz S, Şener G. Alt ve üst ekstremitte amputasyonlarında fizyoterapi ve rehabilitasyon. Fizyoterapi Rehabilitasyon. Ankara: Hipokrat ve Pelikan Yayınevi; 2016. Cilt 2; p.365-76.
- 11) Mavroforou A, Malizos K, Karachalios T, Chatzitheofilou K, Giannoukas AD. Punitive limb amputation. Clin Orthop Relat Res. 2014;472(10):3102-6.
- 12) Ramczykowski T, Schildhauer TA. Amputation of the lower limb: treatment and management. Z Orthop Unfall. 2017;155(4):477-98.
- 13) Tan AE, Kenan A. Amputasyonlu hastalarda rehabilitasyonda temel ilkeler. Türkiye Klinikleri Ampute Rehabilitasyonu Özel Sayısı. 2017;10(4):325-30.

- 14) Yurttaş Y. Amputasyon cerrahisinde güncel yaklaşımlar. Erbahçeci F, editör. Uluslararası Katılımlı 9. Ulusal Protez Ortez Kongresi. Ankara; 2015; s.89-98.
- 15) Gül Ş, Erbahçeci F. Protezler. 3 bs. Ankara: Pelikan Kitabevi.
- 16) Şener G. Türkiye’de protez ortez eğitimi: dünü, bugünü, yarını. Erbahçeci F, editör. Uluslararası Katılımlı 9. Ulusal Protez Ortez Kongresi; 2015; Ankara. s.52.
- 17) Alsancak S. Ortez ve Protez Tarihçesi. Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı. 2000;1(1).
- 18) Keszler MS, Heckman JT, Kaufman GE, Morgenroth DC. Advances in prosthetics and rehabilitation of individuals with limb loss. *Phys Med Rehabil Clin N AM*. 2019;30(2):423-37.
- 19) Norton K. A brief history of prosthetics. *InMotion*. 2007;17 (7):11-13.
- 20) Stern PH. The epidemiology of amputations. *Phys Med Rehabil Clin North AM*. 1991;2(2):253–61.
- 21) Erdem H. Alt ekstremité amputasyon seviyeleri ve protez rehabilitasyonu ile ilişkileri. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*. 1976;1(5):17-19.
- 22) Smith DG, Fergason JR. Transtibial amputations. *Clin Ortho Rel Res*. 1999;361:108-15.
- 23) Lusardi MM. Orthotics and prosthetics in rehabilitation. Lusardi MM, Nielsen CC, editors. Postoperative and preprosthetic care. Second ed. St Louis Missouri: Saunders Elsevier; 2007. Chapter 23; p.593-643.
- 24) Topuz S, Ülger Ö, Şener G. Alt ekstremité amputeleri için egzersiz ve öneriler. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü; 2010. s.2.
- 25) Ferris AE, Aldridge JM, Rábago CA, Wilken JM. Evaluation of a powered ankle-foot prosthetic system during walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012;93:1911-8.
- 26) Davis A, Kelly BM, Spires MC. Prosthetic restoration and rehabilitation of the upper and lower extremity. Demos Medical Publishing. 2013.
- 27) McGrath MP, Gao J, Tang J, Laszczak P, Jiang L, Bader D, et al. Development of a residuum socket interface simulator for lower limb prosthetics. *Proc Inst Mech Eng H*. 2017;231(3):235-42.
- 28) Radcliffe CW. The patellar-tendon-bearing below-knee prosthesis. Biomechanics Laboratory. 1961.
- 29) Coombes AG, MacCoughlan A. Development and testing of thermoplastic structural components form odular prosthesis. *Prost Orth Int*. 1988;12(1):19-40.
- 30) Hafner BJ, Sanders JE, Czerniecki J, Fergason J. Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis. *Clin Biomech*. 2002;17:325-44.

- 31) Yiğiter K. Diz altı amputelerde patellar tendonda ağırlık taşıyıcı soketler ile total temaslı soketlerin güdük soket uyumu ve rehabilitasyona etkilerinin karşılaştırılması [Doktora Tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1998.
- 32) Gailey RS, Lawrence D, Burditt C, Spyropoulos P, Newell C, Nash MS. The cat-cam socket and quadrilateral socket: a comparison of energy cost during ambulation. *Prosthet Orthot Int.* 1993;17(2):95-100.
- 33) Mitchell CA, Versluis TL. Management of an above-knee amputee with complex medical problems using the cat-cam prosthesis. *Phys Ther.* 1990;70(6):389-93.
- 34) İnal S. Total temaslı emmesiz ve emmeli diz üstü protezlerinde sağlanan süspaniyonun yürüme eğitimi ve rehabilitasyonu üzerine etkilerinin karşılaştırılması [Bilim Uzmanlığı Tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1990.
- 35) Pritham CH. Biomechanics and shape of the above-knee socket considered in light of the ischial containment concept. *Prosthet Orthot Int.* 1990;14(1):9-21.
- 36) Flandry F, Beskin J, Chambers RB, Perry J, Waters RL, Chavez R. The effect of the cat-cam above-knee prosthesis on functional rehabilitation. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(239):249-62.
- 37) Levesque C, Cagnon CG, Beauregard M. An endoskeletal hip desarticulation prosthesis for the toddler. *J Prosthet Orthot.* 1990;3(3):120-4.
- 38) Kapp SL. Transfemoral socket design and suspension options. *Phys Med Rehabil Clin N AM.* 2000;11(3):569-83.
- 39) 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.
- 40) Eshraghi A, Osman NAA. Pistoning assessment in lower limb prosthetic sockets. *Prost Orthot Int.* 2012;36(1):15-24.
- 41) Sadeg AM, Noor OAA. Qualitative study of prosthetic suspension system on transtibial amputees satisfaction and perceived problems with their prosthetic devices. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012;93:1919-23.
- 42) Seymour R. Chapter 6 Cilinical use of dressings and bandages. 2002;123-42.
- 43) Hagberg K, Branemark R. Consequences of non vascular transfemoral amputation: a survey of quality of life prosthetic use and problems. *Prosthet Orthot Int.* 2001;25:186-94.
- 44) Lee VS, Solomonidis SE, Spence WD. Stump-socket interface pressure as an aid to socket design in prosthetes for trans femoral amputees: a preliminary study. *Proc Inst Mech Eng H.* 1997;211(2):167-80.
- 45) Hafner BJ, Willingham LL, Buell NC, Allyn KJ, Smith DG. Evaluation of function, performance and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2007;88:207-17.

- 46) Chin T, Kuroda R, Akisue T, Iguchi T, Kurosaka M. Energy consumption during prosthetic walking and physical fitness in older hip desarticulation amputees. *J Rehabil Res Dev*. 2012;49(8):1255-60.
- 47) Bai X, Ewins D, Crocombe AD, Xu W. Kinematic and biomimetic assessment of a hydraulic ankle foot in level ground and camber walking. *PLoS One*. 2017;12(7):1-17.
- 48) Lehmann JF, Price R, Boswell-Bessette S, Dralle A, Questad K, DeLateur BJ. Comprehensive analysis of energy storing prosthetic feet: flex foot and seattle foot versus standard sach foot. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993;74(11):1225–31.
- 49) Supan TJ. Clinical perspectives on prosthetic ankle foot designs. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 2005;17:33-34.
- 50) Robert D, Virdil McA, Faulkner V. *Physical Medicine and Rehabilitation*. Philadelphia: WB Saunders Company; 1996. p.289-320.
- 51) Agrawal V, Gailey RS, Gaunard IA, O'Toole C, Finnieston AA. Comparison between microprocessor controlled ankle foot and conventional prosthetic feet, during stair negotiation in people with unilateral transtibial amputatio. *J Rehabil Res Dev*. 2013;50(7):941-50.
- 52) Esquenazi A, DiGiacomo R. Rehabilitation after amputation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2001;91(1):13-22.
- 53) Goldberg T. Postoperative management of lower extremity amputations. *Phys Med Rehabil Clin A AM*. 2006;17:173-80.
- 54) Van Velzen AD, Nederhand MJ, Emmelot CH, Ijzerman, MJ. Early treatment of transtibial amputees: retrospective analysis of early fitting and elastic bandaging. *Prosthet Orthot Int*. 2005;29:3-12.
- 55) Seymour R. Chapter 6 Cilinical use of dressings and bandages. 2002;123-42.
- 56) Thompson DM. Orthotics and prosthetics in rehabilitation. Lusardi MM, Nielsen CC, editors. *Rehabilitation for persons with transfemoral amputation*. Second ed. St Louis Missouri: Saunders Elsevier; 2007. p.775-803.
- 57) Hagberg K, Branemark R. Consequences of non vascular transfemoral amputation: a survey of quality of life prosthetic use and problems. *Prosthet Orthot Int*. 2001;25:186-94.
- 58) Gailey RS, Gailey AM. *Prosthetic gait training program for lower extremity amputees*. Miami: Advanced Rehabilitation Therapy; 1989.
- 59) Nolan L, Wit A, Dudzinski K, Lees A, Lake M, Wychowanski M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in transfemoral and transtibial amputees. *Gait Posture*. 2003;17(2):142–51.
- 60) Gailey RS, Curtis RC. Physical therapy management of adult lower limb amputees. *Atlas of Limb Prosthetics; Surgical Prosthetic and Rehabilitation Principles*. Chapter 23. Abridged version. O and P Virtual Library [Internet]. [Erişim tarihi 2 Eylül 2019]. Erişim adresi: <http://www.oandplibrary.org/alp/chap23-01.asp>

- 61) Exercises for lower limb amputees gait training. International Committee of the Red Cross [Internet]. [Erişim tarihi 2 Eylül 2019]. Erişim adresi: https://www.icrc.org/eng/assets/files/other/icrc_002_0936.pdf
- 62) Kulkarni J, Adams J, Thomas E, Silman A. Association between amputation, arthritis and osteopenia in british male war veterans with major lower limb amputations. *Clinical Rehabilitation*. 1998;12(4):348–53.
- 63) Hurwitz DE, Sumner DR, Block JA. Bone density, dynamic joint loading and joint degeneration. *Cells Tissues Organs*. 2001;169(3):201–9.
- 64) Rodgers MM. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical Therapy*. 1988;68(12):1822-30.
- 65) Dawe EJC, Davis J. Anatomy and the biomechanics of the foot and ankle. *The Foot and Ankle. Orthopaedics and Trauma*. 2011;25(4):279-86.
- 66) Gürsoy C, Bek N. Ayak ve ayak bileği yaralanmaları. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*. Ankara: Pelikan Yayıncılık; 2016. Cilt 2. s.215-25.
- 67) Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture*. 2013;37:445–51.
- 68) Abboud RJ. Relevant foot biomechanics. *Current Orthopaedics*. 2002;16:165-79.
- 69) Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture*. 2002;15(3):282-91.
- 70) Baltacı G, Bayrakçı Tunay V, Tuncer A, Ergun N. Spor yaralanmalarında egzersiz tedavisi. Ankara: Asil Yayın Dağıtım; 2013. s.201-6.
- 71) Mann RA. Biomechanics of the foot. Gould JS, editor. *The Foot Book*. Baltimore: Williams and Wilkins; 1988. s.48-63.
- 72) Fam, AG. The ankle and the foot. Little AH, editor. *The rheumatological physical examination*. Orlando: Grune and Stratton; 1986. s.121-9.
- 73) Perry J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clin. Orthop*. 1983;177:9-15.
- 74) Waldman SD. Functional anatomy of the ankle and the foot. *Pain Review*. 2009;s.155-6.
- 75) Dawe, EJC., Davis, J. Anatomy and the biomechanics of the foot and ankle. *The Foot and Ankle. Orthopaedics and Trauma*. 2011;25(4):279-86.
- 76) Mueller MJ. The ankle and foot complex. Levangie PK, Norkin CC, editors. *Joint structure and function*. Usa: F.A. Davis Company; 2005. p.437-77.
- 77) Oatis CA. Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *Biomechanics of the foot and ankle under static conditions. Physical Therapy*. 1998;68(12):1815-21.
- 78) American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Joint motion: method of measuring and recording*. Chicago; 1965.

- 79) Burks RT, Morgan J. Anatomy of the lateral ankle ligaments. *Am J Sports Med.* 1994;22(1):72-7.
- 80) Magan A, Golano P, Maffuli N, Khanduja V. Evaluation and management of injuries of the tibiofibular syndesmosis. *Br Med Bull.* 2014;111(1):101-15.
- 81) Samoto N, Sugimoto K, Takaoka T, Fujita T, Kitada C, Takayura Y, Comparative results of conservative treatments for isolated anterior talofibular ligament (atfl) injury and injury to both the atfl and calcaneofibular ligament of the ankle as assessed by subtalar arthrography. *J Orthop Sci.* 2007;12-1:49-54.
- 82) Jahss MH. Examination. Jahss, MH. Disorders of the foot and ankle. Medical and surgical management. Philadelphia: WB. Saunders; 1992. Vol 1, chapter 2. p.41-51.
- 83) Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson, CW. Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med.* 1999;27(5):585-93.
- 84) Gray H. Anatomy of the Human Body. Goss CM, editor. Philadelphia: Lea Febiger; 1973. s.356-367.
- 85) Kapandji IA. The physiology of the joints: lower limb. Edinburgh, Scotland: Churchill Livingstone Inc; 1970. Vol 2:s.154-77.
- 86) Sarrafian, SK. Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading. *Foot Ankle.* 1987;8:4-18.
- 87) Kitaoka, HB., Luo, ZP., An, KN. Effect of the posterior tibial tendon on the arch of the foot during simulated weightbearing: biomechanical analysis. *Foot Ankle Int.* 1997;18:43-6.
- 88) Sanderson, DJ, Martin, PE. Lower extremity kinematics and kinetic adaptations in unilateral below knee amputees during walking. *Gait Posture.* 1997;6(2):126-36.
- 89) Isakov E, Keren O, Benjuya N. Transtibial amputee gait: time distance parameters and emg activity. *Prosthet Orthot Int.* 2000;24(3):216-20.
- 90) Mattes SJ, Martin PE, Royer TD. Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: matching prosthetic and intact limb inertial properties. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(5):561-8.
- 91) Snyder RD, Powers CM, Fontaine, C., Perry, J. The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below knee amputees. *J Rehabil Res Dev.* 1995;32(4):309-15.
- 92) Pinzur MS, Cox W, Kaiser J, Morris, T, Patwardhan A., Vrbos L. The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with transtibial amputation: a preliminary report. *J Rehabil Res Dev.* 1995;32(4):373-7.
- 93) Arya AP, Lees A, Nirula HC, Klenerman L. A biomechanical comparison of the sach, seattle and jaipur feet using ground reaction forces. *Prosthet Orthot Int.* 1995;19(1):37-45.

- 94) Zmitrewicz R, Neptune R, Walden J, Rogers, W., Bosker, G. The effect of foot and ankle prosthetic components on braking and propulsive impulses during transtibial amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87:1334–9.
- 95) Engsberg JR, Lee AG, Tedford KG, Harder, JA. Normative ground reaction force data for able bodied and below knee amputee children during walking. *J Pediatr Orthop.* 1993;13(2):169–73.
- 96) Silver-Thorn MB, Steege JW, Childress DS. A review of prosthetic interface stress investigations. *J Rehabil Res Dev.* 1996;33(3):253–66.
- 97) Powers CM, Rao S, Perry J. Knee kinetics in trans tibial amputee gait. *Gait and Posture.* 1998;8(1):1–7.
- 98) Nolan L, Wit A, Dudzinski K., Lees, A., Lake M, Wychowanski, M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in transfemoral and transtibial amputees. *Gait and Posture.* 2003;17(2):142–51.
- 99) Sanderson DJ, Martin PE. Lower extremity kinematics and kinetic adaptations in unilateral below knee amputees during walking. *Gait Posture.* 1997;6(2):126–36.
- 100) Winter DA, Sienko SE. Biomechanics of below knee amputee gait. *J Biomech.* 1988;21(5):361–7.
- 101) Nolan L, Lees, A. The functional demands on the intact limb during walking for active transfemoral and transtibial amputees. *Prosthet Orthot Int.* 2000;24(2):117–25.
- 102) Beyaert C, Grumillier C, Martinet N, Paysant J, Andre M. Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees. *Gait and Posture.* 2008;28(2):278-84.
- 103) Smith AW. A biomechanical analysis of amputee athlete gait. *Int J Sport Biomech.* 1990;6:262-82.
- 104) Hurley GRB, Mckenney R, Robinson M, Zadravec M, Pierrynowski M. The role of the contralateral limb in below knee amputee gait. *Prosthet Orthot Int.* 1990;14:33-42.
- 105) Aruin AS, Nicholas JJ, Latash ML. Anticipatory postural adjustments during standing in below the knee amputees. *Clin Biomech.* 1997;12:52-9.
- 106) Winte, DA. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *J Biomech.* 1980;13:923-7.
- 107) Lemaire ED, Fisher FR, Robertson DGE. Gait patterns of elderly men with transtibial amputations. *Prosthet Orthot Int.* 1993;17:27-37.
- 108) Lewallen R, Quanbury AO, Ross K, Letts RM. A biomechanical study of normal and amputee gait. Winter DA, Norman RW, Wells RP, Hayes KC, Patla AE, editors. *Biomechanics IX-A. Champaign III: Human Kinetics.* 1985;587-91.
- 109) Torres-Moreno R, Mackie H, Jones D, Solomonidis SE. Three dimensional computer aided reconstruction of nuclear magnetic resonance imaging of the

- above knee residual limb. In: Proceedings of the Eighth Biennial Conference of the Canadian Society of Biomechanics Calgary. 1994;18-20:54-55.
- 110) Suzuki K. Force plate study on artificial limb gait. J Jpn Orthop Assoc. 1972;46:503-516.
 - 111) Engsberg JR, Lee AG, Patterson JL, Harder JA. External loading comparisons between able bodied and below knee amputee children during walking. Arch Phys Med Rehabil. 1994;72:657-61.
 - 112) Burke MJ, Roman V, Wright V. Bone and joint changes in lower limb amputees. Ann Rheum Dis. 1978;37:252-4.
 - 113) Hungerford D, Cockin J. Fate of the retained lower limb joints in world war ii amputees. J Bone Joint Surg. 1975;57:111.
 - 114) Amputee Coalition about BMI [Internet]. [Erişim tarihi 2 Eylül 2019]. Erişim adresi: <http://www.amputee-coalition.org/limb-loss-resource-center/resources-by-topic/healthy-living/about-bmi/#>
 - 115) Frost AP, Norman Giest T, Ruta AA, Snow TK, Millard-Stafford M. Limitations of body mass index for counseling individuals with unilateral lower extremity amputation. Prosthet Orthot Int. 2016;19:1-8.
 - 116) Gojdosik RL, Bohannon, RW. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. Phys. Ther. 1987;67(12):1867-72.
 - 117) Elveru RA, et al. Goniometric reliability in a clinical setting subtalar and ankle joint measurements. Phys. Ther. 1988;68(5):672-7.
 - 118) Clamper MP, Wolf SL. Comparison of reliability of orthoranger and the standart goniometer for assessing active lower extremity range of motion. Phys. Ther. 1988;68(2):214-8.
 - 119) Frese E, Brown M, Norton MJ. Clinical reliability of manual muscle testing middle trapezius and gluteus medius muscles. Phys. Ther. 1987;67(7):1072-6.
 - 120) Wadsworth CT, Krishnan R, Sear M, et al. Intrarater reliability of manual muscle testing and hand held dynametric muscle testing. Phys. Ther. 1987;67(9):1342-7.
 - 121) Frank JS, Earl M. Coordination of posture and movement. Phys. Ther. 1990;70(12):855-63.
 - 122) Melzack R, Katz J. The mc gill pain questionnaire: appraised and current status. Handbook of Pain Assessment. New York: The Guilford Press; 1992. p.152-68.
 - 123) Yazıcı S, Eti-Aslan F, Olgun N. Adölesan ve erişkinlerin postoperatif ağrı değerlendirmesinde mc gill melzack ağrı soru formu masf'nun kullanımına yönelik bir çalışma. VI. Ulusal Hemşirelik Kongresi; 1998; Ankara. s.313-8.
 - 124) Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The foot posture index. Clin Biomech. 2006;21(1):89-98.

- 125) Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the foot posture index. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2008;1:6.
- 126) Redmond A, Burns J, Ouvrier R, editors. The foot posture index. Australian Podiatry Council National Conference; 2001; Canberra.
- 127) Saxton JB. Postural alignment in standing: a repeatability study. *Aust. Phy Ther*. 1993;39(1):25-29.
- 128) Badwey TM, Dutkowsky JP, Graves SC, Richardson EG. An anatomical basis for the degree of displacement of the distal chevron osteotomy in the treatment of hallux valgus. *Foot and Ankle International*. 1997;8(4):213-5.
- 129) Ball P, Johnson GR. Reliability of hindfoot goniometry when using a flexible electrogoniometer. *Clinical Biomechanics*. 1993;8(1):13-9.
- 130) Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait and Posture*. 2002;15:282-91.
- 131) Hébert-Losier K, Newsham-West RJ, Schneiders AG, et al. Raising the standards of the calf-raise test: a systematic review. *J Sci Med Sport*. 2009;12:594-602.
- 132) Ross MD, Fontenot EG. Test retest reliability of the standing heel rise test. *J Sport Reh*. 2000;9:117-123.
- 133) Yim-Chiplis PK, Talbot LA. Defining and measuring balance in adults. *Biol Res Nurs*. 2000;1(4):321-31.
- 134) M. Byrne MJC. The development and use of a footwear assessment score in comparing the fit of children's shoes. *The Foot*. 1998;8:215-8.
- 135) Yakut Y, Yurt Y, Bek N, Şener G. Ayakkabı değerlendirme ölçeği'nin türkçe versiyonunun güvenilirliği. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*. 2010;21(3):234.
- 136) Gallagher P, MacLachlan M. The development and psychometric evaluation of the trinity amputation and prosthesis experience scales (tapes). *Rehabilitation Psychology*. 2000;45:130-155.
- 137) Topuz S. Alt ekstremite amputasyonlarında trinity amputasyon ve protez deneyim ölçeğinin (tapes) güvenilirlik ve geçerliği [Doktora Tezi] Ankara: Hacettepe Ünivewrsitesi; 2009.
- 138) Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: a useful measure from footprints. *J Biomech*. 1987;20(5):547-51.
- 139) Xiong S, Goonetilleke RS, Witana CP, Weerasinghe TW, Au EY. Foot arch characterization: a review, a newmetric, and a comparison. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2010;100(1):14-24.
- 140) Dowling AM, Steele JR, Baur LA. Can static plantar pressures of prepubertal children be predicted by inked footprints. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2004;94(5):429-33.
- 141) Menz HB, Munteanu SE. Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2005;35(8):479-86.

- 142) Zuil-Escobar JC, Martínez-Cepa CB, Martín-Urrialde JA, Gómez-Conesa A. Reliability and accuracy of static parameters obtained from ink and pressure platform footprints. *J Manipulative Physiol Ther.* 2016;39:510-7.
- 143) Beyazova G, Gökçe Y. *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon.* Ankara: Güneş Kitabevi; 2000.
- 144) Stavlas P, Grivas TB, Michas C, Vasiliadis E, Polyzois V. The evolution of foot morphology in children between 6 and 17 years of age: a cross sectional study based on footprints in a mediterranean population. *The Journal of Foot and Joint Surgery.* 2005;44(6):424-8.
- 145) Staheli LT, Chew DE, Corbett M. The longitudinal arch: a survey of eight hundred and eighty two feet in normal children and adults. *J Bone Joint Surg.* 1987;69:426-8.
- 146) Forriol F, Pascual J. Footprint analysis between three and seventeen years of age. *Foot Ankle.* 1990;11(2):101-4.
- 147) Kulkarni J, Adams J, Thomas E, Silman A. Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male veterans with major lower limb amputations. *Clin Rehab.* 1998;12:274-9.
- 148) Hayran M. Sağlık araştırmaları için temel istatistik. *Omega Araştırma;* 2011.
- 149) Nigg BM, Morlock M. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 1987;19(3):294-302.
- 150) Bischoff HA, Stähelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, Von Dechend M, et al. Identifying a cut off point for normal mobility: a comparison of the timed up and go test in community dwelling and institutionalised elderly women. *Age Ageing.* 2003;32(3):315-20.
- 151) Morienfeld I, Ayalon M, Ben-Sira D, Isakov E. Isokinetic strength and endurance of the knee extensors and flexors in transtibial amputees. *Prosthet Orthot Int.* 2000;24:221-5.
- 152) Schmalz T, Blumentritt S, Reimers CD. Selective thigh muscle atrophy in transtibial amputees: an ultrasonographic study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2001;121:307-12.
- 153) Renstrom P, Grimby G, Morelli B, Palmertz B. Thigh muscle atrophy in below knee amputees. *Scand J Rehabil Med.* 1983;15:150-162.
- 154) Turner PA. Osteoporosis its causes and prevention: an update. *Physiother Theory Pract.* 2000;16(3):135-49.
- 155) Denton JR, McClelland SJ. Stump fractures in lower extremity amputees. *J Trauma.* 1985;25(11):1074-8.
- 156) Ehde DM, Smith DG, Czerniecki JM, Campbell KM, Malchow DM, Robinson LR. Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(6):731-4.
- 157) Kulkarni J, Gaine WJ, Buckley JG, Rankine JJ, Adams J. Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees. *Clin Rehabil.* 2005;19(1):81-6.

- 158) Reilly K, Barker K, Shamley D, Newman M, Oskrochi GR, Sandall S. The role of foot and ankle assessment of patients with lower limb osteoarthritis. *Physiotherapy*. 2009;95(3):164-9.
- 159) Şener G. Üst ve alt ekstremitte amputelerinde rehabilitasyonun hedefleri. I. Ulusal Protez ve Ortez Kongresi Kitapçığı; 1995; Ankara.
- 160) Kauzlaric N, Kolundzic R, Jelic M. Kauzlaris KS, Kovac I. Lower limb amputations caused by tumours and prosthetic rehabilitation in croatia from 2000 to 2004. *Lijec Vjesn*. 2006;128(5-6):139-43.
- 161) Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, Roxendal G. Gait in male transtibial amputees: a comparative study with healthy subjects in relation to walking speed. *Prosthet Orthot Int*. 1994;18(2):68-77.
- 162) Powers CM, Boyd LA, Fontaine CA, Perry J. The influence of lower extremity muscle force on gait characteristics in individuals with below knee amputations secondary to vascular disease. *Physical Therapy*. 1996;76(4):369-77.
- 163) Renstrom P, Gribmy G, Larsson E. Thigh muscle strength in below knee amputees. *Scand J Rehabil Med Suppl*. 1983;9:163-73.
- 164) Isakov E, Burger H, Krajnik J, Gregoric M, Maricek C. Influence of speed on gait parameters and on symmetry in transtibial amputees. *Prost Orthot Int*. 1996;20:153-8.
- 165) Gailey RS, Clark CR. Physical Therapy Management of Adult Lower Limb Amputees. Bowker JH, Michael JW, editors. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles*. Mosby Year Book. Boston, Philadelphia, Toronto: St Louise Baltimore; 1992. p.569-97.
- 166) Gailey RS, et al. Energy expenditure of transtibial amputees during ambulation at self selected pace. *Prosthetics and Orthotics International*. 1994;18(33):84-91.
- 167) Waters RL, Perry J, Antonelli D, et al. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. *J Bone Joint Surg*. 1976;58:42-6.
- 168) Podsiadlo D, Richardson S. The timed up and go: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991;39:142-8.
- 169) Medley A, Thompson M. The effect of assistive devices on the performance of community dwelling elderly on the timed up and go test. *Issues Aging*. 1997;20:3-7.
- 170) Seliktar R, Mizrahi J. Some gait characteristics of below knee amputees and their reflection on the ground reaction forces. *Eng Med*. 1986;15(1):27-34.
- 171) Chen CH, Huang MH, Chen TW, Weng MC, Lee CL, Wang GJ. The correlation between selected measurements from footprint and radiograph of flat foot. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(2):235-40.

8. EKLER

EK-1: Genel Değerlendirme Formu

GENEL DEĞERLENDİRME FORMU	
Tarih:	
HASTANIN	
Adı Soyadı:	Cinsiyeti:
Yaşı:	Boy / Kilo / BKİ:
Medeni hali:	Eğitim düzeyi:
Mesleği:	
Amputasyonun Tarihi:	
Nedeni:	
Seviyesi:	
Protez sayısı:	
Protez kullanım süresi:	
Protezin özellikleri:	
Proteze ilgili sorunlar:	
Hikaye: Amputasyon öncesinde alt ekstremitesinde yürüyüş ve fonksiyonları etkileyen geçirilmiş haalık öyküsünün olup olmadığı	
Aile bireylerinden alınan hikaye: Geçmişte yaşanmış bir hastalık veya çocukluk çağında görülen deformite vb var olup olmadığı	
Güçük uzunluğu:	
Güçük cildinin Görünümü:	
Isısı:	Nasır oluşumu:
Rengi:	Kızarıklık:
Bül ve blisterler:	Nem:
Yürüyüşün gözlemlenmesi:	
Ayak derisinin Görünümü:	
Isısı:	Nasır oluşumu:
Rengi:	Kızarıklık:
Bül ve blisterler:	Nem:

EK-2: Eklem Hareket Açıklığı Değerlendirme Formu

EKLEM HAREKET AÇIKLIĞI DEĞERLENDİRME FORMU			
HASTANIN			
Adı, Soyadı:			
KALÇA	Fleksiyon		
	Abduksiyon		
	Adduksiyon		
	Ekstansiyon		
	İnt. Rotasyon		
	Ext. Rotasyon		
DİZ	Eks.-Fleksiyon		
AYAK	Dorsi Fleksiyon		
	Plantar Fleksiyon		
	İnversiyon		
	Eversiyon		
	1. MTP Fleksiyon		
	1. MTP Ekstansiyon		

EK-3: Kas Kısıklıkları Değerlendirme Formu

KAS KISALIKLARI DEĞERLENDİRME FORMU	
HASTANIN	
Adı, Soyadı:	
Kalça Fleksorleri	
Hamstringler	
Quadriiceps	
Gastrosoleus	
Tensor Fascia Lata	

EK-4: Kas Kuvvet Değerlendirme Formu

MANUEL KAS TESTİ DEğERLENDİRME FORMU		
HASTANIN		
Adı, Soyadı:		
KALÇA	M. İliopsoas (Fleksiyon)	
	M. Gluteus Maximus (Ekstansiyon)	
	M. Gluteus Medius (Abduksiyon)	
	Adduktor grup (Adduksiyon)	
	M. Gluteus Minimus, TFL (İnt. Rotasyon)	
	Eksternal rotatorler (Ext.Rotasyon)	
DİZ	Hamstringler (Fleksiyon)	
	M. Quadriceps Femoris (Ekstansiyon)	
AYAK BİLEğİ / AYAK	M. Gastrocnemius (Plantar Fleksiyon)	
	M. Soleus (Plantar Fleksiyon)	
	M. Tibialis anterior (Dorsi fleks/İnv)	
	M. Tibialis posterior (Plantar fleks/İnv)	
	M. Peroneus Longus/Brevis (Eversiyon)	
	Parmak MTF fleksiyonu (FHB, Lumbrical)	
	Parmak ITF fleksiyonu (FDB, FDL, FHL)	
	MTF-ITF ekstansiyonu (EDL, EDB, EHL)	
	Parmak abduksiyonu (Dİ, ABH, ABDM)	
	Parmak adduksiyonu (Pİ, ADH)	

EK-5: Topuk Yükseltme Testi Değerlendirme Formu

Topuk Yükseltme Testi	
HASTANIN	
Adı, Soyadı:	
Yapılan tekrar sayısı	
Geçen süre	


EK-6: Postür Değerlendirme Formu

POSTÜRAL DEĞERLENDİRMELER			
HASTANIN			
Adı, Soyadı:			
			Değerlendirme sonucu
KOLUMNA VERTEBRALİS	Lumbar Lordoz		
OMUZ	Sağ-sol taraf yükseklik farkı		
KALÇA	Sağ-sol taraf yükseklik farkı		
PELVİS	Anterior pelvik tilt		
	Posterior pelvik tilt		
DİZLER	Genu rekurvatum		
	Fleksiyon		
	Tibial torsiyon		
	Genu varum		
	Genu valgum		
AYAKLAR	Pençe parmak		
	Çekiç parmak		
	Metatarsal genişlik		
	Subtalar açısı		
	Pes planus		
	Pes cavus		
	Longitudinal ark açısı (Feiss çizgisi)		
	Naviküler düşme (MLA)		
	Varus		
	Valgus		

EK-7: Sağlam Tarafa Ağırlık Aktarma Değerlendirme Formu

Ampute Tarafa Ağırlık Aktarma Değerlendirmesi	
HASTANIN	
Adı, Soyadı:	
Toplam ağırlık	
Etkilenmiş ayak (İlk ölçüm)	
2. ölçüm (İlkinden 1 dakika sonra)	
3. ölçüm (İlkinden 3 dakika sonra)	
Üç ölçümün ortalaması	
Ampute tarafa ağırlık aktarma yüzdesi	

EK-8: Süreli Kalk ve Yürü Testi Değerlendirme Formu

Time Up and Go Testi	
HASTANIN	
Adı, Soyadı:	
Geçen süre	
Gözlenen problemler:	
	

EK-9: Ayak Postür İndeksi Değerlendirme Formu

Foot Posture Index Datasheet

	FACTOR	PLANE	SCORE 1		SCORE 2		SCORE 3	
			Left (-2 to +2)	Right (-2 to +2)	Left (-2 to +2)	Right (-2 to +2)	Left (-2 to +2)	Right (-2 to +2)
Rearfoot	Talar head palpation	Transverse						
	Curves above and below lateral malleoli.	Frontal/ trans						
	Inversion/eversion of the calcaneus	Frontal						
Forefoot	Bulge in the region of the TNJ	Transverse						
	Congruence of the medial longitudinal arch	Sagittal						
	Abd/adduction of forefoot on rearfoot (too-many-toes).	Transverse						
TOTAL								

Reference values

Normal = 0 to +5

Pronated = +6 to +9, Highly pronated 10+

Supinated = -1 to -4, Highly supinated -5 to -12

□ Anthony Redmond 1998
(May be copied for clinical use, and adapted
with the permission of the copyright holder)

Foot Posture Index Datasheet

	FACTOR	PLANE	SCORE 1		SCORE 2		SCORE 3	
			Left (-2 to +2)	Right (-2 to +2)	Left (-2 to +2)	Right (-2 to +2)	Left (-2 to +2)	Right (-2 to +2)
Rearfoot	Talar head palpation	Transverse						
	Curves above and below lateral malleoli	Frontal/ trans						
	Inversion/eversion of the calcaneus	Frontal						
Forefoot	Bulge in the region of the TNJ	Transverse						
	Congruence of the medial longitudinal arch	Sagittal						
	Abd/adduction of forefoot rear foot (too-many-toes)	Transverse						
TOTAL								

Reference values

Normal = 0 to +5

Pronated = +6 to +9, Severely pronated 10+

Supinated = -1 to -4, Severely supinated -5 to -12

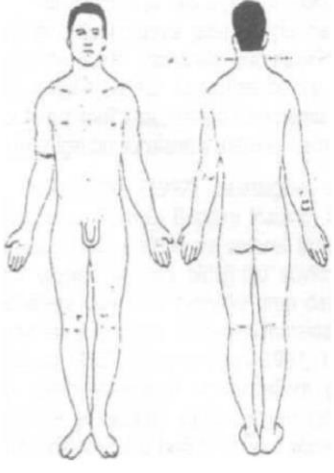
□ Anthony Redmond 1998
(May be copied for clinical use, and adapted
with the permission of the copyright holder)

EK-10: Ayakkabı Değerlendirme Ölçeği Değerlendirme Formu

AYAKKABI DEĞERLENDİRME ÖLÇEĞİ

			Sağ/Sol	
1. Ayakkabı materyali	Üst kısım:	Deri	<input type="checkbox"/>	1 puan
		Diğer	<input type="checkbox"/>	0 puan
	Taban:	Kauçuk/sentetik	<input type="checkbox"/>	3 puan
		Diğer	<input type="checkbox"/>	0 puan
2. Ayakkabının bükülme noktası	Doğru	<input type="checkbox"/>	1 puan	
	Yanlış	<input type="checkbox"/>	0 puan	
3. Ayakkabı genişliği	Doğru	<input type="checkbox"/>	1 puan	
	Yanlış	<input type="checkbox"/>	0 puan	
4. Parmak kutusu yüksekliği	Doğru	<input type="checkbox"/>	1 puan	
	Yanlış	<input type="checkbox"/>	0 puan	
5. Yürüme esnasında girip çıkma	Yok	<input type="checkbox"/>	1 puan	
	Var	<input type="checkbox"/>	0 puan	
6. Topuk yüksekliği Ön:mm Arka:mm	Ön arka farkı 25 mm'den az	<input type="checkbox"/>	1 puan	
	Ön arka farkı 25 mm'den fazla	<input type="checkbox"/>	0 puan	
7. Ayakkabı stili	Kemerli veya bağcıklı ayakkabı veya bot	<input type="checkbox"/>	3 puan	
	Bağciksız bot	<input type="checkbox"/>	2 puan	
	Bağciksız ayakkabı veya terlik	<input type="checkbox"/>	0 puan	
8. Topukta aşınma	5 mm'den az	<input type="checkbox"/>	1 puan	
	5 mm'den fazla	<input type="checkbox"/>	0 puan	
9. Parmak ucu ayakkabı arası boşluk Ayak:...../.....mm(sağ/sol) Ayakkabı:...../.....mm(sağ/sol)	11-20 mm	<input type="checkbox"/>	2 puan	
	6-11 mm	<input type="checkbox"/>	1 puan	
	5 mm'den az	<input type="checkbox"/>	0 puan	
TOPLAM PUAN:		puan	

EK-11: McGill Ağrı Anketi Değerlendirme Formu

<p>MCGILL-MELZACK AĞRI SORU FORMU</p> <p>Hastanın Adı:..... Yaşı:..... Dosya No:.....Tarih:..... Klinik Sorun : Tanı :..... Analjezik (Şayet verilmişse) 1.Tipi:..... 2.Dozu:.....</p> <p>Hastanın algılama ölçütü: En iyi tahmini belirtilen sayıyı daire içersine alın. 1 (düşük) 2 3 4 5 (yüksek) Bu ölçek; ağrınıza ilişkin bize daha fazla bilgi vermek üzere hazırlanmış olup dört bölümden oluşmuştur. (1) Ağrınızın yeri (2) Özelliği (3) Zamanla ilişkisi (4) şiddeti Şu anda bizce ağrınızı nasıl hissettiğiniz çok önemlidir. Lütfen her bölümün başında bulunan açıklamaları izleyiniz.</p> <p>I. BÖLÜM AĞRINIZ NEREDE? Lütfen aşağıdaki şekil üzerinde ağrınızı nerede / nerelerde hissettiğinizi işaretleyiniz. Eğer ağrınız derinde ise D harfi, yüzeide ise Y harfini işaretlediğiniz yerin yan tarafına yazınız. Şayet hem derinde hem de yüzeide ise DY harflerini yazınız.</p> 	<p>II. BÖLÜM: AĞRINIZIN ÖZELLİĞİ Aşağıdaki kelimelerin bazıları şu andaki ağrınızı tanımlamaktadır. Sadece ağrınızı en iyi tanımlayan kelimeleri daire içine alınız Uygun gelmeyenleri boş bırakınız. Her grupta uygun olan sadece bir kelime işaretleyiniz</p> <table><tr><td>1</td><td>6</td><td>11</td><td>17</td></tr><tr><td>Pır pır eden</td><td>Çekiştirici</td><td>Yorucu</td><td>Yayılan</td></tr><tr><td>Titreyen</td><td>Sürükleyici</td><td>Tüketici</td><td>Dağılan</td></tr><tr><td>Çarpan</td><td>Burkutucu</td><td>12</td><td>İçe işleyen</td></tr><tr><td>Zonklayan</td><td>7</td><td>Tıksındırıcı</td><td>Delen</td></tr><tr><td>Vuran</td><td>Sıcaklık veren</td><td>Boğucu</td><td>18</td></tr><tr><td>Döven</td><td>Yakıyor gibi</td><td>13</td><td>Sıkıntı verici</td></tr><tr><td>2</td><td>Haşlıyor gibi</td><td>Korku veren</td><td>Uyuşuklaştıran</td></tr><tr><td>Şırayan</td><td>Dağlayıcı</td><td>Korkunç</td><td>Hissizleştiren</td></tr><tr><td>Yansıyan</td><td>8</td><td>Dehşetli</td><td>Sürükleyici</td></tr><tr><td>Fırlayan</td><td>Sızıyor gibi</td><td>14</td><td>Sıkıştırıcı</td></tr><tr><td>3</td><td>Kaşınılı</td><td>Cezalandırıcı</td><td>Yırtıcı</td></tr><tr><td>Diken diken</td><td>Acıtıcı</td><td>Bitap düşürücü</td><td>19</td></tr><tr><td>Oyuluyor gibi</td><td>İğne batar gibi</td><td>Dayanılmaz</td><td>Ürperten</td></tr><tr><td>Deliyorlar gibi</td><td>9</td><td>Şiddetli</td><td>Üşüten</td></tr><tr><td>Şiş saplanır gibi</td><td>Künt</td><td>Öldürücü</td><td>Donduran</td></tr><tr><td>Şimşek çakar gibi</td><td>Çıldıratan</td><td>15</td><td>20</td></tr><tr><td>4</td><td>Yaralayıcı</td><td>Biçare eden</td><td>Sürekli</td></tr><tr><td>Çok keskin</td><td>Sızlayan</td><td>Kör eden</td><td>Rahatsız eden</td></tr><tr><td>Kesiliyor gibi</td><td>Yoğun</td><td>16</td><td>Bulantı veren</td></tr><tr><td>Yırtılır gibi</td><td>10</td><td>Usandıran</td><td>Istırap veren</td></tr><tr><td>5</td><td>Hassas</td><td>Sıkıntılı</td><td>Berbat</td></tr><tr><td>Kemirici sancı</td><td>Gergin</td><td>Perişan eden</td><td>İşkence eder</td></tr><tr><td>Kasılır tarzda</td><td>Törpüleyen</td><td>Yoğun</td><td>tarzda</td></tr><tr><td>Eziliyor gibi</td><td>Keskin</td><td>Dayanılmaz</td><td></td></tr></table> <p>III. BÖLÜM: ZAMANLA AĞRINIZIN İLİŞKİSİ 1. Ağrınızı tanımlamak için hangi kelimeyi/kelimeleri kullanırsınız? 1 2 3 Devamlı Ritmik Genel Kararlı Periyodik Anlık Sabit Aralıklı Geçici</p> <p>2. Neler ağrınızı rahatlatıyor? 3. Neler ağrınızı artırıyor?</p> <p>IV. BÖLÜM: AĞRINIZIN ŞİDDETİ V. İnsanlar artan yoğunluğa göre ağrılarını belirten beş kelimeye birleştirir. Bunlar 1 2 3 4 5 Hafif Rahatsız edici Şiddetli Çok şiddetli Dayanılmaz</p> <p>Aşağıdaki her soruyu yanıtlamak için sorunun yanındaki boşluğa, size en uygun rakamı yazınız.</p> <p>1. Şu andaki ağrınızı hangi kelime tanımlar? 2. Ağrınızın en kötü halini hangi kelime tanımlar? 3. Ağrınız en az olduğunda hangi kelime tanımlar? 4. Şu ana kadar geçirdiğiniz en kötü dış ağrısını hangi kelime tanımlar? 5. Şu ana kadar geçirdiğiniz en kötü baş ağrısını hangi kelime tanımlar? 6. Şu ana kadar geçirdiğiniz en kötü karın ağrısını hangi kelime tanımlar?</p>	1	6	11	17	Pır pır eden	Çekiştirici	Yorucu	Yayılan	Titreyen	Sürükleyici	Tüketici	Dağılan	Çarpan	Burkutucu	12	İçe işleyen	Zonklayan	7	Tıksındırıcı	Delen	Vuran	Sıcaklık veren	Boğucu	18	Döven	Yakıyor gibi	13	Sıkıntı verici	2	Haşlıyor gibi	Korku veren	Uyuşuklaştıran	Şırayan	Dağlayıcı	Korkunç	Hissizleştiren	Yansıyan	8	Dehşetli	Sürükleyici	Fırlayan	Sızıyor gibi	14	Sıkıştırıcı	3	Kaşınılı	Cezalandırıcı	Yırtıcı	Diken diken	Acıtıcı	Bitap düşürücü	19	Oyuluyor gibi	İğne batar gibi	Dayanılmaz	Ürperten	Deliyorlar gibi	9	Şiddetli	Üşüten	Şiş saplanır gibi	Künt	Öldürücü	Donduran	Şimşek çakar gibi	Çıldıratan	15	20	4	Yaralayıcı	Biçare eden	Sürekli	Çok keskin	Sızlayan	Kör eden	Rahatsız eden	Kesiliyor gibi	Yoğun	16	Bulantı veren	Yırtılır gibi	10	Usandıran	Istırap veren	5	Hassas	Sıkıntılı	Berbat	Kemirici sancı	Gergin	Perişan eden	İşkence eder	Kasılır tarzda	Törpüleyen	Yoğun	tarzda	Eziliyor gibi	Keskin	Dayanılmaz	
1	6	11	17																																																																																																		
Pır pır eden	Çekiştirici	Yorucu	Yayılan																																																																																																		
Titreyen	Sürükleyici	Tüketici	Dağılan																																																																																																		
Çarpan	Burkutucu	12	İçe işleyen																																																																																																		
Zonklayan	7	Tıksındırıcı	Delen																																																																																																		
Vuran	Sıcaklık veren	Boğucu	18																																																																																																		
Döven	Yakıyor gibi	13	Sıkıntı verici																																																																																																		
2	Haşlıyor gibi	Korku veren	Uyuşuklaştıran																																																																																																		
Şırayan	Dağlayıcı	Korkunç	Hissizleştiren																																																																																																		
Yansıyan	8	Dehşetli	Sürükleyici																																																																																																		
Fırlayan	Sızıyor gibi	14	Sıkıştırıcı																																																																																																		
3	Kaşınılı	Cezalandırıcı	Yırtıcı																																																																																																		
Diken diken	Acıtıcı	Bitap düşürücü	19																																																																																																		
Oyuluyor gibi	İğne batar gibi	Dayanılmaz	Ürperten																																																																																																		
Deliyorlar gibi	9	Şiddetli	Üşüten																																																																																																		
Şiş saplanır gibi	Künt	Öldürücü	Donduran																																																																																																		
Şimşek çakar gibi	Çıldıratan	15	20																																																																																																		
4	Yaralayıcı	Biçare eden	Sürekli																																																																																																		
Çok keskin	Sızlayan	Kör eden	Rahatsız eden																																																																																																		
Kesiliyor gibi	Yoğun	16	Bulantı veren																																																																																																		
Yırtılır gibi	10	Usandıran	Istırap veren																																																																																																		
5	Hassas	Sıkıntılı	Berbat																																																																																																		
Kemirici sancı	Gergin	Perişan eden	İşkence eder																																																																																																		
Kasılır tarzda	Törpüleyen	Yoğun	tarzda																																																																																																		
Eziliyor gibi	Keskin	Dayanılmaz																																																																																																			

EK-12: TAPES Değerlendirme Formu

TAPES

Bu anket yapay bir uzuva sahip olmanın farklı yönlerini araştırmak için tasarlanmıştır. Lütfen her soruyu olabildiğince dürüst olarak cevaplandırın. Sorularda doğru ya da yanlış cevap bulunmamaktadır. Cevaplarınız gizli tutulacaktır.

1. Cinsiyetiniz Erkek Kadın

2. Kaç yaşındasınız?

..... yaşındayım.

3. Ne kadar zamandır yapay bir uzuva sahipsiniz?

.....yıl ay.

4. Nasıl bir yapay uzuva sahipsiniz?(Lütfen uygun olan kutuyu işaretleyiniz)

Diz altı

Diz dezartikülasyonu

Diz üstü

Diğer (Lütfen belirtiniz).....

5. Amputasyon nedeniniz nedir?(Lütfen uygun olan kutuyu işaretleyiniz)

Periferik damar hastalığı

çeker

Kanser

Kaza

Diğer (lütfen belirtiniz).....

I. Kısım

Aşağıda yapay bir uzuv kullanımı ile ilişkili bir seri ifade yazılmıştır. Lütfen her ifadeyi dikkatlice okuyunuz ve daha sonra her ifadenin yanındaki kutudan o ifadeye ne kadar katıldığınızı ya da ne kadar katılmadığınızı göstereni işaretleyiniz.

	Kesinlikle katılmıyorum	Katılmıyorum	Kararsızım	Katılıyorum	Kesinlikle katılıyorum
1. Yapay bir uzvum olmasına alıştım	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Zaman geçtikçe yapay uzuvumu daha fazla kabulleniyorum	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Hayatımdaki bu sarsıntı ile başarılı bir şekilde mücadele ettiğimi hissediyorum	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Yapay bir uzuva sahip olmama rağmen hayatım çok dolu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Yapay bir uzuv kullanmaya alıştım	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Yapay uzvuma birilerinin bakmasına aldırمام	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Yapay uzvum hakkında konuşmayı kolay buluyorum	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. İnsanların yapay uzvum ile ilgili soru sormalarına aldırمامıyorum	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9. Sohbetler sırasında kaybettiğim uzvum hakkında konuşmakta zorlanıyorum	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10. Birileri topalladığımı farketse de umursamıyorum	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
11. Yapay bir uzuv işimi yapma becerimi etkiliyor	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
12. Yapay bir uzuva sahip olmak beni olmak istediğimden daha çok başkalarına bağımlı yapıyor	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
13. Yapay bir uzuva sahip olmak yapabileceğim iş çeşidini sınırlıyor	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
14. Ampute olmak demek her istediğimi yapamayacağım anlamına gelir	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
15. Yapay bir uzuva sahip olmak yapabileceğim iş miktarını kısıtlıyor	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Aşağıdaki sorular sıradan bir gün içerisinde yapabileceğiniz aktiviteler hakkındadır. Yapay bir uzuvu sahip olmak sizi bu aktiviteleri yaparken kısıtlıyor mu? Eğer evet ise ne kadar kısıtlıyor? Bunlarla ilgili olarak aşağıdaki soruların her biri için uygun olan kutuyu işaretleyiniz.

	Evet çok kısıtlıyor	Az kısıtlıyor	Hayır, hiç kısıtlamıyor
a. Koşma, ağır bir cisim kaldırma, temas sporları gibi zor aktivitelerde	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. Birkaç kat merdiven çıkmada	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. Otobüse yetişmeye çalışmakta	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d. Spor ve boş zaman aktivitelerinde	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e. Bir kat merdiven çıkmakta	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
f. Bir buçuk kilometreden fazla yürüyüşte	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
g. 700-800 metre yürümede	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
h. 100 m yürümede	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
i. Arkadaşlık ilişkilerini yürütmede	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
j. Arkadaşları ziyaret etmede	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
k. Hobilerle uğraşmada	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
l. İşe gitmede	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Aşağıda değişik açılardan yapay uzvunuzdan ne kadar memnun ya da memnuniyetsiz olduğunuzu belirten kutulardan size en uygun olanını işaretleyiniz.

	Hiç memnun değilim	Memnun değilim	Kararsızım	Memnunum	Çok memnunum
i. Renginden	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
ii. Şeklinden	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
iii. Sesinden	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
iv. Görünüşünden	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
v. Ağırlığından	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
vi. Kullanışlılığından	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
vii. Güvenilirliğinden	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
viii. Uyumundan	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
ix. Rahatlığından	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
x. Tüm yönleriyle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

II. Kısım

(Aşağıdaki sorular için lütfen uygun olan kutuları işaretleyiniz)

1. Ortalama olarak günde kaç saat protez giyiyorsunuz?..... **saat.**

2. Genel olarak olarak sağlık durumunuz nasıldır?

Çok kötü Kötü Orta İyi Çok iyi

3. Genel olarak fiziksel kapasiteniz nasıldır?

Çok kötü Kötü Orta İyi Çok iyi

4. a) **Kalan uzvunuzda (güdüğünüzde) ağrı** hissediyor musunuz?

Hayır (Eğer cevabınız hayır ise lütfen 5. sorudan devam ediniz)

Evet (Eğer cevabınız evet ise lütfen b,c,d ve e şıklarını cevaplandırınız)

b) Geçen hafta boyunca kaç kez güdük ağrınız oldu?

.....

c) Ortalama olarak her ağrı periyodu ne kadar sürdü?

.....

d) Geçen hafta boyunca hissettiğiniz güdük ağrısının ortalama düzeyini lütfen uygun olan kutuyu işaretleyerek belirtiniz?

Dayanılmaz Korkunç Istrap verici Rahatsız edici Hafif

e) Geçen hafta boyunca güdük ağrısı günlük yaşam sitilinizi (örn: iş hayatınız, sosyal ve ailesel aktiviteleriniz) ne kadar etkiledi?

Çok fazla Epeyce Orta derecede Çok az Hiç

5. a) **Fantom ağrısı** (uzvunuzun ampute edilen kısmındaki ağrı) hissediyor musunuz?

Hayır (Eğer cevabınız hayır ise lütfen 6. sorudan devam ediniz)

Evet (Eğer cevabınız evet ise lütfen b,c,d ve e şıklarını cevaplandırınız)

b) Geçen hafta boyunca kaç kez fantom ağrısı hissettiniz?

.....

c) Her seferinde ortalama olarak ağrı ne kadar sürdü?

.....

d) Geçen hafta boyunca hissettiğiniz fantom ağrısının ortalama düzeyini lütfen uygun olan kutuyu işaretleyerek belirtiniz?

Dayanılmaz Korkunç Istarap verici Rahatsız edici Hafif

e) Geçen hafta boyunca fantom ağrısı günlük yaşam sitilinizi (örn: iş hayatınız, sosyal ve ailesel aktiviteleriniz) ne kadar etkiledi?

Çok fazla Epeyce Kısmen Çok az Hiç

6. a) Güdük ağrısı ya da fantom ağrısı dışında **başka tıbbi problemler** yaşıyor musunuz?

Hayır

Evet (Eğer cevabınız evet ise lütfen b,c,d,e,f ve g şıklarını cevaplandırınız)

b) Yaşadığınız problemleri belirtiniz

.....

c) Geçen hafta boyunca bu tıbbi problemlerden kaç kez şikayetçi oldunuz?

.....kez.

d) Her problem ortalama ne kadar sürdü?

.....

e) Geçen hafta boyunca bu problemler sonucu oluşan ağrı düzeyini lütfen uygun olan kutuyu işaretleyerek belirtiniz?

Dayanılmaz Korkunç Istarap verici Rahatsız edici Hafif

f) Geçen hafta boyunca bu tıbbi problemler günlük yaşam sitilinizi (örn: iş hayatınız, sosyal ve ailesel aktiviteleriniz) ne kadar etkiledi?

Çok fazla Epeyce Kısmen Çok az Hiç

g) Daha önce belirtmediğiniz **herhangi bir ağrı** çekiyor musunuz?

Hayır

Evet

Eğer cevabınız evet ise, lütfen belirtiniz.....

Lütfen bütün soruları cevaplandırıp cevaplandırmadığınızı kontrol ediniz

Tüm yardımınız için teşekkür ederiz...

EK-13 Etik Kurul Onayı



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

Sayı : 16969557 - **322**

Konu : ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 28 ŞUBAT 2017 SALI
Toplantı No : 2017/06
Proje No : GO 17/24 (Değerlendirme Tarihi: 03.01.2017)
Karar No : GO 17/24- 13

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyelerinden Doç. Dr. Semra TOPUZ' un sorumlu araştırmacı olduğu, Fzt. Halil YÜKSEL' in yüksek lisans tezi olan, GO 17/24 kayıt numaralı, "**Unilateral Alt Ekstremitte Ampustasyonu Olan Bireylerde Sağlam Ayağın Değerlendirilmesi**" başlıklı proje önerisi araştırmannın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

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

EK-14 Poster Sunumu



www.dergipark.gov.tr/tjpr
www.turkjphysiotherrehabil.org
Volume/Cilt 29, Number/Sayı 2, 2018

ISSN:1300-8757 • e-ISSN: 2148-0109

Sahibi (Owner)
Türkiye Fizyoterapistleri Derneği
adına
(On Behalf of Turkish Physiotherapy Association)
Tülin DÜĞER

Editör ve Yazı İşleri Müdürü
(Editor in Chief and Managing Editor)
Deniz İNAL İNCE

TÜRKİYE FİZİYOTERAPİSTLER DERNEĞİ'nin
bilimsel yayın organı ve yaygın süreli
yayıdır.
(The official scientific journal of Turkish
Physiotherapy Association)

"Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi";
Emerging Sources Citation Index (ESCI),
Cumulative Index to Nursing and Allied Health
Literature (CINAHL), EBSCO, Excerpta Medica
(EMBASE), AMED Physiotherapy Index, SPORT
Discus, Türkiye Atif Dizini ve Ulakbim Türk Tip
Dizini'nde yer almaktadır.

"Turkish Journal of Physiotherapy and
Rehabilitation" is listed in Emerging Sources
Citation Index (ESCI), Cumulative Index to
Nursing and Allied Health Literature (CINAHL),
EBSCO, Excerpta Medica (EMBASE), AMED
Physiotherapy Index, SPORT Discus, Turkey
Citation Index and Ulakbim TR Medical Index.

"Açık Erişim Dergi" yılda 3 kez (Nisan, Ağustos,
Aralık) yayınlanır.
"Open Access Journal" published 3 times (April,
August, December) a year.

Creative Commons (Gayri Ticari) lisansı ile
yayınlanmaktadır.
Journal is licensed under a Creative Commons
Attribution (Non Commercial) License

Yönetim Yeri Adresi (Administration Address)

Türkiye Fizyoterapistler Derneği
Genel Merkezi
Adres: Kültür Mah. Mithatpaşa Cad.
71/13, 06420 Kızılay/ANKARA
Telefon : (0312) 433 51 71
Faks : (0312) 433 51 71
Gsm : (0507) 251 91 43
editor@turkjphysiotherrehabil.org

Tasarım (Design)

Merdiven Reklam Tanıtım
Telefon: (0312) 232 30 88
www.merdivenreklam.com

Baskı (Printing)

Ankamat Matbaacılık
30. Cad./538. Sok. D: 60,
06105 Yenimahalle/Ankara
Tel: (0312) 394 54 94

Dergi Basım Tarihi: 27.08.2018

Turkish Journal of Physiotherapy and Rehabilitation

Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi

Baş Editör (Editor in Chief)

Prof. Dr. Deniz İNAL İNCE

Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE

Editör Yardımcıları (Associate Editors)

Doç. Dr. Hande GÜNEY DENİZ	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Doç. Dr. Arzu GÜÇLÜ GÜNDOZ	Gazi Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Doç. Dr. Melda SAĞLAM	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Doç. Dr. Ferruh TAŞPINAR	İzmir Demokrasi Üniversitesi, İzmir, TÜRKİYE
Doç. Dr. Özlem YURUK	Başkent Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Dr. Öğr. Üyesi Bahar ARAS	Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Kütahya, TÜRKİYE
Dr. Öğr. Üyesi İknur NAZ GÜRŞAN	Katip Çelebi Üniversitesi, İzmir, TÜRKİYE
Dr. Öğr. Üyesi Ayşe NUMANOĞLU AKBAŞ	Cumhuriyet Üniversitesi, Sivas, TÜRKİYE

Teknik Editörler (Technical Editors)

Arş. Gör. Fatma AYYAT	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Arş. Gör. Aslihan ÇAKMAK	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Arş. Gör. Kıvanç DELİOĞLU	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Arş. Gör. Haluk TEKERLEK	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Arş. Gör. Bilge Nur YARDIMCI	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE

Biyoistatistik Editörleri (Biostatistics Advisors)

Prof. Dr. Ahmet Uğur DEMİR	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Doç. Dr. Jale KARAKAYA	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE

Ulusal Danışma Kurulu (National Advisory Board)

Prof. Dr. Candan ALGÜN	Medipol Üniversitesi, İstanbul, TÜRKİYE
Prof. Dr. Berna ARDA	Ankara Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Prof. Dr. Hülya ARIKAN	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Prof. Dr. Sinan BEKSAÇ	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Prof. Dr. Uğur CAVLAK	Pamukkale Üniversitesi, Denizli, TÜRKİYE
Prof. Dr. Arzu DAŞKAPAN	Kırıkkale Üniversitesi, Kırıkkale, TÜRKİYE
Prof. Dr. Mahmut Nedim DORAL	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Prof. Dr. Hakan GÜR	Uludağ Üniversitesi, Bursa, TÜRKİYE
Prof. Dr. Nilgün GÜRSE	Bezmialem Üniversitesi, İstanbul, TÜRKİYE
Prof. Dr. Özgür KASAPÇOPUR	İstanbul Üniversitesi, İstanbul, TÜRKİYE
Prof. Dr. Ayşe KARADUMAN	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Prof. Dr. Hülya KAYIHAN	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Prof. Dr. Mehtap MALKOÇ	Doğu Akdeniz Üniversitesi, Magosa, KKTC
Prof. Dr. Arzu RAZAK ÖZDİNÇLER	İstanbul Üniversitesi, İstanbul, TÜRKİYE
Prof. Dr. Mine Gulden POLAT	Marmara Üniversitesi, İstanbul, TÜRKİYE
Prof. Dr. Sema SAVCI	Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir, TÜRKİYE
Prof. Dr. Fatma Gül ŞENER	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Prof. Dr. Haluk TOPALOĞLU	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE
Prof. Dr. Sibel AKSU YILDIRIM	Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE

Uluslararası Danışma Kurulu (International Advisory Board)

Andrea ALIVERTI, PhD	Politecnico di Milano, Milan, ITALY
Peter C. BELAFSKY, MD, PhD	UC Davis, Sacramento, USA
Richard Wallace BOHANNON, DPT	Campbell University, Bales Creek, USA
Micheal CALLAGHAN, PhD	Manchester Metropolitan University, Manchester, UK
Pere CLAVE, MD	Universitat Autònoma de Barcelona, Barcelona, SPAIN
Victor DUBOWITZ, MD	UCL Institute of Child Health, London, UK
John A. NYLAND, Ed.D., PT	University of Louisville, Louisville, USA
Barbara H. CONNOLLY, Ed.D., DPT	University of Tennessee, Tennessee, USA
Michelle EAGLE, PhD, Consultant PT	Newcastle Muscle Clinic, Newcastle, UK
Christa EINSPIELER, PhD	Medizinische Universität Graz, Graz, AUSTRIA
Andre FARASYN, PhD, PT	Vrije Universiteit Brussel, Brussels, BELGIUM
P. Senthil KUMAR, PhD, PT	Maharishi Markandeya University, Ambala, INDIA
Sheila LENNON, PhD, PT	Flinders University, South Australia, AUSTRALIA
Carole B. LEWIS, PhD, DPT	George Washington University, Washington DC, USA
Rusu LIGIA, MD, PhD	University of Craiova, Craiova, ROMANIA
Jarmo PERTTUNEN, PhD, PT	Tampere University, Tampere, FINLAND
Paul ROCKAR, DPT	University of Pittsburgh, Pittsburgh, USA
Guy G. SIMONEAU, PhD, PT	Marquette University, Milwaukee, USA
Martijn A. SPRUIT, PhD	CiRO/Maastricht University, Horn, THE NETHERLANDS
Deborah Gaebler SPIRA, MD	Northwestern Medicine, Chicago, USA



İÇİNDEKİLER

(CONTENTS)

2018 29(2)

Turkish Journal of Physiotherapy and Rehabilitation

Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi

ARAŞTIRMA MAKALELERİ (ORIGINAL ARTICLES)

PREDICTORS OF FEAR OF MOVEMENT IN PATIENTS WITH RHEUMATOID ARTHRITIS 11

ROMATOİD ARTRİTLİ HASTALARDA HAREKET ETME KORKUSUNUN BELİRLEYİCİLERİ
Gizem İrem KINIKLI, Hande GÜNEY DENİZ, Sevilay KARAHAN, Aşkın ATEŞ, Murat TURGAY, Gülay KINIKLI

CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE GROUP B AND C: ARE THEY REALLY THE OPPOSITE OF EACH OTHER REGARDING EXERCISE CAPACITY AND MUSCLE STRENGTH? 18

KRONİK OBSTRÜKTİF AKCİĞER HASTALIĞI B VE C GRUBU: EGZERSİZ KAPASİTESİ VE KAS KUVVETİ BAKIMINDAN GERÇEKTEN BİRBİRLERİNE ZITLAR MI?
İsmail ÖZSOY, Serap ACAR, Sevgi ÖZALEVLI, Atilla AKKOÇLU, Sema SAVCI

KENTSEL VE KIRSAL BÖLGEDE YAŞAYAN GERİATRİK BİREYLERİN DUYUSAL, KOGNİTİF, MOTOR FONKSİYONLARI VE SOSYAL İŞLEVSELLİKLERİNİN İNCELENMESİ 24

AN INVESTIGATION OF SENSORIAL, COGNITIVE, MOTOR FUNCTION AND SOCIAL FUNCTION OF GERIATRIC INDIVIDUALS LIVING IN URBAN AND RURAL AREA
Ülkü K. ŞAHİN, Arzu DEMİRCİOĞLU, Nuray KIRDI

PRETERM VE TERM BEBEKLERDE DUYUSAL İŞLEME BECERİSİNİN İNCELENMESİ 31

AN INVESTIGATION OF SENSORY PROCESSING SKILL IN PRETERM AND TERM INFANTS
Halil İbrahim ÇELİK, Bülent ELBASAN, Kıvılcım GÜCÜYENER, Hülya KAYIHAN, Meral HURİ

TÜRKİYE ERKEK BOKS MİLLİ TAKIM SPORCULARININ OMUZ VE DİZ EKLEMİ İZOKİNETİK KAS KUVVET PROFİLİNİN BELİRLENMESİ 37

DETERMINATION OF THE SHOULDER AND KNEE ISOKINETIC MUSCLE STRENGTH PROFILE OF TURKISH NATIONAL TEAM OF MALE BOXERS
Tuğba KOCAHAN, Bihter AKINOĞLU, Necmiye ÜN YILDIRIM

TÜRKİYE'DE FİZYOTERAPİSTLERİN İŞ BULMA SÜRELERİNİN VE İSTİHDAM DURUMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ 44

AN ASSESSMENT OF PHYSIOTHERAPISTS' EMPLOYMENT TIME AND STATUS IN TURKEY
Dilber KARAGÖZÖĞLU COŞKUNSU, Mehmet TOPRAK, Çiçek DUMAN, H. Serap İNAL

KONGRE BİLDİRİ ÖZETLERİ (Congress Abstracts)

1. NÖROLOJİK FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON KONGRESİ S1-34 XVII. FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYONDA GELİŞMELER KONGRESİ S1-112



Hacettepe Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Fakültesi
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

XVII.FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYONDA GELİŞMELER KONGRESİ



fark et... değiştir... gelişime yön ver...

25-28 Nisan 2018
Belconti Resort Hotel,
Antalya

BİLDİRİ SON
GÖNDERİM TARİHİ:
2 Mart 2018

www.fizyoterapidegelismeler2018.org

KURULLAR

KONGRE BAŞKANI

Prof. Dr. Tülin Dger

KONGRE SEKRETERYASI

Prof. Dr. Zafer Erden Doç. Dr. Çiğdem Ayhan Doç. Dr. Naciye Vardar Yağlı

DÜZENLEME KURULU

Prof. Dr. Türkan Akbayrak
Prof. Dr. Hülya Arıkan
Prof. Dr. Tülin Dger
Prof. Dr. Zafer Erden
Prof. Dr. Deniz İnal İnce
Prof. Dr. Mintaze Kerem Gnel
Prof. Dr. Edibe Ŗnal

Doç. Dr. Çiğdem Ayhan
Doç. Dr. Melda Sağlam
Doç. Dr. Naciye Vardar Yağlı
Yrd. Doç. Dr. Glcan Harput
Yrd. Doç. Dr. Selen Serel Arslan
Yrd. Doç. Dr. Elif Turgut
Yrd. Doç. Dr. Gzde Yağcı

Dr. Fzt. Yeliz Salcı
Uz. Fzt. Sibel Bozgeyik
Uz. Fzt. Ŗlener Yıldız
Fzt. Ecem Karanfil
Fzt. Ŗmer Faruk Yaşaroğlu

ORGANİZASYON KOMİTESİ

Uz. Fzt. Ayşe Abit Kocaman
Uz. Fzt. Asude Arık
Uz. Fzt. Esra Ateş Numanoğlu
Uz. Fzt. Damlağl Aydın
Uz. Fzt. Cemile Bozdemir Ŗzel
Uz. Fzt. Numan Bulut
Uz. Fzt. Aslıhan Çakmak

Uz. Fzt. Ceyda Sevinç
Uz. Fzt. Kbra Seyhan
Uz. Fzt. Glbala Nakip
Uz. Fzt. Hazal Sonbahar Ulu
Uz. Fzt. Glşah Stc
Uz. Fzt. Yasin Tunç
Uz. Fzt. Ceyhun Trkmen

Uz. Fzt. Ali İmran Yalçın
Fzt. Feray Karademir
Fzt. Seda Namaldı
Fzt. Glşen Sırtbaş
Fzt. Haluk Tekelek
Fzt. Merve Tunçdemir
Fzt. Ŗzgn Uysal

BİLİM KURULU

(Adına göre alfabetik sıralı)

Prof. Dr. Türkan Akbayrak
Prof. Dr. Sibel Aksu Yıldırım
Prof. Dr. Hülya Arıkan
Prof. Dr. Kadriye Armutlu
Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay
Prof. Dr. Nilgün Bek
Prof. Dr. Filiz Can
Prof. Dr. Tülin Dger
Prof. Dr. Fatih Erbahçeci
Prof. Dr. Zafer Erden
Prof. Dr. Deniz İnal İnce
Prof. Dr. Ayşe Karaduman
Prof. Dr. Mintaze Kerem Gnel
Prof. Dr. Nuray Kırdı
Prof. Dr. Nezire Köse
Prof. Dr. Ayşe Livanelioğlu

Prof. Dr. F. Gl Ŗener
Prof. Dr. Edibe Ŗnal
Prof. Dr. Ŗznur Yılmaz
Doç. Dr. İpek Alemdaroğlu
Doç. Dr. Songül Atasavun Uysal
Doç. Dr. Çiğdem Ayhan
Doç. Dr. Sevil Bilgin
Doç. Dr. Gürsoy Coşkun
Doç. Dr. Ebru Çalık Ktkc
Doç. Dr. İrem Düzgün
Doç. Dr. Tüzün Fırat
Doç. Dr. Hande Güney Deniz
Doç. Dr. Gizem İrem Kınıklı
Doç. Dr. Muhammed Kılınç
Doç. Dr. Akmer Mutlu
Doç. Dr. Serap Ŗzgl

Doç. Dr. Melda Sağlam
Doç. Dr. Semra Topuz
Doç. Dr. Ŗzlem Ŗlger
Doç. Dr. Naciye Vardar Yağlı
Yrd. Doç. Dr. Ayla Fil Balkan
Yrd. Doç. Dr. Selen Serel Arslan
Yrd. Doç. Dr. Gözde Yağcı
Yrd. Doç. Dr. Elif Turgut
Ŗęr. Gr. Aydın Meriç
Dr. Fzt. Ender Ayvat
Dr. Fzt. Numan Demir
Dr. Fzt. Aynur Demirel
Dr. Fzt. Gülcan Harput
Dr. Fzt. Pınar Kısacık
Dr. Fzt. Yeliz Salcı

ULUSLARARASI BİLİM KURULU

Ianessa Alicia Humbert, PhD, Assoc Prof (USA)
Maureen A. Lefton-Greif, PhD, Assoc Prof (USA)
Peter C. Belafsky, MD, PhD (USA)

Alba Miranda Azola, MD (USA)
David Morris PT, PhD (USA)

- P079 Trafik kazası sonrası el yaralanmasına bağlı cerrahi geçiren hastada gelişen üst ekstremitede ödeminde kompleks boşaltıcı fizyoterapinin etkisi: vaka raporu**
Emine BARAN, Gamze Nalan DEMİREL, Serap ÖZGÜL, Esra ÜZELPASACI, Gülbala NAKİP, Çiğdem AYHAN, Türkan AKBAYRAK
- P080 Huzurevi sakinlerinin üriner inkontinans açısından değerlendirilmesi**
Semiha YENİŞEHİR, İlkin ÇITAK KARAKAYA, Mehmet Gürhan KARAKAYA
- P081 Torakal hiperkifoz tanılı çocuklarda fiziksel aktivite düzeyi ve sedanter geçirilen sürenin sağlıklı adölesanlarla karşılaştırılması**
Begüm KARA KAYA, Ayşe ZENGİN ALPÖZGEN, Arzu RAZAK ÖZDİNÇLER, Turgut AKGÜL
- P082 Kronik bel ağrısında fizik tedavi ile kombine terapötik nörobilim eğitimi'nin etkisi: vaka sunumu**
Hatice GÜL, Suat EREL
- P083 Ayak bileği inversiyon yaralanmasına bağlı sekonder ödem gelişen hastada kompleks boşaltıcı fizyoterapinin etkisi- olgu sunumu**
Esra ÜZELPASACI, Serdar DEMİRCİ, Volga BAYRAKÇI TUNAY, Türkan AKBAYRAK
- P084 Kenny Müzik Performans Anksiyetesi Envanteri'nin Türkçe geçerlik çalışması**
Meltem İŞINTAŞ ARIK, Songül ATASAVUN UYSAL, Filiz CAN
- P085 Gebelerdeki ayak arka yüksekliğinin, vücut kütle indeksi ve vertebral eğrilikler ile ilişkisi**
Fatma SÖKMEZ, Hatice ÇETİN, Nilgün BEK, Nezire KÖSE
- P086 Plantar fasiitte hareket korkusu**
Şulener YILDIZ, Nilgün BEK
- P087 Halk danslarının ayak biyomekaniğine etkisi: pilot bir çalışma**
Hikmet KOCAMAN, Pınar DİZMEK, Gülsüm N. BAYRAKTAR, Sinem ŞİMŞEK, Nilgün BEK
- P088 Unilateral alt ekstremitede amputasyonlu bireylerde ayakkabı uygunluğu ile ayak postürü arasındaki ilişkinin incelenmesi**
Halil YÜKSEL, Semra TOPUZ
- P089 Fizyoterapi ve rehabilitasyon bölümü son sınıf öğrencilerinde fiziksel aktivite düzeyi ile yorgunluk seviyesi ve algılanan stres seviyesi arasındaki ilişki**
Hilal ÖZTÜRK GÖZLÜKLÜ, Emine ASLAN TELCİ, Burak KARAGÖZ
- P090 Pulmoner arteriyel hipertansiyonlu hastalarda fiziksel aktivite seviyesi ile oturma süresi, periferik kas kuvveti, fonksiyonel mobilite ve denge performansı, yürüme hızı, fonksiyonel egzersiz kapasitesi arasındaki ilişki**
Buse ÖZCAN KAHRAMAN, İsmail ÖZSOY, Ebru ÖZPELİT, Serap ACAR, Can SEVİNÇ, Bahri AKDENİZ, Sema SAVCI
- P091 Orta yaşlı erkek bireylerde sigara kullanımının fiziksel aktivite üzerine etkisinin incelenmesi**
Aybike ŞENEL, Nesrin YAĞCI, Orçin TELLİ ATALAY
- P092 Koroner arter bypass cerrahisi sonrası yoğun bakımdaki hastaların solunum kas kuvvetinin incelenmesi**
İrem HÜZMELİ, Nihan KATAYIFÇI, İyad FANSA, Özden GÖKÇEK, Sinan AYDIN
- P093 Düşük ve yüksek aktivite limitasyonu skoru olan astım hastalarında yorgunluk, ortalama quadriceps kas kuvveti ve yaşam kalitesinin karşılaştırılması**
Hazal SONBAHAR ULU, Deniz İNAL İNCE, Naciye VARDAR YAĞLI, Aslıhan ÇAKMAK, Melda SAĞLAM, Cemile BOZDEMİR ÖZEL, Ebru ÇALIK KÜTÜKCÜ, Hülya ARIKAN, Gül KARAKAYA, Ali Fuat KALYONCU

sonuçları 37,88±7,81 (18-47) idi. Vücut kütle indeksi ortalaması (27,66±4,40) normalin üzerinde olan hastalarda kinezyofobi ile bir ilişki gözlenmedi ($r=-0,250$, $p=0,110$). Plantar fleksör kas kısalığındaki ($r=-0,377$, $p=0,017$) artış, kinezyofobideki azalma ile düşük derecede ilişkiliydi. AOFAS arka ayak ölçüğündeki ağrı, fonksiyon ve dizilimdeki olumsuz gidış artmış kinezyofobi ile ilişkiliydi ($r=-0,449$, $p=0,003$). Görsel Analog Skalası ile değerlendirilen ağrı ile ilgili parametrelerle ise anlamlı bir ilişki bulunamadı ($p>0,05$). **Tartışma:** Bu çalışma ile fiziksel özelliklerin kinezyofobi ile ilişkili olmadığı belirtildi. Plantar fasiitte, plantar fleksör kas kısalığında artışın hareket korkusunu azalttığı ayrıca ayak fonksiyonelliğindeki azalmanın da artmış kinezyofobi ile ilişkili olduğu gösterildi.

Fear of movement in patients with plantar fasciitis

Purpose: The purpose of this study was to investigate fear of movement known as kinesiophobia, and its' relation with other parameters in patients with plantar fasciitis. **Methods:** Forty-two feet with plantar fasciitis (16 females, 8 males) participated in the study. Subjects' demographics and anthropometrics were recorded. Subjects' fear of movement was evaluated using Tampa Kinesiophobia Scale. Higher scores referred to higher fear of movement. Pain with first steps in the morning, palpation and after long time standing using Visual analog scale (VAS), pain-function-alignment using American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) Ankle-Hindfoot Scale evaluated. Goniometer was used to measure plantar flexor muscle tightness. **Results:** The results of the mean Tampa Kinesiophobia Scale of the subjects were 37,88±7,81 (18-47). There was no correlation with kinesiophobia in patients whose mean body mass index was above normal (27,66±4,40) ($r=-0,250$, $p=0,110$). An increase in plantar flexor muscle tightness ($r=-0,377$, $p=0,017$) was associated with a low degree of decrease in kinesiophobia. AOFAS Ankle-Hindfoot Scale were associated with increased kinesiophobia ($r=-0,449$, $p=0,003$). No significant correlation was found with the pain-related parameters assessed by visual analogue scale ($p>0,05$). **Conclusion:** This study showed that physical features were not associated with kinesiophobia. Increased plantar flexor muscle tightness reduced fear of movement, and decreased foot function was also associated with increased kinesiophobia in plantar fasciitis.

P088

Halk danslarının ayak biyomekaniğine etkisi: pilot bir çalışma

Hikmet KOCAMAN¹, Pınar DİZMEK², Gülsüm N. BAYRAKTAR³, Sinem ŞİMŞEK⁴, Nilgün BEK²

¹Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Karaman.

²Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Ankara.

³İlk Güne Bakan Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi, Ankara.

⁴Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Dil ve Konuşma Terapisi Bölümü, Ankara.

Amaç: Çalışmamızda, halk danslarının ayak biyomekaniği ve postürü üzerine etkisinin incelenmesi amaçlandı. **Yöntem:** Çalışmamıza haftada iki gün olmak üzere en az üç yıldır düzenli olarak halk dansı yapan yedi birey ve sedanter yaşayan altı birey dahil edildi. Bireylerin ayak bileği dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon hareket genişlikleri gonyometre ile ölçülerek kaydedildi. Ayak postürleri, Ayak Postür İndeksi (FPI) ile değerlendirildi. Bireylerin ağırlıklı ve ağırlıksız olarak, naviküler yükseklik ölçümü yapılarak, Naviküler Düşme (ND) miktarı ağırlıklı ve ağırlıksız yükseklik farkı hesaplanarak elde edildi. Kalkaneotibial açı ve Longitudinal Ark Açısı da (LAA) ağırlıklı ve ağırlıksız olarak gonyometre ile ölçülerek elde edildi. **Sonuçlar:** Halk dansı yapan bireylerin ayak bileği dorsifleksiyon hareket genişliği anlamlı derecede düşük, plantarfleksiyon hareket genişliğinin ise anlamlı ölçüde yüksek olduğu saptandı ($p<0,05$). Aynı şekilde halk dansı yapan bireylerin FPI skorları, sedanter bireylerden yüksek olduğu istatistiksel olarak gösterildi ($p<0,05$). Bireylere ait ağırlıklı ve ağırlıksız LAA değerleri incelendiğinde, halk dansı yapan bireylerde daha düşük olduğu görüldü ancak sadece ağırlıksız LAA değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel fark olduğu bulundu ($p<0,05$). Ağırlıklı ve ağırlıksız kalkaneotibial açı bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0,05$). **Tartışma:** Uzun süre ve düzenli olarak alt ekstremitelerin dinamik olarak yüklenmesinin kaçınılmaz olduğu halk danslarının ayak biyomekaniğinde sedanter

kişilere göre fark yarattığı görülmüştür. Olgu sayılarının artırılması ile etkilenme düzeyinin daha net olarak ortaya konacağı düşünülmektedir.

Effect of folk dances on foot biomechanics: a pilot study

Purpose: It was aimed to investigate the effect of folk dances on foot biomechanics and posture in our study. **Methods:** Seven subjects who regularly perform folk dancing for at least three years including two days a week and six sedentary subjects were included. The ankle dorsiflexion and plantarflexion ROM were measured using goniometer. We used Foot Posture Index(FPI) to evaluate the foot posture. Navicular height values of subjects were measured in weight bearing (WB) and non-weight bearing (NWB) positions. The amount of Navicular Drop (ND) was calculated the difference between navicular height values in NWB and WB positions. Calcaneotibial angle and Longitudinal Arc Angle (LAA) were measured with goniometer in NWB and WB positions. **Results:** It was found that the subjects who performed folk dancing had significantly lower ankle dorsiflexion ROM and significantly higher plantarflexion ROM from sedentary individuals ($p<0,05$). The FPI scores in the same way were statistically higher than from sedentary individuals ($p<0,05$). The LAA values in NWB and WB positions were observed that it was found that the individuals who performed folk dancing were lower but only the statistically significant difference between the groups in terms of the LAA values in NWB positions ($p<0,05$). There was no statistically significant difference between groups in terms calcaneotibial angle in NWB and WB positions ($p>0,05$). **Conclusion:** It was found that folk dances, which were inevitable to dynamically load the lower extremities for a long time and regularly differed from those of the sedentary in foot biomechanics. It is considered that the level of influence will be revealed more clearly by increasing the number of cases.

P089

Unilateral alt ekstremitte amputasyonlu bireylerde ayakkabı uygunluğu ile ayak postürü arasındaki ilişkinin incelenmesi

Haliil YÜKSEL¹, Semra TOPUZ²

¹Selçuk Üniversitesi, Tıp Fakültesi Hastanesi, Konya.

²Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Ankara.

Amaç: Çalışmanın amacı; unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde ayakkabı uygunluğu ile ayak postürü arasındaki ilişkinin araştırılmasıydı. **Yöntem:** Bu çalışmaya; travma nedeniyle ampute olmuş ve amputasyonu öncesinde alt ekstremitteyi içeren herhangi bir hastalık veya cerrahi hikayesi olmayan, 18-60 yaş arasında 15 unilateral alt ekstremitte amputasyonlu birey dahil edildi. Katılımcıların demografik özellikleri, amputasyonu seviyesi, amputasyondan itibaren geçen süre, ampute tarafta taşınan vücut ağırlık yüzdesi, protezin günlük kullanım süresi ve ayakkabı tipi kaydedildi. Katılımcıların ayakkabı uygunlukları, Ayakkabı Değerlendirme Ölçeği (Footwear Assessment Score, FAS) ile değerlendirildi. Ayak postürleri, Ayak Postür İndeksi (Foot Posture Index, FPI) kullanılarak belirlendi. Ayakkabı uygunluğu ile ayak postürleri arasındaki ilişki Spearman korelasyon analizi kullanılarak belirlendi. **Sonuçlar:** Çalışmaya yaş ortalaması 40,80 ±12,07 yıl olan 15 erkek erişkin katılımcı dahil edildi. Olguların FAS skor ortalaması 13,40±2,02, FPI skoru ortalaması 3,06±3,57 idi. Ayakkabı Değerlendirme Ölçeği sonuçları ile PFI skorları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir korelasyon saptanmadı ($p=0,971$). **Tartışma:** Ampute bireylerde uygun ayakkabı kullanmanın dışında ayak postürüne ve biyomekaniğine etkileyen intrinsik ve ekstrinsik birçok faktör vardır. Uygun ayakkabı kullanımının ayak sağlığı açısından önemi bilinmektedir. Fakat bu sonuçlara göre uygun ayakkabı kullanımının erişkinlerde ayak postürünün korunması açısından tek başına yetersiz olduğu görülmektedir. **Investigation of the relationship between suitability of shoes and foot posture in patients with unilateral lower limb amputation**

Purpose: The aim of the study is to investigate of the relationship between suitability of shoes and foot posture in patients with unilateral lower limb amputation. **Methods:** Fifteen unilateral lower limb amputees between the ages of 18 and 60 years and who did not have any disease or surgical history about lower limbs before the amputation included to this study. Demographic characteristics of the participants, amputation level, the passing time since amputation, percentage of body weight carried on amputee side, duration of daily use of prosthesis and type of shoes were recorded. Participants' suitability of shoes was assessed using the Footwear Assessment Score (FAS). Foot postures were determined

using the Foot Posture Index (FPI). The relationship between suitability of shoes and foot postures was determined using Spearman correlation analysis. **Results:** A total of 15 male adult participants with a mean age of 40.80±12.07 years were included in the study. The FAS score mean of the cases was 13.40±2.02, and the mean FPI score was 3.06±3.57. There was no statistically significant correlation between the results of shoe evaluation scale and PFI scores (p=0.971). **Conclusion:** Apart from using proper shoes in amputated individuals, there are many intrinsic and extrinsic factors that affect the foot posture and biomechanics. The proper use of footwear is well known in terms of foot health. However, according to these results, proper shoe use seems to be insufficient in terms of protecting the foot posture in adults.

P090

Fizyoterapi ve rehabilitasyon bölümü son sınıf öğrencilerinde fiziksel aktivite düzeyi ile yorgunluk seviyesi ve algılanan stres seviyesi arasındaki ilişki

Hilal ÖZTÜRK GÖZLÜKLÜ¹, Emine ASLAN TELÇİ², Burak KARAGÖZ³

¹Manisa Celal Bayar Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Manisa.

²Pamukkale Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, Denizli.

³Pamukkale Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Denizli.

Amaç: Çalışmanın amacı, fizyoterapi ve rehabilitasyon bölümünde okuyan öğrencilerde fiziksel aktivite düzeyi ile yorgunluk seviyesi ve algılanan stres seviyesi arasındaki ilişkiyi incelemektir. **Yöntem:** Çalışmaya Pamukkale Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde okuyan gönüllü 63 son sınıf öğrencisi (yaş aralığı 20-30 yıl; yaş ortalaması: 23,16±1,47 yıl) katıldı. Öğrencilerin fiziksel aktivite düzeyi, yorgunluk seviyesi ve stres düzeyleri sırasıyla Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (IPAQ), Yorgunluk Ölçeği ve Algılanan Stres Ölçeği (ASÖ) ile değerlendirildi. **Sonuçlar:** IPAQ, Yorgunluk Ölçeği ve ASÖ ortalama değerleri sırası ile 1977,5 MET dk/hf, 81,56 ve 20,35'ti. Çalışmamızın sonuçları öğrencilerin fiziksel aktivite düzeyleri ve yorgunluk seviyeleri arasında negatif yönde anlamlı bir ilişki (r=-0,297 p=0,01) olduğunu gösterdi. Ancak fiziksel aktivite düzeyi ve algılanan stres seviyesi arasında anlamlı bir ilişki yoktu (r=-0,058, p=0,65). **Tartışma:** Çalışmamızın sonuçları fizyoterapi ve rehabilitasyon bölümü son sınıf öğrencilerinde fiziksel aktivite düzeyi arttıkça yorgunluk seviyesinin azaldığı görüldü. Elde ettiğimiz bu sonuç üniversite öğrencisi genç bireylerde fiziksel aktivite düzeyinin yorgunluk düzeyine etki eden önemli bir faktör olduğunu düşündürdü. Öğrencilerin stres düzeyi orta bulunmakta birlikte fiziksel aktivite düzeyi ile arasında ilişki bulunamadı. Bunun sebebinin son sınıf öğrencilerinin stres düzeyini etkileyen farklı faktörler olduğu düşünüldü. Konu ile ilgili yapılacak daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Relationship between physical activity level, fatigue level and perceived stress level in physiotherapy and rehabilitation senior students

Purpose: The purpose of the study was to investigate the relationship between level of physical activity, fatigue level and perceived stress level in senior students who are studying in physiotherapy and rehabilitation department. **Methods:** Sixty-three students (age range 20-30 years, mean age: 23.16±1.47 years) participated the study who are studying in Pamukkale University Physiotherapy and Rehabilitation Department. Physical Activity Level, Fatigue Level and Stress Level was evaluated with International Physical Activity Questionnaire (IPAQ), Checklist Individual Strength Questionnaire (CIS), Perceived Stress Scale (PSS), respectively. The results were analyzed by Pearson correlation test. **Results:** There was a negative, significant correlation between IPAQ and CIS Score (r=-0.297, p=0.01) in physical therapy and rehabilitation senior students. There was no relationship between IPAQ and PSS Score (r=-0.058, p=0.65). **Conclusion:** This result we have obtained suggests that the level of physical activity in young university students is an important factor affecting the level of fatigue. The stress level of the students was found to be moderate but not correlated with the level of physical activity. It is thought that the reason for this is the different factors affecting the stress level of senior students. There is a need for further work on the subject.

P091

Pulmoner arteriyel hipertansiyonlu hastalarda fiziksel aktivite seviyesi ile oturma süresi, periferik kas kuvveti, fonksiyonel mobilite ve denge performansı, yürüme hızı, fonksiyonel egzersiz kapasitesi arasındaki ilişki

Buse ÖZCAN KAHRAMAN¹, İsmail ÖZSOY¹, Ebru ÖZPELİT², Serap ACAR¹, Can SEVİNÇ³, Bahri AKDENİZ², Sema SAVCI¹

¹Dokuz Eylül Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, İzmir.

²Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Kardiyoloji Anabilim Dalı, İzmir.

³Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı, İzmir.

Amaç: Pulmoner arteriyel hipertansiyonlu (PAH) hastalarda fiziksel aktivite seviyesinin azaldığı bildirilmiştir. Ancak fiziksel aktivitede azalmaya neden olan faktörler ve fiziksel aktivitenin azalmasının hastalarda etkileyebileceği değişkenler araştırılmaya devam etmektedir. Bu yüzden amacımız PAH'lı hastalarda fiziksel aktivite seviyesi ile fiziksel değişkenler arasındaki ilişkinin incelenmesiydi. **Yöntem:** Fiziksel aktivite seviyesi ve oturma süresinin değerlendirilmesinde Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi-kısa formu kullanıldı. Periferik kas kuvvetinin değerlendirilmesinde taşınabilir dinamometre kullanıldı. Yürüme hızının değerlendirilmesi için 4-metre yürüme hızı testi, fonksiyonel mobilite ve denge performansının değerlendirilmesi için Zamanlı kalk yürü testi uygulandı. Fonksiyonel egzersiz kapasitesi 6-dakika yürüme testi (6DYT) ile belirlendi. **Sonuçlar:** Çalışmaya 23 PAH'lı birey dahil edildi. Fiziksel aktivite ile oturma süresi (p=0,029) ve Zamanlı kalk yürüme testi süresi (p=0,002) ile anlamlı orta-yüksek seviyede negatif ilişki bulundu. Fiziksel aktivite ile diz ekstansiyonu kas kuvveti (p=0,014), yürüme hızı (p=0,001) ve 6DYT mesafesi (p=0,004) ile anlamlı yüksek seviyede pozitif ilişki bulundu. **Tartışma:** Çalışmamızın sonuçlarına göre fiziksel aktivite seviyesi fazla olan hastalarda oturma süresinin daha az olduğu, periferik kas kuvvetinin, yürüme hızının, fonksiyonel mobilite ve denge performansının ve fonksiyonel egzersiz kapasitesinin daha fazla olduğu gösterildi. Sedanter yaşamın morbidite riskini artırmada rolü olabileceği için oturma süresinin azaltılması PAH hastalarında önemli olmalıdır. Kardiyopulmoner fizyoterapi programları planlanırken fiziksel performans artırabileceği düşünüldüğünden fiziksel aktiviteyi artırma önerileri üzerinde daha çok durulmalıdır.

Relationship between physical activity level and sitting time, peripheral muscle strength, functional mobility and balance performance, walking speed, functional exercise capacity in patients with pulmonary arterial hypertension

Purpose: It has been reported that the level of physical activity decreases in patients with pulmonary arterial hypertension (PAH). However, the factors that cause the decrease in physical activity and the variables that may affect the decrease in physical activity in PAH patients continue to be investigated. Therefore, our aim was to investigate the relationship between physical activity level and physical variables in PAH patients. **Methods:** The International Physical Activity Questionnaire-short form was used to assess the level of physical activity and sitting time. A hand-held dynamometer was used to assess peripheral muscle strength. To evaluate the walking speed a 4-meter gait speed test, for functional mobility and balance performance Timed up-and-go test was used. The functional exercise capacity was determined by 6-minute walk test (6MWT). **Results:** Twenty-three PAH individuals were included in the study. There was a significant mid-high level negative correlation between physical activity and sitting time (p=0.029) and Timed up-and-go test (p=0.002). There was a significant positive correlation between physical activity and muscle strength (p=0.014), walking speed (p=0.001) and 6MWT distance (p=0.004). **Conclusion:** According to the results of our study, patients with higher levels of physical activity showed less sitting time, greater peripheral muscular strength, walking speed, functional mobility and balance performance and functional exercise capacity. The reduction of sitting time should be important in PAH patients because of increasing risk of morbidity. Recommendation to increase physical activity since cardiopulmonary physiotherapy programs are thought to improve physical performance when planned should be more emphasis.

P092

Orta yaşlı erkek bireylerde sigara kullanımının fiziksel aktivite üzerine

EK-15 Dijital Makbuz



Dijital Makbuz

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

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Halil Yüksel
Ödev başlığı: SEMRA TOPUZ
Gönderi Başlığı: Unilateral Alt Ekstremitte Amputasyo...
Dosya adı: AMPUTASYONU_OLAN_B_REYLER.
Dosya boyutu: 2.32M
Sayfa sayısı: 75
Kelime sayısı: 15,007
Karakter sayısı: 105,009
Gönderim Tarihi: 26-Eyl-2019 05:19PM (UTC+0300)
Gönderim Numarası: 1180536379

1. GİRİŞ

Alt ekstremitte amputasyonun sıklıkla periferik vasküler hastalıklar nedeniyle gerçekleşmekte olup buna travma, tıkanık, alar ve kronik enfeksiyonlar, konjenital ekstremitte noksanlıklar, metastatik hastalıklar, paraliziler, yanık ve donmalar sebep olmaktadır (1,2). Amputasyon sonrası kaybolan yarım fonksiyonun yerine getirilmesinde protez önemli rol oynamaktadır. Protez ile rehabilitasyon sonrası fiziksel yaşamdaki iyileşmelerin düzeyi ve sosyal yaşamı adaptasyon miktarda olmakla beraber protez, anatomik yapıları fonksiyonuna tam olarak yerine getiremeyeceğinden, bu fonksiyonlar, amputasyon seviyesi ile ilişkili olarak sağlanarak taraf kompanzasyonu ile gerçekleştirilmektedir (3,4).

Literatürde alt ekstremitte amputasyonları sonrası amputasyon taraf üzerinde yapılan çalışmalar çok sayıda olmakla beraber sağlanarak taraf ile ilgili yapılan çalışmalar hem küçük hem de büyük olarak yerlerini almaktadır (5-9). Amputasyon sonrası protez kullanmanın sağlanarak taraf üzerine etkilerini inceleyen bir çalışmada kalça ve diz bölgesi üzerinde yapılan ölçümler ve bu ölçümlerin sonuçları ve osteoporoz varlığı ve jidleri ile postural değişiklikler ve ağrı gibi parametreler değerlendirilmiştir (5). Bu çalışma kapsamında ise, amputasyon taraf ile sağlanarak taraf için konvansiyonel ve lenin düzeyinde açılan koruyucu ve sonuçta sağlanarak taraf için amputasyon taraf etkilerini ortaya koymuştur (9). Literatürde genel olarak sağlanarak alt ekstremitte, özellikle de sağlanarak taraf etkilerini ortaya koymaya çalışılmamıştır. Bu çalışmada amaç, alt ekstremitte amputasyon olan bireylerde sağlanarak taraf etkilerini incelemek, alt ekstremitte amputasyon olan bireylerde sağlanarak taraf etkilerini incelemek ve alt ekstremitte amputasyon olan bireylerde sağlanarak taraf etkilerini incelemek ve alt ekstremitte amputasyon olan bireylerde sağlanarak taraf etkilerini incelemektir.

Çalışmanın amacı, alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde sağlanarak taraf etkilerini incelemek ve alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde sağlanarak taraf etkilerini incelemektir.

EK 16. Orjinallik ekran Çıktısı

Unilateral Alt Ekstremitte Amputasyonu Olan Bireylerde Sağlam Ayağın Değerlendirilmesi

ORIJINALLIK RAPORU

% 10	% 6	% 3	% 9
BENZERLIK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul Bilgi University Öğrenci Ödevi	% 3
2	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	% 1
3	www.drdenizdogan.com İnternet Kaynağı	% 1
4	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	% 1
5	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
6	Submitted to Istanbul Aydın University Öğrenci Ödevi	<% 1
7	ÜLGER, Özlem, TOPUZ, Semra, BAYRAMLAR, Kezban, ERBAHÇECİ, Fatih, YAKUT, Yavuz and ŞENER, Gül. "Diz altı amputelerde klasik yürüme eğitimi ve Biodex Gait Trainer 2TM ile yapılan yürüme eğitiminin karşılaştırılması",	<% 1

9. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

ADI, SOYADI:	HALİL YÜKSEL
DOĞUM TARİHİ ve YERİ:	01.09.1983 BEYŞEHİR
HALEN GÖREVİ: SELÇUK ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ HASTANESİ, FİZYOTERAPİST	
YAZIŞMA ADRESİ: YAZIR MAH ŞANLI SK AKBAY SİTESİ NO:12/26 SELÇUKLU/KONYA	
TELEFON: 90 551 2336575	
E-MAIL: halil.yuksel@hacettepe.edu.tr	

2. EĞİTİM

YILI	DERECESİ	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
2015-Halen	Yüksek lisans	Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü	Protez, Ortez ve Biomekani
2006-2011	Lisans	Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

3. AKADEMİK DENEYİM

GÖREV DÖNEMİ	ÜNVAN	BÖLÜM	ÜNİVERSİTE
-	-	-	-

4. ÇALIŞMA ALANLARI

ÇALIŞMA ALANI	ANAHTAR SÖZCÜKLER
Ortez, Protez, Biyomekanik.	Fizyoterapi Rehabilitasyon, Ortezler, Protezler, Ampute, Amputasyon,

5. SON BEŞ YILDAKİ ÖNEMLİ YAYINLAR