



**T.C. SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE TIP FAKÜLTESİ**

FİZİKSEL TIP VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

**DİZ ÜSTÜ AMPUTE HASTALARDA MİKROİŞLEMCİ
KONTROLLÜ PROTEZLERİN YÜRÜME PATERNİ
VE ENERJİ TÜKETİMİ ÜZERİNE ETKİSİ**

TIPTA UZMANLIK TEZİ

Dr. Sabahat Gaye BALDUĞ

ANKARA / 2019



**T.C. SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE TIP FAKÜLTESİ**

FİZİKSEL TIP VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

**DİZ ÜSTÜ AMPUTE HASTALARDA MİKROİŞLEMCİ
KONTROLLÜ PROTEZLERİN YÜRÜME PATERNİ
VE ENERJİ TÜKETİMİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Dr. Sabahat Gaye BALDUĞ

**T.C. Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Tıp Fakültesi
Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı'nın
Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon uzmanlık eğitim programı için öngördüğü
TIPTA UZMANLIK TEZİ
olarak hazırlanmıştır.**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Ümüt GÜZELKÜÇÜK**

ANKARA / 2019



T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE TIP FAKÜLTESİ
Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Başkanlığı

TIPTA UZMANLIK ÖĞRENCİSİ TEZ SAVUNMA SINAV TUTANAĞI 2

Tıpta Uzmanlık Öğrencisinin;	
Adı Soyadı	Sabahat Gaye BALDUĞ
Anabilim Dalı/Uzmanlık alanı	Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon
Tez Danışmanı	Doç. Dr. Ümüt GÜZELKÜÇÜK
Tez Başlığı	Diz Üstü Ampute Hastalarda Mikroişlemci Kontrollü Protezlerin Yürüme Paterni ve Enerji Tüketimi Üzerine Etkisi
Toplantı Bilgileri;	
Jüri : Tıp Fakültesi Dekanlığı'nın 27 / 02 / 2019 Tarih ve 04 sayılı toplantısında oluşturulan Tez Savunma Sınav Jürisi	
Sınav Tarihi: 30 / 09 / 2019	
Sınavın Yeri: Ankara Gaziler FTR EAH	Sınavın Saati: 10 / 00

Değerlendirme ve Sonuç;			
Jüri üyelerinin kişisel raporları tartışıldı;			
<input type="checkbox"/> Savunuma sınavına alınmaya değer bulunmayan tezin REDDEDİLMESİNE			
<input type="checkbox"/> Başarıyla savunulan tezin DÜZELTİLMESİNE , (Not halinde belirtilen konularda)			
<input checked="" type="checkbox"/> Başarıyla savunulan tezin KABUL EDİLMESİNE ,			
<input checked="" type="checkbox"/> OY BİRLİĞİ <input type="checkbox"/> OY ÇOKLUĞU** ile karar verilmiştir.			
Jüri Üyeleri			
Ünvanı, Adı ve Soyadı	Anabilim Dalı/Kurumu	Red/Kabul	İmza
1. Prof. Dr. Arif Kenan TAN	FTR / SBÜ Gülhane Tıp Fak.	<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>	
2. Prof. Dr. Belma Füsün KÖSEOĞLU	FTR / TOBB Üniv. Tıp Fak.	<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>	
3. Prof. Dr. Evren YAŞAR	FTR / SBÜ Gülhane Tıp Fak.	<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>	

Ek:

1. Jüri üyelerinin Tez İnceleme ve Değerlendirme raporları

* Bu form Tıpta Uzmanlık Yönetmeliği'ne göre düzenlenmiştir.

TEŞEKKÜR

Bu çalışma ile diz üstü ampute hastalarda mikroişlemci kontrollü protezlerin yürüme paterni ve enerji tüketimi üzerine olan etkisini araştırmayı amaçladık.

Çalışmam sırasında bana her türlü yardım ve desteği sağlayan değerli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Ümüt GÜZELKÜÇÜK başta olmak üzere uzmanlık eğitimim sürecinde bilgi ve deneyimlerinden her zaman yararlandığım Anabilim Dalı Başkanımız sayın hocam Prof. Dr. Arif Kenan TAN, Başhekimimiz sayın hocam Prof. Dr. Nilüfer Kutay ORDU GÖKKAYA, değerli hocalarım Prof. Dr. Bilge YILMAZ, Prof. Dr. Mehmet Ali TAŞKAYNATAN, Prof. Dr. Evren YAŞAR, Prof. Dr. Eda GÜRÇAY, Doç. Dr. Koray AYDEMİR, Doç. Dr. Fatih TOK, Doç. Dr. Serdar KESİKBURUN, Dr. Öğr. Üyesi Kutay TEZEL, Dr. Öğr. Üyesi Özlem KÖROĞLU, tez çalışmamın istatistik bölümünü hazırlamam konusunda desteğini esirgemeyen Doç. Dr. Emre ADIGÜZEL ve tüm Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon uzman hekimlerine saygı ve teşekkürlerimi sunarım. Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım. Rotasyon eğitimlerim süresince bilgi ve birikimlerinden yararlandığım İç Hastalıkları AD, Romatoloji BD, Nöroloji AD, Göğüs Hastalıkları AD ve Kardiyoloji AD öğretim üyelerine; tez çalışmamda gösterdiği katkılardan dolayı Fzt. İsmail YAŞA ve Fzt. Halim Emre YAŞAR'a teşekkür eder, saygılarımı sunarım. Asistanlığım boyunca birlikte çalışmaktan keyif aldığım tüm hemşire, fizyoterapist ve diğer klinik personeli arkadaşlarıma bana gösterdikleri yakın ilgiden dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak beni yetiştiren, desteklerini hiç esirgemeyen ve bugünlere gelmemde büyük emeği olan anneme, babama, canım kardeşime ve varlığından güç aldığım biricik oğlum Atlas'a sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

Bu gözlemsel klinik araştırmada; diz üstü ampute hastalarda mikroişlemci kontrollü (MİK) protezlerin yürüme paterni ve enerji tüketimi üzerine olan etkisini araştırmayı amaçladık.

Çalışmaya 34 unilateral diz üstü ampute hasta dahil edildi. Bu hastalardan, birinci gruptaki 17 kişi MİK protez kullanıyorken; ikinci gruptaki 17 kişi MİK olmayan protez kullanıyordu. Hastalar kullandıkları protez grubuna göre yürüme paternleri, enerji tüketimleri, hareket becerileri, yaşam kaliteleri, protezlerinden memnuniyet durumları ve yürüyüş kapasiteleri açılarından karşılaştırıldı. Değerlendirme ölçütleri olarak 3D yürüme analizi, egzersiz tolerans testi, Short form 36 (SF-36) anketi, Lökomotor Kapasite İndeksi-5 (LKI-5), Protez Memnuniyet Anketi (PMA) ve 6 dakika yürüme testi (6DYT) uygulandı.

Çalışmanın sonucunda; MİK protezlerin yürümenin hız, ampute taraf adım uzunluğu, ampute taraf adım süresi ve ampute taraf tek destek fazı özelliklerine MİK olmayan protezlere göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde katkı sağladığı saptandı ($p<0,05$). MİK protezlerin enerji tüketimini MİK olmayan protezlere göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde azalttığı tespit edildi ($p<0,05$). MİK protezlerin, SF-36'nın iki temel komponentinden biri olan fiziksel sağlık üzerinde MİK olmayan protezlere göre anlamlı iyileşme sağladığı görüldü ($p<0,05$); mental sağlık üzerinde ise protez grupları arasında anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). Protezle hareket etme becerilerinde MİK protez kullanan hasta grubunda minimal yükseklik olsa da istatistiksel olarak anlamlı seviyede değildi ($p>0,05$). MİK protez kullanan hastalar protezlerinden anlamlı ölçüde daha memnundı ($p<0,05$). Yürüyüş kapasitesi MİK protez kullanan hasta grubu lehine anlamlı ölçüde fazlaydı ($p<0,05$).

Anahtar Kelimeler: Mikroişlemci Kontrollü Protez, Diz Üstü Ampute, Enerji Tüketimi, Yürüme Analizi

SUMMARY

In this observational clinical study; we aimed to investigate the effect of microprocessor controlled (MIC) prostheses on gait pattern and energy consumption in above-knee amputee patients.

Thirty-four unilateral amputated above-knee patients were included in the study. Of these patients, 17 people in the first group were using MIC prosthesis; 17 people in the second group were using non-MIC prosthesis. The patients were compared in terms of walking patterns, energy consumption, mobility, quality of life, satisfaction with prosthesis and walking capacity according to the prosthesis group they used. 3D gait analysis, exercise tolerance test, Short form 36 (SF-36) health survey questionnaire, Locomotor Capabilities Index-5 (LKI-5), Satisfaction with Prosthesis Questionnaire (SAT-PRO) and six-minute walk test (6MWT) were used as evaluation criteria.

As a result of the study; it was found that MIC prostheses had a statistically significant contribution to walking speed, amputated side step length, amputated side step time, and amputated side single support phase characteristics compared to non-MIC prostheses ($p < 0.05$). MIC prostheses was found to significantly reduce energy consumption compared to non-MIC prostheses ($p < 0.05$). MIC prostheses showed significant improvement on physical health, which is one of the two main components of SF-36, compared to non-MIC prostheses ($p < 0.05$); there was no significant difference in mental health between the prosthetic groups ($p > 0.05$). The ability to move with prosthesis was minimal high but not statistically significant in the patient group using MIC prosthesis ($p > 0.05$). Patients using MIC prosthesis were significantly more satisfied with their prosthesis ($p < 0.05$). Gait capacity was significantly higher in favor of the MIC prosthesis group ($p < 0.05$).

Key Words: Microprocessor Controlled Prosthesis, Above-Knee Amputee, Energy Consumption, Gait Analysis

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEŞEKKÜR	ii
ÖZET.....	iii
SUMMARY	iv
İÇİNDEKİLER	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. AMPUTASYON	4
2.1.1. Tanım.....	4
2.1.2. İnsidans	4
2.1.3. Etyoloji	5
2.1.3.1. Periferik vasküler hastalıklar	6
2.1.3.2. Travma.....	6
2.1.3.3. Enfeksiyon	6
2.1.3.4. Tümörler	7
2.1.3.5. Sinir yaralanmaları.....	7
2.1.3.6. Konjenital anomaliler	7
2.1.3.7. Yanık/Donma	7
2.2. AMPUTASYON CERRAHİSİ.....	8
2.2.1. Amputasyon Seviyesi Belirleme	8
2.2.2. Postoperatif Komplikasyonlar	9
2.2.2.1. Hematom.....	9
2.2.2.2. Enfeksiyon	9
2.2.2.3. Nekroz	9
2.2.2.4. Kontraktür	10
2.2.2.5. Ağrı.....	10
2.2.2.6. Nörinom	10

2.2.2.7. Fantom ağrısı	10
2.2.3. Amputasyon Seviyeleri.....	11
2.2.3.1. Üst ekstremitte amputasyonları	11
2.2.3.2. Alt ekstremitte amputasyonları.....	11
2.3. AMPUTE REHABİLİTASYONU	14
2.3.1. Preoperatif Dönem	15
2.3.2. Postoperatif Dönem	15
2.3.3. Protez Uygulama Dönemi	17
2.3.3.1. Erken protez uygulama dönemi	18
2.3.3.2. Geçici protez uygulama dönemi	18
2.3.3.3. Kalıcı protez uygulama dönemi	18
2.3.4. Uzun Dönem Takip.....	19
2.4. ALT EKSTREMİTE PROTEZLERİ.....	19
2.4.1. Diz Altı Protezler	19
2.4.1.1. Diz altı protezlerin komponentleri.....	19
2.4.2. Diz Üstü Protezler.....	24
2.4.2.1. Diz üstü protezlerin komponentleri.....	24
2.5. ALT EKSTREMİTE AMPUTE HASTALARDA PROTEZ EĞİTİMİ VE YÜRÜME REHABİLİTASYONU	27
2.5.1. Protez Giyme ve Çıkarma Eğitimi.....	28
2.5.2. Protezle Birlikte Yürüme Eğitimi	28
2.6. NORMAL YÜRÜME VE YÜRÜME SIKLUSUNUN FAZLARI.....	30
2.6.1. Yürüme Siklusunun Fazları	32
2.6.1.1. Basma fazı	33
2.6.1.2. Salınım fazı.....	34
2.7. ALT EKSTREMİTE AMPUTE HASTALARDA SIK GÖRÜLEN YÜRÜYÜŞ BOZUKLUKLARI	34
2.7.1. Diz Altı Ampute Hastalarda Sık Görülen Yürüyüş Bozuklukları.....	35
2.7.1.1. İlk topuk teması ile basma ortası arası.....	35
2.7.1.2. Basma ortası.....	35
2.7.1.3. Basma ortası ile parmak ucu kalkışı arası	36
2.7.1.4. Salınım fazı.....	36

2.7.2. Diz Üstü Ampute Hastalarda Sık Görülen Yürüyüş Bozuklukları.....	36
2.7.2.1. İlk topuk teması ile basma ortası arası.....	36
2.7.2.2. Basma ortası.....	37
2.7.2.3. Erken salınım fazı.....	37
2.7.2.4. Salınım fazı.....	38
2.8. YÜRÜME ANALİZİ.....	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	41
3.1. ARAŞTIRMAYA DAHİL EDİLME KRİTERLERİ.....	41
3.2. ARAŞTIRMAYA DAHİL EDİLMEME KRİTERLERİ.....	41
3.3. HASTALARIN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	42
3.4. DEĞERLENDİRME ÖLÇÜTLERİ.....	42
3.5. İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....	47
4. BULGULAR.....	48
5. TARTIŞMA.....	57
6. SONUÇ.....	70
7. KAYNAKLAR.....	72
8. EKLER.....	82
Ek-1. ETİK KURUL TOPLANTI RAPORU.....	82
Ek-2. GÖNÜLLÜLERİN BİLGİLENDİRİLDİĞİ VE RIZASININ ALINDIĞINI GÖSTERİR BELGE.....	85
Ek-3. HASTA TAKİP FORMU.....	89
Ek-4. SHORT FORM 36 ANKETİ.....	91
Ek-5. PROTEZ MEMNUNİYET ANKETİ.....	95
Ek-6. SPSS VERİ TABLOSU.....	97

SİMGELER VE KISALTMALAR

ASY	: Ateşli Silah Yaralanması
EMG	: Elektromyografi
EYP	: El Yapımı Patlayıcı
LKİ	: Lökomotor Kapasite İndeksi
MFCL	: Medicare Functional Classification Level
MİK	: Mikroişlemci Kontrollü
PMA	: Protez Memnuniyet Anketi
PTB	: Patellar Tendon Bearing
SACH	: Solid Ankle Cushion Heel
SF-36	: Short Form 36
TSB	: Total Surface Bearing
VAM	: Vücut Ağırlık Merkezi
VCO₂	: Üretilen Karbondioksit Volümü
VCO_{2max}	: Üretilen Karbondioksit Volümünün Maksimum Değeri
VKİ	: Vücut Kitle İndeksi
VO₂	: Tüketilen Oksijen Volümü
VO_{2max}	: Tüketilen Oksijen Volümünün Maksimum Değeri
YTK	: Yer Tepkime Kuvveti
YTKV	: Yer Tepkime Kuvveti Vektörü
6DYT	: Altı Dakika Yürüme Testi

TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Medicare Functional Classification Level – K sınıflaması.....	19
Tablo 2.2. Temel yürüme parametrelerinin ortalama değerleri.....	32
Tablo 3.1. Yürüyüşün temporospasyal özellikleri.....	43
Tablo 3.2. Lökomotor Kapasite İndeksi-5	46
Tablo 4.1. Gruplara göre yaş, cinsiyet, boy, kilo ve VKİ dağılımı	49
Tablo 4.2. Gruplara göre eğitim düzeyleri dağılımı.....	49
Tablo 4.3. Gruplara göre amputasyon tarafı, dominant taraf ve protez ayak tipi dağılımı	50
Tablo 4.4. Gruplara göre etyolojik dağılım	51
Tablo 4.5. Gruplara göre amputasyon süresi, mevcut protezi kullanma süresi, gün içi protez kullanma süresi ve güdük uzunluğu dağılımı	51
Tablo 4.6. Gruplara göre 6DYT, LKI-5 ve PMA sonuçları dağılımı	52
Tablo 4.7. Gruplara göre VO ₂ max, VCO ₂ max ve kalori tüketimi değerleri dağılımı	53
Tablo 4.8. Gruplara göre SF-36 alt komponent değerleri (ortalama±standart sapma)	53
Tablo 4.9. Gruplara göre yürüme analizi temporospasyal verilerinin dağılımı.....	54
Tablo 4.10. Gruplara göre yürüme analizi kalça eklemi kinematik veri dağılımı	55
Tablo 4.11. Gruplara göre yürüme analizi diz eklemi kinematik veri dağılımı	56
Tablo 4.12. Gruplara göre yürüme analizi ayak bileği eklemi kinematik veri dağılımı	56

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Diz altı amputasyon.....	13
Şekil 2.2. Diz üstü amputasyon	14
Şekil 2.3. Postoperatif dönemde bandajlama	16
Şekil 2.4. Solid Ankle Cushion Heel ayak	22
Şekil 2.5. Tek eksenli hidrolik ayak	22
Şekil 2.6. Dinamik cevaplı ayak.....	23
Şekil 2.7. Quadrilateral diz üstü protez soketi.....	24
Şekil 2.8. Diz eklemi mikroişlemci kontrollü diz üstü protez.....	26
Şekil 2.9. Mekanik modüler diz eklemi.....	26
Şekil 2.10. Paralel barda protez eğitimi.....	29
Şekil 2.11. Protezle merdiven inip çıkma eğitimi	30
Şekil 2.12. Yürüme siklusunun fazları	33
Şekil 2.13. Üç düzlemde ayak bileğinin kinematik analizi	39
Şekil 3.1. Yürüme analizi laboratuvarı.....	43
Şekil 3.2. Egzersiz tolerans laboratuvarı	45
Şekil 4.1. Araştırma akış şeması.....	48

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Amputasyon; ekstremitenin bir veya birden fazla kemiği ile birlikte kesilerek distal parçasının cerrahi yöntemlerle vücuttan uzaklaştırılması işlemidir.

Günümüzde antibiyoterapi, damar cerrahisi ve neoplazm tedavisindeki gelişmeler hastalıklı olan ekstremitenin korunmasını kolaylaştırır da, çoğu zaman ampute edilmesi gereken ekstremitayı koruyucu girişimler morbidite ya da mortalite ile sonuçlanabilir (1).

Amputasyonların %96-99'u edinsel amputasyonlara, %1-4'ü konjenital nedenlere bağlıdır (2). Amputasyonun majör nedenleri travma, diyabetes mellitus, aterosklerotik vasküler hastalık, tümör ve konjenital ekstremita eksiklikleri şeklinde sıranabilir.

Alt ekstremita amputasyonları tüm amputasyonların %80-85'ini oluşturmaktadır (3). Alt ekstremita edinsel amputasyonlarının %75-93'ü vasküler hastalıklara bağlı olup bu olgularda diyabetes mellitus en önemli risk faktörüdür. Diğer nedenler özellikle gençlerde olmak üzere travma ve daha az oranda da tümörlerdir. Üst ekstremita amputasyonlarının ise %80'i travmalar nedeniyle olmaktadır (2).

Amputasyonun etyolojisi, düzeyi ve eşlik eden veya ilişkili olduğu medikal durumlar ampute bireyin tedavi programının düzenlenmesi açısından önemlidir. Ampute rehabilitasyon programına preoperatif dönemde başlanılmalıdır. Hastanın premorbid fonksiyonel durumu, rehabilitasyonu etkileyebilecek mevcut hastalıkları, hedef ve beklentileri değerlendirilmelidir.

Alt ekstremita amputasyon seviyeleri; parsiyel ayak amputasyonları, ayak bileği dezartikülasyonu, transtibial (diz altı) amputasyon, diz dezartikülasyonu, transfemoral (diz üstü) amputasyon, kalça dezartikülasyonu, hemipelvektomi şeklinde sıralanabilir.

Postoperatif dönemde gerekli yara iyileşmesi sağlandığında rehabilitasyon programının hedefi ekstremita maturasyonunun sağlanması ve hastanın normal

aktivitelerine dönmesidir. Erken postoperatif dönemde ödemi azaltmak ve güdüğü şekillendirmek amacıyla yumuşak, semirijit veya rijit sargılar, hava splintleri uygulanabilir. Güdüğün iyice şekillenip hacminin sabitleştiği dönemde yani güdüğün maturasyonu tamamlanınca kalıcı protez uygulanır.

Ekip kararı ile protez reçetesini belirleme, protezin uygulanması, protez eğitiminin verilmesi protezleme döneminin temel işlevleridir. Amputasyondan 2-3 hafta sonra yara iyileşirse proteze geçilebilir. İyileşmede şüphe varsa, yük verilebileceğinden emin oluncaya kadar protez ertelenebilir. Alt ekstremitte amputeleri için erken protezlemenin daha faydalı olduğu halen kabul görmektedir (2, 4).

Alt ekstremitte protezleri; ayak ve ayak bileği protezleri, diz altı protezleri, diz dezartikülasyon protezleri, diz üstü protezleri, kalça dezartikülasyon protezleri ve hemipelvektomi protezleri olarak sınıflandırılmaktadır.

Diz üstü protezler; protezin cilde temas eden ve güdüğe desteği sağlayan en önemli parçası olan soket, artifisiyel ekstremitteyi güdüğe bağlayan protez parçası olan süspansiyon, diz stabilitesini ve hareketlerini sağlayan diz üniti, soket ile ayağı birleştiren parça şank (baldır parçası), artifisiyel ekstremitenin yere temas eden bölümü olup ayak bileği ve ayağın görevini üstlenen ayak/ayağın bileği parçalarından oluşmaktadır.

Diz ünitenin amacı yürümenin basma fazında stabilizeyi sağlamak iken, salınım fazında diz hareketini ve oturma esnasında da dizin fleksiyonunu sağlamaktır. Diz üniteleri; mekanik (tek akslı, multi akslı) diz üniti, basma fazı ağırlıkla aktive olan diz üniti, manuel kilit sistemli diz üniti, pnömotik ve hidrolik diz üniti şeklinde olabileceği gibi mikroişlemci kontrollü (MİK) diz üniti şeklinde de olabilir.

Bu çalışmanın amacı diz üstü ampute hastalarda MİK protezlerin yürüme paterni ve enerji tüketimi üzerine etkilerini diğer protezlerle karşılaştırarak tespit etmektir.

Bu çalışmaya toplam 34 hasta alınmıştır. Hastaların 17 tanesi diz üniti MİK olanlar ve 17 tanesi diz üniti MİK olmayanlar olarak iki grup halinde çalışmaya dahil

edilmiştir. Hastalar yürüme paternleri, yürüme hızları, yürüme mesafeleri, yürüyüş kapasiteleri, enerji tüketimleri, lökomotor kapasiteleri, yaşam kaliteleri ve mevcut protezlerinden memnuniyet dereceleri açılarından karşılaştırılmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. AMPUTASYON

2.1.1. Tanım

Ekstremitenin bir kısmının travma, periferik damar hastalıkları, enfeksiyon, tümör veya konjenital anomaliler nedeniyle cerrahi yöntemler ile vücuttan ayrılması işlemine amputasyon, eklemin distal kısmının vücuttan ayrılması işlemine ise dezartikülasyon adı verilmektedir.

Amputasyon cerrahi girişimler içerisinde en eski olanlardan biridir. Eski dönemlerde kesici ya da ilkel ateşli silah yaralanmalarının ve açık kırıkların tedavisinde giyotin amputasyon uygulanırdı. 16.yüzyılın başlangıcında Fransız ordu cerrahı Ambroise Pare ilk kez amputasyon sonrasında damarları bağlayarak kanamayı kontrol altına almış ve fonksiyonel güdük oluşmasını sağlamıştır. Anestezi ve cerrahi yöntemlerin gelişmesi ile proteze kolay uyum sağlayan fonksiyonel güdükler oluşturulmuştur (5).

Ampute rehabilitasyonu ideal olarak amputasyon öncesi dönemden başlamakta ve kişinin protezini başarılı bir şekilde kullanarak topluma yeniden katılmasıyla, mesleğini yapabilmesiyle devam etmektedir. Ampute rehabilitasyonu ve hastanın kalıcı protezini kullanmaya başlayabilmesi multidisipliner bir ekip çalışmasını gerektirmektedir. Bu ekipte fiziyatrist, ortopedik cerrah, vasküler cerrah, prostetist, fizyoterapist, psikolog, meslek eğitimcileri, iş uğraşı terapisti ile aile yer almaktadır (2).

2.1.2. İnsidans

Dünyadaki amputelerin gerçek sayısını bilmek güç olsa da ulusal sağlık istatistik merkezi verilerine göre Amerika Birleşik Devletleri'nde yıllık amputasyon insidansı 185 000 olarak belirtilmektedir (6).

Amputasyonların %96-99'u edinsel amputasyonlara, %1-4'ü konjenital nedenlere bağlıdır (2). Amputasyonun majör nedenleri travma, diyabetes mellitus,

aterosklerotik vasküler hastalık, tümör ve konjenital ekstremitte eksiklikleri şeklinde sıranabilir.

Amputasyon nedenleri ülkeler arasında farklılık gösterebilmektedir. Gelişmekte olan ülkelerde ana neden travma iken, gelişmiş ülkelerde diyabetin vasküler komplikasyonlarıdır (7).

Alt ekstremitte amputasyonları tüm amputasyonların %80-85'ini oluşturmaktadır (3). Alt ekstremitte amputasyon nedenleri konjenital ve edinsel olarak ikiye ayrılmaktadır. Alt ekstremitte edinsel amputasyonlarının %75-93'ü vasküler hastalıklara bağlı olup bu olgularda diyabetes mellitus en önemli risk faktörüdür. İkinci sırada travma ve daha az oranda da tümörler yer almaktadır. Travma sonrası amputasyon nedenleri; vasküler ya da sinirsel hasar, yanık, donma veya iyileşmeyen fraktürlerdir.

Çocuk amputasyonlarının %60'ı konjenitaldir. Konjenital amputasyonlar tüm amputasyonların %5'ini oluşturmaktadır (8).

Üst ekstremitte amputasyonlarının ise %80'i travmalar nedeniyle olmaktadır (2).

Ülkemizde terör olaylarına ve trafik kazalarına bağlı travmatik amputasyonlara oldukça sık rastlanmaktadır. Travmatik ampute bireyler daha genç yaşta ve üretken kesim içinde yer almaktayken, hastalığa bağlı ampute bireyler ise genellikle 60 yaşın üzerindedirler.

Amputasyonların %39'u diz altı, %31'i diz üstü, %15'i transradial, %8'i transhumeral olarak karşımıza çıkmaktadır (7).

Amputasyonun tek gerçek endikasyonu hastalıklı ve travmaya maruz kalan ekstremitenin geri dönüşümsüz iskemisidir.

2.1.3. Etyoloji

1. Periferik vasküler hastalıklar
2. Travma
3. Enfeksiyon
4. Tümörler

5. Sinir yaralanmaları
6. Konjenital
7. Yanık/Donma

2.1.3.1. Periferik vasküler hastalıklar

Hastalar genellikle 50 ile 70 yaş arasındadır. Amputasyonların %80'i ateroskleroz ve eşlik eden diyabetes mellitus zemininde gelişen iskemi nedeniyle yapılır (9).

Diyabetes mellitusa bağlı alt ekstremitte amputasyonları yüksek postoperatif mortaliteye sahiptir (10). Diyabetiklerde amputasyon oranı nondiyabetiklere göre 40 kat daha fazladır (11). Diyabetes mellitusta görülen ayak ülserleri sıklıkla ön ayakta, metatars başları altında ve interfalangeal eklem düzeyinde görülür.

Buerger hastalığı ve Reynauld sendromu da amputasyona neden olabilen periferik vasküler hastalıklar arasında yer almaktadır.

2.1.3.2. Travma

Travmatik amputasyonlar 50 yaşın altındaki erkeklerde daha sık görülmektedir. Günümüzdeki en sık travmatik amputasyon nedeni ateşli silah yaralanmalarıdır. 6 saati geçen ekstremitte iskemisi ve komplet sinir hasarı, ateşli silah yaralanmalarındaki amputasyon endikasyonlarıdır (12).

Primer amputasyon için mutlak endikasyon, iskemik bir ekstremitede geri dönüşümsüz damar yaralanmasıdır.

2.1.3.3. Enfeksiyon

Medikal ya da cerrahi tedaviye yanıt alınamayan enfeksiyonlar amputasyon için rölatif endikasyon grubunu oluşturmaktadır.

Amputasyon gerektiren enfeksiyonlardan fulminan gazlı gangren en tehlikeli olanıdır. En kısa sürede yüksek seviyeden amputasyon uygulanmalı ve yara açık bırakılmalıdır (13).

Özellikle diyabetik ayak enfeksiyonları eğer uzun süreli ve komplike ise genellikle çoklu mikroorganizmalar tarafından oluşturulmuştur. Bunun dışındaki hastalarda ise stafilokok veya streptokoklar etken mikroorganizmalardır (14).

2.1.3.4. Tümörler

Ekstremitede, lokal tümör kontrolünün sağlanmasının mümkün olmadığı lezyonlarda amputasyon endikedir. Hastada metastaz varlığına bağlı olarak mümkün olan en distal seviyeden amputasyon yapılmalıdır.

2.1.3.5. Sinir yaralanmaları

Nörolojik yaralanmalardan sonra eğer ekstremitede trofik ülserler ve bunlara bağlı enfeksiyonlar gelişmiş ise amputasyon yapılabilir.

2.1.3.6. Konjenital anomaliler

Çocukluk çağı ekstremitte amputasyonlarının esas nedeni konjenital ekstremitte eksiklikleridir. Konjenital üst ekstremitte eksikliğin alt ekstremitte eksikliğine oranı 2/1'dir. Tüm konjenital ekstremitte eksikliklerinin %40'ı sol transvers radial tiptedir (15).

Alt ekstremitte konjenital eksikliği durumunda bacak uzunluğu eşit olmadığından ve ağırlık aktarımı açısından bu eşitsizliğin önemli olması nedeniyle alt ekstremitte eksikliklerinde daha fazla cerrahi düzeltme yapılmaktadır (2).

2.1.3.7. Yanık/Donma

Termal yanıklarda, donma olaylarında ve elektrik çarpmalarında ekstremitte hasarı genellikle görünen kısımdan çok daha fazladır. Hızlı bir şekilde demarkasyon

hattı daha proksimale doğru ilerler. Bu nedenle ilk birkaç gün tekrarlayan debridmanlarla güdük ucu açık olarak takip edilir. Sonrasında ise amputasyon seviyesine karar verilir.

2.2. AMPUTASYON CERRAHİSİ

Amputasyon cerrahisi son çare prosedürü veya bakım başarısızlığı olarak kabul edilmemelidir. Bunun yerine, amputasyon cerrahisi, kişinin işlevsel bağımsızlığını, hareketliliğini ve yaşam kalitesini iyileştirme potansiyeline sahip bir yeniden yapılandırma prosedürü olarak görülmelidir.

Çok sayıda arterin zarar görmüş olması, fazla miktarda yumuşak dokunun hasarlanmış olması, siyatik ve tibial sinirlerin lezyonlarının mevcut olması o ekstremitenin korunması için kötü prognoz göstergeleridir (7).

Üst ekstremitte travmalarında; ekstremiteye yük binmemesi, kısmi duyu mevcutsa fonksiyonun sağlanması ve üst ekstremitte protezlerinin fazla fonksiyonel olmaması nedeniyle ekstremitte korunma eğilimindedir (7).

Güdüğün her zaman uzun bırakılması yerine bazen daha kısa rezidüel ekstremitte tercih edilebilir.

2.2.1. Amputasyon Seviyesi Belirleme

Amputelerde rezidüel bacak uzunluğunu en üst düzeyde tutmak ve revizyon ihtiyacını en aza indirme gerekliliği amputasyon seviyesinin seçilmesi için optimal modalitenin araştırılmasına yol açmıştır. Amputasyon seviyesini optimal olarak belirleyebilmek için fiziksel bulgular (nabızlar, cilt kalitesi, ayak iskemisi veya enfeksiyonun boyutu, deri ısı), invazif olmayan hemodinamik testler (segmental arteriyel basınçlar, ayak basınçları), invaziv anatomik testler (anjyografi tetkikleri) ve fizyolojik testler (deri kan akışı, cilt perfüzyon basıncı, kas perfüzyonu, transkütanöz oksijen ölçümleri) yapılabilmektedir (16).

Kısa rezidüel ekstremitte uzunluğu yürüme esnasında tüketilen enerji miktarının artışına ve güdüğün proteze uyumununun güçleşmesine yol açar (17).

Tek taraflı diz altı amputasyonlarında, ambulasyon sırasında enerji tüketiminde %10 ila %40'lık bir artış görülürken, diz üstü amputasyonlarında %50 ila %70 daha fazla enerji tüketimi meydana gelir (18). Bu fark diz altı amputasyona göre diz üstü amputasyonda başarılı rehabilitasyon oranının neden daha düşük olduğunu açıklayabilir. Alt ekstremitte amputasyon seviyesi protez kullanım oranlarını da etkilemektedir. Bir çalışmada protez kullanımının diz altı amputasyonu takiben %50 ile %100 arasında, diz üstü amputasyonu takiben ise sadece %10 ile %30 arasında olduğu rapor edilmiştir (19).

2.2.2. Postoperatif Komplikasyonlar

2.2.2.1. Hematom

Güçük ucunun kapatılmadan önce dikkatlice uygulanan hemostaz ve dren uygulanmasıyla hematom riski en aza indirilebilir. Hematom yara iyileşmesini geciktirir ve bakteriyel enfeksiyon için kültür ortamı sağlar. Hematom olduğunda aspire edilmeli ve kompresif sargı uygulanmalıdır (20).

2.2.2.2. Enfeksiyon

Özellikle diyabetik hastalarda olmak üzere periferik vasküler hastalıklarda daha sık görülür. Ciddi enfeksiyonlar güdük ucunda tamamen açılmaya ve seviyenin yükselmesine neden olabilirler. Kültür antibiyogramına göre antibiyoterapisi düzenlenmelidir (20).

2.2.2.3. Nekroz

Yara yerinde ciltte 1 cm'den az nekroz yara bakımı ile takip edilebilir. Daha ciddi olan nekrozlar ise hastanın durumuna göre debridmanla takip edilebilir ya da daha üst seviyeden amputasyon yapılabilir.

2.2.2.4. Kontraktür

Postoperatif dönemde hastanın ilgili eklemlerine pasif ve aktif eklem hareket açıklığı egzersizleri düzenlenerek ve hastanın uygun pozisyonlaması yapılarak önlenabilir.

2.2.2.5. Ağrı

Postoperatif dönemde ağrı; lokal kökenli ağrılar (rezidüel ekstremitte ağrısı, güdük ağrısı) ve fantom ağrısı olarak iki şekilde hissedilebilir. Lokal kökenli ağrıların nedenleri nörinom, kompleks bölgesel ağrı sendromu benzer sendrom, post amputasyon nörolji gibi nöropatik karakterde olabileceği gibi; enfeksiyon, bası yarası, kemik çıkıntılar, vasküler yetmezlik ve skar oluşumu gibi nedenlerle somatik karakterde de olabilir (21).

2.2.2.6. Nörinom

Kesilen sinirlerin uçlarında oluşmaktadır. Nörinomun ekspozite edilerek sinirin daha proksimalden kesilmesi ve sinir ucunun güdük ucundan daha proksimale retrakte olmasıyla tedavi edilebilir (20).

2.2.2.7. Fantom ağrısı

Amputelerin kaybettikleri ekstremitelerinin var olmayan kısmında hissettikleri şiddetli ağrı fantom ağrısı olarak adlandırılmaktadır. Fantom ağrısı başta kaybedilen ekstremitte parçasının tümünde hissedilirken, zamanla bu his distale doğru yer değiştirir ve şiddeti azalır (22). Hastalar ağrıyı kramp tarzında, yanıcı şekilde, bıçak saplanır tarzda ya da elektrik çarpmasına benzer şekilde tanımlar.

2.2.3. Amputasyon Seviyeleri

2.2.3.1. Üst ekstremite amputasyonları

- A. Parmak / başparmak amputasyonları
- B. Ray rezeksiyonu
- C. Transmetakarpal amputasyonlar
- D. El bileği dezartikülasyonu
- E. Transradial amputasyon
- F. Dirsek dezartikülasyonu
- G. Transhumeral amputasyon
- H. Omuz dezartikülasyonu
- İ. Forequarter amputasyon

2.2.3.2. Alt ekstremite amputasyonları

- A. Parmak amputasyonu
- B. Ray rezeksiyonu
- C. Transmetatarsal amputasyonlar
- D. Syme amputasyonu
- E. Diz altı amputasyon
- F. Diz dezartikülasyonu
- G. Diz üstü amputasyon
- H. Kalça dezartikülasyonu
- İ. Hemipelvektomi

Amputasyon seviyesi etyolojiye göre değişir. Üst ekstremitede en yaygın görülen amputasyon seviyesi en fazla fonksiyonel iyileşmenin sağlandığı transradial amputasyondur (7).

Ayak amputasyonları alt ekstremitte amputasyonları içerisinde genel olarak en yaygın uygulanan minör amputasyon seviyesidir (23). Ekstremitte kurtarma tekniklerindeki ilerlemelerle, parsiyel ayak amputasyon prosedürlerinin sayısı geçtiğimiz 10 ila 15 yıl içinde belirgin bir artış göstermiştir (24). Diz altı seviye, alt ekstremitte en yaygın majör amputasyon seviyesidir ve diz üstü ikinci en yaygın olanıdır (25).

Ayak bileği dezartikülasyonu dahil olmak üzere daha proksimalden yapılan amputasyonlar majör amputasyon olarak kabul edilirken, daha distalden yapılan amputasyonlar (Chopart, Lisfranc, ray, transmetatarsal, parmak) minör amputasyon olarak kabul edilirler (25).

A. Parmak amputasyonu: Tek bir parmağın amputasyonu duruş veya yürüyüş dışında çok az sıkıntı yaratır. Başparmak amputasyonu normal ritimde yürüme veya ayakta durmayı fonksiyonel olarak etkilemez.

B. Ray rezeksiyonu: Metatarların bir veya birkaçının parsiyel veya tamamen çıkarılmasına ray amputasyon denir. Sıklıkla enfeksiyon zemininde, iskemiye bağlı, diyabetik ayak komplikasyonu olarak ve bazende travmatik yaralanmalar sonucu ray amputasyonlar tercih edilir (20).

C. Transmetatarsal amputasyon: Transmetatarsal amputasyon seviyesi başarılı bir amputasyon seviyesi olarak kabul edilir. Transmetatarsal amputeler iyi bir ark desteğiyle basıncı dağıtan ayak ortezleri kullanırlar. Lisfranc (tarsometatarsal dezartikülasyon) ve Chopart (talonavikuler ve kalkaneokuboid eklemden yapılan amputasyon) amputasyonları ekinovarus deformitesine yol açmaları ve kuvvet kolunun yetersiz kalması sonucu protez kullanımını zorlaştırmaları nedeni ile çok önerilmeyen amputasyonlardır (7).

D. Syme amputasyonu: Tibiotalar eklem seviyesinden yapılır. Tibia ve fibulanın eklem yüzleri kesilir. Medial ve lateral malleol kesildikten sonra güdük ucu kapatılır (20). Hastalar protez olmadan güdük üzerinde kısa mesafe yürüyebilirler.

E. Diz altı amputasyon: Diz altı amputasyon genel olarak tibianın proksimal ya da orta üçte birlik kısmından yapılır (Şekil 2.1). Hastanın dizinin korunması

nedeniyle genellikle rehabilitasyona ve proteze uyum daha kolay sağlanmaktadır. Diz altı amputasyon prosedürlerini iskemik ve noniskemik ekstremitelere uygulanan prosedür olarak ikiye ayırabiliriz. Noniskemik amputasyonda anterior ve posteriordaki cilt flepleri eşit olarak bırakılır. Muskuler stabilizasyon için genellikle miyoplasti tercih edilir (20). 2004-2011 yılları arasında toplam 294 diz altı amputasyon yapılan hastanın dahil edildiği retrospektif bir çalışmada miyoplasti ve miyodezis teknikleri karşılaştırılmış ve miyoplasti tekniği ile ampute edilen diz altı ampute hastalarda daha dayanıklı yumuşak doku elde edildiği, bu nedenle miyoplasti tekniğinin daha güvenilir olduğu belirtilmiştir (26). İskemik amputasyonlarda cildin kan akımı posteriora anteriora göre daha iyi olduğu için cilt flebi posteriora daha uzun bırakılır. İskemik ekstremitelerde dolaşımı daha bozacağı için gergin miyodez uygulanmamaktadır.



Şekil 2.1. Diz altı amputasyon

F. Diz dezartikülasyonu: Postoperatif dönemde protez kullanımı için uzun kuvvet kolu ve böylece iyi bir yük taşıyan güdük avantajı sağlar. Dezartikülasyonda patella çıkarılmaz. Femur distali ve eklem kartilajı sağlam bırakılır (20).

G. Diz üstü amputasyon: Femur kondilinin 10 cm yukarısı ile trokanter minörün 5 cm distali arasındaki bölgeden uygulanabilir (20) (Şekil 2.2). Trokanter minörden itibaren 5 cm'den kısa olan amputasyonlar kalça dezartikülasyonu olarak kabul görürler. Rezidüel uzuvun uzunluğu azaldıkça, prostetik dizin soket süspansiyonu ve kontrolü (özellikle duruş stabilitesi) daha problemlili hale gelir. Günümüzde rehabilitasyon potansiyelleri anlaşıldıkça, alt seviyeli amputeler için

protez uyumunda iyileşmelerin daha olumlu sonuçlandığı anlaşıldıkça, diz üstü amputasyonlar daha az tercih edilir hale gelmektedir.



Şekil 2.2. Diz üstü amputasyon

H. Kalça dezartikülasyonu: Koksofemoral eklemden yapılan amputasyon işlemidir. Femur gövdesinin kuvvet kolu olarak yokluğu gövde stabilitesinin kötü olmasına neden olur. Kalça fleksiyonunun olmaması, prostetik dizin stabilitesinin de kötü olmasına, adım uzunluğunda kontrolün kaybına, kadansta değişikliklere yol açar. Kalça dezartikülasyonunda vücut ağırlığını tüberositas ischiadicum taşır.

İ. Hemipelvektomi: Sakroiliak eklemin dezartikülasyonudur. Kalça dezartikülasyonunda meydana gelen fonksiyonel kayıpların yanında hemiplevektomide ayrıca vücudun ağırlığını taşıyan tüberositas ischiadicumun da kaybı söz konusudur.

2.3. AMPUTE REHABİLİTASYONU

Amputasyon öncesi dönemde başlayan ve kişinin protezini başarı ile kullanarak toplumla yeniden bütünleşmesine, mesleğine geri dönmesine kadar devam eden bir süreci içine alan rehabilitasyon çalışmalarının tümü ampute rehabilitasyonu olarak adlandırılır (27). Ampute rehabilitasyonu bir ekip işidir. Bu ekip fizyatrast, ortopedi uzmanı, genel ve vasküler cerrah, prostetist, fizyoterapist, psikolog, iş-uğraş terapisti, sosyal hizmet uzmanı ve aileden oluşur (7).

Bu hastaların rehabilitasyonu ömür boyu devam eder. Rehabilitasyon süreci dinamik bir süreçtir ve hastanın yaşam kalitesinin artırılarak hayata yeniden hazırlanması amaçlanır.

Rehabilitasyon dönemleri;

- 1- Preoperatif dönem
- 2- Cerrahi
- 3- Postoperatif dönem
- 4- Protez uygulama dönemi
 - a. Erken protez uygulama dönemi
 - b. Geçici protez alıştırma dönemi
 - c. Kalıcı protez uygulama dönemi
- 5- Mesleki rehabilitasyon
- 6- Uzun dönem takip

2.3.1. Preoperatif Dönem

Yapılacak olan cerrahi müdahale ve sonrasında düzenlenecek olan rehabilitasyon programı konusunda hasta bilgilendirilmelidir. Hasta psikolojik olarak da değerlendirilmeli ve operasyona hazırlanmalıdır. Hastanın detaylı fizik muayenesi yapılmalı ve uyum potansiyeli belirlenmelidir. Hastanın mobilitesinin korunması için eklem hareket açıklığı egzersizleri, güçlendirme egzersizleri ve yürüme egzersizleri yapılmalıdır. Hastanın endurans ve koordinasyonu artırılarak amputasyon sürecine hazırlanmalıdır (27).

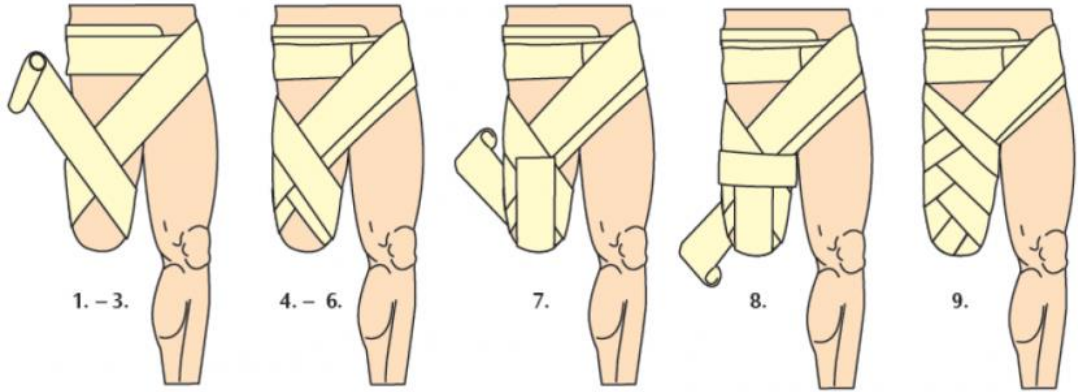
2.3.2. Postoperatif Dönem

Postoperatif dönemde yara bakımı ve optimal yara iyileşmesinin sağlanması, ağrının ve ödemin kontrol altına alınması oldukça önemlidir. Ayrıca güdük şekillenmesinin sağlanması ve böylece güdüğün proteze uygun hale gelmesi de

postoperatif dönemin temel hedeflerindedir (7, 27). Bu dönemde hastanın güdük kaslarının kuvvetlendirilmesi, üst ekstremitte kaslarının kuvvetlendirilmesi, eklem hareket açıklığı egzersizlerinin uygulanması, transfer eğitimin verilmesi, kontraktür oluşumunun önlenmesi için uygun pozisyonlamanın sağlanması gereklidir.

2002 ile 2004 yılları arasında diz altı ve diz üstü amputasyon yapılan toplam 2673 hastanın değerlendirildiği bir çalışmada, akut postoperatif dönem bakımı alan ve almayan hastalar karşılaştırılmış; postoperatif rehabilitasyon verilen hastaların hastaneden eve taburcu edilme ve hayatta kalma olasılığının daha yüksek olduğu ve bu çalışmanın sonuçları ile postoperatif dönem rehabilitasyonunun önemi vurgulanmıştır (28).

Postoperatif dönemde ödemi azaltmak, güdüğü şekillendirmek ve böylece proteze uygun hale getirmek için bandajlama yapılmalıdır (27) (Şekil 2.3). Bandajlama için rijid ya da yumuşak sargılar kullanılabilir. Rijid sargı olarak alçı ya da fiberglass sargı uygulanabilir. Özellikle çıkarılabilir rijid sargılar ödem kontrolünde başarılıdır (7). Yumuşak sargı olarak elastik bandaj ya da elastik çorap uygulanabilir. Elastik bandaj uygulamasının doğru bir şekilde yapılması güdüğün düzgün şekillenmesi ve kontraktür oluşmaması açısından önemlidir.



Şekil 2.3. Postoperatif dönemde bandajlama

<https://physiotherapyguide.blogspot.com>

2008 yılında yapılan ve 26 diz altı ampute hastanın dahil edildiği randomize kontrollü bir çalışmada rijid sargılarla elastik bandaj kullanımının güdük hacmi üzerindeki etkisi karşılaştırılmıştır. Hastalardan 14'üne postoperatif dönemde ödem kontrolü sağlamak ve güdük şekillendirmek için rijid sargı uygulanırken, hastaların

12'sine elastik bandaj uygulanmıştır. Hastaların güdük hacimleri ve bacak çevreleri ikinci ve dördüncü haftalarda ölçülmüş; ikinci haftada yapılan ölçümlerde rijid sargı uygulanan hastaların güdük çevresi ödemlerinin elastik bandaj uygulananlara göre daha fazla azaldığı, ancak dördüncü haftada yapılan ölçümlerde arada anlamlı bir fark olmadığı gözlenmiştir. Sonuç olarak bu çalışmada; rijid sargıların ödem üzerine daha hızlı etkili olduğu ancak uzun vadede elastik bandaja üstün olmadığı gösterilmiştir (29).

Elastik bandajda genellikle sekiz şekilli sarım veya spiral sarım uygulanır. Basıncın distalden proksimale doğru azaltılarak uygulanması önemlidir. Uygulama hastanın eklem hareketlerine engel olmamalıdır. Çok sıkı ya da gevşek uygulanmamalıdır. 6-8 saatlik aralıklarla bandaj çıkarılıp yeniden uygulanmalıdır (27).

Postoperatif dönemde kontraktür gelişmemesi için uygun pozisyonlamanın sağlanması da oldukça önemlidir. Diz üstü ampute hastalarda kalçada fleksiyon, dış rotasyon ve abduksiyon kontraktürü gelişme riski yüksek iken; diz altı ampute hastalarda diz fleksiyon kontraktürü gelişme riski yüksektir. Diz üstü ampute hastalar kontraktür gelişimini önlemek için günde en az 3 kere 15 dakika yüz üstü yatırılmalı, yatarken uyluk ya da bel bölgesinin altına, bacaklarının arasına yastık konulmamalıdır (27). Diz üstü ampute hastalarda 15 dereceden fazla kalça fleksiyon kontraktürü gelişmiş ise kontraktür 10 derece olana kadar protez giyimi ertelenmelidir (30). Diz altı ampute hastalarda da yine diz altına yastık konulmamalı, diz fleksiyonda kalacak şekilde uzun süreli tekerlekli sandalye kullanımına izin verilmemelidir.

Postoperatif dönemde izometrik kuvvetlendirme ve ağrı sınırında eklem hareket açıklığı egzersizleri yapılmalıdır. Yatak içi mobilizasyon ve transfer eğitimi verilmelidir. Amputasyon sonrası vücut ağırlık merkezinin değişmesi nedeniyle denge ve propriosepsiyon eğitimi ile gövde stabilizasyonunu artırıcı egzersizler yaptırılmalıdır (31).

2.3.3. Protez Uygulama Dönemi

Protez dönemi; hastaya uygun protez tipine karar verilmesi, protezin uygulanması ve sonrasında hastaya gerekli protez eğitiminin verilmesi aşamalarını kapsamaktadır. Hastalar protez kullanabilme yetenekleri ve fonksiyonel

kapasiteleri, protez kullanımına engel olabilecek komorbid durumları açılardan değerlendirilmelidir.

Protez ile başarılı ambulasyon sağlayan hastaların oranı %36-70 olarak belirtilmiştir (2).

2.3.3.1. Erken protez uygulama dönemi

Daha çok ek sorunu olmayan genç ve travmatik ampute hastalara ya da pediatrik yaş grubuna uygulanır. Hastanın erken dönemde ambule olmasını sağlar. Postoperatif dönemde uygulanmış olan rijid sargıya bir adet pilon ve protez ayak eklenmesi ile elde edilir. Protez uygulama dönemine kadar kullanılabilir (7, 27).

2.3.3.2. Geçici protez uygulama dönemi

Postoperatif dönemde yara iyileşmesi sağlandıktan sonra geçici protez uygulanabilir. Kalıcı protez uygulanana kadar yani güdük maturasyonu sağlanana kadar kullanılabilir (7). Geçici protezde soket, pilon, protez ayak ve süspansiyon ünitesi bulunur (27, 32).

2011 yılında yapılan bir çalışmada bir tanesi bilateral olmak üzere herhangi bir nedenle ampute edilen toplam 14 hasta değerlendirilmiştir. Güdük şekillenmesini değerlendirmek üzere postoperatif dönemde 5 güdüğe elastik bandaj, 5 güdüğe pnömotik protez, 5 güdüğe geçici protez uygulanmıştır. Geçici protez uygulanan hastalarda diğer gruplara göre güdük volümünün daha kısa zamanda azaldığı, güdük şekillenmesinin daha hızlı olduğu saptanmıştır. Geçici protez kullananlarda kalıcı proteze geçiş zamanının daha kısa sürdüğü ve bu hastaların daha az protez eğitimine ihtiyaç duydukları belirtilmiştir (33).

2.3.3.3. Kalıcı protez uygulama dönemi

Güdüğün maturasyonu tamamlandıktan sonra kalıcı protez uygulaması yapılabilir. Geçici protez ile benzer parçalara sahiptir ancak kozmetik açıdan daha üstündür. Hasta kalıcı protezini ilk olarak günde 3 ya da 4 kez ve uzun süreli olmayacak şekilde giymeli, tolere edebiliyorsa bu süre uzatılmalıdır (27).

2.3.4. Uzun Dönem Takip

Postoperatif dönemde ilk 12-18 aylık süreçte, güdük volümünde daha fazla değişiklik olması nedeniyle hastanın en az 3 ayda bir kontrol muayenesinin yapılması, protezin ve güdüğün fonksiyonel durumunun değerlendirilmesi gerekir. Güdük volümü daha stabil duruma geldikten sonra ise yıllık kontrol yeterli olmaktadır (7, 34).

Tablo 2.1’de amputelerin aktivite düzeylerini gösteren Medicare Functional Classification Level (MFCL) – K Sınıflaması yer almaktadır. Bu sınıflandırma ile ampute bireyin fonksiyonel düzeyi, mobilizasyon kapasitesi ve uygun olan protez komponentleri belirlenir (7, 25).

Tablo 2.1. Medicare Functional Classification Level – K sınıflaması

K Düzeyi	Tanımlama	Önerilen Protez Komponentleri
K0	Protez kullanımı ile ambulasyon ya da transfer potansiyeli yok	-
K1	Sabit bir kadans ile protez kullanarak ev içi ambulasyon	Ayak: SACH, Tek asklı ayak Diz: Manuel kilit sistemli, Basma fazı ağırlıkla aktifleşen
K2	Sabit bir kadans ile sınırlı toplum içi ambulasyon	Ayak: Multiakslı ayak Diz: Basma fazı ağırlıkla aktifleşen
K3	Değişken kadans ile toplum içi ambulasyon	Ayak: Multiakslı ayak, Enerji depolayan dinamik ayak Diz: Hidrolik, Pnömotik, Mikroişlemci kontrollü
K4	Normal ambulasyon kapasitesi, yüksek aktivite düzeyi	Ayak: Enerji depolayan dinamik ayak, Mikroişlemci kontrollü ayak Diz: Hidrolik, Mikroişlemci kontrollü

SACH: Solid Ankle Cushion Heel

2.4. ALT EKSTREMİTE PROTEZLERİ

2.4.1. Diz Altı Protezler

2.4.1.1. Diz altı protezlerin komponentleri

Soket: Ağırlık taşıma önemli olduğundan güdük ile soket arasındaki güç aktarımı önemlidir. Soket cilde direk temas eden, protezin kontrollü için gerekli olan kuvvetleri proteze aktaran ve yer tepkime kuvvetlerini ise güdüğe aktaran parçadır (35). Patellar tendon yüklenmeli tip ve total yüzey temaslı tip olmak üzere iki grup soket kullanılmaktadır.

- **Patellar tendon yüklenmeli (patellar tendon bearing -PTB-) soket:** Vücut ağırlığının, basınca en toleranslı alan olan patellar tendona aktarıldığı soket tipidir (7). Bu soket tipinde yük eşit bir biçimde dağılmaz. Temas edecek yüzey alanı daha kısıtlıdır. Bu nedenle kısa diz altı güdüğü olanlarda tercih edilmez (35).
- **Total yüzey temaslı (total surface bearing -TSB-) soket:** Bu soket tipinde yük soket duvarına eşit olarak dağılır ve bu sayede vücut ağırlığı daha geniş bir yüzeyden taşınır. Tam temas sayesinde propriyoseptif uyarılar daha iyi alınır ve hastanın stabilitesi artar (35).

2015 yılında yayınlanan bir sistematik derlemede TSB soketlerin PTB soketlere göre, özellikle genç yaşta olan ve travmatik nedenlerle ampute edilen aktif amputelerde daha fazla tatmin ve daha yüksek aktivite seviyesi sağladığı belirtilmiştir (36).

Ara Yüz Materyalleri: Yumuşak malzemeden yapılan, güdük ile soket arasında kullanılan, güdüğü koruyan ve yastıkçık görevi gören protez çorabı, yumuşak soket, jel astar (liner) gibi materyallerdir.

Süspansiyon: Protezin rezidüel ekstremiteye bağlanan kısmıdır. Uygun süspansiyon sistemi olmadan etkin bir şekilde ambulasyon yapılamaz ve hasta protezi üzerinde yeterli kontrolü sağlayamaz; bu nedenle düşme riski de artabilir. Protezin cilt bütünlüğünde bozulmaya yol açmaması için süspansiyon sisteminin aşağı yukarı hareketi önlemesi gerekir. Uyluk bandı, bel kemeri ve ters Y bandı, uyluk korsesi, suprakondiler süspansiyon, dizlik, pin sistemli astar, vakum sistemli süspansiyon gibi birçok süspansiyon sistemi kullanılabilir (7, 35).

- **Uyluk bandı:** Uyluğu çevreler ve alt uçları sokete tutturulur. Basit ve ucuzdur. Orta ve uzun güdüğe sahip hastalarda tercih edilir.
- **Bel kemeri ve ters Y bandı:** Bel kemeri krista iliakaların üzerine yerleştirilir. Sonrasında ters Y bandı üst tarafta bel kemerine alt tarafta sokete tutturulur. Kısa güdüklü hastalarda tercih edilebilir.
- **Uyluk korsesi:** Uyluğu sıkıca sarar. Sokette destek barları mevcuttur ve tek eksenli metal eklemlerle bağlıdır (35).

- **Suprakondiler süspansiyon:** Femur kondillerini içine aldığından mediolateral stabiliteye katkı sağlar.
- **Pin sistemli süspansiyon:** Üzerinde pin sisteminin mevcut olduğu silikon ya da jel gibi materyallerden üretilen astar sistemidir. Astarın distalinde pin sistemi mevcutken, astarın üzerine giyilen sokette bu pin sisteminin yuvası mevcuttur (35). Protez giyilirken pin sistemi yuvaya oturtulur. Protez çıkarılırken de pin kilidi el yardımı ile açılır. Isı retansiyonu nedeniyle güdükte terlemeye yol açabilir (37).
- **Pasif vakum sistemli süspansiyon:** Soket ortamına hava girişi önlenerek negatif basınç oluşturulur. Soketin distalindeki tek yönlü valv sistemi ile hava pasif olarak dışarı atılır, ancak geri alınmaz.
- **Aktif vakum sistemli süspansiyon:** Yeni geliştirilen, daha yüksek aktivite düzeyine sahip hastalarda tercih edilen sistemdir. Soketin distalinde mekanik ya da elektrikli vakum pompası mevcuttur. Bu pompa ile astar ve soket arasındaki hava boşaltılır. Böylece vakum gücü istenilen derecede sağlanabilir (35).

Baldır (Shank) Parçası: Soket ile ayak arasındaki bölümdür. Endoskeletal ya da eksoskeletal yapıda olabilir. Eksoskeletal yapı, soketten itibaren sert bir dış laminasyona sahiptir ve iç kısmında hafif bir dolgusu mevcuttur. Endoskeletal yapı ise daha yeni ve günümüzde daha sık tercih edilen ünite tipidir. Protez bileşenlerini bağlamak için pilon adı verilen metal ya da plastik olabilen borular kullanır. Bu yapı daha hafif ve daha modülerdir (25).

Ayak Ünitesi: Solid Ankle Cushion Heel (SACH) ayak, tek eksenli ayak, çok eksenli ayak, enerji depolayan dinamik ayak ve biyonik ayak olarak sınıflandırılabilir.

- **Solid Ankle Cushion Heel ayak:** Basit, hafif ve dayanıklıdır. Ekleme yoktur. Basma fazında topuk vuruş esnasında bir miktar çöker ve ayak bileği hareketi olmadan plantar fleksiyonun simüle edilmesi sağlanır (38). Fazla aktif olmayan, ambulasyon kapasitesi sınırlı olan amputelerde tercih edilir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Solid Ankle Cushion Heel ayak

- **Tek eksenli ayak:** SACH ayağa göre daha ağırdır. Ayak bileğinin sadece sagittal düzlemde dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon yönünde hareket etmesine izin verir. Aynı zamanda bu hareketleri sınırlayan iç tamponu mevcuttur. Plantar fleksiyon tamponu sayesinde daha hızlı tam basma sağlanır (38). Tek eksenli ayaklar tipik olarak K1 ve K2 aktivite seviyesi için uygundur (25) (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Tek eksenli hidrolik ayak

- **Çok eksenli ayak:** Ayak bileğinin kontrollü olarak dorsifleksiyon, plantar fleksiyon, inversiyon, eversiyon ve rotasyon yönlerinde hareketine izin verir (39). Ağırdır ve sık bakım gerektirir. Koordinasyonu iyi olan, aktif amputelerde tercih edilmelidir. K2 ve K3 aktivite seviyesi için uygundur (25).
- **Enerji depolayan dinamik ayak:** Ekstremiteye ağırlık bindiğinde yani basma fazı boyunca enerji depolarken, geç basma fazında yani ekstremiteye binen ağırlık kalktığında bu enerjiyi geri döndürür ve böylece kişinin öne ilerlemesini sağlar (40). Çok yönlü hareket sağlar. Aktif, sportif amputelerde tercih edilmelidir. K3 ve K4 aktivite seviyesi için uygundur (25). Ağırdır, pahalıdır, bakım gerektirir (41) (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Dinamik cevaplı ayak

- **Biyonik ayak:** Sensörleri ile çevresel uyarıları algılar ve aktif olarak yanıt verirler. MİK ayaklardır. Bu ayaklardan bazıları, sadece yürüyüşün salınım fazı sırasında ayak bileği dorsifleksiyonunu sağlamak için aktif güç üretimi sağlarken, bazıları hem basma hem de salınım fazı sırasında hem dorsifleksiyon hem de plantar fleksiyonu sağlamak için aktif güç üretir. Enerji tüketimini azaltır (42). K3 ve K4 aktivite seviyesi için uygundur (25). Ağırdır ve pahalıdır.

2.4.2. Diz Üstü Protezler

2.4.2.1. Diz üstü protezlerin komponentleri

Soket: Quadrilateral, iskial ya da subiskial olarak sınıflandırılabilir.

- **Quadrilateral soket:** Mediolateral boyut anteroposterior boyuttan daha büyük olacak şekilde dikdörtgen şekillidir. İskium soketin dışında kalır. Vücudun ağırlığını iskiogluteal bölge taşır (7). Uzun güdüğe sahip hastalarda tercih edilmelidir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Quadrilateral diz üstü protez soketi

- **İskial soket:** Daha fazla tercih edilen soket tipidir. İskium soketin içine alınır. Soketin mediolateral boyutu kısaltılır. Böylece mediolateral stabilite artışı sağlanır ve femurun aşırı abduksiyonu önlenir. Kısa güdüğü olan amputelerde ve aktif amputelerde tercih edilmelidir (43).
- **Subiskial soket:** Bu soketin proksimal çizgisi iskial tüberositasın distalinde kalır ve ağırlığı taşıyan uyluk kaslarına tamamen dayanır.

Süspansiyon: Diz üstü amputelerde en sık kullanılan süspansiyon sistemleri silesian band, pelvik band, vakum sistemli süspansiyon ve pin sistemli süspansiyon olarak sıralanabilir (7, 44).

- **Silesian band:** Başlangıç noktası torakanter majör seviyesinde soketin lateral kenarına tutturulur ve pelvis arkasından geçirilerek soketin ön duvarına tutturulur (7).

- **Pelvik band:** Eksternal bir kalça eklemi ile soketin lateral kenarına tutturulur.
- **Vakum sistemli süspansiyon:** Aktif ya da pasif vakum sistemli, kısmi ya da tam emişli süspansiyon sistemleri mevcuttur. Tam emişli süspansiyon sistemlerinde hastanın ek olarak astar ya da çorap kullanmasına gerek kalmazken, kısmi emişli süspansiyon sistemlerinde hastanın çorap, astar, band gibi yardımcı araçları kullanması gerekir (7). Vakumlu süspansiyon sistemleri daha aktif kişilerde tercih edilmektedir.
- **Pin sistemli süspansiyon:** Diz altı protezlerde olduğu gibi diz üstü protezlerde de pin sistemli süspansiyon sistemi tercih edilebilir. Jel ya da silikon astar güdüğe tutturulur. Astarın distalinde pin sistemi, sokette ise bu pin sisteminin yuvası mevcuttur. Pin sistemi yuvasına oturtularak protez takılır.

Diz Ünitesi: Prostetik diz eklemi basma fazında stabiliteyi sağlayarak dizin bükülmesini engellemeli, salınım fazında fizyolojik hareketi ve çeşitli aktiviteler esnasında diz fleksiyonunu sağlamalıdır. Mekanik kontrollü ve MİK olmak üzere iki büyük gruba ayrılır (44).

Mikroişlemci kontrollü protezlerde, salınım ve/veya basma fazında diz eklemindeki fleksiyon ve ekstansiyon direnci mikroişlemci tarafından kontrol edilir. Adaptif salınım faz kontrolü sağlar. Böylece farklı hızlarda yürüme sağlanır (44, 45). Bu dizler, mikroişlemciye diz açısı, hareket yönü, açısal hız ve ağırlık aktarımı durumu hakkında ayrıntılı bilgi sağlayan çeşitli sensörlerden gelen girdileri alır. Bu sayede yürüme enduransı artar, engebeli zeminde daha kolay yürüme sağlanır (44, 45). Mekanik kontrollü protezlere göre daha hafiftirler. Daha aktif hastalarda tercih edilmelidirler. Bu protezlerin bazılarında hem salınım hem basma fazında mikroişlemci kontrolü mevcutken, bazılarında ise yalnızca basma ya da salınım fazlarında mikroişlemci kontrolü mevcuttur (25, 45, 46) (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Diz eklemi mikroişlemci kontrollü diz üstü protez

Mekanik kontrollü protezlerde ise salınım fazındaki mekanik kontrol sabit/değişken sürtünme, hidrolik, pnömotik sistemlerle sağlanır. Basma fazındaki mekanik kontrol manuel kilit sistemi, ağırlıkla aktiveleşen fren sistemi, hidrolik sistemlerle sağlanır (44). Mekanik kontrollü eklemler MİK protezlere göre daha ağırdırlar (Şekil 2.9).



Şekil 2.9. Mekanik modüler diz eklemi

Prostetik diz eklemleri akslarına göre monosentrik ve polisentrik olarak iki gruba ayrılırlar (25). Monosentrik diz eklemi yalnızca transvers düzlem üzerinde dönme eksenine sahiptir ve fleksiyon, ekstansiyon hareketi yapar. Daha dayanıklı ve hafiftir. Polisentrik diz eklemi ise birden çok dönme eksenine sahiptir. Daha kompleks ve ağırdır. Basma fazının erken döneminde daha fazla stabilite sağlar. Genellikle salınım fazı pnömotik ya da hidrolik kontrollü sistemle çalışır (25).

Prostetik diz eklemlerinde stabilite kontrolünde akışkan kontrol sistemine bakıldığında pnömotik ya da hidrolik kontrol sistemleri görülmektedir (44). Pnömotik sistemde hava, hidrolik sistemde ise yağ kullanılır. Salınım fazında kontrol sağlarlar. Hidrolik sistem daha fazla bakım gerektirir ve daha pahalıdır. Stabilite sağlamada pnömotik sistemden daha etkilidir. Bu kontrol sistemleri değişken kadansla ambulasyon yapabilen daha aktif hastalar için endikedir (25).

Diz eklemi hastanın K aktivite düzeyine göre belirlenmelidir. Örneğin; hasta K3-K4 aktivite düzeyine sahipse hidrolik, pnömotik ya da MİK protezler tercih edilebilirken, aktivite düzeyi K1-K2 olan hastalarda ağırlıklı aktifleşen ya da manuel kilitlenen sistemli protezler tercih edilebilir (2).

Baldır (Shank) Parçası: Ayak ile diz eklemine birleştiren parçadır.

Ayak Ünitesi: Diz altı protezlerde olduğu gibi SACH ayak, tek eksenli ayak, çok eksenli ayak, enerji depolayan dinamik ayak ve biyonik ayak olarak sınıflandırılabilir.

2.5. ALT EKSTREMİTE AMPUTE HASTALARDA PROTEZ EĞİTİMİ VE YÜRÜME REHABİLİTASYONU

Protez eğitiminde hastanın kullandığı protez tipine uygun eğitim ve egzersiz programının düzenlenmesi önemlidir. Protez eğitiminin başlangıçta ideal süresi günlük 1-2 saattir. Alt ekstremitte amputasyonlu hastalarda temel hedef hastanın ayakta durması ve bağımsız toplum içi ambulasyonunun sağlanmasıdır (47).

Yürümenin sağlanması için tüm kas gruplarının koordineli bir biçimde çalışması gereklidir. Bu nedenle protez kullanımından önce uygulanan üst ekstremitte

egzersizleri, sağlam alt ekstremite egzersizleri, solunum egzersizleri, karın ve sırt kaslarını güçlendirme egzersizleri protez eğitimi aşamasında da uygulanmalıdır (47).

Protez eğitiminde hastaya uygulanması ve öğretilmesi gereken hedefler; güçlendirme ve eklem hareket açıklığı egzersizleri, cilt bakımı, protez giyme ve çıkarma eğitimi, protezi ile birlikte yürüme ve denge, engel ve merdiven inip çıkma eğitimi, protezle beraber günlük yaşam aktivitelerini devam ettirebilme eğitimi şeklindedir (7, 47).

2.5.1. Protez Giyme ve Çıkarma Eğitimi

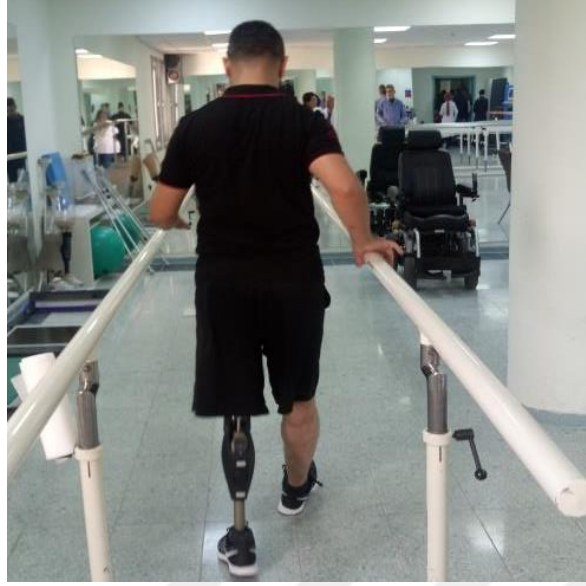
Hastanın protezle birlikte fonksiyonunun iyi olması ve rahat olması protezin doğru giyilmesine bağlıdır. Bunun için de erken dönemden itibaren hastaya protezini nasıl giyip çıkaracağı öğretilmelidir. Diz üstü amputeler protezi takarken ayakta veya oturarak önce güdüğünü pudralamalı ve sonrasında güdük çorabı ya da elastik bandaj uygulamalıdır (47). Hasta bandajı inguinal ligament seviyesinden başlayarak lateralden mediale spinal sarımlarla sarmalıdır. Daha sonra bandajın veya çorabın ucunu soketin deliğinden çıkarmalı, güdüğünü soket içine itmeli, bandajın çekilmesiyle de güdüğünü soket içine oturtmaya çalışmalıdır. Doğru giyilmiş bir diz üstü protezinde abduktor tendon ve tuberositas ischii yerindedir.

Protez giyme eğitiminde erken dönemde çorap katı eğitimi de verilmelidir. Güdük hacmi değişebileceğinden çorap katı eklenmesi ya da çıkarılması yoluyla protez uyumu sağlanmalıdır.

2.5.2. Protezle Birlikte Yürüme Eğitimi

Protez ile yürüme öncesinde hastalara yatak mobilitesi, tekerlekli sandalyeye transfer, tekerlekli sandalyenin itilmesi, desteksiz ayakta durma öğretilmelidir.

Yürüme eğitimi ise paralel barda başlamalı, hastaya ağırlık aktarımı ve denge, koordinasyon egzersizleri öğretilmelidir (7, 47) (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Paralel barda protez eğitimi

Hastanın ayna önünde çalışması kendini görerek hareketleri daha iyi yapmasını sağlar (7, 47). Paralel barda ağırlık aktarımı ile denge ve koordinasyon egzersizleri öğrenildikten sonra paralel barda yürümenin basma ve salınım fazlarının eğitimi verilmelidir (2, 4). Sonrasında ise bar dışında yürüme eğitimi, merdiven ve rampa inme çıkma eğitimi verilmelidir.

Paralel barda verilen ağırlık aktarımı egzersizinde gövde dik pozisyonda iken ağırlık bir bacaktan diğerine aktarılır ve hastanın buna kompanzasyon cevabı lateral gövde eğilmesidir. Denge egzersizleri ise dik pozisyonda sallanma egzersizleri, bir yere tutunmadan her iki elini başının üzerine kaldırma ve kollarını öne uzatma egzersizleri, spinal rotasyon ile birlikte kollardan birini öne diğerini arkaya uzatma egzersizleri, tek ayak üzerinde durma egzersizleri olarak sıralanabilir. Sonrasında paralel barda protezli tarafla ve sağlam tarafla adımlama eğitimleri verilmelidir. Bu aşamaları tamamlayan ampute hastanın paralel barda basma ve salınım fazı eğitimine geçilmelidir.

Protezli tarafta salınım fazı hareketi güdük ekstansiyonu ile başlar. Protezli tarafta topuk ve parmak ucu yerden kalkar, gövde öne doğru yer değiştirir, sağlam tarafa yük verilir. Sonrasında güdük kalça fleksiyonu yapılır ve protezli topuk yere temas edene kadar devam eder. Protezli tarafın basma fazında ise sağlam taraf posteriorda vücut ağırlığını taşıırken salınıma başlar. Yük protezli tarafa aktarılır.

Tüm yük protezli taraf ile taşındığından sağlam taraf topuk yere temas edene kadar güdük kalça ekstansiyonu sürdürülmelidir (47).

Paralel barda yürüme egzersizleri tamamlandıktan sonra bar dışında yürüme egzersizlerine geçilmelidir. Paralel bar dışında ağırlık aktarımı, denge ve koordinasyon egzersizleri, gövde rotasyon egzersizleri, çapraz ve yana yürüme, engelli yürüme egzersizleri, sandalyeye oturup kalkma egzersizleri, merdiven ve rampa inip çıkma egzersizleri, düşme ve ayağa kalkma egzersizleri öğretilmelidir (27, 47) (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Protezle merdiven inip çıkma eğitimi

Diz altı ampute hastalar normal şekilde merdiven inip çıkabilirken, diz üstü hastalar merdiven çıkarken önce sağlam tarafı atıp protezli tarafı yanına getirmeli, inerken ise önce protezli tarafı atıp sonra sağlam tarafı yanına getirmelidir (7, 47).

Sandalyeye otururken ampute hastalar protezli taraf önce olacak şekilde ve öne eğilerek oturmalı, aynı şekilde kalkmalıdır (7). Kalkarken elleri ile dizleri üzerinden destek verebilir.

2.6. NORMAL YÜRÜME VE YÜRÜME SIKLUSUNUN FAZLARI

Yürüme bir yerden başka bir yere gidebilmek amacıyla gövdenin etkili bir şekilde öne doğru ilerletilmesidir. Yürüme kolların, bacakların ve gövdenin ritmik ve

simetrik hareketleri ile sağlanır (48). Etkin bir yürüyüşte sakral ikinci vertebranın gövdesinin önünde bulunan vücut ağırlık merkezi (VAM) fazla yer değiştirmeden ilerletilir (49).

Gövdeyi ilerletirken destek faktörünün bir bacadan diğerine sürekli değişim gösterdiği yürüme paterni bipedal yürüme paternidir ve belli düzende tekrarlanan hareketler zincirine yürüme siklusu adı verilir (49). Yürüme siklusunun süresi 1.30 +/- 0.10 saniyedir (48, 50).

Yürüme siklusu iki kısımdan oluşur. Yürüme siklusunun %62'sini oluşturan kısmına basma fazı, %38'ini oluşturan kısmına salınım fazı adı verilir (51). Basma fazında ayak yerle temas halindeyken, salınım fazında havadadır.

Yürüyüşte kullanılan temel parametreler bulunmaktadır. Bu temel parametreler; adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, adım genişliği, kadans, tek destek fazı süresi, çift destek fazı süresi, yürüme döngüsü süresi ve yürüme hızıdır.

Adım uzunluğu; ayağın topuğunun yere değdiği ilk nokta ile diğer ayağın topuğunun yere ilk değdiği nokta arasındaki uzunluktur (52).

Çift adım uzunluğu; ayağın topuğunun yere ilk değdiği nokta ile aynı ayağın topuğunun yere tekrar değdiği nokta arasındaki uzunluktur (52).

Adım genişliği; iki ayağın topuk çizgisi arasındaki mesafedir.

Kadans; dakikadaki adım sayısıdır.

Tek destek fazı süresi; bir ayağın yere basma süresidir.

Çift destek fazı süresi; her iki ayağın birden yere basma süresidir.

Yürüme döngüsü süresi; aynı ayağın topuğunun yere art arda iki kere değmesi için geçen zamandır.

Yürüme hızı; çift adım uzunluğunun kadans ile çarpılıp ikiye bölünmesi ile bulunur ve cm/saniye ya da m/dakika olarak ifade edilir (51).

Tablo 2.2'de temel parametrelerin ortalama değerleri gösterilmiştir (48).

Tablo 2.2. Temel yürüme parametrelerinin ortalama değerleri

Çift Adım Uzunluğu	1,41 m
Adım Uzunluğu	0.7 m
Adım Genişliği	5-10 cm
Yürüme Döngüsü Süresi	1,3 saniye
Kadans	113 adım
Yürüme Hızı	80 m/dakika

Normal yürüyüş esnasında yürümeyi hızlandıran, yavaşlatan, şok absorbe eden ve stabilizasyon sağlayan kaslar görev almaktadır. Ayrıca stabilizasyonun sağlanmasında yer tepkime kuvveti (YTK) de önemli bir etkidir. Geçtiği yön doğrultusunda o eklemden moment ve kuvvet oluşturur (49).

Yürüyüş esnasında vücudun ilerletilmesinde basma fazındaki ayak dönme hareketleri (rocker) oldukça önemlidir (51). Yürüyüşün basma fazı sırasında ayak bileği ve ayağın ana işlevi, tekerlek benzeri bir dönme hareketi üretmektir. Bu özel işlev literatürde üç dönme hareketi olarak tanımlanmıştır (53). Bu üç fonksiyonel dönme hareketi, topukta dönme (birinci rocker), ayak bileğinde dönme (ikinci rocker) ve ön ayakta dönme (üçüncü rocker) şeklindedir.

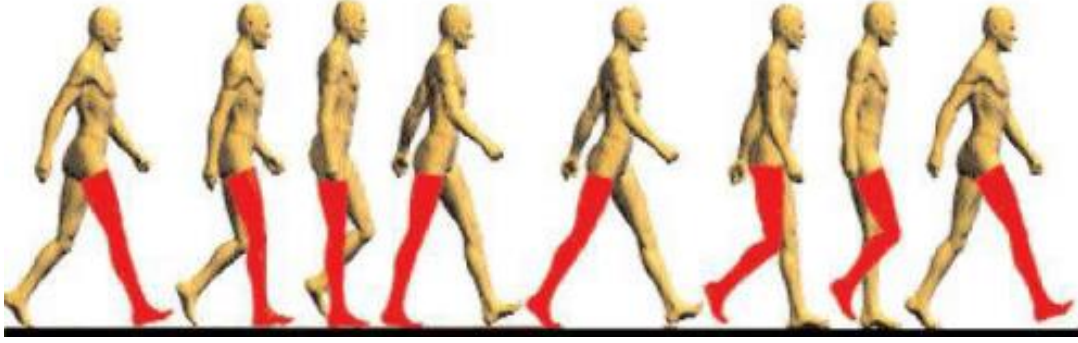
Topukta dönme (heel rocker); ilk topuk teması ile başlar ve ekstremiten topuk üzerinde ilerletilir.

Ayak bileğinde dönme (ankle rocker); ayak yere tam temas halindedir. Tibia 5 derece plantar fleksiyondan 15 derece dorsifleksiyona kadar ilerler, bu nedenle hem topuk hem ön ayak zemine temas eder (54).

Ön ayakta dönme (forefoot rocker); ikinci çift destek sırasında meydana gelir ve topuk yerden kalktıktan sonra başlar (54). Bu anda sadece ön ayak zemine temas eder. Vücudun ilerlemesini sağlayan itme hareketidir.

2.6.1. Yürüme Siklusunun Fazları

Yürüme siklusu sekiz ayrı faz olarak tanımlanmaktadır (55). İlk beş faz basma fazının alt fazlarıyken, son 3 faz ise salınım fazının alt fazlarıdır (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. Yürüme siklusunun fazları

2.6.1.1. Basma fazı

Topuk Vuruşu (İlk Temas – Initial Contact): Basma fazının ilk dönemidir ve yürüme siklusunun %0-2'sini oluşturur. Kalça 30 derece fleksiyonda, diz tam ekstansiyonda, ayak bileği nötral pozisyonda ve supinasyondadır (49, 51). Gövde ayağın gerisindedir. YTK kalça ve dizin önünde, ayak bileğinin arkasındadır (49).

Taban Vuruşu (Yük Aktarımı – Loading Response): Basma fazının ikinci dönemidir ve yürüme siklusunun %2-10'luk kısmıdır. Kalça fleksiyon postüründen ekstansiyona gelir. Diz yaklaşık 20 derece fleksiyonda, ayak bileği 10 derece plantar fleksiyondadır (49). Birinci çift destek fazıdır (51). YTK kalçanın önünde, diz ve ayak bileğinin arkasındadır.

Basma Ortası (Midstance): Basma fazının üçüncü dönemidir ve yürüme siklusunun %10-30'luk kısmıdır. Kalça ve diz ekstansiyonda, ayak bileği 10 derece dorsifleksiyondadır (49). Tek basma fazının başlangıcıdır (51). YTK kalçanın ortasından geçer, dizde arkadan öne doğru hareket ederken, ayak bileğinin ise önünden geçer. Kalça abduktör kaslarının kasılması ile karşı taraf pelvik düşmesi önlenir.

Topuk Kalkışı (Basma Fazı Sonu – Terminal Stance): Basma fazının dördüncü dönemidir ve yürüme siklusunun %30-50'lik kısmıdır. Kalça 10 derece ekstansiyondadır ve diz ekstansiyondan fleksiyona gelir. Ayak bileği ise plantar fleksiyondadır (49). Tek basma fazının sonudur (49, 51). YTK kalçanın arkasından geçer, dizde önden arkaya hareket eder ve ayak bileğinin önünden geçer.

Parmak Kalkışı (Salınım Öncesi – Preswing – Toe off): Basma fazının beşinci ve son dönemidir. Yürüme siklusunun %50-60'lık kısmıdır (49, 51). Kalça hiperekstansiyondan nötral pozisyona gelirken, diz fleksiyonda, ayak bileği ise plantar fleksiyondadır (48). İkinci çift destek dönemidir. YTK kalça ve dizin arkasından geçer.

2.6.1.2. Salınım fazı

Salınım Başlangıcı (Hızlanma - Akselerasyon): Başparmağın yerden kaldırılması ile başlar. Yürüme siklusunun %60-73'lük kısmıdır (49, 51). Kalça ve diz fleksiyondadır, ayak bileğinde ise dorsifleksiyon artar.

Salınım Ortası (Midswing): Salınan bacak basma fazında olan bacağın yanına gelir. Kalça ve diz fleksiyondadır. Ayak bileği ise nötral pozisyona gelir (48, 49). Yürüme siklusunun %73-87'lik kısmıdır.

Salınım Sonu (Yavaşlama – Deselerasyon): Salınan bacak basma fazında olan bacağın önüne geçtiğinde başlayıp yere değdiğinde biter. Yürüme siklusunun %87-100'lük kısmıdır. Kalça fleksiyonda, diz ekstansiyonda ve ayak bileği nötraldedir (49, 51).

2.7. ALT EKSTREMİTE AMPUTE HASTALARDA SIK GÖRÜLEN YÜRÜYÜŞ BOZUKLUKLARI

Alt ekstremitte protez rehabilitasyonunda protezle yürümenin sağlanması kadar hastaya normal yürüyüş paternine en yakın özellikleri kazandırmak da önemlidir. Yürüyüş özelliklerini etkileyen amputasyon nedeni, hastanın boyu, kilosu, güdük uzunluğu, hastanın kullandığı protezin tipi ve ağırlığı, hastanın almış olduğu protez ve yürüme eğitimi, hastanın mevcut postür bozukluğu gibi birçok etken bulunmaktadır (56).

Ampute hastalarda yürüyüş bozukluklarının temel üç nedeni bulunmaktadır. Bu üç temel neden ise hasta kaynaklı nedenler, protez kaynaklı nedenler ve

rehabilitasyon eğitiminin eksikliğine bağlı olarak gelişen nedenler olarak sıralanabilir (56).

Hasta kaynaklı nedenler; hastanın kas gücü ve postürü, amputasyonun nedeni, güdük uzunluğu iken; protez kaynaklı nedenler ise soket uygunluğu, protezin uzun ya da kısa olması, eklem tipi ve hastaya uygunluğu şeklindedir (56).

2.7.1. Diz Altı Ampute Hastalarda Sık Görülen Yürüyüş Bozuklukları

Diz altı ampute hastalarda yürüyüş bozuklukları dört evrede incelenebilir.

2.7.1.1. İlk topuk teması ile basma ortası arası

Bu evrede aşırı diz fleksiyonu ya da diz fleksiyonunun yetersizliği/olmaması görülür.

Aşırı diz fleksiyonunun nedenleri; ayağın aşırı dorsifleksiyonu ya da soketin aşırı anterior tilti, aşırı sert topuk yastığı, soketin ayağa göre fazla öne yerleştirilmesi ya da dizde fleksiyon kontraktürü olması olabilir (56). Protez ayağın ve topuk sertliğinin uygun şekilde düzeltilmesi gereklidir (7).

Diz fleksiyonunun olmaması ya da yetersiz olmasının nedenleri; aşırı yumuşak topuk yastığı, yanlış öğrenilmiş yürüme paterni, kuadriceps femoris zayıflığı, soketin posteriora yerleştirilmesi ya da uygunsuz soket fleksiyonu olabilir. Topuk sertliğinin düzeltilmesi, doğru yürüyüş eğitiminin verilmesi, kuadriceps kasının güçlendirilmesi, soketin uygun şekilde yerleştirilmesi ile düzeltilir. (7, 56).

2.7.1.2. Basma ortası

Bu evrede protezin aşırı laterale ya da mediale itilmesi görülebilir. Protez laterale itiliyorsa protezli ekstremitenin fazla mediale yerleştirilmesi nedeniyle, protez mediale itiliyorsa protezli ekstremitenin fazla laterale yerleştirilmesi nedeniyle

olmaktadır (7, 56). Ya da soketteki gevşeme nedeniyle de görülebilmektedir. Soketin yerleşim yerinin ve açısının uygun hale getirilmesi ile düzeltilebilir (7).

2.7.1.3. Basma ortası ile parmak ucu kalkışı arası

Bu evrede erken ya da gecikmiş diz fleksiyonu, erken ya da gecikmiş topuk kalkışı görülebilir.

Erken diz fleksiyonu nedenleri; soketin fazla anteriora yerleştirilmesi, ayağın aşırı dorsifleksiyonu ya da yetersiz ayak parmak kaldıracı olabilir. Gecikmiş diz fleksiyonu nedenleri; soketin fazla posteriora yerleştirilmesi, metatars kaldıracın fazla öne yerleştirilmesi ya da ayağın fazla plantar fleksiyonu olabilir (56). Soketin doğru açıyla yerleştirilmesiyle ya da gerekirse ayağın değiştirilmesi ile düzeltilebilir.

Gecikmiş topuk kalkışının nedeni yetersiz ayak parmak kaldıracı iken; erken topuk kalkışının nedeni aşırı ayak parmak kaldıracıdır (7).

2.7.1.4. Salınım fazı

Bu evrede protez ayağın sürüklenmesi görülebilir. Yetersiz protez süspansiyonu ya da protezin fazla uzun olması nedeniyle bu yürüme bozukluğu görülebilir. Protezin kısaltılması ya da süspansiyonun değiştirilmesi ile düzeltilebilir (7).

2.7.2. Diz Üstü Ampute Hastalarda Sık Görülen Yürüyüş Bozuklukları

Diz üstü ampute hastalarda yürüyüş bozuklukları dört evrede incelenebilir.

2.7.2.1. İlk topuk teması ile basma ortası arası

Bu evrede ilk topuk teması esnasında protezli ayağın rotasyonu olabilir (7). Ayak rotasyonunun nedenleri; protezin internal ya da eksternal rotasyonda yapılmış olması, soket uyumunun zayıf kalması ya da yetersiz süspansiyon olabilir. Soket

uyumu artırılarak, süspansiyon yeterli hale getirilerek ya da protezin yeniden doğru şekilde yapılmasıyla düzeltilebilir.

2.7.2.2. Basma ortası

Bu evrede abduksiyon yürüyüşü, gövdenin laterale eğilmesi ya da aşırı lomber lordoz görülebilir.

Abduksiyon yürüyüşü basma fazı boyunca görülebilir. Protezin fazla uzun olması, soketin medial duvarının fazla yüksek ya da lateral duvarının yetersiz olması, adduksiyon zayıflığı gibi nedenlerle görülebilir (57). Protezin kısaltılması, soketin modifiye edilmesi ve adduktor kasların güçlendirilmesi ile düzeltilebilir.

Gövdenin laterale eğilmesi protezli tarafın basma fazında abduksiyon yürüyüşü ile birlikte görülebilir (57). Protezin fazla kısa olması, soketin lateral duvarının kısa ya da medial duvarının yüksek olması, soketin abduksiyon postüründe yapılmış olması gibi nedenlerle görülebilir. Protez boyunun uzatılması ve soketin modifiye edilmesi ile düzeltilebilir.

Aşırı lomber lordoz kalça ekstansör kaslarının zayıflığı, abdominal kasların zayıflığı, kalça fleksör kaslarının kontraktürü ya da soketin yetersiz başlangıç fleksiyonu nedenleriyle görülebilir (57). Fleksiyon kontraktürünün giderilmesi, kalça ekstansör kaslarının ve abdominal kasların güçlendirilmesi, soketin fleksiyonunun artırılması ile düzeltilebilir.

2.7.2.3. Erken salınım fazı

Bu evrede eşit olmayan topuk kalkışı görülebilir (7).

Diz ekleminde aşırı friksiyon ya da diz ekleminin kilitli olması nedeniyle yetersiz topuk kalkışı olurken; diz ekleminde friksiyon yetersizliği nedeniyle de fazla topuk kalkışı görülebilir (57). Diz friksiyonunun ayarlanması ile düzeltilebilir.

2.7.2.4. Salınım fazı

Bu evrede sirkumdiksiyon yürüyüşü ya da medial ve lateral itme görülebilir.

Sirkumdiksiyon yürüyüşünde hasta protezli ayağı ile lateral daire çizdikten sonra ön tarafa alır. Protezin fazla uzun olması, kalça fleksör kaslarında zayıflık olması, diz ekleminde friksiyonun fazla olması gibi nedenlerle görülebilir. Protezin kısaltılması, kalça fleksör kaslarının güçlendirilmesi, diz friksiyonunun ayarlanması ile düzeltilebilir.

Medial ve lateral itme ise protezli tarafta topuğun mediale ve laterale dönmesidir (57). Medial itmenin nedeni dizin aşırı eksternal rotasyonda olması iken lateral itmenin nedeni ise dizin aşırı internal rotasyonda olmasıdır. Dizin uygun pozisyonlanması ile düzeltilebilir.

2.8. YÜRÜME ANALİZİ

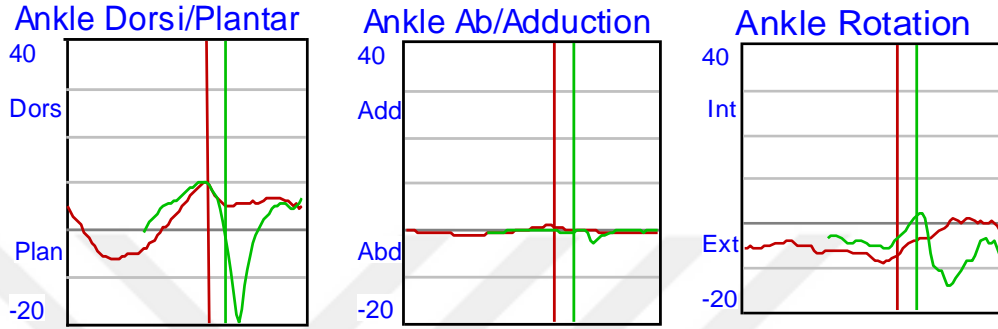
Yürüme analizi, yürüyüş sırasında hareketlerin ayrıntılarını, uygulanan kuvvetleri ve momentleri değerlendirebilen, böylece yürümeyi yorumlamayı sağlayan yöntemdir.

Hastalara uygulanan tedavilerin etkilerinin değerlendirilmesinde, yeni tedavi stratejileri geliştirilmesinde, uygulanan ortez ve protezlerin etkinliğinin belirlenmesinde, patolojik yürüyüş paternleri ile kompensatuar paternlerin karşılaştırılmasında kullanılmaktadır (51, 52).

Yürüme analizi gözlemsel ya da bilgisayarlı şekilde yapılmaktadır. Gözlemsel yürüme analizi; çıplak gözle ve/veya video kaydı ile yapılabilir. Gözlemsel yürüme analizi esnasında hasta 8-10 metre uzunluğunda, çıplak gözle değerlendirilecekse 3 metre, video kaydı da yapılacaksa 4 metre genişliğinde bir yürüme alanında değerlendirilir (49, 51).

Bilgisayarlı yürüme analizi ile kinematik analiz, temporospasyal verilerin hesaplanması, kinetik analiz, dinamik elektromyografi (EMG), enerji tüketimi hesaplaması ve dinamik pedobarografi yapılabilir.

- **Kinematik Analiz:** Hareketi meydana getiren kuvvetler dikkate alınmadan hareketin oluşumunun incelendiği analizdir (49). Pelvisin, kalçanın, dizin ve ayak bileklerinin sagittal, frontal ve transvers düzlemlerdeki açıları, pozisyonları, hız ve ivmeleri ölçülerek sayısal veri olarak kaydedilir (49, 51) (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. Üç düzlemde ayak bileğinin kinematik analizi

Eklemlerin pozisyonları ve açılarının kaydedilebilmesi için ekstremitenin belirli noktalarına yansıtıcı özellikte işaretleyiciler (marker) yerleştirilir. Bu işaretleyicilere gelen sinyaller kameralar aracılığı ile algılanır ve bilgisayarda işlenir (51). Ayrıca kinematik analiz ile birlikte yürüyüşe ait zaman ve mesafe (temporospanyal) verileri de elde edilir. Elde edilen tempospanyal veriler; kadans, çift destek fazı süresi, ayak kalkış oranları, yürüme hızı, çift adım süresi, çift adım uzunluğu, adım süresi, adım uzunluğu, karşı taraf ayağın temas oranı, karşı taraf ayağın kalkış oranı, tek destek fazı süresi olarak sıralanabilir.

- **Kinetik Analiz:** Kinetik analiz ile yer tepkimesi kuvvetleri, eklem güçleri ve momentleri incelenebilir ancak ölçülebilen tek veri yer tepkimesi kuvveti vektörü (YTKV) dır (49). YTKV, vücut ağırlığı ve hareketi sağlayan kas kuvvetlerinin bileşkesine karşı oluşan aynı büyüklükte olan kuvvet vektörüdür. YTKV, ayağın yere uyguladığı kuvveti ölçen basınca duyarlı plakalar (force plate) vasıtasıyla ölçülür ve bu ölçüme dayanarak kalça, diz, ayak bileği eklemlerindeki moment ve güçler hesaplanır (52, 58).
- **Dinamik Elektromyografi (Dinamik EMG):** Kasın elektriksel aktivitesinin ölçüldüğü tetkiktir. Yüzeysel ve iğne elektrotlar kullanılarak ölçüm yapılır.

Yüzeysel elektrotlar kas grupları hakkında bilgi verirken, iğne elektrotlar ile spesifik kas aktivitesi hakkında bilgi edinilir. Dinamik EMG ile yürüme döngüsünde kasılmanın zamanı, kasılma süresi ve şiddeti hakkında bilgi edinilir (59).

- **Enerji Tüketimi:** Normal yürüme, enerji tüketimi açısından oldukça avantajlı olsa da hızlanma, frenleme ve şok absorpsiyonu için enerji harcanır. Normal yürüme siklusu bozulup gövde ve bacaklarda çeşitli kompensatuvar hareketler ortaya çıktığında enerji tüketimi artar (51, 60). Yürüme analizi sırasında enerji tüketimi ölçümü için; her bir soluk havasında tüketilen oksijen miktarı (VO₂) ile üretilen karbondioksit miktarı (VCO₂) hesaplanır (60).

Enerji tüketimi ölçüm yöntemleri; direkt kalorimetre yöntemi, indirekt kalorimetre yöntemi ve nabız ölçüm yöntemi şeklindedir.

Direkt kalorimetre yöntemi; vücutta oluşan ısının direkt olarak ölçülmesi prensibine dayanmaktadır ve kişi termal olarak izole edilmiş kapalı ortamlara konularak ölçülmektedir. Duyarlılığı yüksek bir yöntemdir ancak uygulanması zordur (61).

İndirekt kalorimetre yöntemi daha basit bir yöntemdir. Yürütülen hastanın ekspiryum havası Douglas torbasında biriktirilir. Torbada biriken havanın volümü, hastanın VO₂ ve VCO₂ değerleri ölçülür. VO₂ miktarı dakikada kilogram başına kaç mililitre (ml) tüketildiği şeklinde ifade edilir (ml/kg/dk) (49). Enerji tüketimi ise VO₂ miktarından yola çıkılarak cihaz tarafından hesaplanır.

Alt ekstremitte protezlerinin reçetelenmesi ve üretilmesi esnasında dikkat edilen en önemli kriterlerden biri protezin enerji tüketimine olan etkisidir (62).

- **Dinamik Pedobarografi:** Hastaların ayak taban basınçlarının ölçülmesidir. Ayak tabanında cm² ye düşen basınç N/m² (pascal) veya kg/cm² olarak hesaplanır (49, 51). Ayak basınçları statik ve dinamik olarak ölçülebilir. Mevcut patolojilerin belirlenmesi ve hastaya özel tedavilerin düzenlenebilmesini sağlayan bir yöntemdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızda, Haziran 2018-Şubat 2019 tarihleri arasında Ankara Gaziler Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Eğitim ve Araştırma Hastanesi'ne müracaat eden unilaterale diz üstü ampute hastalar değerlendirmeye alındı. Ladlow ve ark.'nın (63) yaptığı çalışma referans alınmak kaydıyla çalışmanın gücü %80, tip-1 hata 0.05 kabul edildiğinde her 2 gruba 12'şer hastanın alınması planlandı.

Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Etik Kurulu'nun 25 Mayıs 2018 gün ve E-18-1983 numaralı onayı (Ek-1) ile araştırmaya başlandı. Araştırmamıza dahil edilen tüm hastalardan, araştırma öncesi asgari bilgilendirilmiş gönüllü onam formu alındı (Ek-2).

3.1. ARAŞTIRMAYA DAHİL EDİLME KRİTERLERİ

1. Çalışmaya onam belgesi ile katılmayı kabul etmesi
2. 18 yaşını doldurmuş olması
3. Unilaterale diz üstü ampute olması
4. Toplum içi bağımsız ambule olabilmesi
5. Amputasyon süresinin en az 6 ay olması
6. Mevcut protezi en az 8 haftadır kullanıyor olması

3.2. ARAŞTIRMAYA DAHİL EDİLMEME KRİTERLERİ

1. Onam belgesi vermeyi kabul etmemesi
2. 18 yaşından küçük olması
3. Her iki alt ekstremitesi arasında 2 cm ve üzeri uzunluk farkı olması
4. Fiks kontraktür ya da eklem deformitesi varlığı
5. Ek amputasyonu olması

6. Nöromusküler hastalığı ve çalışmaya engel olabilecek diğer komorbid hastalığı olması
7. 6 aydan daha kısa süre önce ampute olması
8. Mevcut protezi 8 haftadan daha kısa süredir kullanıyor olması
9. Kooperasyon kurulamaması

3.3. HASTALARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Araştırmaya dahil edilen hastalar diz üniti MİK olanlar ve diz üniti MİK olmayanlar olarak iki grup halinde değerlendirildiler.

Hastalar cinsiyet, yaş, boy, kilo, beden kitle indeksi, eğitim durumu, meslek, amputasyon etyolojisi, amputasyon tarafı ve süresi, kullandığı protezin diz ve ayak ünitlerine göre tipleri, protez kullanma süresi, güdük uzunluğu, dominant ayak ve ek hastalıklar açısından değerlendirildi ve bilgileri olgu rapor formuna kaydedildi (Ek-3).

İki grup halinde değerlendirilen hastalar yürüme paternleri, yürüme hızları, yürüme mesafeleri, enerji tüketimleri, lökomotor kapasiteleri, yaşam kaliteleri ve mevcut protezlerinden memnuniyet dereceleri açısından karşılaştırılmış olup herhangi bir tedavi uygulanmadı.

3.4. DEĞERLENDİRME ÖLÇÜTLERİ

Olguların yürüme analizleri Gaziler Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Eğitim ve Araştırma Hastanesi hareket analizi laboratuvarında yapıldı (Şekil 3.1). Yürüyüş analizi, her hastaya aynı hekim tarafından yapıldı. Üç boyutlu hareket analiz testi, Vicon 512 (Oxford Metrics Co/USA) hareket analiz sistemi kullanılarak yapıldı. Bu sistem, video destekli olup ana terminale bağlı olan 7 adet infrared kamera, iki adet video kamera, iki adet güç platformu sisteminden oluşmaktadır. Yürüme sırasında üç boyutlu kayıt alınmasını sağlayan, 15 mm çapındaki 15 adet “infrared retroreflektif” işaretleyici (marker), yazılımın kullandığı “plug-in-gait” işaretleyici yerleşim

tanımlarına göre; her iki spina iliaca anterosuperiora, her iki spina iliaca posterior superioru birleştiren çizgi orta noktası üzerine, uyluk laterali orta noktalarına, dizlerde lateral kondiller üzerine, bacak laterali orta noktalarına, ayak bileklerinde lateral malleoller üzerine, her iki kalkaneus arka tarafına ve ayakta bilateral ikinci metatars başlarına yerleştirildi. İşaretleyiciler yerleştirildikten sonra, infrared kameraların işaretleyicileri tanınması için dinamik test öncesinde hastaların statik testleri yapıldı. Hastalardan normal yürüyüşler ile 10 metrelik yürüme parkurundan ve güç platformlarından oluşan alanda mevcut protezleri ile yürümeleri istendi. Hastaların normal yürüyüş paterni değerlendirilerek, dinamik test çalışması için optimal asgari 4 yürüyüş denemesi elde edilene kadar yürüme tekrarı yapıldı. Analiz için gereken veri kayıtlarının alınmasını müteakiben, statik test kaydında kullanılan işaretlerin hareket analizinin yazılımı olan Vicon Workstation programına tanıtımı yapıldı. Sonrasında her bir dinamik test kaydı bu tanıtım temelinde programda çalışılarak, üç boyutlu ortamda kaydedilmiş yürüyüş evrelerinin matematiksel dökümleri elde edildi. Matematiksel veriler poligon programına taşınarak, yürüyüşün temporospasyal (Tablo 3.1) ve kinematik özelliklerine ait verileri elde edildi.

Tablo 3.1. Yürüyüşün temporospasyal özellikleri

Kadans	Adım / dakika
Tek destek fazı	Saniye
Adım uzunluğu	Metre
Adım süresi	Saniye
Yürüyüş hızı	Metre / saniye



Şekil 3.1. Yürüme analizi laboratuvarı

Olguların enerji tüketimleri Gaziler Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Eğitim ve Araştırma Hastanesi egzersiz tolerans laboratuvarında hesaplandı (Şekil 3.2). Hastaların enerji tüketim ölçümleri, açık devre indirekt kalorimetre (Vmax 29c, Sensormedics, ABD) sistemi ile bir maske yardımıyla yapıldı. Cihaz her açıldığında üretici firmanın önerdiği şekilde kalibre edildi. Hastalara testin nasıl yapılacağı hakkında bilgi verildi. İki kere on birer dakikalık sürelerde yürüyecekleri, değerlendirmeye protezleri ile alınacakları, koşu bandının tutunma barlarına tutunmamaları gerektiği söylendi. Olgular test sırasında tutunma barlarına tutunursa test tekrarlandı. İlk yürüme banda ve maskeye alışmalarını sağlamak için yapıldı ve deneme olarak kabul edildi. Olgular test öncesi istirahattaki kalp hızı değerlerine ulaşana kadar koşu bandının önündeki bir sandalyede oturtularak dinlendirildi. Koşu bandında yürütülen hastanın ekspirasyon havası Douglas torbasında biriktirildi. Yüz maskesiyle geçirilen uygun bir dinlenme süresi sonrasında 1.6 m/s'lik koşu bandı dönüş hızında test başlatıldı. Bir dakika bu hızda ısınma sağlandıktan sonra her üç dakikada bir 0.2 m/s hız artışı yapıldı. Son bir dakikada 1.6 m/s hız ile soğuma gerçekleştirilmiş olup hastalar toplamda 11 dakika yürütülmüşlerdir. Her iki yürümede 11 dakikalık yürüyüş süresinde dengeli düzeye (steady state) ulaşılan ilk bir ve son bir dakikalık bölüm hesaplamaya dahil edilmedi. Oksijen tüketiminin birimi vücut kütesinin her kilogramı için dakikada mililitre cinsinden tüketilen oksijenin hesaplanması ile yapıldı (ml/dk/kg)(VO₂). Karbondioksit üretiminin birimi dakikada litre cinsinden üretilen karbondioksitin hesaplanması ile yapıldı (L/dk)(VCO₂). Olguların enerji tüketim miktarları, tüketilen oksijen miktarının bilgisayar ile kalori cinsinden hesaplanması ile ölçüldü. Her yürüme arasında, olgular istirahattaki kalp hızı değerlerine ulaşana dek en az 10 dk dinlendirildi.



Şekil 3.2. Egzersiz tolerans laboratuvarı

Olguların yürüyüş kapasitesini ölçmek için 6 dakika yürüyüş testi (6DYT) kullanıldı. 6DYT hastanın 6 dakika içerisinde en rahat ettiği yürüme hızıyla ne kadar mesafe yürüdüğünün hesaplandığı testtir. Zamanlı yürüme testleri, alt ekstremitte amputasyonu olan hastalarda genel hareketliliğin ve fiziksel performansın değerlendirilmesi için geçerli ölçüm sağlayan testlerdir (64, 65). Çalışmamızda hastalar daha önce planlanmış bir alanda hekim gözetiminde 6 dakika boyunca yürütülerek yürüebildikleri mesafeler hesaplandı ve metre cinsinden kaydedildi. Test esnasında hastalar gözlemlenerek herhangi bir semptom gelişip gelişmediği kaydedildi.

Olguların genel sağlık durumları ve yaşam kalitelerinin değerlendirilmesi amacıyla Short form 36 (SF-36) formu kullanıldı (Ek-4). Geniş açılı bir ölçüm sağlayan SF-36 Rand Corporation tarafından 1992 yılında geliştirilmiştir (66). Hastalar için kabul edilebilir, uygulanması kolay ve birçok popülasyon için geçerliliği ve güvenilirliği olduğu gösterilmiş bir ankettir (67). Ölçek 36 maddeden oluşmaktadır. Fiziksel komponent ve mental komponent olmak üzere iki skalası vardır ve toplamda 8 komponentin ölçümünü sağlar. Bu sekiz komponent; fiziksel fonksiyon (10 madde), sosyal fonksiyon (2 madde), fiziksel sorunlara bağlı rol limitasyonu (4 madde), emosyonel sorunlara bağlı rol limitasyonu (3 madde), mental sağlık (5 madde), enerji/vitalite (4 madde), ağrı (2 madde) ve sağlığın genel algılanması (5 madde) şeklindedir. Fiziksel komponent skalası fiziksel fonksiyon, fiziksel rol, vücut ağrısı, genel sağlık alt skalalarından; mental komponent skalası ise enerji/vitalite, sosyal fonksiyon, emosyonel rol ve mental sağlık skalalarından oluşur (68). SF-36’da sağlıkla ilgili hem pozitif hem negatif durumlar sorgulanır. Her

maddenin skoru kodlanır ve 0 (en kötü sağlık durumu)'dan 100 (en iyi sağlık durumu)'e kadar puanlı bir skala haline dönüşür. Çalışmamızda her hastanın alt skalaları ayrı ayrı puanlanarak SF-36 skoru hesaplandı.

Hastaların mevcut protezleri ile hareket etme becerilerini değerlendirmek için Lökomotor Kapasite İndeksi (LKI-5) kullanıldı (Tablo 3.2). LKI-5 alt ekstremitte amputasyonu olan hastaların lökomotor yeteneklerini değerlendirmek üzere geliştirilmiştir (69). Bu indeks her biri 5 seçenekli 14 maddeden oluşmaktadır. Yüksek skor daha fazla lökomotor kapasite indeksi ve daha az yardım gerekliliği anlamına gelmektedir. '0' hastanın belirtilen aktiviteyi yapamadığı anlamına gelirken, '4' ise yardımsız olarak yapabildiği anlamına gelir. Maksimum skor 56'dır (70).

Tablo 3.2. Lökomotor Kapasite İndeksi-5

		Hayır	Biri Yardım Ederse Evet	Biri Yanımda Olursa Evet	Yardımcı Cihazla Tek Başıma Evet	Yardımcı Cihaz Olmadan Tek Başıma Evet
1	Bir sandalyeden kalkmak	0	1	2	3	4
2	Protezinizle birlikte ayakteyken yerden bir şey almak	0	1	2	3	4
3	Ev içinde yürümek	0	1	2	3	4
4	Dışarda düz zeminde yürümek	0	1	2	3	4
5	Dışarda bozuk zeminde yürümek (çimen, çakıl, engebeli)	0	1	2	3	4
6	Merdivenleri tutunarak çıkmak	0	1	2	3	4
7	Merdivenleri tutunarak inmek	0	1	2	3	4
8	Tutunmadan birkaç basamak merdiven çıkmak	0	1	2	3	4
9	Tutunmadan birkaç basamak merdiven inmek	0	1	2	3	4
10	Birşey taşıırken yürümek	0	1	2	3	4
11	Kaldırımdan inmek	0	1	2	3	4
12	Kaldırımdan çıkmak	0	1	2	3	4
13	Yerden kalkmak (örn; düşerseniz)	0	1	2	3	4
14	Kötü hava koşullarında dışarda yürümek (örn; kar, buz, yağmur vs.)	0	1	2	3	4
Toplam Puan					

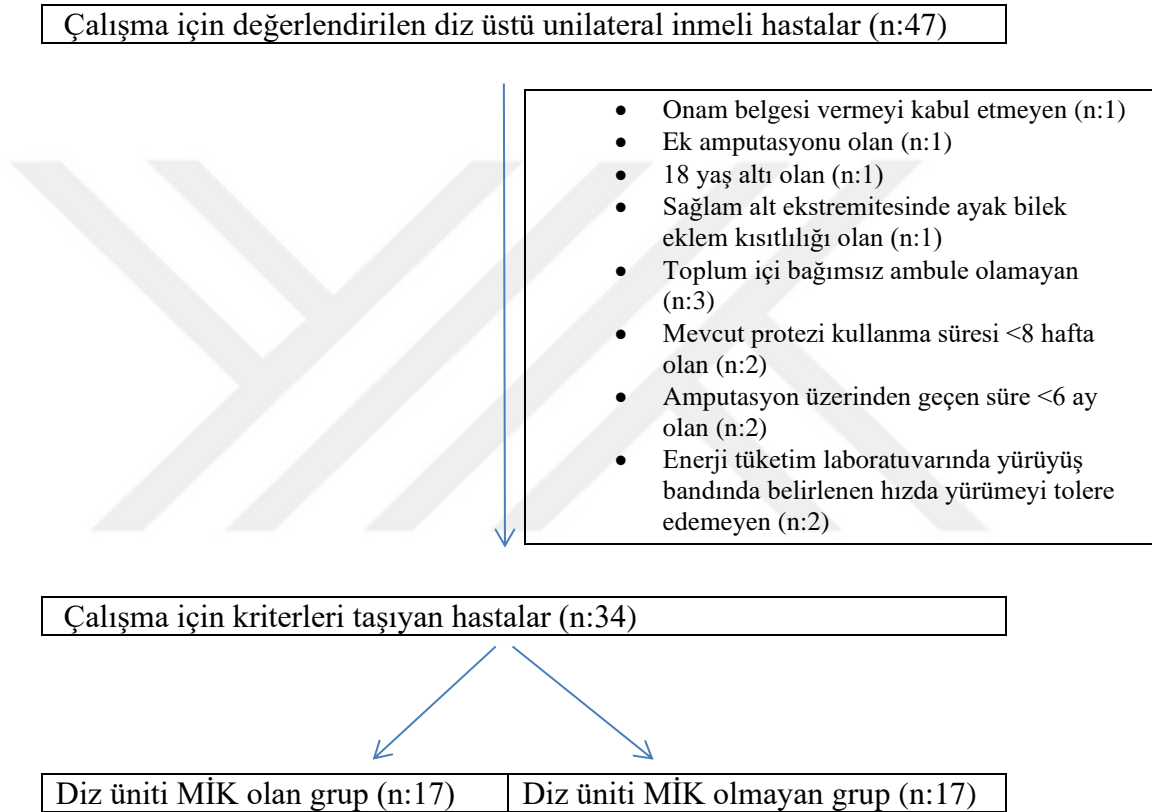
Hastaların mevcut protezleri ile ilgili memnuniyet dereceleri ise Protez Memnuniyet Anketi (PMA) ile değerlendirilmiştir (Ek-5). Bu anket 15 sorudan oluşmakta ve 4 basamaklı ordinal skala ile değerlendirilmektedir. 6. ve 14. sorular ters olarak puanlanmaktadır. Ankete göre toplam puan arttıkça protez memnuniyeti de artmaktadır. '0' memnuniyetsizliği, '3' ise tam memnuniyeti ifade etmektedir. Hastanın alabileceği maksimum puan 45'tir.

3.5. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS for Windows 22.0 paket programında yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler sürekli değişkenler için ortalama±standart sapma, kesikli değişkenler için ise sayı ve yüzde (%) olarak gösterildi. Sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Gruplar arası kesikli parametrelerin karşılaştırılmasında Ki-kare testi, sürekli parametrelerin karşılaştırılmasında ise Mann-Whitney U testi kullanıldı. p değeri <0.05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Çalışma için unilateral diz üstü ampute olan toplam 47 hasta değerlendirmeye alındı. Bu hastaların 13'ü dahil edilme kriterlerine uymadığı için çalışmaya dahil edilmedi. Kriterleri karşılayan 34 hasta ile çalışmaya devam edildi. Hastaların 17'sinin kullandığı protezin diz üniti MİK iken, 17'sinin kullandığı protezin diz üniti ise mekanik, pnömotik ya da hidrolik kontrollü idi (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Araştırma akış şeması

Hastalardan hem diz üniti MİK olan hem de MİK olmayan grupta bulunanların tamamı (%100) erkek idi. Hastaların yaş ortalamaları, MİK protez kullanan hastaların grubunda $31,1 \pm 7,4$; MİK olmayan protez kullanan hastaların grubunda ise $50,1 \pm 10,7$ idi. Yaş açısından gruplar arasında anlamlı fark saptandı ($p < 0,05$) (Tablo 4.1). Cinsiyet, boy, kilo ve VKİ açısından gruplar arasında farklılık saptanmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Gruplara göre yaş, cinsiyet, boy, kilo ve VKİ dağılımı

	MİK protez kullananlar	MİK olmayan protez kullananlar	p
	(n:17)	(n:17)	
Yaş (yıl), ort±ss	31,1±7,4	50,1±10,7	<0,05
Cinsiyet, n (%)			
Erkek	17 (%100)	17 (%100)	
Kadın	0 (%0)	0 (%0)	
Boy (cm), ort±ss	174,9±5,6	172,8±7,2	0,205
Kilo (kg), ort±ss	75,8±9,1	80,4±16	0,433
VKİ (kg/m2), ort±ss	24,7±2,2	26,9±5	0,062

VKİ: Vücut kitle indeksi

Çalışmaya dahil edilen hastaların eğitim düzeylerine bakıldığında, MİK protez kullanan hastaların 2'sinin (%11,8) ortaokul mezunu olduğu, 6'sının (%35,3) lise mezunu olduğu, 9'unun (%52,9) üniversite mezunu olduğu görülürken; MİK olmayan protez kullanan hastaların 6'sının (%35,3) ilkokul mezunu olduğu, 5'inin (%29,4) ortaokul mezunu olduğu, 4'ünün (%23,5) lise mezunu olduğu, 2'sinin (%11,8) üniversite mezunu olduğu görüldü. İki grup arasında eğitim düzeyleri açısından gruplar arası anlamlı fark saptandı ($p<0.05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Gruplara göre eğitim düzeyleri dağılımı

	MİK protez kullananlar	MİK olmayan protez kullananlar	p
	(n:17)	(n:17)	
Eğitim düzeyi, n (%)			0,007
İlkokul mezunu	0 (%0)	6 (%35,3)	
Ortaokul mezunu	2 (%11,8)	5 (%29,4)	
Lise mezunu	6 (%35,3)	4 (%23,5)	
Üniversite mezunu	9 (%52,9)	2 (%11,8)	

Çalışmaya dahil edilen hastalar amputasyon tarafı açısından incelendiğinde MİK protez kullanan hastaların 9'u (%52,9) sağ taraf ampute, 8'i (%47,1) sol taraf ampute; MİK olmayan protez kullanan hastaların ise 6'sı (%35,3) sağ taraf ampute, 11'i (%64,7) sol taraf ampute idi. Hastalar dominant taraf açısından incelendiğinde

MİK protez kullanan hastaların 14'ü (%82,4) sağ taraf, 3'ü (%17,6) sol taraf; MİK olmayan protez kullanan hastaların ise 17'si (%100) sağ taraf dominant idi. Amputasyon tarafı ve dominant taraf açısından gruplar arası anlamlı fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.3).

Araştırmaya dahil edilen hastaların kullandıkları protez ayak tipine bakıldığında MİK protez kullanan hastaların 17'si (%100) karbon ayak kullanırken; MİK olmayan protez kullanan hastaların ise 9'u (%52,9) tek akslı ayak, 8'i (%47,1) karbon ayak kullanıyordu. Protez ayak tipi açısından gruplar arası anlamlı fark saptandı ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Gruplara göre amputasyon tarafı, dominant taraf ve protez ayak tipi dağılımı

	MİK protez kullananlar (n:17)	MİK olmayan protez kullananlar (n:17)	p
Amputasyon tarafı, n (%)			0,300
Sağ	9 (%52,9)	6 (%35,3)	
Sol	8 (%47,1)	11 (%64,7)	
Dominant taraf, n (%)			0,070
Sağ	14 (%82,4)	17 (%100)	
Sol	3 (%17,6)	0 (%0)	
Protez ayak tipi, n (%)			<0,05
Karbon ayak	17 (%100)	8 (%47,1)	
Tek akslı ayak	0 (%0)	9 (%52,9)	

Çalışmaya dahil edilen hastalar etyolojik açıdan değerlendirildiğinde MİK protez kullanan hastaların 14'ü (%82,4) ateşli silah yaralanması (ASY) ya da el yapımı patlayıcı (EYP) maruziyeti, 2'si (%11,8) trafik kazası, 1'i (%5,9) malignite nedeniyle; MİK olmayan protez kullanan hastaların 2'si (%11,8) periferik vasküler hastalık, 1'i (%5,9) ASY ya da EYP maruziyeti, 5'i (%29,4) iş kazası, 8'i (%47,1) trafik kazası, 1'i (%5,9) elektrik çarpması nedeniyle ampute edilmişlerdi. Etiyolojik açıdan gruplar arası anlamlı fark saptandı ($p<0.05$) (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Gruplara göre etyolojik dağılım

	MİK protez kullananlar	MİK olmayan protez kullananlar	P
	(n:17)	(n:17)	
Etyoloji			<0,05
Periferik vasküler hastalık	0 (%0)	2 (%11,8)	
ASY / EYP	14 (%82,4)	1 (%5,9)	
İş kazası	0 (%0)	5 (%29,4)	
Trafik kazası	2 (%11,8)	8 (%47,1)	
Malignite	1 (%5,9)	0 (%0)	
Elektrik çarpması	0 (%0)	1 (%5,9)	

ASY: Ateşli silah yaralanması; EYP: El yapımı patlayıcı

Çalışmaya dahil edilen hastalar amputasyon süresi açısından değerlendirildiğinde MİK protez kullanan hastaların $102,41 \pm 101,71$ ay; MİK olmayan protez kullanan hastaların ise $176,5 \pm 140,1$ ay önce ampute olduğu belirlendi. Mevcut protezlerini kullanma sürelerinin MİK protez kullanan hastalarda $30,65 \pm 33,82$ ay; MİK olmayan protez kullanan hastalarda ise $28,29 \pm 23,12$ ay olduğu saptandı. Mevcut protezlerini gün içi kullanma sürelerinin MİK protez kullanan hastalarda $13,65 \pm 3,57$ saat; MİK olmayan protez kullanan hastalarda ise $13,18 \pm 4,42$ saat olduğu görüldü. Güdük uzunluğu açısından değerlendirildiğinde MİK protez kullanan hastaların güdük uzunluğu $34,82 \pm 10,48$ cm; MİK olmayan protez kullanan hastaların ise $37,18 \pm 6,62$ cm idi. Amputasyon süresi, mevcut protez kullanma süresi, protezi gün içi kullanma süresi ve güdük uzunluğu açılarından değerlendirildiğinde gruplar arası anlamlı fark saptanmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Gruplara göre amputasyon süresi, mevcut protezi kullanma süresi, gün içi protez kullanma süresi ve güdük uzunluğu dağılımı

	MİK protez kullananlar	MİK olmayan protez kullananlar	P
	(n:17)	(n:17)	
Amputasyon süresi (ay), ort\pmss	$102,41 \pm 101,71$	$176,5 \pm 140,1$	0,106
Protez kullanma süresi (ay), ort\pmss	$30,65 \pm 33,82$	$28,29 \pm 23,12$	0,786
Protez kullanma saati (saat), ort\pmss	$13,65 \pm 3,57$	$13,18 \pm 4,42$	0,973
Güdük uzunluğu (cm), ort\pmss	$34,82 \pm 10,48$	$37,18 \pm 6,62$	0,563

Çalışmaya dahil edilen hastalar 6DYT açısından değerlendirildiğinde, MİK protez kullanan hastalar 6 dakikada 391,83±63,66 m; MİK olmayan protez kullanan hastalar ise 301,18±52,46 m yürüdüler. 6 dakika yürüme testi açısından gruplar arası anlamlı fark saptandı (p<0.05) (Tablo 4.6).

Çalışmaya alınan hastaların LKI-5 sonuçlarına bakıldığında, MİK protez kullanan hastaların indeks skoru 52,94±3,34 iken; MİK olmayan protez kullanan hastaların indeks skoru 51,24±4,55 olarak hesaplandı. LKI-5 açısından gruplar arası anlamlı fark saptanmadı (p>0.05) (Tablo 4.6).

Araştırmaya dahil edilen hastalar PMA sonuçlarına göre değerlendirildiğinde, MİK protez kullanan hastaların anket skoru 38,47±3,61; MİK olmayan protez kullanan hastaların anket skoru ise 32,71±5,95 idi. PMA açısından gruplar arası anlamlı fark saptandı (p<0.05) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Gruplara göre 6DYT, LKI-5 ve PMA sonuçları dağılımı

	MİK protez kullananlar (n:17)	MİK olmayan protez kullananlar (n:17)	p
6DYT (m), ort±ss	391,83±63,66	301,18±52,46	<0,05
LKI-5, ort±ss	52,94±3,34	51,24±4,55	0,394
PMA, ort±ss	38,47±3,61	32,71±5,95	0,002

6DYT: 6 dakika yürüme testi; LKI: Lökomotor Kapasite İndeksi; PMA: Protez Memnuniyet Anketi

Araştırmaya katılan hastaların enerji tüketim verilerine bakıldığında, MİK protez kullanan hastaların tüketilen oksijen volümünün maksimum değeri (VO₂max) 18,8±5,85 ml/kg/dk, üretilen karbondioksit volümünün maksimum değeri (VCO₂max) 0,76±0,25 L/dk, kalori tüketimi 9036,53±2891,15 kcal/gün iken; MİK olmayan protez kullanan hastaların VO₂max 24,31±6,4 ml/kg/dk, VCO₂max 1,07±0,32 L/dk, kalori tüketimi 12768,53±4071,23 kcal/gün idi. VO₂max, VCO₂max ve kalori tüketimi açısından gruplar arası anlamlı fark saptandı (p<0.05) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Gruplara göre VO₂max, VCO₂max ve kalori tüketimi değerleri dağılımı

	MİK protez kullananlar (n:17)	MİK olmayan protez kullananlar (n:17)	P
VO₂max (ml/kg/dk), ort±ss	18,8±5,85	24,31±6,4	0,011
VCO₂max (L/dk), ort±ss	0,76±0,25	1,07±0,32	0,003
Kalori tüketimi (kcal/gün), ort±ss	9036,53±2891,15	12768,53±4071,23	0,005

VO₂max: Tüketilen oksijen volümünün maksimum değeri; VCO₂max: Üretilen karbondioksit volümünün maksimum değeri

Araştırmaya dahil edilen hastalar SF-36 sonuçlarına göre değerlendirildiğinde alt komponent skorlarına tek tek bakılacak olursa, MİK protez kullanan hastaların fiziksel fonksiyon skoru 71,18±16,82; fiziksel sorunlara bağlı rol limitasyonu skoru 82,35±27,62; emosyonel sorunlara bağlı rol limitasyonu skoru 82,35±33,59; enerji/vitalite skoru 78,24±20,07; mental sağlık skoru 78,12±16,26; sosyal fonksiyon skoru 89,71±16,67; ağrı skoru 80,15±18,88; genel sağlık skoru 73,24±13,69 iken; MİK olmayan protez kullanan hastaların fiziksel fonksiyon skoru 43,53±12,96; fiziksel sorunlara bağlı rol limitasyonu skoru 63,24±37,62; emosyonel sorunlara bağlı rol limitasyonu skoru 78,43±37,16; enerji/vitalite skoru 68,24±18,79; mental sağlık skoru 71,29±12,35; sosyal fonksiyon skoru 80,88±16,61; ağrı skoru 81,91±13,79; genel sağlık skoru 56,47±12,84 idi. Bu alt komponentlerden fiziksel fonksiyon ile genel sağlık açısından değerlendirme yapıldığında anlamlı fark saptanırken (p<0.05); fiziksel rol limitasyonu, emosyonel rol limitasyonu, enerji/vitalite, mental sağlık, sosyal fonksiyon ve ağrı açısından gruplar arasında anlamlı fark saptanmadı (p>0.05) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Gruplara göre SF-36 alt komponent değerleri (ortalama±standart sapma)

	MİK protez kullananlar (n:17)	MİK olmayan protez kullananlar (n:17)	P
Fiziksel fonksiyon	71,18±16,82	43,53±12,96	<0,05
Fiziksel rol limitasyonu	82,35±27,62	63,24±37,62	0,150
Emosyonel rol limitasyonu	82,35±33,59	78,43±37,16	0,865
Enerji/Vitalite	78,24±20,07	68,24±18,79	0,092
Mental sağlık	78,12±16,26	71,29±12,35	0,150
Sosyal fonksiyon	89,71±16,67	80,88±16,61	0,140
Ağrı	80,15±18,88	81,91±13,79	0,865
Genel sağlık	73,24±13,69	56,47±12,84	0,001

SF-36: Short form 36

Araştırmaya alınan hastaların yürüme analizinin temporospasyal verileri tablo 4.9.'da gösterildiği gibidir. Bu verilere bakılarak ampute ve sağlam tarafların tek destek fazında, ampute tarafın adım uzunluğu ile ampute tarafın adım süresinde, ampute ve sağlam tarafların yürüme hızlarında gruplar arasında anlamlı fark saptanırken ($p<0.05$); sağlam tarafın adım uzunluk ve adım süresinde, ampute ve sağlam tarafların kadans değerlerinde gruplar arasında anlamlı fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Gruplara göre yürüme analizi temporospasyal verilerinin dağılımı

	MİK protez kullananlar (n:17)	MİK olmayan protez kullananlar (n:17)	p
Kadans (adım/dk), ort±ss			
Ampute	87,32±12,21	83,29±8,2	0,245
Sağlam	86,24±11,68	80,62±7,28	0,182
Tek destek fazı (sn), ort±ss			
Ampute	0,46±0,06	0,42±0,06	0,049
Sağlam	0,54±0,08	0,62±0,1	0,024
Adım uzunluğu (m), ort±ss			
Ampute	0,52±0,07	0,44±0,13	0,008
Sağlam	0,48±0,057	0,45±0,07	0,122
Adım süresi (sn), ort±ss			
Ampute	0,74±0,10	0,8±0,14	0,029
Sağlam	0,66±0,09	0,65±0,07	0,760
Yürüme hızı (m/sn), ort±ss			
Ampute	0,76±0,18	0,59±0,15	0,007
Sağlam	0,74±0,17	0,61±0,11	0,020

Araştırmaya dahil edilen hastaların yürüme analizlerinin kalça eklemi ile ilgili kinematik verileri tablo 4.10.'da gösterilmiştir. Bu verilere göre sağlam taraf kalça eklemi basma fazı maksimum adduksiyon açısı değerinde gruplar arası anlamlı fark saptanırken ($p<0.05$); diğer kalça eklemi değerlerinde gruplar arasında anlamlı fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Gruplara göre yürüme analizi kalça eklemi kinematik veri dağılımı

	MİK protez kullananlar (n:17)	MİK olmayan protez kullananlar (n:17)	p
Ampute kalça eklemi, ort±ss			
Basma fazı			
Maksimum fleksiyon	29,71±7,63	28,47±5,82	0,339
Maksimum ekstansiyon	8,12±8,08	6,32±4,86	0,563
Maksimum abduksiyon	7,35±4,10	10,03±7,98	0,290
Maksimum adduksiyon	2,06±4,28	-0,97±6,41	0,150
Salınım fazı			
Maksimum fleksiyon	32,62±8,77	31,74±6,61	0,306
Maksimum ekstansiyon	4,97±9,46	4,50±4,55	0,708
Maksimum abduksiyon	5,91±5,71	6,27±6,43	0,658
Maksimum adduksiyon	3,09±4,38	1,47±6,10	0,474
Sağlam kalça eklemi, ort±ss			
Basma fazı			
Maksimum fleksiyon	33,12±7,23	36,56±6,26	0,274
Maksimum ekstansiyon	11,32±8,89	8,77±7,21	0,290
Maksimum abduksiyon	3,32±4,13	0,47±5,13	0,085
Maksimum adduksiyon	7,65±3,94	10,12±5,42	0,029
Salınım fazı			
Maksimum fleksiyon	34,97±6,59	35,32±6,84	0,919
Maksimum ekstansiyon	1,06±7,61	1,74±9,611	0,892
Maksimum abduksiyon	0,68±3,9	-0,71±4,89	0,245
Maksimum adduksiyon	7,44±3,14	9,68±4,77	0,182

Araştırmaya katılan hastaların yürüme analizlerinin diz eklemi ile ilgili kinematik verileri tablo 4.11.'de gösterilmiştir. Bu verilere göre ampute taraf diz eklemi salınım fazı maksimum fleksiyon açısı değerinde gruplar arası anlamlı fark saptanırken ($p<0.05$); diğer diz eklemi değerlerinde gruplar arasında anlamlı fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Gruplara göre yürüme analizi diz eklemi kinematik veri dağılımı

	MİK protez kullananlar (n:17)	MİK olmayan protez kullananlar (n:17)	P
Ampute diz eklemi, ort±ss			
Basma fazı			
Maksimum fleksiyon	18,74±11,31	14,09±10,81	0,394
Maksimum ekstansiyon	3,62±5,69	5,56±4,33	0,218
Salınım fazı			
Maksimum fleksiyon	51,35±11,29	26,15±20,8	<0,05
Maksimum ekstansiyon	1,38±6,90	1,62±5,47	0,610
Sağlam diz eklemi, ort±ss			
Basma fazı			
Maksimum fleksiyon	30,88±11,15	29,91±12,48	0,760
Maksimum ekstansiyon	6,21±4,06	4,06±8,65	0,231
Salınım fazı			
Maksimum fleksiyon	57,77±4,78	52,06±13,74	0,433
Maksimum ekstansiyon	2,85±5,36	-1,03±9,25	0,114

Çalışmaya dahil edilen hastaların yürüme analizlerinin ayak bileği eklemi ile ilgili kinematik verileri tablo 4.12.'de gösterilmiştir. Bu verilere göre hiçbir ayak bilek eklemi değerinde gruplar arasında anlamlı fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.12. Gruplara göre yürüme analizi ayak bileği eklemi kinematik veri dağılımı

	MİK protez kullananlar (n:17)	MİK olmayan protez kullananlar (n:17)	P
Ampute ayak bilek eklemi, ort±ss			
Basma fazı			
Maksimum dorsifleksiyon	15,24±5,75	16,85±9,56	0,734
Maksimum plantarfleksiyon	0,50±10,1	-0,29±4,46	0,683
Salınım fazı			
Maksimum dorsifleksiyon	13,91±9,07	9,85±4,51	0,160
Maksimum plantarfleksiyon	-6,56±5,20	-5,53±5,91	0,734
Sağlam ayak bilek eklemi, ort±ss			
Basma fazı			
Maksimum dorsifleksiyon	19,53±7,46	19,79±4,66	0,496
Maksimum plantarfleksiyon	5,53±8,64	5,74±7	0,683
Salınım fazı			
Maksimum dorsifleksiyon	11,29±4,82	13,03±5,5	0,259
Maksimum plantarfleksiyon	9,68±9,10	8,91±8,11	0,919

5. TARTIŞMA

Alt ekstremite amputasyonları tüm amputasyonların %80-85'ini oluşturmaktadır (3). Amputasyon cerrahisi sonrası protezleme dönemi başlamaktadır. Protez dönemi; hastaya uygun protez tipine karar verilmesi, protezin uygulanması ve sonrasında hastaya gerekli protez eğitiminin verilmesi aşamalarını kapsamaktadır. Protez eğitimi ile hedeflenen ise hastanın ayakta durması ve bağımsız toplum içi ambulasyonunun sağlanmasıdır (47).

Hasta için uygun protez komponentlerine karar verilirken hastanın aktivite seviyesine bakılır. Buna göre K3-K4 aktivite seviyesinde olan diz üstü ampute hastalarda diz üniti MİK protezler kullanılır (7). MİK protezlerin evde ve toplum içinde fonksiyonel mobilite ile performansı artırdığını (71), ambulasyon esnasında mental ve fiziksel zorlanmayı azalttığını (72) ve güvenlik ile enerji verimliliği açısından diğer protezlere göre üstün olduğunu (73) gösteren çalışmalar mevcuttur. MİK protezlerin MİK olmayan protezlere göre üstünlüklerine bakılırsa; şok absorpsiyonu yapabilmeleri, yürüme siklusunun sinüzoidal paterninin restorasyonu, enerji verimliliğinin fazla olması ve doğal yürüyüş paternine yakın bir yürüme sağlamaları olarak sıralanabilir (74).

Son yıllarda yapılan çalışmalar incelendiğinde aktivite seviyesi K2 olan diz üstü amputelerde de MİK protezlerin denendiği ve bu hastaların günlük yaşam aktivitelerinde yüksek performans gösterdikleri, daha az düştükleri, kendilerini daha güvende ve stabil olarak hissettikleri gösterilmiştir (75-78).

Literatür incelendiğinde, MİK protezlerin yürüme özellikleri, enerji verimliliği, günlük yaşam aktiviteleri ve kişinin protezden memnuniyeti açılarından değerlendirilmesi amacıyla diğer protezlerle karşılaştırıldığını görmekteyiz. Yapılan çalışmalarda iki protez grubunun karşılaştırılması amacıyla 3D yürüme analizi (79-81), enerji tüketimi (71, 82), PMA (72, 82), SF-36 anketi (83, 84), LKI (83, 84) ve 2 dakika yürüme testi (84) uygulanmıştır.

Bizim çalışmamızda MİK protezlerin yürüme ve enerji tüketimine olan etkisi ile günlük yaşam aktivitelerine katkısı 3D yürüme analizi, oksijen ve enerji tüketimi,

SF-36 anketi, LKI-5, PMA ve 6DYT kullanılarak değerlendirilmiştir. Mevcut literatürler incelendiğinde her iki protez grubunun karşılaştırılması amacıyla bu testlerin tamamının aynı anda kullanılmadığı görülmüştür.

Çalışmamızda her iki gruba dahil edilen hastaların demografik verileri ve başlangıç klinik değerlendirme parametreleri değerlendirildiğinde yaş ve protez ayak tipi haricinde gruplar arasında anlamlı fark olmadığı saptanmıştır. Bu nedenle de çalışmadaki sonuçların yaş ortalaması haricinde hasta özelliklerinden etkilenmediği değerlendirilmiştir.

Ülkemizde ASY ve trafik kazalarına bağlı travmatik amputasyonlara oldukça sık rastlanmaktadır. Travmatik ampute bireyler daha genç yaşta ve üretken kesim içinde yer almaktayken, hastalığa bağlı ampute bireyler ise genellikle 60 yaşın üzerindedirler. Bizim çalışmamızda MİK protez kullanan hasta grubunun büyük çoğunluğunda etyoloji ASY/EYP nedeni ile idi ve bu hastaların yaş ortalaması MİK olmayan protez kullanan hasta grubuna göre daha küçüktü.

Çalışmamızda yürümenin temporospasyal özellikleri 3D yürüme analizi kullanılarak değerlendirilmiştir. Her iki grupta da ampute ve sağlam taraflar için ayrı ayrı değerlendirilen temporospasyal özellikler; kadans, adım uzunluğu, adım süresi, yürüme hızı ve tek destek fazı süresidir. MİK protez kullananlar ile MİK olmayan protez kullananlar arasında ampute tarafın tek destek fazı süresi, sağlam tarafın tek destek fazı süresi, ampute tarafın adım uzunluk ve adım süresi, ampute ve sağlam tarafların yürüme hızları istatistiksel olarak anlamlı farklı saptanmıştır. MİK protez kullanan amputelerin hem sağlam hem ampute taraflarında yürüme hızı anlamlı ölçüde fazla saptanmıştır. Kadans değerleri ise hem ampute hem sağlam taraflarında yüksek saptanmış ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Adım uzunluğu ampute tarafta anlamlı yüksek saptanırken, sağlam tarafta yüksek bulunmuş ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Adım süresi ampute tarafta anlamlı olacak şekilde kısa saptanırken, sağlam tarafta anlamlı fark bulunmamıştır. Tek destek fazı süresine bakıldığında, hem MİK protez kullanan grupta, hem de MİK olmayan protez kullanan grupta sağlam tarafın süresinin yüksek olduğu saptanmıştır. Gruplar arasında değerlendirme yapıldığında ise, MİK protez kullanan grupta ampute tarafın tek destek fazı süresinin anlamlı ölçüde daha fazla olduğu saptanırken; sağlam tarafta

ise anlamlı ölçüde daha az olduğu saptanmıştır. Bunun nedeni ise, MİK olmayan protez kullanan grupta ampute bacak üzerinde geçirilen zamanın yani ampute tek destek fazı süresinin sağlam tek destek fazı süresine göre oldukça az olması nedeniyle, göreceli olarak MİK olmayan protez kullanan grubun sağlam taraf tek destek fazı süresinin diğer gruba göre fazla bulunması olarak düşünülmüştür. Bu bulgular değerlendirildiğinde çalışmamızda MİK protezlerin yürüme hızını, adım uzunluğunu ve kadansı olumlu yönde etkilediği, adım süresini kısalttığı, ampute taraf üzerinde kalabilme süresini/oranını artırdığı gösterilmiştir.

Temporospasyal özelliklerin değerlendirilmesi amacıyla Eberly ve ark.'nın (85) 2014 yılında yaptıkları bir çalışmada, 10 unilateral diz üstü ampute hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Sırası ile MİK olmayan protezleri ile ve sonrasında MİK protezleri ile 3D yürüme analizi yapılarak değerlendirilmişlerdir. Çalışmada yürüme hızının MİK protezler ile diğer protezlere göre %20 oranında arttığı ve bunun istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır. Ayrıca adım uzunluğu, kadans ve ampute tarafın tek destek fazı süresi değerlerinin de MİK protezlerde istatistiksel olarak anlamlı fazla olduğu gösterilmiştir. Çalışmamız yukarıdaki çalışmanın sonuçlarını destekler niteliktedir.

Mohamed ve ark.'nın (86) 2019 yılında yaptığı çalışmada bir adet MİK, bir adet hidrolik kontrollü protez kullanan iki unilateral diz üstü ampute ile 14 sağlıklı kişi çalışmaya dahil edilmiştir. Elde edilen verilere göre; MİK protez kullanan amputede hidrolik kontrollü protez kullanan amputeye göre hem ampute tarafta hem sağlam tarafta yürüme hızı istatistiksel olarak anlamlı yüksek saptanırken, adım süresi ise istatistiksel olarak anlamlı kısa saptanmıştır. Adım uzunluğu MİK protez kullanan amputede, ampute tarafta fazla saptanmış ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Literatüre bakıldığında bizim çalışmamızda olduğu gibi diz üstü amputelerin yürüme hızlarının MİK protezlerle diğer protezlere göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek olduğunu gösteren başka çalışmalar da mevcuttur (87-89).

Farklı protezlerin temporospasyal özelliklerinin karşılaştırılması amacıyla Johansson ve ark.'nın (90) 2005 yılında yapmış oldukları bir çalışmada, 8 unilateral

diz üstü ampute hasta 2 adet birbirinden farklı MİK, bir adet hidrolik kontrollü olmak üzere 3 farklı diz protezi ile değerlendirilmiştir. Hastalar 3D yürüme analizi ile her üç protezle de sırasıyla değerlendirilmiş olup temporospasyal ve kinematik özellikleri karşılaştırılmıştır. Çalışmada sağlam tarafın temporospasyal özellikleri arasında üç protez arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Ampute tarafın özelliklerine bakıldığında; adım uzunluğu hidrolik eklemde diğer iki MİK eklemeye göre daha fazla bulunmuştur ancak istatistiksel olarak anlamlı ifade etmemektedir. Tek destek fazının süreleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Adım süresine bakıldığında ise hidrolik diz eklemine adım süresi MİK protezlerin birinden anlamlı ölçüde kısa iken, diğer MİK protezle arasında anlamlı fark saptanmamıştır. Ortalama yürüme hızları açısından değerlendirildiğinde ise hidrolik kontrollü protezin her iki MİK proteze göre hızlı olduğu ancak istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır. Cao ve ark.'nın (79) 2018 yılında yaptığı randomize kontrollü bir çalışmada ise 12 unilateral diz üstü ampute olan hasta sırasıyla MİK olmayan ve MİK protezlerle değerlendirilmiş olup yürüme hızları açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Araştırmacılar yürüme hızının beklenilen aksine anlamlı farklı sonuçlanmamasının nedeni olarak hastaların mevcut protezlerinin MİK olmayan protez olması ve MİK protezlere alıştırma sürelerinin yeterince uzun olmamasını ileri sürmüşlerdir.

Çalışmamızda yürümenin kinematik özelliklerini değerlendirmek amacıyla hastalara 3D yürüme analizi uygulanmıştır. Çalışmamızda protezleri karşılaştırırken değerlendirilen kinematik veriler; ampute ve sağlam tarafların kalça eklemlerinin basma ile salınım fazlarındaki maksimum fleksiyon, ekstansiyon, abduksiyon ve adduksiyon açıları, ampute ve sağlam tarafların diz eklemlerinin basma ile salınım fazlarının maksimum fleksiyon ve ekstansiyon açıları, ampute ve sağlam tarafların ayak bileği eklemlerinin basma ile salınım fazlarının maksimum dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon açılarıdır. Çalışmamızın sonucunda gruplar arasında yalnızca sağlam kalça eklemine basma fazı maksimum adduksiyon açısı ile ampute diz eklemi salınım fazı maksimum fleksiyon açısında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. Sağlam taraf kalça eklemi basma fazı maksimum adduksiyon açısı MİK olmayan protez kullanan grupta anlamlı fazla saptanırken, ampute taraf diz eklemi salınım fazı maksimum fleksiyon açısı ise MİK protez kullanan grupta anlamlı fazla

saptanmıştır. Çalışmamızdaki bu bulgular değerlendirildiğinde; MİK protezlerin kinematik veriler yani eklemlerin frontal ve sagittal düzlemlerdeki açılanmaları üzerinde olumlu ya da olumsuz önemli bir etkisi olmadığı gösterilmiştir.

Ayrıca çalışmamızda yürüyüş biyomekaniğini etkileyebilecek bir diğer etken; gruplar arasında protez ayak tipi açısından anlamlı fark olmasıdır. Farklı ayak protez tiplerinin yürüyüş paterni üzerine etkisinin karşılaştırıldığı ve 23 çalışmanın değerlendirildiği, Hofstad ve ark.'nın (91) 2004 yılında yayınladıkları sistematik derlemede K3-K4 aktivite seviyesine sahip diz üstü ampute hastalarda, çok eksenli karbon ayak protezlerinin SACH ayak protezlerine göre yürüyüş biyomekaniği üzerinde daha olumlu etkisi olsa da protez ayak tiplerinin birbirlerine olan üstünlüklerini gösteren yeterli kanıt olmadığı belirtilmiştir.

Segal ve ark.'nın (80) 2006 yılında yapmış oldukları randomize kontrollü bir çalışmada 8 unilateral diz üstü ampute hastaya yürüme analizi uygulanmıştır. Hastalar önce mevcut MİK olmayan protezleri ile ardından belirli bir alışma süresi sonrasında MİK protezleri ile yürütülerek kinematik özellikler karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre gruplar arasında sağlam tarafın kalça, diz ve ayak bilek eklemlerinin açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Ampute tarafın kalça ve ayak bilek eklemlerinin açıları arasında anlamlı fark bulunmazken; diz ekleminin salınım fazı maksimum fleksiyon açıları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır. Ampute diz ekleminin salınım fazı maksimum fleksiyon açısı anlamlı ölçüde MİK olmayan protez kullanan grupta yüksek saptanmıştır. Yürüme analizi ile iki farklı protez grubunda kinematik özelliklerin karşılaştırıldığı bir diğer çalışmada Kaufman ve ark. (81) 2012 yılında yayınladıkları bir çalışmaya 15 diz üstü ampute hasta dahil etmişlerdir. Hastalar öncelikle mevcut MİK olmayan protezleri ile değerlendirilmiş ardından ise belirli bir alışma dönemi sonrasında MİK protezleri ile değerlendirilmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre MİK protezlerle yürüme simetrisi açısından önemli gelişmeler sağlansa da, ampute diz ekleminin salınım fazı maksimum fleksiyon açısı haricinde eklemlerin kinematik özellikleri açısından protezler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Ampute diz ekleminin salınım fazı maksimum fleksiyon açısı ise MİK protez kullanan grupta daha düşük olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamız

kinematik özelliklerde ampute dizin salınım fazının maksimum fleksiyon açısı haricinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmaması ile bu çalışmaları destekler niteliktedir. Ancak bizim çalışmamızda yukarıda bahsedilen fleksiyon açısı MİK protez kullanan hasta grubunda anlamlı yüksekti. Bu farklılığın nedeni ise literatüre bakıldığında Cao ve ark.'nın (79) 2018 yılında yaptığı randomize kontrollü çalışma ile açıklanabilir. İki farklı protez grubunun karşılaştırıldığı bu çalışmada MİK protez kullanan hasta grubunun diz eklemi salınım fazı maksimum fleksiyon açısının hastanın yürüme hızından önemli ölçüde etkilenmeyerek belirli bir aralıkta sabit kaldığı, MİK olmayan protez kullanan hasta grubunda ise bu fleksiyon açısının sabit kalmayarak hastanın yürüme hızı arttıkça önemli ölçüde arttığı gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda her iki gruptaki hastalar da yürüme analizi esnasında en rahat oldukları hızda yürütülmüşlerdir. Yukarıda bahsedilen diğer çalışmalarda ise hastalar yürüme analizi esnasında bizim çalışmamıza göre yüksek hızda yürütülmüşlerdir. Bunun sonucu olarak MİK olmayan protez kullanan hasta grubunda fleksiyon açısının daha yüksek sonuçlanmış olabileceği düşünülmektedir.

Literatürler incelendiğinde protez grupları arasında diz eklemi salınım fazı maksimum fleksiyon açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farkın bulunmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur. Prinsen ve ark.'nın (92) 2017 yılında yaptıkları randomize kontrollü bir çalışmada, 9 diz üstü ampute hasta önce MİK olmayan protezleri ile ardından MİK protezleri ile yürüme analizi yapılarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda protez grupları arasında yürüme hızı ve ampute diz eklemi salınım fazı maksimum fleksiyon açıları yönünden anlamlı fark saptanmamıştır. Ayrıca her iki protez grubunda da yürüme hızı arttıkça bahsedilen fleksiyon açısının da anlamlı ölçüde arttığı gösterilmiştir. Bizim çalışmamızın sonuçları gruplar arasında anlamlı olacak şekilde hem yürüme hızı farklılığı hem de fleksiyon açısı farklılığı olması açısından bu çalışmanın sonuçları ile örtüşmemektedir.

Çalışmamızda hastaların mevcut protezlerinin enerji tüketimlerine olan etkisinin değerlendirilmesi ve karşılaştırılması amacıyla egzersiz tolerans laboratuvarında treadmillde yürüme testi uygulanmıştır. Bu amaçla hastaların

VO₂max (ml/dk/kg), VCO₂max (L/dk) ve kalori tüketimi (Kcal/gün) değerleri ölçülmüştür. Çalışmamız sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Her üç değer de MİK protez kullanan hasta grubunda istatistiksel olarak anlamlı ölçüde düşük olarak sonuçlanmıştır. Bu bulgular değerlendirildiğinde MİK protezlerin oksijen tüketimini ve dolayısıyla enerji tüketimini azalttıkları, böylece enerji verimine katkıda buldukları sonucuna varılabilir. Ancak bizim çalışmamızda MİK protez kullanan hasta grubunun yaş ortalaması MİK olmayan protez kullanan hasta grubunun yaş ortalamasına göre istatistiksel olarak anlamlı düşüktür. Enerji tüketimindeki anlamlı farklılığın gruplar arasındaki bu yaş ortalaması farkının etkisiyle de olabileceği düşünülmektedir. Ancak yaşın enerji tüketimi üzerine etkisi ile ilgili olarak 2014 yılında Schrage ve ark.'nın (93) yayınladıkları bir çalışmada, iki farklı yaş ortalaması grubuna ayrılan 602 kişi enerji tüketim verileri açısından değerlendirildiğinde, hastaların enerji tüketim değerlerinin yaş ortalaması değerine göre değişmediği, yani yaşın enerji tüketim değeri üzerinde anlamlı etkisi olmadığı saptanmıştır.

Protez ayak tipinin enerji tüketimi üzerine etkisi ile ilgili literatürde farklı bulgular mevcuttur. Graham ve ark.'nın (94) 2008 yılında yayınladıkları bir çalışmada 6 unilateral diz üstü ampute hasta önce konvansiyonel ayak protezi ile ardından karbon ayak protezi ile treadmillde farklı hızlarda yürütülmüşler ve enerji tüketimleri karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda hastaların enerji tüketimleri karbon ayak protezi ile yürüdüklerinde istatistiksel olarak anlamlı ölçüde düşük saptanmıştır. Ancak 2011 yılında yayınlanan bir başka çalışmada Zelik ve ark. (95) 5 unilateral diz altı amputeyi çalışmaya dahil etmiştir. Hastalar önce karbon ayak ile ardından ise konvansiyonel ayak protezi ile yürütülmüşler ve metabolik enerji tüketim değerleri karşılaştırılmıştır. Beklenilenin aksine çalışmanın sonucunda karbon ayakla yürüdüklerinde enerji tüketimi konvansiyonel ayak protezine göre fazla sonuçlanmıştır. Bu çalışmalar değerlendirildiğinde protez ayak farkının enerji tüketimi üzerine etkisinin net olmadığı söylenebilir.

Farklı protezlerin enerji tüketimi üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi amacıyla yapılan çalışmalar incelendiğinde Sawers ve ark.'nın (96) 2013 yılında yaptıkları sistematik derlemede protezlerin enerji tüketimi ile olan ilişkisi incelenmiş

ve çalışmamızdan farklı sonuçlar rapor edilmiştir. Bu derlemeye göre Jepson ve ark.'nın (97) 2008 yılında yaptıkları bir çalışmada araştırmaya dahil edilen unilaterale diz üstü ampute hastalar yürütölmüşler ve bu esnada ölçölen kalp hızı üzerinden yapılan hesaplamalar ile enerji tüketimi değeri elde edilmiştir. Bu çalışmaya göre MİK protezler ile MİK olmayan protezler arasında enerji tüketimine etki açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Yine bu derlemede yer alan Kaufman ve ark.'nın (82) 2008 yılında yayınladıkları çalışmaya göre 15 unilaterale diz üstü ampute hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Hastalar önce mevcut MİK olmayan protezleri ile ardından MİK protezleri ile değeriendirilmiştir. Çalışmanın sonucuna göre MİK protezler ile hastaların günlük fiziksel aktivitelerinin ve dolayısıyla fiziksel aktivite ilişkili enerji tüketim değeriilerinin anlamlı ölçüde arttığı, ancak bizim çalışmamızda olduğu gibi treadmillde belirli yürüme hızında yürütölerek VO2max, VCO2max ve enerji tüketimi değeriendirildiğinde MİK olmayan protezlere göre %2.3 daha az enerji tüketimi olduğu ancak istatistiksel olarak anlam ifade etmediği saptanmıştır. Ayrıca Orendurff ve ark.'nın (88) 2006 yılında ve Johansson ve ark.'nın (90) 2005 yılında yaptıkları çalışmalarda da her iki protez grubu arasında enerji tüketimi üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı rapor edilmiştir.

Aynı derlemede çalışmamızın sonuçları ile uyumlu sonuçlar da rapor edilmiştir. Seymour ve ark.'nın (71) yaptıkları çalışmada 13 unilaterale diz üstü ampute hasta normal ve hızlı olmak üzere iki farklı hızda treadmillde yürütölmüştür. Çalışmanın sonucuna göre her iki hızda da MİK protez kullanan hasta grubunun VO2max değeriileri MİK olmayan protez kullanan hasta grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde düşük bulunmuştur. Yine aynı derlemede yer alan diğeri çalışmalar; Datta ve ark.'nın (98) 2005 yılında ve Schmalz ve ark.'nın (99) 2002 yılında yayınladıkları çalışmalarda treadmillde yürütölen hastaların VO2max ve dolayısıyla enerji tüketimi değeriileri MİK protez kullanan hasta grubunda istatistiksel olarak anlamlı ölçüde düşük bulunmuştur.

Çalışmamızda hastaların genel sağık durumları ve yaşam kalitelerinin değeriendirilmesi amacıyla SF-36 testi uygulandı. Fiziksel fonksiyon, sosyal fonksiyon, fiziksel sorunlara bağı rol limitasyonu, emosyonel sorunlara bağı rol

limitasyonu, mental sağlık, enerji/vitalite, ağrı ve sağlığın genel algılanması Şeklinde toplam sekiz komponent her hastada sorgulandı. Emosyonel sorunlara bağlı rol limitasyonu, mental sağlık, enerji/vitalite ve sosyal fonksiyon komponentleri mental sağlık gstergeleriyken; fiziksel fonksiyon, fiziksel sorunlara bağlı rol limitasyonu, ağrı ve sağlığın genel algılanması ise fiziksel sağlık göstergeleridir. Çalışmamızın sonucunda; ağrı haricindeki komponentlerin tamamında sonuç değeri MİK protez kullanan hasta grubunda yüksek olarak sonuçlanmıştır ancak sadece fiziksel fonksiyon ve genel sağlık komponentlerindeki farklılık istatistiksel olarak anlam ifade etmektedir. Sonuç olarak çalışmamızda protez farklılığının mental sağlık üzerine anlamlı etkisi olmadığı, fiziksel sağlık üzerine ise MİK protezlerin anlamlı katkısı olduğu gösterilmiştir. Ayrıca fiziksel sağlıktaki bu farklılığın olası diğer nedenleri MİK protez kullanan hasta grubunun MİK olmayan protez kullanan hasta grubuna göre sportif olarak hem preamputasyon dönemde hem postamputasyon dönemde daha aktif olmaları ve yaş ortalamasının daha düşük olması olabilir.

Kullanılan protez çeşitlerinin yaşam kalitesine ve genel sağlık durumlarına olan etkisinin incelendiği literatürdeki çalışmalara bakıldığında; Lansade ve ark.'nın (83) 2018 yılında yayınladıkları çok merkezli randomize kontrollü çalışmada 27 unilateral diz üstü ampute hastaya önce mevcut MİK olmayan protezlerini kullanırken, sonrasında belirli bir alıştırma sürecinin ardından MİK protezlerini kullandıktan sonra SF-36 testi uygulanmıştır. Çalışmada ağrı haricinde mental sağlık, enerji/vitalite ve fiziksel sorunlara bağlı rol limitasyonu istatistiksel olarak anlamlı olmak üzere tüm komponentlerdeki sonuçlar MİK protez grubunda yüksek olarak bulunmuştur. Bu sonuca göre bizim çalışmamızdan farklı olarak MİK protezlerin mental sağlık üzerine anlamlı katkısı olurken; fiziksel sağlık üzerine anlamlı etkisi gözlenmemiştir. Protez farklılığının SF-36 sonuçlarına olan etkisinin değerlendirildiği 2018 yılında yayınlanan bir başka çalışmada Hasenoehrl ve ark. (84) alışmaya dahil ettikleri unilateral diz üstü amputelere önce belirli bir alıştırma ve eğitim süresi sonrasında MİK protezlerle ilgili olarak ve ardından mevcut protezleriyle ilgili olarak SF-36 testini uygulamışlardır. Buna göre ağrı haricinde tüm komponentlerde MİK protez grubunda değerler yüksek olarak sonuçlanmıştır. Bu sonuçlara göre MİK protezlerin fiziksel sağlık üzerine istatistiksel olarak anlamlı katkısı bulunmazken; mental sağlık üzerine katkısı istatistiksel olarak anlamlı

bulunmuştur. Bu çalışmalarda ağrı komponentinin MİK protez grubunda MİK olmayan protezlere göre yüksek sonuçlanmaması bizim çalışmamızla örtüşmektedir. Ancak bizim çalışmamızdan farklı olarak fiziksel sağlık üzerinde anlamlı farklılığın çıkmamasına grupların aynı hastalardan oluşması nedeniyle yaşın ve sportif olarak aktifliğin eşit olması katkıda bulunuyor olabilir. Ayrıca araştırmacıların görüşüne göre MİK protezlerin fiziksel sağlık üzerine olumlu katkıda bulunacak kadar alıştırma ve eğitim sürelerinin uzun olmaması da bir diğer neden olabilir. Yine bizim çalışmamızdan farklı olarak mental sağlık üzerine istatistiksel olarak anlamlı ölçüde olumlu etkisinin olmasının nedeni de hastaların MİK protezi deneyimledikten sonra mevcut MİK olmayan protezlerini yeniden denediklerinde, bu protezlerin getirdiği kısıtlılıkları farketmeleri ve bu nedenle MİK protezlerle daha güvende ve rahat hissetmeleri olabilir. Bizim çalışmamızda ise iki farklı hasta grubu olduğundan, MİK olmayan protez kullanan amputeler MİK protezleri deneyimlemeden sadece kendi protezleri ile değerlendirilmişlerdir.

Seelen ve ark.'nın (100) 2009 yılında yayınladıkları bir çalışmada; MİK protez kullanan 13 unilateral diz üstü ampute ile MİK olmayan protez kullanan 13 unilateral diz üstü amputeye SF-36 testi uygulanmıştır. Çalışmanın sonucuna göre genel sağlık ile sosyal fonksiyon haricindeki tüm komponentlerde MİK protez kullanan hasta grubunun değerleri istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek bulunmuştur. Bu çalışma MİK protezlerin hem mental sağlık üzerine hem de bizim çalışmamızda olduğu gibi fiziksel sağlık üzerine anlamlı ölçüde olumlu katkısı olduğunu göstermektedir.

Çalışmamızda hastaların protezle hareket etme becerilerini değerlendirmek amacıyla LKI-5 kullanıldı. Hastaların düz ve engebeli zeminlerde yürürken, yere eğilirken ve kalkarken, merdivenden ve kaldırımdan inip çıkarken, ağırlık taşırken, kötü hava koşulları mevcutken protezleri ile yardımcı ya da yardımsız hareket becerileri değerlendirildi. Çalışmamızın sonucuna göre LKI-5 skoru MİK protez kullanan hasta grubunda yüksek olarak sonuçlanmıştır ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu sonucu değerlendirdiğimizde; her iki gruptaki hastaların amputasyon süreleri ile protez kullanma sürelerinin benzer ve uzun süreli olması nedeniyle tüm hastaların mevcut protezleri ile benzer hareket etme becerisine sahip

olduğu düşünöldü. Ayrıca çalışmamıza dahil edilen tüm hastaların toplum içi ambule olabilen hastalardan seçilmiş olması nedeni ile de tüm hastaların LKI-5 skorlarının yüksek olarak bulunduğu düşünölmektedir.

Lansade ve ark. (83) 2018 yılında yayınladıkları çalışmaya 27 unilateral diz üstü amputeyi dahil etmişler ve hastaları hem MİK olmayan protezler ile hem de MİK protezler ile değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre MİK protez grubunda LKI-5 sonucu istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek bulunmuştur. Hasenoehrl ve ark.'nın (84) 2018 yılında yayınladıkları çalışmada ise unilateral diz üstü ampute hastalar belirli bir eğitim süreci sonrasında MİK protezleri ile ardından mevcut MİK olmayan protezleri ile değerlendirilmişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre MİK protez grubunda LKI-5 sonucu istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek saptanmıştır.

Çalışmamızda amputelerin kullandıkları protezlerinden memnuniyet durumlarını değerlendirmek amacıyla PMA kullanıldı. Ankette hastalara protezin rahatlığı, giyme, kullanmayı öğrenme ve temizleme kolaylığı, hareket rahatlığı, dış görüşünden memnuniyet derecesi, yardımcı cihaz ihtiyacı, ağrıya neden olup olmadığı, protezin dış etkenlerden etkilenme durumu ve tamir kolaylığı, protezle hareket esnasında endişe olup olmadığı, protezin dayanıklılığı, protezin sağladığı fayda ve genel memnuniyet durumları değerlendirildi. Çalışmamızın sonucunda PMA değeri MİK protez grubunda istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek bulundu. Çalışmamıza göre MİK protezler özellikle hafif olmaları sebebiyle kullanımı rahat ve hareket etmesi kolay protezlerdir. Hastalar dış görünüşünden memnun olmakla beraber ayrıca protezlerinin dayanıklı olduklarını düşünmekte ve kendilerini diğer protezlere göre güvende hissetmektedirler.

Fuenzalida Squella ve ark.'nın (101) 2018 yılında yayınladıkları bir çalışmada 13 unilateral diz üstü ampute hasta önce MİK olmayan protezleri ile ardından belirli bir alıştıırma ve eğitim süreci sonrası MİK protezleri ile değerlendirilmiş ve hastalara PMA uygulanmıştır. MİK protez grubunda PMA sonucu istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek bulunmuştur. Bu çalışma MİK protezlerin hastanın memnuniyetine olan olumlu katkısının saptanması nedeniyle bizim çalışmamızla uyumludur.

Protezden memnuniyetin değerlendirildiği Theeven ve ark.'nın (72) 2012 yılında yayınladıkları çalışmada 30 unilateral diz üstü ampute hastaya protez değerlendirme anketi uygulanmıştır. Bu ankette protezin görünüşü, hastanın protezle hareketi, protezin sağladığı fayda durumu, rezidüel ekstremitenin sağlığı, protezle iyi hissedip hissetmedikleri, yürürken ve normalde protezden memnuniyet durumları değerlendirilmiştir. Çalışmada, hastaların MİK protez kullandıklarında daha kolay ve rahat hareket ettikleri, protezin sağladığı faydanın ve yürürken protezden memnuniyetin diğer protezlere göre fazla olduğu, rezidüel ekstremitenin sağlığının daha iyi olduğu ve bu sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır. Bu çalışmada bizim çalışmamızda olduğu gibi MİK protezlerin hastaların protezden memnuniyet derecelerine olumlu katkıda bulunduğu gösterilmiştir.

Çalışmamızda hastaların yürüyüş kapasitesini ölçmek için 6DYT kullanılmıştır. Hastalar daha önce uzunluğu belirlenen alanda 6 dakika boyunca en rahat ettikleri hızda yürütülmüşlerdir ve yürüyebildikleri mesafe metre cinsinden ölçülmüştür. Çalışmamızın sonucunda 6 dakikada yürünen mesafe MİK protez grubunda istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek saptanmıştır. Buna göre çalışmamız MİK protezlerin yürüyüş kapasitesi üzerine olumlu katkıda bulunduğunu göstermektedir.

Yürüyüş kapasitesinin değerlendirilmesi amacıyla yapılan literatürdeki çalışmalar incelendiğinde; Fuenzalida Squella ve ark.'nın (101) 2018 yılında yayınladıkları, 13 unilateral diz üstü amputenin dahil edildiği çalışmada hastalara 2 dakika yürüme testi uygulanmıştır. Hastalar önce MİK olmayan protezleri ile ardından belirli bir alıştırma ve eğitim süreci sonrasında MİK protezleri ile yürütülmüşlerdir. Çalışmanın sonucuna göre MİK protez grubunda 2 dakikada yürünen mesafe istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek saptanmıştır. Bu çalışma MİK protezlerin yürüyüş kapasitesi ve fiziksel performans üzerine olumlu katkı sağladığının gösterilmesi nedeniyle bizim çalışmamızla uyumludur.

2018 yılında yayınlanan bir başka çalışmada; Hasenoehrl ve ark. (84) unilateral diz üstü ampute hastalara önce MİK olmayan protezleri ile ardından 4-6 haftalık eğitim sürecinden sonra MİK protezleri ile 2 dakika yürüme testi uygulamışlardır. Çalışmanın sonucuna göre bizim çalışmamızdan farklı olarak

gruplar arasında 2 dakikada yürüme mesafeleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Bu farklılığın nedeni çalışmadaki hastaların MİK protezlerle 4-6 hafta gibi kısa bir süre eğitim almış olmaları ve çalışmaya dahil edilen hastaların sayısının az olması olabilir.

Çalışmamızın kısıtlılıkları protez grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı yaş ve protez ayak tipi farkı olması ve hasta sayısının nispeten az olmasıdır. Çalışmamızın üstünlükleri ise aynı çalışmada farklı protezlerin, amputelerin yürüyüş kinematiği ve temporospasyal özelliklerine, enerji tüketimine, protezlerinden memnuniyet durumuna, mevcut protezle hareket etme becerilerine, yürüyüş kapasitelerine ve fonksiyonel kapasitelerine, hayat kalitelerine olan etkilerinin tamamının karşılaştırılmasıdır.

6. SONUÇ

- Bu çalışmadan elde edilen veriler değerlendirildiğinde, MİK protezlerin diz üstü amputelerde yürüme hızını, adım uzunluğunu, kadansı ve ampute taraf üzerinde kalabilme süresini artırıp adım süresini kısalttığı için yürüyüşün temporospasyal özelliklerine istatistiksel olarak anlamlı ölçüde olumlu katkı yaptığı gözlemlenmiştir.
- Ancak kalça, diz ve ayak bileği eklem açıları değerlendirildiğinde ampute dizin salınım fazı maksimum fleksiyon açısı ve sağlam kalça ekleminin basma fazı maksimum adduksiyon açısı haricinde MİK olmayan protezlere göre anlamlı farklılık görülmemiş olup, MİK protezlerin yürüyüşün kinematik özelliklerine anlamlı etkisi olmadığı saptanmıştır.
- Oksijen ve enerji tüketimi üzerine etkisine bakıldığında; literatürde çelişkili çalışmalar olsa da bizim çalışmamızda MİK protezlerin enerji tüketimine istatistiksel olarak anlamlı ölçüde katkı sağladığı görülmüştür.
- Yaşam kalitesine olan etkisi değerlendirildiğinde; literatürdeki çalışmaların çoğunluğunun aksine MİK protezlerin fiziksel sağlığı istatistiksel olarak anlamlı ölçüde geliştirdiği bulunmuştur. Bu farklılığa gruplar arasındaki anlamlı yaş ve sportiflik farkının da katkısının olabileceği düşünülmüştür.
- Protezle hareket becerileri değerlendirildiğinde; MİK protezlerin MİK olmayan protezlere göre bir miktar daha fazla fayda sağladığı görülse de gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmemiştir.
- Protez memnuniyet durumuna bakıldığında, MİK protezlerin hastaların memnuniyetleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı katkıda bulunduğu saptanmıştır.

- Yürüyüş kapasitesi üzerine olan etkiye bakıldığında; literatürde çelişkili sonuçlar olsa da bizim çalışmamızda MİK protezlerin istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yürüyüş kapasitesine katkıda bulunduğu görülmüştür.
- Bu çalışma, MİK protezlerin amputelerin yürüyüş özellikleri, yürüyüş kapasiteleri, enerji tüketimleri, protez memnuniyet dereceleri ve fiziksel sağlıkları üzerine anlamlı katkıda bulunduğunun gözlemlenmesi nedeniyle, diz üstü amputelerin rehabilitasyon süreçlerine ve günlük yaşam aktivitelerine olumlu fayda sağlayabileceğini düşündürmektedir.



7. KAYNAKLAR

1. Smith DG. Amputations. Ed: Skinner BH, Current Diagnosis and Treatment İn Orthopaedics. Lange, California, 2005: 638-665.
2. Walsh NE, Bosker G, Maria DS. Upper and lower extremity prosthetics. In: DeLisa's Physical Medicine and Rehabilitation: Principles and Practice: Fifth Edition. Wolters Kluwer Health Adis (ESP), 2012. p. 2017-2050.
3. Atay T, Heybeli N, Aksoy BA, Uz F, Aydoğan HN, Baydar M. Diyabetik ayakta Syme ve diz altı amputasyon sonuçlarının karşılaştırılması. XVIII Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi El Kitabı, 2003, 1: 477-479.
4. Kuiken TA, Miller L, Lipschutz R, Huang ME. Rehabilitation of people with lower limb amputation. Physical medicine & rehabilitation. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders, 2007, 283-324.
5. Rodriguez RP. Amputation surgery and prostheses. The Orthopedic clinics of North America, 1996, 27.3: 525-539.
6. Sheehan TP. Rehabilitation and prosthetic restoration in upper limb amputation. Physical Medicine and Rehabilitation. 4th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2011, 257-76.
7. Erdem HR. Ampute Rehabilitasyonu. Tıbbi rehabilitasyon, (Eds) Oğuz H, Çakırbay H, Yanık B. 3rd ed. İstanbul. Nobel Tıp Kitapevleri. 2015, pp 719-738.
8. McAnelly RD, Faulkner VW. Lower limb prostheses. Physical medicine and rehabilitation. Philadelphia: WB Saunders, 1996, 289-320.
9. Wu S, Armstrong DG. Risk assessment of the diabetic foot and wound. International wound journal, 2005, 2.1: 17-24.
10. Morris DA, McAlpine R, Steinke D, Stewart C, Jung T Roland. Diabetes and lower-limb amputations in the community: a retrospective cohort study. Diabetes Care, 1998, 21.5: 738-743.
11. Spichler ER, Spichler D, Lessa I, Costa e Forti A, Franco LJ, La Porte RE. Capture-recapture method to estimate lower extremity amputation rates in Rio de Janeiro, Brazil. Revista Panamericana de Salud Pública, 2001, 10: 334-340.

12. Langworthy MJ, Smith JM, Gould M. Treatment of the mangled lower extremity after a terrorist blast injury. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007), 2004, 422: 88-96.
13. Heck KR, Carnesale GP. General principles of amputations. Ed: Canale ST, *Campbell's Operative Orthopaedics*. Memphis: Mosby, 2003:537-553.
14. Lipsky BA. Infectious problems of the foot in diabetic patients. In: Levin and O'Neal's *The diabetic foot*. Mosby, 2008. p. 305-318.
15. Nelson VS, Flood KM, Bryant PR, Huang ME, Pasquina PF, Roberts TL. Limb deficiency and prosthetic management. 1. Decision making in prosthetic prescription and management. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2006, 87.3: 3-9.
16. Cronenwett JL, Johnston KW. *Rutherford's Vascular Surgery*. Elsevier Health Sciences, 2014, pg 1841.
17. Royer TD, Martin PE. Manipulations of leg mass and moment of inertia: effects on energy cost of walking. *Medicine and science in sports and exercise*, 2005, 37.4: 649-656.
18. DeFrang RD, Taylor Jr LM, Porter JM. Basic data related to amputations. *Annals of vascular surgery*, 1991, 5.2: 202-207.
19. Nehler MR, et al. Functional outcome in a contemporary series of major lower extremity amputations. *Journal of vascular surgery*, 2003, 38.1: 7-14.
20. Korkmaz S. Amputasyonlar. Atay T, editör. *Ortopedi ve Spor Yaralanmaları Asistan Kitabı* (1. Baskı). Ankara Derman Tıbbi Yayıncılık, 2015, 856-868.
21. Clarke C, Lindsay DR, Pyati S, Buchheit T. Residual limb pain is not a diagnosis: a proposed algorithm to classify postamputation pain. *The Clinical journal of pain*, 2013, 29.6: 551-562.
22. Anaforoğlu B, Erbahçeci F. Amputelerde fantom ağrısı. *Ankara Sağlık Hizmetleri Dergisi*, 2012, 11.1: 25-31.
23. Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. *Southern medical journal*, 2002, 95.8: 875-884.

24. Stone PA, et al. Midfoot amputations expand limb salvage rates for diabetic foot infections. *Annals of vascular surgery*, 2005, 19.6: 805-811.
25. Lovegreen W, Murphy DP, Smith WK, Stevens P, Webster J. Lower limb amputation and gait. *Braddom's Physical Medicine and Rehabilitation*. Elsevier Health Sciences, 2015: 191-223.
26. Brown BJ, et al. Outcomes after 294 transtibial amputations with the posterior myocutaneous flap. *The international journal of lower extremity wounds*, 2014, 13.1: 33-40.
27. Karakoç M, Aydın A. Amputasyonda Rehabilitasyon. *Ortopedik Rehabilitasyon*, (Eds) Göksoy T, Şenel K. İstanbul. Bilimsel Medikal Yayıncılık. 2015, pp 561-570.
28. Stineman MG, et al. The effectiveness of inpatient rehabilitation in the acute postoperative phase of care after transtibial or transfemoral amputation: study of an integrated health care delivery system. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2008, 89.10: 1863-1872.
29. Janchai S, Boonhong J, Tiamprasit J. Comparison of removable rigid dressing and elastic bandage in reducing the residual limb volume of below knee amputees. *J Med Assoc Thai*, 2008, 91.9: 1441-46.
30. Standard of Care: Lower Extremity Amputation. The Brigham and Women's Hospital, Department of Rehabilitation services. (internet) 2011. Available from: <https://www.brighamandwomens.org/assets/BWH/patients-and-families/rehabilitation-services/pdfs/general-le-amputation-bwh.pdf>
31. Aydemir K. Protez Öncesi Dönem: Egzersiz Programı ve Bandajlama. *Türkiye Klinikleri Journal of Physical Medicine Rehabilitation Special Topics*, 2017, 10.4: 331-336.
32. Goldberg T, Goldberg S, Poliak J. Postoperative management of lower extremity amputation. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 2000, 11.3: 559-568.
33. Alsancak S, Köse SK, Altınkaynak H. Effect of elastic bandaging and prosthesis on the decrease in stump volume. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 2011, 45.1: 14-22.
34. Adıgüzel E, Tan AK. Amputasyonlu Hastanın Rehabilitasyonunda Temel İlkeler. *Türkiye Klinikleri Physical Medicine Rehabilitation-Special Topics*, 2017, 10.4: 325-330.

35. Tezel K, Tok F. Transtibiyal Amputasyonlarda Protez Seçimi ve Süspansiyon. *Türkiye Klinikleri Physical Medicine Rehabilitation-Special Topics*, 2017, 10.4: 344-351.
36. Safari R, Meier MR. Systematic review of effects of current transtibial prosthetic socket designs—Part 1: Qualitative outcomes. 2015.
37. Huang ME, Miller LA, Lipschultz R, Kuiken TA. Rehabilitation and prosthetic restoration in lower limb amputation. Braddom RL. *Physical Medicine and Rehabilitation*. 4a ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2011, 277.
38. Versluys R, Beyl P, Van Damme M, Desomer A, Van Ham R, Lefebber D. Prosthetic feet: State-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2009, 4.2: 65-75.
39. Paradisi F, et al. The conventional non-articulated SACH or a multiaxial prosthetic foot for hypomobile transtibial amputees? A clinical comparison on mobility, balance, and quality of life. *The Scientific World Journal*, 2015, 2015.
40. Carroll K, Rheinstein J, Pollard E. Understanding prosthetic feet. In: Lusardi MM, Jorge M, Nielsen CC, eds. *Orthotics Prosthetics in Rehabilitation*. 3rd ed. Missouri: Elsevier Saunders; 2013. p.595-602.
41. Uustal H, Baerga E, Joki J. Prosthetics and Orthotics, Amputation and Prosthetics. In: Cuccurullo SJ, ed. *Physical Medicine and Rehabilitation Board Review*. 3rd ed. New York: Demos; 2015. p.447-519.
42. Mancinelli C, et al. Comparing a passive-elastic and a powered prosthesis in transtibial amputees. In: 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2011. p. 8255-8258.
43. Alsancak S. 8. Uluslararası katılımlı ulusal protez-ortez kongresi. Eylül 26-29; Manavgat-Antalya: Kongre Kitapçığı, Ankara 2012.
44. Çulha C. Transfemoral ve Daha Üst Seviyeli Amputasyonlarda Protezler ve Eklem Seçimi. *Türkiye Klinikleri Physical Medicine Rehabilitation-Special Topics*, 2017, 10.4: 337-343.

45. Psonak N. Transfemoral prosthesis. In: Lusardi MM, Jorge M, Nielson CC, eds. Orthotic & Prosthetics in Rehabilitation. 3rd ed. St Louis, Missouri: Elsevier Inc; 2013. p.652-84.
46. Şener G, Erbahçeci F. Transfemoral Protezler. Protezler-Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Güncel Teknolojiler Uygulamalar. 3. Baskı. Ankara: Pelikan Yayıncılık; 2015. p.127-97.
47. Yüzer GFN, Özgirgin N. Alt Ekstremitte Amputasyonlarında Protez Eğitimi ve Yürüme Rehabilitasyonu. Türkiye Klinikleri Physical Medicine Rehabilitation-Special Topics, 2017, 10.4: 362-368.
48. Möhür H. Alt Ekstremitte Kineziyolojisi ve Yürüme. Tıbbi rehabilitasyon, (Eds) Oğuz H, Çakırbay H, Yanık B. 3rd ed. İstanbul. Nobel Tıp Kitapevleri. 2015, pp 117-140.
49. Balaban B. Yürüme Analizi: Temel Kavramlar ve Uygulama. Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon, (Eds) Beyazova M, Kutsal YG. 3rd ed. Ankara. Güneş Tıp Kitapevleri. 2016, pp 291-302.
50. Eskiuyurt N, Öncel A. Normal ve Patolojik Yürüme. Tıbbi rehabilitasyon, (Eds) Oğuz H. 1st ed. Konya. Nobel Tıp Kitabevi. 1995, pp 137-148.
51. Özaras N, Yalçın S, Yavuzer G, Gök H. Yürüme Analizi. İstanbul. Avrupa Tıp Kitapçılık Ltd. Sti. s, 2001, pp 1-76.
52. Tok F, Tezel K, Güzelküçük Ü, Adıgüzel E. Amputasyonlu Hastanın Enerji Tüketimi ve Yürüyüş Analizi. Türkiye Klinikleri Physical Medicine Rehabilitation-Special Topics, 2017, 10.4: 369-374.
53. Perry J, Davids JR. Gait analysis: normal and pathological function. Journal of Pediatric Orthopaedics, 1992, 12.6: 815.
54. Bonnefoy-Mazure A, Armand S. Normal gait. Orthopedic management of children with cerebral palsy, 2015, 200-211.
55. Perry J. Gait Analysis. Thorofare, NJ: SLACK. 1992.

56. Uysal H. Diz Altı (Transtibial) Amputelerde Yürüyüş Bozuklukları. Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı, 2001, 2.1: 45-49.
57. Emir Ş. Diz Üstü Amputelerde Yürüyüş Bozuklukları. Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı, 2001, 2.1: 51-54.
58. Marciniak W. Kinematic and kinetic motion analysis of the knee and foot joints in horizontal gait in healthy children. *Chirurgia narzadow ruchu i ortopedia polska*, 1976, 41.2: 175.
59. Whittle MW. Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*, 1996, 15.3: 369-387.
60. Yavuzer G. Yürüme Analizi ve Temel Kavramlar. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, İstanbul, 2014, 13: 304-308.
61. Stout J, Koop S. Energy expenditure in cerebral palsy. *CLINICS IN DEVELOPMENTAL MEDICINE*, 2004, 146-164.
62. Aslani N, Noroozi S, Yee KS, Chao AOZ, Maggs C. Simulation of gait asymmetry and energy transfer efficiency between unilateral and bilateral amputees. *Sports Engineering*, 2016, 19.3: 163-170.
63. Ladlow P, Nightingale TE, McGuigan MP, Bennett AN, Phillip RD, Bilzon JL. Predicting ambulatory energy expenditure in lower limb amputees using multi-sensor methods. *PloS one*, 2019, 14.1: e0209249.
64. Brooks D, Hunter JP, Parsons J, Livsey E, Quirt J, Devlin M. Reliability of the two-minute walk test in individuals with transtibial amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2002, 83.11: 1562-1565.
65. Brooks D, Parsons J, Hunter JP, Devlin M, Walker J. The 2-minute walk test as a measure of functional improvement in persons with lower limb amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2001, 82.10: 1478-1483.
66. Brazier JE, et al. Validating the SF-36 health survey questionnaire: new outcome measure for primary care. *Bmj*, 1992, 305.6846: 160-164.

67. Çelik D, Çoban Ö. Short Form Health Survey version-2.0 Turkish (SF-36v2) is an efficient outcome parameter in musculoskeletal research. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 2016, 50.5: 558-561.
68. Van Riel PLCM, Van Gestel AM, Welsing PMJ. Evaluation and outcome of the patient with established rheumatoid arthritis. *Rheumatology*. Toronto: Mosby, 2003, 893-905.
69. Gauthier-Gagnon C, Grise MC, Lepage Y. The locomotor capabilities index: content validity. *J Rehabil Outcomes Meas*, 1998, 2.4: 40-46.
70. Franchignoni F, Giordano A, Ferriero G, Muñoz S, Orlandini D, Amoresano A. Rasch analysis of the Locomotor Capabilities Index-5 in people with lower limb amputation. *Prosthetics and orthotics international*, 2007, 31.4: 394-404.
71. Seymour R, et al. Comparison between the C-leg® microprocessor-controlled prosthetic knee and non-microprocessor control prosthetic knees: a preliminary study of energy expenditure, obstacle course performance, and quality of life survey. *Prosthetics and orthotics international*, 2007, 31.1: 51-61.
72. Theeven PJR, Hemmen B, Geers RP, Smeets RJ, Brink PR, Seelen HA. Influence of advanced prosthetic knee joints on perceived performance and everyday life activity level of low-functional persons with a transfemoral amputation or knee disarticulation. *Journal of rehabilitation medicine*, 2012, 44.5: 454-461.
73. Highsmith MJ, Kahle JT, Bongiorno DR, Sutton BS, Groer S, Kaufman KR. Safety, energy efficiency, and cost efficacy of the C-Leg for transfemoral amputees: a review of the literature. *Prosthetics and orthotics international*, 2010, 34.4: 362-377.
74. Saglam Y, Gulenc B, Birisik F, Ersen A, Yalcinkaya EY, Yazicioglu O. The quality of life analysis of knee prosthesis with complete microprocessor control in transfemoral amputees. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 2017, 51.6: 466-469.
75. Theeven P, et al. Functional Added Value of Microprocessor–Controlled Prosthetic Knee Joints in Daily Life Performance of Medicare Functional Classification Level–2 Amputees. *Journal of rehabilitation medicine*, 2011, 43.10: 906-915.
76. Hafner BJ, Smith DG. Differences in function and safety between Medicare Functional Classification Level-2 and-3 transfemoral amputees and influence of

prosthetic knee joint control. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2009, 46.3.

77. Burnfield JM, Eberly VJ, Gronely JK, Perry J, Yule WJ, Mulroy SJ. Impact of stance phase microprocessor-controlled knee prosthesis on ramp negotiation and community walking function in K2 level transfemoral amputees. *Prosthetics and orthotics international*, 2012, 36.1: 95-104.
78. Hahn A, Lang M. Effects of mobility grade, age, and etiology on functional benefit and safety of subjects evaluated in more than 1200 C-leg trial fittings in Germany. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2015, 27.3: 86-94.
79. Cao W, Yu H, Zhao W, Meng Q, Chen W. The comparison of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knee under different walking speeds: A randomized cross-over trial. *Technology and Health Care*, 2018, 26.4: 581-592.
80. Segal AD, et al. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2006, 43.7.
81. Kaufman KR, Frittoli S, Frigo CA. Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Clinical Biomechanics*, 2012, 27.5: 460-465.
82. Kaufman KR, Levine JA, Brey RH, McCrady SK, Padgett DJ, Joyner MJ. Energy expenditure and activity of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2008, 89.7: 1380-1385.
83. Lansade C, et al. Mobility and satisfaction with a microprocessor-controlled knee in moderately active amputees: A multi-centric randomized crossover trial. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 2018, 61.5: 278-285.
84. Hasenoehrl T, et al. Safety and function of a prototype microprocessor-controlled knee prosthesis for low active transfemoral amputees switching from a mechanic knee prosthesis: a pilot study. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2018, 13.2: 157-165.
85. Eberly VJ, Mulroy SJ, Gronley JK, Perry J, Yule WJ, Burnfield JM. Impact of a stance phase microprocessor-controlled knee prosthesis on level walking in lower

functioning individuals with a transfemoral amputation. *Prosthetics and orthotics international*, 2014, 38.6: 447-455.

86. Mohamed A, Sexton A, Simonsen K, McGibbon CA. Development of a Mechanistic Hypothesis Linking Compensatory Biomechanics and Stepping Asymmetry during Gait of Transfemoral Amputees. *Applied bionics and biomechanics*, 2019, 2019.
87. 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, 88.2: 207-217.
88. Orendurff MS, Segal AD, Klute GK, McDowell ML. Gait efficiency using the C-Leg. *Journal of rehabilitation research and development*, 2006, 43.2: 239.
89. Perry J, Burnfield JM, Newsam CJ, Conley P. Energy expenditure and gait characteristics of a bilateral amputee walking with C-leg prostheses compared with stubby and conventional articulating prostheses. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2004, 85.10: 1711-1717.
90. Johansson JL, Sherrill DM, Riley PO, Bonato P, Herr H. A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 2005, 84.8: 563-575.
91. Hofstad CJ, van der Linde H, van Limbeek J, Postema K. Prescription of prosthetic ankle-foot mechanisms after lower limb amputation. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2004, 1.
92. Prinsen EC, et al. The influence of a user-adaptive prosthetic knee across varying walking speeds: A randomized cross-over trial. *Gait & posture*, 2017, 51: 254-260.
93. Schragar MA, Schrack JA, Simonsick EM, Ferrucci L. The Association between Energy Availability and Physical Activity in Older Adults. *American journal of physical medicine & rehabilitation/Association of Academic Physiatrists*, 2014, 93.10: 876.
94. Graham LE, Datta D, Heller B, Howitt J. A comparative study of oxygen consumption for conventional and energy-storing prosthetic feet in transfemoral amputees. *Clinical rehabilitation*, 2008, 22.10-11: 896-901.

95. Zelik KE, et al. Systematic variation of prosthetic foot spring affects center-of-mass mechanics and metabolic cost during walking. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2011, 19.4: 411-419.
96. Sawers AB, Hafner BJ. Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: a systematic review. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2013, 25.4S: P4-P40.
97. Jepson F, Datta D, Harris I, Heller B, Howitt J, McLean J. A comparative evaluation of the Adaptive® knee and Catech® knee joints: A preliminary study. *Prosthetics and orthotics international*, 2008, 32.1: 84-92.
98. Datta D, Heller B, Howitt J. A comparative evaluation of oxygen consumption and gait pattern in amputees using Intelligent Prostheses and conventionally damped knee swing-phase control. *Clinical rehabilitation*, 2005, 19.4: 398-403.
99. Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait:: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait & posture*, 2002, 16.3: 255-263.
100. Seelen HA, Hemmen B, Schmeets AJ, Ament AJHA, Evers SMAA. Costs and consequences of a prosthesis with an electronically stance and swing phase controlled knee joint. *Technology and Disability*, 2009, 21.1, 2: 25-34.
101. Fuenzalida Squella SA, Kannenberg A, Brandao Benetti Â. Enhancement of a prosthetic knee with a microprocessor-controlled gait phase switch reduces falls and improves balance confidence and gait speed in community ambulators with unilateral transfemoral amputation. *Prosthetics and orthotics international*, 2018, 42.2: 228-235.

8. EKLER

Ek-1. ETİK KURUL TOPLANTI RAPORU

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Diz üstü ampute hastalarda mikroişlemci kontrollü protezlerin yürüme paterni ve enerji tüketimi üzerine etkisi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	-

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	SBÜ Ankara Numune SUAM Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Etik Kurul Sekreterliği Talatpaşa Bulvarı No:5 Kat:1 Altındağ/Ankara
	TELEFON	0312 508 59 10
	FAKS	3125084938
	E-POSTA	aneahetikurul@gmail.com

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Ümüt Güzelkükük			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Gaziler Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Eğitim ve Araştırma Hastanesi			
	VARSA İDARI SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
FAZ 4		<input type="checkbox"/>			
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>			
In vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
Diğer ise belirtiniz: Analitik Çalışma					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Hürrem BODUR
İmza: 

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Diz üstü ampute hastalarda mikroislemci kontrollü protezlerin yürütme paterni ve enerji tüketimi üzerine etkisi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	-

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Taribi	Versiyon Numarası	Dili			
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Nisan 2018	1.0	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	23.04.2018	1	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama					
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>					
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>					
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>					
	İLAN	<input type="checkbox"/>					
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>					
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>					
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>					
DİĞER:	<input checked="" type="checkbox"/>	Olgu Rapor Formu-1 Tarih: 24 Nisan 2018 Versiyon: 1.0 Olgu Rapor Formu-2 Tarih: 24 Nisan 2018 Versiyon: 1.0 Olgu Rapor Formu-3 Tarih: 24 Nisan 2018 Versiyon: 1.0 Olgu Rapor Formu-4 Tarih: 24 Nisan 2018 Versiyon: 1.0 Olgu Rapor Formu-5 Tarih: 24 Nisan 2018 Versiyon: 1.0 Olgu Rapor Formu-6 Tarih: 24 Nisan 2018 Versiyon: 1.0					
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 1983/2018	Tarih: 25.05.2018					
	Yukarıda bilgileri verilen Gaziler Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Eğitim ve Araştırma Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği'nden Doç. Dr. Ümit Güzelkürkük sorumluluğunda yapılması planlanan ve Dr.Sabahat Gaye Balduğ'un tezi olan "Diz üstü ampute hastalarda mikroislemci kontrollü protezlerin yürütme paterni ve enerji tüketimi üzerine etkisi" isimli klinik araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplanmaya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.						

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
----------------------------	--

BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI: Prof. Dr. Hürrem BODUR


Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Hürrem BODUR	Enf. Hast.ve Kl.Mikrobiyoloji	SBÜ Ankara Numune SUAM	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		<i>H. Bodur</i>
Prof. Dr. Süreyya BARUN	Tıbbi Farmakoloji	Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		
Prof. Dr. Ahmet Deniz BELEN	Beyin Cerrahi	SBÜ Ankara Numune SUAM	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		<i>Ali</i>
Prof. Dr. Adem ÖZKARA	Aile Hekimliği	SBÜ Ankara Numune SUAM	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		<i>Adem</i>
Prof. Dr. İslil ÖZKOÇAK TURAN	Anestezi ve Reanimasyon	SBÜ Ankara Numune SUAM	E <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		<i>İslil</i>
Prof. Dr. Sezer KULAÇOĞLU	Patoloji	SBÜ Ankara Numune SUAM	E <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		<i>Sezer</i>
Prof. Dr. Özlem EVREN KEMER	Göz Hastalıkları	SBÜ Ankara Numune SUAM	E <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		<i>Özlem</i>
Prof. Dr. Altuğ TUNCEL	Üroloji	SBÜ Ankara Numune SUAM	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		<i>Altuğ</i>
Doç. Dr. Doğan UNCU	Tıbbi Onkoloji	SBÜ Ankara Numune SUAM	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		<i>Doğan</i>

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Hürrem BODUR
İmza: *H. Bodur*

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Diz üstü ampute hastalarda mikroişlemci kontrollü protezlerin yürütme paterni ve enerji tüketimi üzerine etkisi							
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		-							
Doç. Dr. İsmail KARABULUT	Fizyoloji	Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	S. S. S.
Doç. Dr. Tanju TÖTÖNCÜ	Genel Cerrahi	SBU Ankara Numune SUAM	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzm. Dr. Dilek KANYILMAZ	Halk Sağlığı	SBU Ankara Numune SUAM	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	R. J.
Uzm. Dr. Şeniz S. SULUBULUT	Tıbbi Farmakoloji	SBU Ankara Numune SUAM	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Avukat Buket ÖZBEK	Hukuk	Ankara Barosu	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Selma KOBAL	İş İdaresi	Emekli	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Hürrem BODUR
İmza: 

Ek-2. GÖNÜLLÜLERİN BİLGİLENDİRİLDİĞİ VE RIZASININ ALINDIĞINI GÖSTERİR BELGE

Bu çalışma bilimsel bir çalışma olup araştırmanın adı 'Diz üstü ampute hastalarda mikroişlemci kontrollü protezlerin yürüme paterni ve enerji tüketimi üzerine etkisi'dir.

Araştırmanın amacı, tek taraflı diz üstü ampute hastalarda, yürüme analizi, açık devre indirek kalorimetre, 6 dakika yürüyüş testi, SF-36 anketi, Protez Memnuniyet Anketi, Lökomotor Kapasite İndeksi kullanılarak mikroişlemci kontrollü protezler ile mikroişlemci kontrollü olmayan protezlerin karşılaştırılmasıdır.

Bu araştırmaya katılan tüm hastalar öncelikle kullandıkları proteze göre iki ayrı grup olarak değerlendirileceklerdir. Birinci grup mikroişlemci kontrollü protez kullanan hastalardan oluşurken ikinci grup mikroişlemci kontrollü olmayan protezi kullanan hastalardan oluşacaktır. Sonrasında tüm hastalar yürüme paternleri, yürüme hızları ve yürüme mesafeleri, enerji tüketimleri, günlük yaşamdaki hareket kapasitesi, genel sağlık durumları, yaşam kaliteleri ve mevcut protezlerinden memnuniyet dereceleri açılarından değerlendirileceklerdir.

Olguların yürüme analizi Gaziler Fizik Tedavi Rehabilitasyon Eğitim ve Araştırma Hastanesi hareket analizi laboratuvarında yapılacaktır. Yürüyüş analizi değerlendirmesi 7 adet infrared kamera bağlantısı olan Vicon 512 (Oxford Metrics Co/USA) hareket ölçüm sistemi ve bu sisteme bağlantılı iki adet kuvvet platformu (Bertec/USA), iki adet video tabanlı kamera kullanılarak yapılacaktır.

Olguların enerji tüketimleri Gaziler Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Eğitim ve Araştırma Hastanesi egzersiz tolerans laboratuvarında hesaplanacaktır. Ölçüm açık devre indirekt kalorimetre (Vmax29c, Sensormedics, USA) ile bir maske yardımıyla yapılacaktır. Hastalar test öncesi istirahatteki kalp hızı değerlerine ulaşana kadar koşu bandının önündeki bir sandalyede oturtularak dinlendirilecektir. Yüz maskesiyle geçirilen uygun bir dinlenme süresi sonrasında 1.6 m/s'lik koşu bandı dönüş hızında test başlatılacak, 1 dakika bu hızda ısınma sağlandıktan sonra her üç dakikada bir 0.2 m/s hız artışı yapılacaktır. Son bir dakikada 1.6 m/s hız ile soğuma gerçekleştirilecek olup hastalar toplamda 11 dakika yürütüleceklerdir. Test esnasında hastanın solukla verdiği

hava maske aracılığı ile biriktirilecektir. Test bitiminde hastalar istirahat kalp hızına ulaşana kadar sandalyede oturularak dinlendirileceklerdir.

Tüm hastalar, daha önceden uzunluğu belirlenmiş düz bir alanda kendi rahat ettikleri optimal hızlarında 6 dakika boyunca yürütülecekler ve yürüme mesafeleri m/s cinsinden kaydedilecektir.

Hastalara sağlık durumları ve yaşam kalitelerinin değerlendirilmesi amacıyla uygulanacak SF-36 (Short form 36) formunda kendilerine yöneltilen 36 soru için kendileri için en uygun seçeneği işaretlemeleri istenecektir.

Hastaların mevcut protezleri ile ilgili memnuniyet derecelerinin saptanabilmesi amacıyla 15 sorudan oluşan ve 4 basamaklı skala ile değerlendirilen Protez Memnuniyet Anketi uygulanacaktır. Hastalardan kendilerine en uygun seçeneği işaretlemeleri istenecektir.

Hastaların hareket yeteneklerini değerlendirebilmek amacıyla Lökomotor Kapasite İndeksi (LKI-5) kullanılacaktır. İndeks, her biri 5 seçenekli 14 maddeden oluşmaktadır. Hastalardan kendilerine en uygun kutucuğu işaretlemeleri istenecektir.

Bu çalışmada gönüllü olmanızdan ötürü herhangi bir sorumluluğunuz bulunmamaktadır.

Bu çalışma kapsamında size herhangi bir tedavi yöntemi uygulanmayacaktır.

Çalışmada kullanılacak olan yürüyüş analizi, açık devre indirek kalorimetre testi, 6 dakika yürüme testinin şimdiye kadar bildirilmiş önemli bir yan etkisi bulunmamaktadır. Ancak uygulamalar esnasında araştırma kaynaklı olabilecek dolaylı ya da doğrudan herhangi bir sağlık sorunu ortaya çıktığı takdirde çalışmanızı uygulayan hekiminiz çalışmayı sonlandırarak, derhal gerekli tıbbi müdahaleyi yapacaktır. Tüm testler ve anketler sorumlu hekiminiz tarafından yapılacak olup emniyetiniz için tüm tedbirler alınacaktır.

Bu çalışma ile hastaların mevcut protezlerinden memnuniyet dereceleri, günlük yaşam aktiviteleri esnasında gösterdikleri hareket becerileri, genel sağlık durumları, yaşam kaliteleri, yürüme paternleri ve enerji tüketimleri karşılaştırılarak

değerlendirilecek olup mikroişlemci kontrollü protezlerin bu parametrelerde diğer protezlere göre varsa sağladığı farklılıklar belirlenecektir.

Çalışmaya bağlı gelişebilecek bir mağduriyetiniz söz konusu olduğunda, bu durumun tedavisi sorumlu araştırmacılar tarafından yapılacak ve ortaya çıkacak masraflar tarafımızdan karşılanacaktır. Bu çalışmamız sırasında sizi ilgilendirebilecek herhangi bir gelişme olduğunda, bu durum size veya yasal temsilcinize derhal bildirilecektir.

Bu çalışmada yer almanız nedeniyle size hiçbir maddi ücret ödenmeyecektir. Ayrıca bu çalışma kapsamındaki bütün muayene, tetkik ve tıbbi bakım hizmetleri için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir.

Bu çalışmada yer almanız tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Çalışmada gönüllü olarak yer almayı reddedebilirsiniz ya da çalışmanın herhangi bir aşamasında ayrılabilirsiniz. Çalışmadan ayrılmanız, herhangi bir cezaya veya menfaatlerinize (tedavi-bakım süreciniz gibi) zarar oluşturmamasına neden olmayacaktır.

Bu belgeyi imzalamış olmanız halinde, çalışmanın izleyicileri, yoklama yapan kişiler, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilirler. Siz de istediğinizde tıbbi bilgilerinize ulaşabilirsiniz. Çalışma kapsamında kaydedilen tüm tıbbi ve kimlik bilgileri gizli tutulacaktır ve araştırma yayımlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir.

Çalışma hakkında aklınıza takılan konular veya ek bilgiler almak için ve yapılan işlemlere bağlı gelişebilecek problemlerinizi için 0312 2911402 – 0505 2785615 numaralı telefonda Doç. Dr. Ümüt Güzelküçük'e günün 24 saatinde ulaşabilirsiniz.

Yukarıda bahsedildiği gibi, tedavi protokollerine bağlı bir yan etki geliştiğinde, araştırmacılar sizi çalışmadan çıkarabilirler. Gönüllünün sorumluluğu, araştırmacının araştırma ile ilgili önerilerine uymaktır. Çalışmanın gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız nedeni ile araştırmacılar bilginiz dâhilinde veya isteğiniz dışında da sizi çalışmadan çıkarabilirler.

Araştırmada kalmanız gereken süre 1-2 gündür. Çalışmaya katılması planlanan hasta sayısı 40 olarak planlanmıştır. Bu araştırmada gönüllülerden biyolojik materyal elde edilmeyecektir.

Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana, yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen hekim tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayırabileceğimi biliyorum.

Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün Adı ve Soyadı

İmzası

Tarih

Tanık Adı ve Soyadı

İmzası

Tarih

Araştırmacının Adı ve Soyadı

İmzası

Tarih

Yasal temsilcinin Adı ve Soyadı

İmzası

Tarih

Ek-3. HASTA TAKİP FORMU

Olgu Rapor Formu

Adı- Soyadı:

Yaş:

Medeni durum:

Eğitim durumu:

Meslek:

Boy-kilo (VKI):

Ek komorbidite varlığı:

Ek amputasyon varlığı:

Amputasyon tarihi:

Amputasyon etyolojisi:

Güçük uzunluğu:

Güçük ucunda herhangi bir şişlik, akıntı, ısı ya da renk değişikliği, hassasiyet varlığı:

Güçük boyunda ya da hacminde son 6 ayda değişiklik:

Ampute olan taraf:

Dominant olan taraf:

Protez tipi:

Mevcut protezini ne kadar süredir kullanmakta olduğu:

Soket uygunluğu:

Protezdten memnun olup olmadığı:

Mevcut protezinin kaçınıcı protezi olduğu:

Günlük yaşam aktiviteleri sırasında protez kullanım sıklığı:

Egzersiz tolerans testi verileri

Test süresi:

VO2 max:

VCO2 max:

Kalori tüketimi:

Test esnasındaki maksimum kalp hızı:

6 dakika yürüyüş testi verileri

Yürünen mesafe:

Test esnasında semptom varlığı:

Yürüme analizi verileri

Kadans:

Adım uzunluğu:

Adım zamanı:

Tek destek fazı:

Yürüme hızı:

Kalça eklemi basma ve salınım fazı kinematik verileri:

Diz eklemi basma ve salınım fazı kinematik verileri:

Ayak bilek eklemi basma ve salınım fazı kinematik verileri:

Short form 36 anketi:

Lökomotor Kapasite İndeksi:

Protez Memnuniyet Anketi:

Ek-4. SHORT FORM 36 ANKETİ

1. Genel sağlığını nasıl değerlendirirsiniz ?

Bir tanesini yuvarlak içine alınız

Mükemmel	1
Çok iyi	2
İyi	3
Orta	4
Kötü	5

2. Geçen yıl ile karşılaştırıldığında, sağlığını şu an için nasıl değerlendirirsiniz?

Bir tanesini yuvarlak içine alınız

Geçen seneden çok daha iyi	1
Geçen seneden biraz daha iyi	2
Geçen sene ile aynı	3
Geçen seneden biraz daha kötü	4
Geçen seneden çok daha kötü	5

3. Aşağıdaki tipik bir günümüzde yapmış olabileceğiniz bazı aktiviteler yazılmıştır. Sağlığınız bunları yaparken sizi sınırlandırmakta mıdır? Öyleyse ne kadar?

Bir tanesini yuvarlak içine alınız

AKTİVİTELER	Evet, çok kısıtlıyor	Evet, çok az kısıtlıyor	Hayır, hiç kısıtlamıyor
a. Kuvvet gerektiren aktiviteler, koşma, ağır eşyaları kaldırmak, zor sporlar	1	2	3
b. Orta aktiviteler, bir masayı oynatmak, elektrik süpürgesi ile süpürmek, bowling,golf	1	2	3
c. Sebze-meyveleri kaldırmak, taşımak	1	2	3
d. Pek çok katı çıkmak	1	2	3
e. Tek katı çıkmak	1	2	3
f. Çömelmek, diz çökmek, eğilme	1	2	3
g. 1 kilometreden fazla yürüyebilmek	1	2	3
h. Pek çok mahalle arası yürüyebilmek	1	2	3
i. Bir mahalleden (sokak) diğerine yürümek	1	2	3
j. Kendi kendine yıkanmak, giyinmek	1	2	3

4. Son 4 hafta içerisinde, fiziksel sağlığınız yüzünden günlük iş veya aktivitelerinizde aşağıdaki problemlerle karşılaştınız mı ?

Bir tanesini yuvarlak içine alınız

EVET HAYIR

- | | | |
|---|---|---|
| a. İş ya da diğer aktiviteler için harcadığınız zamanda kesinti | 1 | 2 |
| b. İsteddiğinizden daha az miktar işin tamamlanması | 1 | 2 |
| c. İşin veya diğer aktivitelerin çeşidinde kısıtlama | 1 | 2 |
| d. İş veya diğer aktiviteleri yaparken zorluk olması | 1 | 2 |

5. Son 4 hafta içerisinde, duygusal problemler (örnek-üzüntü ya da sinirli hissetmek) yüzünden günlük iş veya aktivitelerinizde aşağıdaki problemlerle karşılaştınız mı?

Bir tanesini yuvarlak içine alınız

EVET HAYIR

- | | | |
|--|---|---|
| a. İş ya da diğer aktiviteler ayırdığınız süreden kesilme oldu mu? | 1 | 2 |
| b. İsteddiğinizden daha az kısım tamamlanması | 1 | 2 |
| c. İşin veya diğer aktiviteleri eskisi gibi dikkatli yapmama | 1 | 2 |

6. Geçen 4 hafta içinde, fiziksel sağlık veya duygusal problemler, aileniz, arkadaşlarınız, komşularınız veya gruplar ile olan normal sosyal aktivitelerinize ne kadar engel oldu?

Bir tanesini yuvarlak içine alınız

- | | |
|---------------|---|
| Hiç | 1 |
| Çok az | 2 |
| Orta derecede | 3 |
| Biraz | 4 |
| Oldukça | 5 |

7. Son 4 hafta içerisinde, ne kadar fiziksel acı (ağrı) hissettiniz?

Bir tanesini yuvarlak içine alınız

- | | |
|----------------|---|
| Hiç | 1 |
| Çok az | 2 |
| Orta | 3 |
| Çok | 4 |
| İleri derecede | 5 |
| Çok şiddetli | 6 |

8. Son 4 hafta içerisinde, ağrı normal işinize ne kadar engel oldu?

Bir tanesini yuvarlak içine alınız

Hiç	1
Çok az	2
Orta	3
Çok	4
İleri derecede	5

9. Aşağıdaki sorular sizin son 4 hafta içerisinde kendinizi nasıl hissettiğiniz ve işlerin nasıl gittiği ile ilgilidir. Lütfen her soru için hissettiğinize en yakın olan sadece 1 cevap verin.

Bir tanesini yuvarlak içine alınız

	Her zaman	Çoğu zaman	Bir kısım	Bazen	Çok nadir	Hiçbir zaman
a. Kendinizi capcanlı hissediyormusunuz?	1	2	3	4	5	6
b. Çok sınırlı bir kişi misiniz?	1	2	3	4	5	6
c. Kendinizi hiçbir şey güldürmeyecek kadar batmış hissediyormusunuz?	1	2	3	4	5	6
d. Kendinizi sakin ve huzurlu hissettiniz mi?	1	2	3	4	5	6
e. Çok enerjiniz var mı?	1	2	3	4	5	6
f. Kendinizi çökmüş ve karamsar hissettiniz mi?	1	2	3	4	5	6
g. Yıpranmış hissettiniz mi?	1	2	3	4	5	6
h. Mutlu bir insan mıydınız?	1	2	3	4	5	6
i. Yorulmuş hissettiniz mi?	1	2	3	4	5	6

10. Son 4 hafta boyunca bedensel sağlığınız veya duygusal sorunlarınız sosyal etkinliklerinizi (arkadaş veya akrabalarınızı ziyaret etmek gibi) ne sıklıkta etkiledi?

Bir tanesini yuvarlak içine alınız

Sürekli	1
Çoğu zaman	2
Bazen	3
Ara sıra	4
Hiçbir zaman	5

11. Aşağıdaki her bir ifade sizin için ne kadar doğru veya yanlıştır? Her bir ifade için en uygun olanı işaretleyiniz.

	Kesinlikle doğru	Çoğunlukla doğru	Emin değilim	Çoğunlukla yanlış	Kesinlikle yanlış
a. Ben diğer insanlara göre daha kolay hastalanıyorum.	1	2	3	4	5
b. Tanıdığım kişiler kadar sağlıklıyım.	1	2	3	4	5
c. Sağlığımın kötüleşmekte olduğunu sanıyorum.	1	2	3	4	5
d. Sağlığım mükemmeldir.	1	2	3	4	5

Ek-5. PROTEZ MEMNUNİYET ANKETİ

Her cümle için protezinizden memnuniyet derecenizi en iyi ifade eden cevabı işaretleyiniz.

- | | | | | | |
|----|---|-------------------------|-----------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| 1 | Protezim rahattır | Tamamen aynı fikirdeyim | Hemen hemen aynı fikirdeyim | Aynı fikirde olduğum söylenemez | Kesinlikle aynı fikirde değilim |
| 2 | Ailemden başka insanların yanında olduğum zaman protezimle kendimi rahat hissediyorum | Tamamen aynı fikirdeyim | Hemen hemen aynı fikirdeyim | Aynı fikirde olduğum söylenemez | Kesinlikle aynı fikirde değilim |
| 3 | Protezimi temizlemek kolaydır | Tamamen aynı fikirdeyim | Hemen hemen aynı fikirdeyim | Aynı fikirde olduğum söylenemez | Kesinlikle aynı fikirde değilim |
| 4 | Protezim hava koşullarından etkilenmeden iyi çalışıyor | Tamamen aynı fikirdeyim | Hemen hemen aynı fikirdeyim | Aynı fikirde olduğum söylenemez | Kesinlikle aynı fikirde değilim |
| 5 | Protezimi kolayca giyebiliyorum | Tamamen aynı fikirdeyim | Hemen hemen aynı fikirdeyim | Aynı fikirde olduğum söylenemez | Kesinlikle aynı fikirde değilim |
| 6 | Protezimle kendime zarar verme ihtimalim var | Tamamen aynı fikirdeyim | Hemen hemen aynı fikirdeyim | Aynı fikirde olduğum söylenemez | Kesinlikle aynı fikirde değilim |
| 7 | Protezimle kolayca hareket edebiliyorum | Tamamen aynı fikirdeyim | Hemen hemen aynı fikirdeyim | Aynı fikirde olduğum söylenemez | Kesinlikle aynı fikirde değilim |
| 8 | Protezimin tamiri ve ayarları makül süreler içinde yapılıyor | Tamamen aynı fikirdeyim | Hemen hemen aynı fikirdeyim | Aynı fikirde olduğum söylenemez | Kesinlikle aynı fikirde değilim |
| 9 | Protezim uzun süre kullanım için dayanıklıdır | Tamamen aynı fikirdeyim | Hemen hemen aynı fikirdeyim | Aynı fikirde olduğum söylenemez | Kesinlikle aynı fikirde değilim |
| 10 | Protezimi kullandığımda, kullanmadığım zamana göre çok daha fazla şey yapabiliyorum | Tamamen aynı fikirdeyim | Hemen hemen aynı fikirdeyim | Aynı fikirde olduğum söylenemez | Kesinlikle aynı fikirde değilim |
| 11 | Protezimin görünümünden memnunum | Tamamen aynı fikirdeyim | Hemen hemen aynı fikirdeyim | Aynı fikirde olduğum söylenemez | Kesinlikle aynı fikirde değilim |

- 12 Protezimi kolayca kullanabiliyorum(Baston/yürüteç kullanarak veya kullanmayarak)
Tamamen aynı fikirdeyim Hemen hemen aynı fikirdeyim Aynı fikirde olduğum söylenemez Kesinlikle aynı fikirde değilim
- 13 Protezimi nasıl kullanacağımı kolayca öğrendim
Tamamen aynı fikirdeyim Hemen hemen aynı fikirdeyim Aynı fikirde olduğum söylenemez Kesinlikle aynı fikirde değilim
- 14 Protezim bana ağrı veya rahatsızlık veriyor
Tamamen aynı fikirdeyim Hemen hemen aynı fikirdeyim Aynı fikirde olduğum söylenemez Kesinlikle aynı fikirde değilim
- 15 Genel olarak protezimden memnunum
Tamamen aynı fikirdeyim Hemen hemen aynı fikirdeyim Aynı fikirde olduğum söylenemez Kesinlikle aynı fikirde değilim

Puanlama

3: Tamamen aynı fikirdeyim, 2:Hemen hemen aynı fikirdeyim, 1:Aynı fikirde olduğum söylenemez, 0:Kesinlikle aynı fikirde değilim.

Dikkat:İki soru (6 ve 14) ters puanlanır.

Ek-6. SPSS VERİ TABLOSU

adı	yaş	cinsiyet	tahsil	meslek	boy	kilo	BKI	amp.süresi	amp.taraf	dominanttaraf	etyoloji	protezcinsi	protezkullan masüresi
HASTA 1	42	ERKEK	ORTAOKU...	OTO TAMI...	170	72,0	24,91	12,0	SOL	SAG	PERIFERİ...	PNÖMOTİK	5,00
HASTA 2	61	ERKEK	ORTAOKU...	İŞÇİ	168	62,0	21,96	124,0	SOL	SAG	TRAFİKKA...	PNÖMOTİK	24,00
HASTA 3	40	ERKEK	İLKOKULM...	ÇİFTÇİ	182	89,0	26,86	86,0	SOL	SAG	ASY.EYP	MEKANİK ...	8,00
HASTA 4	52	ERKEK	İLKOKULM...	ÇALIŞMIY...	173	80,0	26,72	228,0	SAG	SAG	TRAFİKKA...	MEKANİK ...	60,00
HASTA 5	53	ERKEK	LİSEMEZU...	EMEKLİ	175	130,0	41,80	27,0	SOL	SAG	TRAFİKKA...	HİDROLİK	15,00
HASTA 6	65	ERKEK	İLKOKULM...	EMEKLİ	173	80,0	26,72	468,0	SAG	SAG	İŞKAZASI...	PNÖMOTİK	24,00
HASTA 7	59	ERKEK	LİSEMEZU...	EMEKLİ	170	93,0	32,17	145,0	SOL	SAG	ELEKTRİK...	HİDROLİK	60,00
HASTA 8	45	ERKEK	ORTAOKU...	İŞÇİ	168	80,0	28,34	204,0	SOL	SAG	İŞKAZASI...	PNÖMOTİK	6,00
HASTA 9	65	ERKEK	ÜNİVERSİ...	EMEKLİ	176	90,0	29,05	444,0	SOL	SAG	TRAFİKKA...	MEKANİK ...	24,00
HASTA 10	19	ERKEK	LİSEMEZU...	ÖĞRENCİ	194	70,0	18,59	31,0	SAG	SAG	İŞKAZASI...	MEKANİK ...	22,00
HASTA 11	50	ERKEK	İLKOKULM...	EMEKLİ	160	55,0	21,48	336,0	SOL	SAG	İŞKAZASI...	PNÖMOTİK	84,00
HASTA 12	50	ERKEK	İLKOKULM...	SERBEST...	175	76,0	24,81	13,0	SAG	SAG	TRAFİKKA...	HİDROLİK	6,00
HASTA 13	50	ERKEK	LİSEMEZU...	EMEKLİ	167	77,0	27,60	120,0	SOL	SAG	TRAFİKKA...	PNÖMOTİK	36,00
HASTA 14	47	ERKEK	İLKOKULM...	ÇİFTÇİ	173	85,0	28,40	233,0	SOL	SAG	İŞKAZASI...	MEKANİK ...	54,00
HASTA 15	53	ERKEK	ORTAOKU...	SERBEST	168	74,0	26,21	96,0	SAG	SAG	PERIFERİ...	PNÖMOTİK	12,00
HASTA 16	51	ERKEK	ÜNİVERSİ...	EMEKLİ	172	73,0	24,67	257,0	SAG	SAG	TRAFİKKA...	HİDROLİK	13,00
HASTA 17	50	ERKEK	ORTAOKU...	EMEKLİ	173	80,0	26,72	176,0	SOL	SAG	TRAFİKKA...	PNÖMOTİK	28,00

	adı	yaş	cinsiyet	tahsil	meslek	boy	kilo	BKI	amp.süresi	amp.taraf	dominanttaraf	etyoloji	protezcinsi	protezkullan masüresi
1	HASTA 1	42	ERKEK	ORTAOKU...	OTO TAMI...	170	72,0	24,91	12,0	SOL	SAG	PERIFERİ...	PNÖMOTİK	5,00
2	HASTA 2	61	ERKEK	ORTAOKU...	İŞÇİ	168	62,0	21,96	124,0	SOL	SAG	TRAFİKKA...	PNÖMOTİK	24,00
3	HASTA 3	40	ERKEK	İLKOKULM...	ÇİFTÇİ	182	89,0	26,86	86,0	SOL	SAG	ASY.EYP	MEKANİK ...	8,00
4	HASTA 4	52	ERKEK	İLKOKULM...	ÇALIŞMIY...	173	80,0	26,72	228,0	SAG	SAG	TRAFİKKA...	MEKANİK ...	60,00
5	HASTA 5	53	ERKEK	LİSEMEZU...	EMEKLİ	175	130,0	41,80	27,0	SOL	SAG	TRAFİKKA...	HİDROLİK	15,00
6	HASTA 6	65	ERKEK	İLKOKULM...	EMEKLİ	173	80,0	26,72	468,0	SAG	SAG	İŞKAZASI...	PNÖMOTİK	24,00
7	HASTA 7	59	ERKEK	LİSEMEZU...	EMEKLİ	170	93,0	32,17	145,0	SOL	SAG	ELEKTRİK...	HİDROLİK	60,00
8	HASTA 8	45	ERKEK	ORTAOKU...	İŞÇİ	168	80,0	28,34	204,0	SOL	SAG	İŞKAZASI...	PNÖMOTİK	6,00
9	HASTA 9	65	ERKEK	ÜNİVERSİ...	EMEKLİ	176	90,0	29,05	444,0	SOL	SAG	TRAFİKKA...	MEKANİK ...	24,00
10	HASTA 10	19	ERKEK	LİSEMEZU...	ÖĞRENCİ	194	70,0	18,59	31,0	SAG	SAG	İŞKAZASI...	MEKANİK ...	22,00
11	HASTA 11	50	ERKEK	İLKOKULM...	EMEKLİ	160	55,0	21,48	336,0	SOL	SAG	İŞKAZASI...	PNÖMOTİK	84,00
12	HASTA 12	50	ERKEK	İLKOKULM...	SERBEST...	175	76,0	24,81	13,0	SAG	SAG	TRAFİKKA...	HİDROLİK	6,00
13	HASTA 13	50	ERKEK	LİSEMEZU...	EMEKLİ	167	77,0	27,60	120,0	SOL	SAG	TRAFİKKA...	PNÖMOTİK	36,00
14	HASTA 14	47	ERKEK	İLKOKULM...	ÇİFTÇİ	173	85,0	28,40	233,0	SOL	SAG	İŞKAZASI...	MEKANİK ...	54,00
15	HASTA 15	53	ERKEK	ORTAOKU...	SERBEST	168	74,0	26,21	96,0	SAG	SAG	PERIFERİ...	PNÖMOTİK	12,00
16	HASTA 16	51	ERKEK	ÜNİVERSİ...	EMEKLİ	172	73,0	24,67	257,0	SAG	SAG	TRAFİKKA...	HİDROLİK	13,00
17	HASTA 17	50	ERKEK	ORTAOKU...	EMEKLİ	173	80,0	26,72	176,0	SOL	SAG	TRAFİKKA...	PNÖMOTİK	28,00

	PMA	ETVo2max	ETVco2max	ETkaloritüketimi	YATESPkadansampüte	YATESPkadanssağlam	YATESPçitdestekampüte	YATESPçitdesteksağlam	YATESPtekddestekampüte	YATESPtekddesteksağlam	YATESPadırte	YATESPadırzunluksağlam	YATESPadırzamaniamput	YATESPadırzamanisağlam
1	36	17,100	,742	7995,000	73,70	73,70	,52	,45	,42	,69	,46	,49	,95	,68
2	38	31,100	1,034	12220,000	83,30	83,30	,40	,40	,42	,62	,51	,43	,84	,60
3	31	25,800	1,187	14754,000	107,00	69,20	,46	,44	,50	,72	,03	,36	,35	,75
4	29	28,600	1,218	14728,000	75,00	74,00	,56	,52	,46	,58	,38	,31	,84	,78
5	36	28,300	1,863	23586,000	73,20	66,70	,52	,60	,40	,80	,44	,45	,96	,68
6	30	30,200	1,450	16678,000	85,30	89,60	,50	,52	,32	,50	,41	,35	,87	,54
7	29	20,900	1,024	12484,000	75,00	76,00	,60	,56	,38	,62	,55	,43	,92	,66
8	40	13,800	,603	7118,000	91,00	92,30	,56	,44	,30	,46	,40	,55	,68	,62
9	37	21,900	1,024	12666,000	83,30	83,30	,40	,34	,40	,70	,65	,49	,88	,56
10	20	11,800	,437	5291,000	87,00	87,00	,38	,38	,48	,52	,44	,40	,74	,64
11	34	35,900	1,191	12784,000	86,00	84,30	,24	,24	,42	,74	,49	,53	,88	,55
12	33	26,400	1,082	12925,000	80,60	80,50	,43	,44	,51	,54	,49	,54	,76	,73
13	40	19,900	,895	10659,000	78,00	79,00	,52	,48	,36	,58	,45	,55	,80	,72
14	38	20,900	,924	11978,000	82,20	82,20	,42	,38	,40	,74	,60	,44	,90	,56
15	20	27,300	1,145	12673,000	90,90	90,90	,40	,40	,42	,54	,40	,35	,72	,60
16	33	29,100	1,310	15766,000	81,70	81,70	,50	,52	,48	,58	,41	,46	,76	,71
17	32	24,300	1,070	12760,000	82,70	76,90	,46	,44	,41	,62	,40	,44	,80	,65

	YATESP mehziampu te	YATESP yürü mehtzsağla mı	YATESP çifta dmuzunluka mpute	YATESP çifta dmzuzunluka ağlam	YATESP çifta dmsüresiam pute	YATESP çifta dmsüresiam am	YAKINEM kalka çafekampsta nce	YAKINEM kalka çafekampswi ng	YAKINEM kalka çafleksağlam stance	YAKINEM kalka çafleksağlam swing	YAKINEM kalka çaeaksampsta nce	YAKINEM kalka çaeaksampswi ng	YAKINEM kalka çaeaksampsta nce	YAKINEM kalka çaeaksampswi ng	YAKINEM kalka çaeaksampsta nce	YAKINEM kalka çaeaksampswi ng
1	,53	,57	,96	,93	1,63	1,63	38,00	31,00	32,00	28,00	9,00	7,50	18,50	7,00		
2	,71	,67	,93	,96	1,44	1,44	25,50	27,00	34,50	36,00	9,00	5,00	6,00	-5,50		
3	,11	,43	,12	,75	1,13	1,73	32,00	33,00	35,00	37,50	1,50	,00	1,00	-5,00		
4	,47	,38	,69	,68	1,60	1,62	27,00	26,50	43,00	35,50	4,00	4,00	6,50	7,00		
5	,50	,47	,86	,84	1,64	1,80	30,00	41,00	32,00	33,00	4,50	3,00	9,00	-5,00		
6	,55	,55	,77	,74	1,41	1,34	24,50	26,00	37,00	41,00	-4,00	-3,00	,50	-13,50		
7	,75	,61	,97	,96	1,60	1,58	23,00	35,00	40,00	42,00	12,00	8,00	8,50	-7,00		
8	,62	,74	,82	,96	1,32	1,30	20,00	23,00	39,00	40,50	10,50	10,00	32,00	31,00		
9	,79	,79	1,14	1,13	1,44	1,44	36,00	40,00	47,00	50,00	4,00	-3,00	5,50	2,00		
10	,60	,59	,83	,82	1,38	1,38	22,00	22,50	21,00	22,00	11,00	9,00	5,50	2,00		
11	,70	,74	1,03	1,04	1,40	1,42	37,00	43,00	47,00	25,00	5,50	6,00	5,50	3,00		
12	,68	,70	1,02	1,05	1,49	1,49	29,00	32,00	34,00	35,00	10,50	7,50	10,00	-5,00		
13	,56	,66	,87	1,01	1,54	1,52	36,00	40,00	39,00	41,00	2,00	,00	10,00	-5,00		
14	,71	,70	1,04	1,03	1,46	1,46	20,00	24,00	32,00	33,00	13,00	9,00	6,00	7,00		
15	,56	,55	,74	,73	1,32	1,32	26,00	28,00	33,00	37,00	-1,00	-1,50	5,50	-3,00		
16	,58	,60	,86	,89	1,47	1,47	30,00	36,00	40,00	29,00	10,00	10,50	10,50	9,00		
17	,55	,56	,81	,86	1,45	1,56	28,00	31,50	36,00	35,00	6,00	4,50	8,50	1,50		

	YAKINEM kalka çabdampsta nce	YAKINEM kalka çabdampswi ng	YAKINEM kalka çabdsağlam stance	YAKINEM kalka çabdsağlam swing	YAKINEM kalka çaddampsta nce	YAKINEM kalka çaddampswi ng	YAKINEM kalka çaddsağlam stance	YAKINEM kalka çaddsağlam swing	YAKINEM kalka çalempsta nce	YAKINEM kalka çalempswi ng	YAKINEM kalka çleksağlam stance	YAKINEM kalka çleksağlam swing	YAKINEM kalka çeksampsta nce	YAKINEM kalka çeksampswi ng	YAKINEM kalka çeksampsta nce	YAKINEM kalka çeksampswi ng
1	17,00	9,50	,50	,50	-4,00	2,00	9,00	6,00	30,00	12,00	27,00	50,00	1,00	-1,50		
2	16,50	15,50	-3,50	-3,00	-7,00	-6,00	15,00	14,50	20,00	42,00	45,00	66,50	5,50	-10,00		
3	5,00	6,50	3,50	1,00	4,00	5,50	8,50	6,00	30,00	61,00	32,00	63,00	4,00	,00		
4	6,00	4,00	-5,00	-3,00	-2,00	-2,00	12,00	13,00	-3,00	-3,00	24,50	60,00	5,00	3,00		
5	6,50	3,50	-10,50	-10,50	-1,00	1,00	21,50	19,00	9,00	18,00	27,00	61,00	1,00	,00		
6	4,00	8,50	2,50	5,50	,00	,00	9,00	5,50	-2,50	4,50	53,00	63,00	6,50	6,50		
7	7,00	-6,50	11,00	-3,00	6,50	12,50	9,00	13,50	8,00	31,50	43,00	56,00	8,50	5,00		
8	-2,50	-2,50	3,00	8,50	9,50	11,00	1,50	2,00	9,00	11,50	12,00	21,00	,50	-2,50		
9	12,00	6,50	6,50	7,00	-4,00	,00	2,00	4,50	18,00	65,00	21,50	62,00	15,00	10,00		
10	16,50	12,00	1,00	-2,50	-9,50	-6,50	9,50	11,00	15,00	37,00	23,00	46,00	3,00	3,00		
11	28,00	17,00	-3,50	-5,00	-12,00	-8,00	16,00	11,00	21,00	13,00	8,50	22,50	13,50	11,00		
12	4,50	2,50	,00	-4,00	8,00	8,00	9,00	11,00	15,00	22,00	42,00	54,00	2,50	-2,00		
13	4,00	-2,00	-5,50	-3,50	-9,00	-5,50	2,00	4,00	-3,00	-3,00	15,50	38,00	1,00	-6,00		
14	20,00	14,00	,00	-5,00	7,00	8,50	18,00	15,00	30,00	55,00	45,00	56,50	11,00	8,00		
15	,00	3,00	6,50	3,50	-3,00	2,00	9,00	5,50	9,00	34,00	26,00	47,50	4,50	,00		
16	16,00	9,00	1,00	2,00	1,00	1,00	11,00	13,50	20,00	18,00	33,50	66,00	6,50	2,00		
17	10,00	6,00	,50	-5,00	-1,00	1,50	10,00	9,50	14,00	26,00	30,00	52,00	5,50	1,00		

	YAKINEM kalka çleksağlam stance	YAKINEM kalka çleksağlam swing	YAKINEM kalka çeksampsta nce	YAKINEM kalka çeksampswi ng	YAKINEM kalka çeksampsta nce	YAKINEM kalka çeksampswi ng	YAKINEM kalka çeksampsta nce	YAKINEM kalka çeksampswi ng	YAKINEM kalka çeksampsta nce	YAKINEM kalka çeksampswi ng	YAKINEM kalka çeksampsta nce	YAKINEM kalka çeksampswi ng	YAKINEM kalka çeksampsta nce	YAKINEM kalka çeksampswi ng	YAKINEM kalka çeksampsta nce	YAKINEM kalka çeksampswi ng
1	50,00	1,00	-1,50	3,00	-1,00	39,00	8,50	14,00	13,00	-1,00	-4,50	9,00	8,00			
2	66,50	5,50	-10,00	-9,00	-18,00	14,00	10,00	18,50	4,00	-3,00	-9,00	5,50	13,00			
3	63,00	4,00	,00	13,00	-3,00	16,50	13,00	16,00	20,00	-5,00	-4,00	6,00	15,00			
4	60,00	5,00	3,00	-7,00	-15,00	14,00	10,00	22,50	22,00	3,00	-7,50	-4,00	-2,00			
5	61,00	1,00	,00	16,00	7,00	20,00	16,00	29,00	16,50	-9,50	-14,00	24,00	20,00			
6	63,00	6,50	6,50	-7,00	-7,00	4,00	1,00	20,00	18,00	4,00	3,00	7,00	-1,50			
7	56,00	8,50	5,00	3,00	-5,00	17,00	5,00	23,00	12,00	1,00	-2,00	7,00	9,50			
8	21,00	,50	-2,50	18,50	16,00	18,00	15,00	16,00	5,00	-6,00	-11,00	11,00	23,00			
9	62,00	15,00	10,00	4,00	3,50	11,50	10,00	25,00	12,00	8,00	-6,00	,00	12,00			
10	46,00	3,00	3,00	2,00	3,00	11,00	6,00	20,50	6,00	1,00	-2,50	,00	9,00			
11	22,50	13,50	11,00	13,00	14,00	5,50	5,50	11,00	11,00	4,00	6,00	8,00	6,00			
12	54,00	2,50	-2,00	-,50	-7,00	31,00	18,00	21,50	17,00	-4,50	-15,00	-4,50	-5,00			
13	38,00	1,00	-6,00	-7,00	-9,00	7,00	6,50	14,50	12,00	-5,00	-13,00	-4,00	-3,00			
14	56,50	11,00	8,00	15,00	7,00	33,00	8,00	26,00	14,00	5,00	2,00	11,00	17,50			
15	47,50	4,50	,00	3,00	-6,00	11,50	10,00	18,00	20,00	-2,00	-7,50	6,50	13,50			
16	66,00	6,50	2,00	5,00	4,00	17,00	15,50	21,50	6,00	1,00	-3,50	9,50	8,00			
17	52,00	5,50	1,00	4,00	-1,00	16,50	9,50	19,50	13,00	-,50	-5,50	5,50	8,50			

	adı	yaş	cinsiyet	tahsil	meslek	boy	kilo	BKI	amp süresi	amp taraf	dominanttaraf	etyoloj	protezcinsi	protezkullan masüresi
18	HASTA 18	22	ERKEK	ORTAOKU...	SERBEST	166	60,0	21,77	23,0	SAG	SAG	ASY EYP	MİK	12,00
19	HASTA 19	28	ERKEK	LİSEMEZU...	POLİS	181	82,0	25,02	28,0	SOL	SAG	ASY EYP	MİK	18,00
20	HASTA 20	22	ERKEK	ORTAOKU...	ÇALIŞMIY...	180	80,0	24,69	23,0	SAG	SAG	ASY EYP	MİK	11,00
21	HASTA 21	25	ERKEK	LİSEMEZU...	ASTSUBAY	182	71,0	21,43	25,0	SAG	SAG	ASY EYP	MİK	22,00
22	HASTA 22	31	ERKEK	LİSEMEZU...	İŞÇİ	180	97,0	29,93	133,0	SOL	SOL	ASY EYP	MİK	116,00
23	HASTA 23	35	ERKEK	ÜNİVERSİ...	MEMUR	175	80,0	26,12	154,0	SOL	SAG	ASY EYP	MİK	108,00
24	HASTA 24	43	ERKEK	LİSEMEZU...	İŞÇİ	168	70,0	24,80	285,0	SOL	SAG	ASY EYP	MİK	18,00
25	HASTA 25	44	ERKEK	ÜNİVERSİ...	YARBAY	175	85,0	27,75	12,0	SAG	SOL	ASY EYP	MİK	8,00
26	HASTA 26	27	ERKEK	ÜNİVERSİ...	ÇALIŞMIY...	179	73,0	22,78	21,0	SAG	SAG	ASY EYP	MİK	14,00
27	HASTA 27	33	ERKEK	ÜNİVERSİ...	ASTSUBAY	165	65,0	23,87	165,0	SOL	SAG	ASY EYP	MİK	24,00
28	HASTA 28	29	ERKEK	ÜNİVERSİ...	ASTSUBAY	180	83,0	25,61	29,0	SOL	SAG	ASY EYP	MİK	27,00
29	HASTA 29	35	ERKEK	ÜNİVERSİ...	SUBAY	180	82,0	25,30	7,0	SAG	SAG	ASY EYP	MİK	5,00
30	HASTA 30	45	ERKEK	ÜNİVERSİ...	DİN GÖRE...	170	72,0	24,91	144,0	SOL	SAG	MALİGNİTE	MİK	12,00
31	HASTA 31	25	ERKEK	ÜNİVERSİ...	ÖĞRETMEN	170	63,0	21,79	241,0	SAG	SAG	TRAFİKA...	MİK	70,00
32	HASTA 32	23	ERKEK	LİSEMEZU...	TEKNİKER	172	76,0	25,68	26,0	SAG	SAG	ASY EYP	MİK	20,00
33	HASTA 33	30	ERKEK	LİSEMEZU...	MEMUR	173	75,0	25,05	112,0	SOL	SOL	ASY EYP	MİK	24,00
34	HASTA 34	32	ERKEK	ÜNİVERSİ...	BANKACI	178	74,0	23,35	313,0	SAG	SAG	TRAFİKA...	MİK	12,00

	proteznüklük kullanım	güdüklünlük u	protezyak. e	altDYMesaf e	SF36fizikself onksiyon	SF36fizikself olgüclüğü	SF36emosyo nelgüclük	SF36enerji	SF36ruhsalsz güclük	SF36sosyalış levsellik	SF36ağn	SF36genelsa güclük	SF36sağlıkde ğişimi	LK4
18	17,00	32	ESARİKA...	408,00	75,00	100,00	100,00	90,00	72,00	100,00	77,50	70,00	75,00	55
19	15,00	51	ESARİKA...	388,00	70,00	100,00	100,00	70,00	88,00	100,00	100,00	70,00	75,00	56
20	16,00	48	ESARİKA...	402,00	85,00	25,00	33,30	55,00	52,00	87,50	55,00	55,00	75,00	47
21	10,00	38	ESARİKA...	430,00	95,00	100,00	100,00	95,00	100,00	100,00	90,00	95,00	75,00	51
22	15,00	29	ESARİKA...	361,12	50,00	50,00	33,30	75,00	68,00	87,50	57,50	55,00	75,00	48
23	15,00	39	ESARİKA...	384,00	90,00	50,00	100,00	90,00	72,00	62,50	67,50	70,00	75,00	56
24	7,00	20	ESARİKA...	310,00	55,00	75,00	00	50,00	52,00	62,50	45,00	50,00	25,00	50
25	16,00	43	ESARİKA...	290,00	50,00	100,00	100,00	80,00	84,00	100,00	90,00	80,00	25,00	49
26	17,00	30	ESARİKA...	368,00	50,00	75,00	100,00	90,00	92,00	100,00	67,50	80,00	100,00	50
27	18,00	23	ESARİKA...	420,00	70,00	100,00	33,30	85,00	84,00	50,00	100,00	95,00	50,00	53
28	12,00	43	ESARİKA...	332,00	60,00	100,00	100,00	60,00	92,00	100,00	100,00	70,00	50,00	56
29	12,00	36	ESARİKA...	368,00	55,00	25,00	100,00	70,00	52,00	75,00	55,00	65,00	00	50
30	6,00	13	ESARİKA...	376,00	65,00	100,00	100,00	30,00	64,00	100,00	100,00	65,00	50,00	56
31	12,00	25	ESARİKA...	380,00	95,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	90,00	90,00	50,00	56
32	14,00	38	ESARİKA...	406,00	65,00	100,00	100,00	100,00	76,00	100,00	90,00	75,00	50,00	55
33	12,00	47	ESARİKA...	576,00	85,00	100,00	100,00	90,00	88,00	100,00	77,50	70,00	75,00	56
34	18,00	37	ESARİKA...	462,00	95,00	100,00	100,00	100,00	92,00	100,00	100,00	90,00	50,00	56

	PMA	ETVo2max	ETVco2max	ETkalontüketi mi	YATESPkada nsampute	YATESPkada nssağlam	YATESPçiftde estekampute	YATESPçiftde esteksağlam	YATESPtekd estekampute	YATESPtekd esteksağlam	YATESPadım uzunlukampute	YATESPadım zunlukağlam	YATESPadım zamaniampute	YATESPadım zamanısağlam
18	38	8.300	.263	3201,000	96,80	95,20	.38	.38	.36	.50	.51	.51	.70	.56
19	35	13.800	.636	7280,000	98,40	93,80	.32	.28	.46	.54	.60	.50	.64	.58
20	40	26.800	1.129	13772,000	93,70	90,90	.40	.52	.44	.36	.45	.59	.60	.68
21	40	13.700	.705	7193,000	95,20	95,20	.34	.28	.44	.48	.56	.54	.66	.60
22	31	25.500	1.019	12018,000	93,80	95,20	.28	.28	.42	.56	.57	.53	.74	.54
23	38	19.000	.801	9746,000	78,90	72,90	.35	.40	.55	.70	.57	.41	.80	.72
24	36	23.600	.807	10290,000	96,80	85,70	.30	.38	.40	.54	.53	.46	.76	.64
25	38	19.600	.836	10672,000	71,40	72,30	.46	.52	.54	.60	.45	.43	.86	.82
26	44	18.800	.697	8785,000	75,00	73,20	.48	.52	.52	.60	.42	.50	.80	.80
27	40	19.900	.653	8307,000	89,60	89,60	.32	.40	.52	.50	.56	.49	.68	.66
28	37	15.100	.644	8056,000	88,20	81,60	.41	.52	.41	.54	.58	.46	.69	.67
29	35	15.300	.672	8048,000	69,80	71,90	.67	.74	.47	.58	.42	.37	.87	.80
30	34	29.500	1.247	13719,000	69,80	72,70	.56	.48	.54	.62	.52	.49	.88	.77
31	41	9.700	.358	3936,000	71,90	75,00	.52	.53	.50	.65	.53	.46	.91	.69
32	41	20.200	.717	9053,000	110,00	111,00	.24	.24	.38	.46	.66	.51	.58	.52
33	41	23.700	.986	11443,000	88,40	93,00	.44	.40	.46	.46	.46	.42	.68	.61
34	45	17.100	.656	8102,000	96,80	96,90	.32	.32	.42	.50	.52	.56	.64	.60

	YATESP _{yürü} meziamp _{te}	YATESP _{yürü} meziamp _{te}	YATESP _{çifta} dimuzunluka mpute	YATESP _{çifta} dimuzunluka mpute	YATESP _{çifta} dmsüresiam pute	YATESP _{çifta} dmsüresiam pute	YAKİNEMkal çaflekampsta nce	YAKİNEMkal çaflekampswi ng	YAKİNEMkal çaflekampsta nce	YAKİNEMkal çaflekampswi ng	YAKİNEMkal çaflekampsta nce	YAKİNEMkal çaflekampswi ng	YAKİNEMkal çaflekampsta nce	YAKİNEMkal çaflekampswi ng	YAKİNEMkal çaflekampsta nce
18	,85	,83	1,03	1,05	1,24	1,26	28,00	32,00	40,00	38,50	8,50	5,00	10,00	-6,50	
19	,89	,71	1,09	1,15	1,22	1,28	21,00	27,50	22,00	25,00	10,00	8,50	21,00	15,00	
20	,82	,74	1,04	,98	1,28	1,32	32,50	32,00	32,00	36,00	10,50	11,00	1,00	-10,00	
21	,83	,89	1,05	1,12	1,26	1,26	33,00	39,00	37,00	45,50	-4,50	-11,00	,00	-3,00	
22	1,07	1,02	1,10	1,29	1,28	1,26	36,00	38,00	32,00	35,00	6,00	6,00	11,50	1,00	
23	,65	,67	,99	1,11	1,52	1,64	37,50	16,00	38,00	39,00	24,00	20,00	34,00	-3,00	
24	,89	,69	,99	,97	1,24	1,40	27,00	34,50	38,00	38,00	9,00	6,00	9,00	9,00	
25	,52	,57	,88	,95	1,68	1,66	26,00	34,50	15,00	25,00	17,00	16,00	17,50	10,00	
26	,57	,59	,91	,97	1,60	1,64	6,50	7,00	33,00	30,50	20,00	18,00	19,00	8,00	
27	,78	,78	1,04	1,04	1,34	1,34	33,00	37,00	23,00	28,00	10,00	7,50	17,00	2,00	
28	,78	,67	1,06	,98	1,36	1,47	28,00	38,50	35,00	35,00	6,50	6,50	15,50	5,00	
29	,45	,47	,78	,78	1,72	1,67	25,00	32,00	37,00	40,00	-5,50	-14,00	,00	-15,00	
30	,58	,62	1,00	1,02	1,72	1,65	35,00	42,00	41,00	44,00	-1,50	-4,50	2,00	-2,00	
31	,65	,63	1,09	1,00	1,67	1,60	29,50	36,50	30,00	31,00	9,00	5,00	10,00	2,50	
32	1,07	1,07	1,17	1,15	1,10	1,08	37,00	36,00	41,00	44,00	-2,00	-6,50	8,00	-1,00	
33	,67	,65	28,00	,89	1,36	1,29	34,00	35,00	37,00	26,50	10,50	2,50	5,00	-1,00	
34	,88	,95	1,10	1,06	1,24	1,24	36,00	37,00	32,00	33,50	10,50	8,50	12,00	7,00	

	YAKİNEMkal çabdamp _{te} stance	YAKİNEMkal çabdamp _{te} swing	YAKİNEMkal çabdamp _{te} stance	YAKİNEMkal çabdamp _{te} swing	YAKİNEMkal çabdamp _{te} stance	YAKİNEMkal çabdamp _{te} swing	YAKİNEMkal çabdamp _{te} stance	YAKİNEMkal çabdamp _{te} swing	YAKİNEMkal çabdamp _{te} stance	YAKİNEMkal çabdamp _{te} swing	YAKİNEMkal çabdamp _{te} stance	YAKİNEMkal çabdamp _{te} swing	YAKİNEMkal çabdamp _{te} stance	YAKİNEMkal çabdamp _{te} swing
18	6,00	5,00	-5,00	-3,50	5,00	6,50	8,00	10,00	20,00	47,00	46,00	59,00	-1,50	-1,00
19	4,00	,00	-3,00	-3,50	6,00	6,50	7,00	11,00	6,00	61,00	13,00	56,00	6,00	2,50
20	1,00	-3,00	10,50	3,00	9,00	9,00	5,00	5,50	14,00	64,00	35,00	52,50	-3,00	-4,00
21	13,50	13,50	-3,00	-3,00	4,00	6,50	20,00	10,50	36,00	53,00	24,00	61,00	-5,00	-6,50
22	8,00	6,50	3,50	1,00	-2,00	-1,00	8,00	7,50	8,00	46,00	31,00	58,00	-1,00	-2,50
23	2,50	,00	7,00	3,50	4,00	7,00	2,50	2,50	11,00	49,00	41,00	61,00	6,00	5,00
24	8,50	6,00	2,00	1,50	,00	1,00	8,50	7,00	19,00	46,00	11,00	61,50	14,00	13,00
25	3,00	2,00	5,50	5,50	4,00	8,50	10,00	10,00	19,00	61,00	32,00	65,50	4,00	1,00
26	4,50	4,50	4,50	4,50	-2,00	-3,00	7,00	5,00	2,00	21,00	39,00	59,00	10,00	7,00
27	3,50	3,00	,50	1,50	1,00	2,00	7,00	6,50	32,00	64,00	33,00	55,00	-1,50	-7,00
28	10,00	20,00	12,00	2,00	2,00	-1,50	6,50	9,00	4,50	58,00	31,00	57,00	,00	18,00
29	11,50	7,50	3,00	1,00	-5,00	-3,00	7,00	7,00	36,00	50,00	52,00	60,00	,00	4,00
30	4,00	4,00	1,00	-1,50	4,50	6,50	6,50	7,00	15,00	42,00	18,00	64,00	3,00	2,00
31	14,00	13,50	,50	,50	-3,00	-1,50	2,50	2,00	19,00	39,50	24,00	46,00	12,00	7,00
32	9,00	9,00	4,50	6,00	-2,50	-2,00	8,50	9,50	13,00	54,00	22,00	54,00	5,50	,00
33	12,00	2,00	6,00	-9,50	10,50	7,00	11,50	13,50	28,00	50,50	35,00	52,50	1,50	-1,00
34	10,00	7,00	2,50	2,50	4,00	4,00	4,50	4,00	36,00	67,00	38,00	60,00	11,50	-6,00

	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng	YAKİNEMMaye kbDFsağlams ng
18	59,00	-1,50	-1,00	3,00	7,00	12,00	12,50	42,00	2,50	2,00	-3,50	21,00	23,00	
19	56,00	6,00	2,50	8,50	1,00	15,00	12,50	14,00	15,50	-2,00	-5,00	-5,00	12,00	
20	52,50	-3,00	-4,00	7,00	7,00	27,00	21,50	28,50	15,00	-13,00	-17,50	1,00	-5,00	
21	61,00	-5,00	-6,50	-3,50	-4,00	12,50	11,00	22,00	13,50	30,00	-6,50	,00	1,00	
22	58,00	-1,00	-2,50	6,00	3,00	13,00	4,00	19,00	11,50	,00	-1,00	5,50	10,00	
23	61,00	6,00	5,00	7,50	3,50	11,00	11,00	11,00	7,50	5,50	-5,50	12,00	20,00	
24	61,50	14,00	13,00	6,00	-1,00	15,00	13,00	17,00	13,00	-6,00	-10,00	-1,00	10,00	
25	65,50	4,00	1,00	8,00	5,00	16,00	11,00	13,50	11,00	-3,00	-6,00	,00	1,50	
26	59,00	10,00	7,00	10,00	-6,00	10,50	6,00	21,50	14,50	-3,00	-4,00	2,00	8,00	
27	55,00	-1,50	-7,00	14,00	10,00	26,00	24,00	12,00	9,00	-9,00	-16,00	4,00	7,00	
28	57,00	,00	18,00	6,50	8,00	21,00	40,00	17,00	9,00	-8,00	-12,00	,00	2,00	
29	60,00	,00	-4,00	,00	-9,00	17,00	12,00	20,00	7,00	-4,00	-8,00	14,00	15,00	
30	64,00	3,00	2,00	2,50	,00	16,50	11,50	24,00	24,00	-5,50	-9,00	-8,00	-3,50	
31	46,00	12,00	7,00	6,50	4,00	3,50	5,00	19,50	5,00	7,50	2,50	15,50	23,00	
32	54,00	5,50	,00	9,50	6,50	10,00	6,00	20,00	11,00	,50	-2,00	22,00	24,00	
33	52,50	1,50	-1,00	5,00	5,00	15,00	10,50	11,50	12,00	1,50	-6,00	7,50	11,50	
34	60,00	11,50	-6,00	9,00	8,50	18,00	25,00	19,50	11,00	15,00	-2,00	3,50	5,00	