



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MİKROİŞLEMCİ VE HİDROLİK KONTROLLÜ PROTEZ DİZ  
EKLEMİ KULLANAN UNİLATERAL TRANSFEMORAL  
AMPUTELERİN DENGE, FONKSİYONEL KAPASİTE,  
MEMNUNİYET VE YAŞAM KALİTESİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

AYŞE YAZGAN

ORTEZ PROTEZ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi SEVAL KUTLUTÜRK

İSTANBUL - 2020

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans sürecinde tüm bilgi ve birikimlerini benimle paylaşan tez konusunun seçimi, tez sonuçlarının değerlendirilmesi ve yorumlanmasında desteğini esirgemeyen kendisi ile çalışmayı yürüttüğüm için şanslı hissettiğim çok değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Seval KUTLUTÜRK'e

Lisans dönemimden meslek hayatıma kadar desteğini her zaman hissettiren mesleğimizin kurucusu sayın Prof. Dr. Z. Candan ALGUN'a

Lisans ve yüksek lisans döneminde desteklerini esirgemeyen Ortez- Protez Bölüm Başkanımız sayın Doç. Dr. Esra ATILGAN' a

Tüm hayatım boyunca bana öncülük eden bilgi birikimi ve tecrübesi ile maddi manevi desteğini sonsuz hissettiğim sevgili ablam Fizyoterapist Elif Aleyna YAZGAN' a

Tüm bu süreç boyunca fikirleriyle yardımını esirgemeyen iş yükümü hafifleten her anlamda destek sağlayan çok değerli arkadaşım ve hocam Ortez Protez Teknikeri Onur AKBEN' e,

Tez çalışmamı yapabilmem için klinik olarak destek sağlayan tüm ÖSSUR TURKEY ve ekibine,

Çalışmama destek vermeyi gönüllü olarak kabul eden bütün katılımcılara,

Hayatım boyunca bana hep yol gösteren bugünlere gelmem de sonsuz emeği olan ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen motivasyonumu hep yüksek tutan sevgili babam Mehmet YAZGAN' a, sevgili annem Sevinç YAZGAN' a, sevgili babaannem Ayşe YAZGAN' a ve sevgili kuzenim Sude Nur Gezer' e

Sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

## KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

6 DYT	6 Dakika Yürüme Testi
BDÖ	Berg Denge Ölçeği
DKAT	Dört Kare Adım Testi
Dk	Dakika
Maks	Maksimum
Min	Minimum
n	Olgu Sayısı
NHP	Nottingham Health Profile
p	İstatistiksel Yanılma Düzeyi
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
SS	Standart Sapma
U	Mann Whitney U Testi
VKİ	Vucüt Kütle İndeksi
X	Aritmetik Ortalama

## TABLO LİSTESİ

<b>Tablo 4. 3. 1.</b> Alt Ekstremitte Amputasyon Seviyeleri.....	7
<b>Tablo 4. 5. 4. 1.</b> Protez Ayakların Sınıflandırılması.....	11
<b>Tablo 5. 1. 1.</b> Bireylerin Katılım Şeması.....	22
<b>Tablo 6. 1. 1.</b> Katılımcıların Demografik Özellikleri ve Amputasyona İlişkin Bilgileri.....	33
<b>Tablo 6. 1. 2.</b> Gruplara Göre Bireylerin Cinsiyet Ampute Tarafı Aktivite Seviyesi Amputasyon Nedeni Soket Çeşidi Protez Ayak Çeşidi ve Gündük Boyu Sınıflandırılması .....	34
<b>Tablo 6. 2. 1. 1.</b> Grupların Tek Ayak Üzerinde Durma Test Sürelerinin Karşılaştırılması.....	35
<b>Tablo 6. 2. 2. 1.</b> Grupların Dört Kare Adım Test Süreleri ve Berg Denge Ölçeği Total Skorlarının Karşılaştırılması.....	35
<b>Tablo 6. 2. 2. 3.</b> Katılımcıların Aktivite Seviyesi ile Dört Kare Adım Testi Süresi Tek Ayak üzerinde Durma Süresi Berg Denge Ölçeği ve 6 Dakika Yürüme Testi Total Skoru Arasındaki İlişki.....	36
<b>Tablo 6. 3. 1.</b> Çalışanların ve Çalışmayanların Protez Memnuniyeti Total Skoru Bakımından Karşılaştırılması.....	37
<b>Tablo 6. 3. 2.</b> Bireylerin Protez Memnuniyeti ve Yaşam Kalitesi Alt Bölüm Skorlarının Karşılaştırılması.....	37

**Tablo 6. 4. 1.** Grupların 6 Dakika Yürüme Testi İle Dört Kare Adım Testi Berg Denge Ölçeği Tek Ayak Üzerinde Durma Testi Skoları ve GÜdük Boyu Sınıflaması Arasındaki İlişkiye Ait Korelasyon Bulguları.....38

**Tablo 6. 4. 2.** Grupların 6 Dakika Yürüme Testi Skorlarının Karşılaştırılması.....39

**Tablo 6. 5. 1.** Grupların Vizuel Analog Skala Total Skorlarının Karşılaştırılması.....39



## RESİMLER LİSTESİ

<b>Resim 5. 2. 1.</b> Rheo Knee Protez Diz Eklemi.....	24
<b>Resim 5. 2. 3.</b> Total Knee® 2000 Protez Diz Eklemi.....	25
<b>Resim 5. 3. 2. 1. 1.</b> Tek Ayak Üzerinde Durma Testi.....	27
<b>Resim 5. 3. 2. 2. 1.</b> Dört Kare Adım Testi.....	28
<b>Resim 5. 3. 2. 2. 2.</b> Berg Denge Ölçeği.....	29
<b>Resim 5. 3. 7. 1.</b> 6 Dakika Yürüme Testi.....	32

## ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 5. 2. 2. Rheo Knee Protez Diz Eklemi Teknik Çizimi.....24
- Şekil 5. 2. 4. Total Knee® 2000 Protez Diz Eklemi Teknik Çizimi.....25



# İÇİNDEKİLER

<b>TEZ ONAY FORMU</b> .....	<b>i</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>ii</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>iii</b>
<b>KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ</b> .....	<b>iv</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>v</b>
<b>RESİMLER LİSTESİ</b> .....	<b>vii</b>
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>ix</b>
<b>1. ÖZET</b> .....	<b>1</b>
<b>2. ABSTRACT</b> .....	<b>2</b>
<b>3. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>3</b>
<b>4. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>6</b>
4. 1. Amputasyon.....	6
4. 2. Amputasyon Nedenleri.....	6
4. 3. Amputasyon Seviyeleri .....	7
4. 4. Diz Üstü Amputasyon ve Protezler .....	8
4. 4. 1. Diz Üstü Soket Çeşitleri .....	8
4. 4. 2. Süspansiyon Sistemleri.....	8
4. 4. 3. Diz Üstü Protez Diz Eklemleri .....	10
4. 4. 4. Protez Ayaklar .....	11
4. 5. Diz Üstü Amputelerde Yürüyüş ve Denge .....	12
4. 6. Diz Üstü Amputelerde Fonksiyonel Kapasite ve Enerji Tüketimi .....	15
4. 7. Diz Üstü Amputelerde Protez Memnuniyeti .....	17
4. 8. Diz Üstü Amputelerde Yaşam Kalitesi .....	19
<b>5. MATERYAL VE METOT</b> .....	<b>21</b>
5. 1. Bireyler .....	21
5. 2. Yöntem .....	23
5. 3. Değerlendirme Yöntemleri .....	26
5. 3. 1. Demografik Bilgiler.....	26



5. 3. 2. Denge Değerlendirilmesi.....	26
5. 3. 2. 1. Statik Denge Değerlendirilmesi .....	26
5. 3. 2. 2. Dinamik Denge Değerlendirilmesi .....	27
5. 3. 3. Fonksiyonel Sınıflandırma Seviyesi Ölçümü.....	29
5. 3. 4. Ağrı Değerlendirilmesi.....	30
5. 3. 5. Protez Memnuniyeti Değerlendirmesi.....	30
5. 3. 6. Yaşam Kalitesi Değerlendirmesi.....	31
5. 3. 7. Fonksiyonel Kapasitenin Değerlendirilmesi .....	31
<b>6. BULGULAR.....</b>	<b>33</b>
6. 1. Demografik Özelliklerin Karşılaştırılması .....	33
6. 2. Denge Değerlendirme Sonuçları .....	35
6. 2. 1. Statik Denge Değerlendirme Sonuçları.....	35
6. 2. 2. Dinamik Denge Değerlendirme Sonuçları .....	35
6. 3. Protez Memnuniyeti ve Yaşam Kalitesi Değerlendirme Sonuçları.....	36
6. 4. Fonksiyonel Kapasite Değerlendirme Sonuçları .....	38
6. 5. Ağrı Değerlendirme Sonuçları .....	39
<b>7. TARTIŞMA .....</b>	<b>40</b>
<b>8. SONUÇ.....</b>	<b>49</b>
<b>9. KAYNAKLAR .....</b>	<b>51</b>
<b>10. EKLER.....</b>	<b>64</b>
<b>11. ETİK KURUL ONAYI.....</b>	<b>76</b>
<b>12. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>80</b>

## 1. ÖZET

### MİKROİŞLEMCİ VE HİDROLİK KONTROLLÜ PROTEZ DİZ EKLEMİ KULLANAN UNİLATERAL TRANSFEMORAL AMPUTELERİN DENGE, FONKSİYONEL KAPASİTE, MEMNUNİYET VE YAŞAM KALİTESİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Amputelerde protez diz eklemi komponentinin seçimi, fonksiyonel kapasite, denge, protez memnuniyeti ve yaşam kalitesini önemli ölçüde etkiler. Bu çalışmada mikroişlemci ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan unilaterale transfemoral amputelerin fonksiyonel kapasite, denge, protez memnuniyeti ve yaşam kalitesini karşılaştırmak amaçlandı. Çalışma, mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi (Rheo Knee Össur, Reykjavik, Iceland) (1. Grup) ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi (Total Knee® 2000 Össur, Reykjavik, Iceland) (2. Grup) kullanan 18-59 yaş aralığındaki 20 unilaterale transfemoral ampute üzerinde yapıldı. Değerlendirmeler fonksiyonel kapasite (6 Dakika Yürüme Testi), denge (Berg Denge Ölçeği, Tek Ayak Üzerinde Durma Testi, Dört Kare Adım Testi), protez memnuniyeti (Protez Memnuniyet Anketi) ve yaşam kalitesi (Nottingham Sağlık Profili) olarak dört bölümden oluşturuldu. Çalışmadan elde edilen veriler SPSS 21.0 programı kullanılarak analiz edildi. İki grubun denge, protez memnuniyeti, yaşam kalitesi karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). Grup 1'in 6 dakika yürüme testi sonuçları Grup 2'ye göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksekti ( $p<0,05$ ). Grup 1 için dört kare adım testi ile 6 dakika yürüme testi sonuçları arasında negatif yönlü yüksek ilişki olduğu istatistiksel olarak saptandı ( $r=-0,661$ ,  $p= 0,038$ ). Çalışmada, mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin, hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullananlara göre fonksiyonel kapasitelerinin daha iyi olduğu görüldü. Ayrıca mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin dinamik dengeleri ile fonksiyonel kapasiteleri arasında yüksek düzeyde ilişki olduğu saptandı.

**Anahtar Kelimeler:** Denge, Fonksiyonel kapasite, Memnuniyet, Transfemoral amputasyon, Yaşam kalitesi

## **2. ABSTRACT**

### **COMPARISON OF BALANCE, FUNCTIONAL CAPACITY, SATISFACTION AND QUALITY OF LIFE OF MICROPROCESSOR AND HYDRAULIC CONTROLLED PROSTHESIS KNEE IN UNILATERAL TRANSFEMORAL AMPUTEES**

The choice of prosthetic knee joint significantly affects functional capacity, balance, prosthetic satisfaction and quality of life in amputees. The aim of this study was to compare the functional capacity, balance, prosthesis satisfaction and quality of life in unilateral transfemoral amputees using microprocessor and hydraulic controlled prosthetic knee joint. The study included 20 unilateral transfemoral amputees that aged 18-59 using microprocessor-controlled prosthetic knee joint (Rheo Knee Össur, Reykjavik, Iceland) (1st Group) and hydraulic controlled prosthetic knee joint (Total Knee® 2000 Össur, Reykjavik, Iceland) (2nd Group). The evaluations were separated of four parts functional capacity (6 Minute Walking Test), balance (Berg Balance Scale, One Leg Stand Test, Four Square Steps Test), prosthesis satisfaction (Prosthesis Satisfaction Questionnaire) and quality of life (Nottingham Health Profile). The data were analyzed using the SPSS 21.0 program version. In terms of balance, prosthesis satisfaction and quality of life no statistically significant difference was found between the groups ( $p > 0,05$ ). 6-minute walking test scores of Group 1 were statistically significantly higher than Group 2 ( $p < 0,05$ ). For Group 1, a statistically high negative correlation was found between the four-square step test and the 6-minute walk test results ( $r = -0,661$ ,  $p = 0,038$ ). In this study, it was observed that transfemoral amputees using microprocessor-controlled prosthetic knee joints had better functional capacity than those using hydraulic-controlled prosthetic knee joints. In addition, a high level of relationship was found between the dynamic balance and functional capacity of transfemoral amputees using microprocessor-controlled prosthetic knee joints.

**Keywords:** Balance, Functional capacity, Personal satisfaction, Transfemoral amputation, Quality of life

### 3. GİRİŞ VE AMAÇ

Amputasyon, kişinin fonksiyonelliğine ve günlük yaşam aktivitelerine büyük ölçüde etki eden majör bir travma olarak tanımlanır (1,2). Alt ekstremitte amputasyonu geçirmiş kişilerde muskuloskeletal sistem ve duysal sistemin kısmi kaybıyla birlikte motor yetersizlik ve duysal bozukluk gelişir. Hem bu bütünlüğün bozulması hem de değişkenlik gösteren fiziksel durumdan dolayı bireyin yürüyebilme kabiliyetiyle birlikte yürümenin kinetik ve kinematik değerleri değişir (3). Değişen bu durumlara bağlı olarak ampute bireyin ambulasyonunu sağlaması için protez ihtiyacı ortaya çıkar (4). Ambulasyonunun geri kazanılması için protez komponentleri önem arz eder. Bir diz üstü protez sistemi; soket, protez diz eklemi, baldır parçası, ayak-ayak bileği üniti ve süspansiyon sistemleri gibi bileşenlerin bir araya gelmesiyle oluşur (5). Uygun protez bileşenlerinin seçilmesi, kişinin ne derece fonksiyonel olabileceğini belirlemede önemli bir rol oynar (6). Diz üstü amputelerin yürüme ve denge kabiliyetleri için gerekli olan diz ekstansiyonunda, protez diz eklemi önemli rol oynamaktadır (7).

Tek taraflı transfemoral amputeler için birçok protez diz eklemi tasarlanmıştır. Bu tasarımlar mekanik, hidrolik, pnömatik ve mikroişlemci kontrollü protez diz eklemleridir. Mekanik diz eklemleri, sabit diz eklemi (manuel kitlemeli) ve friksiyonlu diz eklemi olarak iki gruba ayrılmaktadır. Bunların arasında ise hidrolik ve mikroişlemci kontrollü protez diz eklemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemlerinde mekanik sensörler tarafından yürüyüş hızı, eklem açıları, ağırlık aktarma miktarı algılanarak analiz edilir ve diz ekleminin kontrolü bu bilgiler doğrultusunda sağlanır (8). Ek olarak şok absorpsiyonu, sinüzoidal yürüyüş döngüsünün restorasyonu, enerji verimliliği gibi parametreler ile daha doğal bir yürüyüş ortaya çıkmaktadır. Böylece ampute bireyin düşme riskinin azaldığı düşünülmektedir (9). Hidrolik kontrollü protez diz ekleminde dizin hareketleri esnasında hidrolik mekanizmadaki pistonun, sıvının direncine karşı hareketiyle diz kontrolü sağlanmaktadır (8). Hidrolik kontrollü diz eklemleri geleneksel protez diz eklemleri ile karşılaştırıldığında yürüyüş hızının daha fazla olduğu ve adım uzunluğunun daha simetrik olduğu bulunmuştur. Ayrıca, transfemoral amputelerin hidrolik diz eklemleri ile günlük yaşam aktivitelerini gerçekleştirmedeki

başarısı bildirilmiştir. Protez kullanan bireylerin normal yürüme becerisi kazanması zorlayıcı bir süreç gerektirmekte ve önemli oranda denge kayıpları yaşadıklarını belirtmişlerdir (3). Özellikle engebeli arazilerde yürüyüş hızının azaldığı ve enerji tüketiminin arttığı görülmüştür (10). Protezin ampute bireyin vücuduna uyumu, kullanıcının günlük yaşama katılımını arttırmakla birlikte fiziksel ve zihinsel sağlık durumuna da olumlu etkileri vardır (9).

Literatürdeki çalışmalarda amputasyondan sonra protez uygulamalarının denge, yaşam kalitesi, protez memnuniyeti ve fonksiyonel kapasite üzerine olumlu yönde etkisi olduğu ifade edilmektedir. Transfemoral amputelerde mikroişlemci kontrollü protez uygulamasının yaşam kalitesine olan etkisinin incelendiği bir çalışmada; mikroişlemci kontrollü protez diz eklemının enerji ve oksijen tüketimini azalttığı ve buna bağlı olarak ampute bireylerde yaşam kalitesini arttırdığı bulunmuştur (9). Mekanik kontrollü protez diz eklemi kullanımından mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanımına geçişin yaşam kalitesi, denge ve mobiliteye olan etkisinin incelendiği başka bir çalışmada ise; mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanımının mobilite, denge, protez memnuniyeti ve yaşam kalitesini önemli ölçüde arttırdığı bildirilmiştir (11). Farklı üç tip mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan unilateral transfemoral amputelerin belirli yürüme hızlarındaki enerji maliyetleri ve yürüme etkinliklerinin karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada; hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin diğer üç mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullananlara göre enerji maliyetini arttırdığı görülmüştür. Diğer üç farklı mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan amputeler kendi aralarında kıyaslandığında ise enerji maliyeti açısından önemli fark olmadığı belirtilmiştir (12).

Ülkemizdeki protez kullanan bireylerin popülasyonu göz önüne alındığında, hidrolik ve mikroişlemci kontrollü diz eklemi kullanan bireylerin denge, protez memnuniyeti, fonksiyonel kapasite ve yaşam kalitesinin karşılaştırıldığı bir çalışmanın olmaması bu çalışmanın yapılmasında etkili olmuştur. Bu çalışmanın amacı; mikroişlemci ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan unilateral transfemoral amputelerin denge, fonksiyonel kapasite, protez memnuniyetini ve yaşam kalitesini karşılaştırmaktır.

Çalışmanın hipotezleri;

H1: Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan bireyler ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan bireylerin dengeleri arasında fark vardır.

H0: Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan bireyler ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan bireylerin dengeleri arasında fark yoktur.

H2: Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan bireyler ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan bireylerin fonksiyonel kapasiteleri arasında fark vardır.

H20: Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan bireyler ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan bireylerin fonksiyonel kapasiteleri arasında fark yoktur.

H3: Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan bireyler ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan bireylerin protez memnuniyetleri arasında fark vardır.

H30: Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan bireyler ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan bireylerin protez memnuniyetleri arasında fark yoktur.

H4: Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan bireyler ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan bireylerin yaşam kaliteleri arasında fark vardır.

H40: Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan bireyler ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan bireylerin yaşam kaliteleri arasında fark yoktur.

## **4. GENEL BİLGİLER**

### **4. 1. Amputasyon**

Tüm cerrahi tedavilerin en eskilerinden biri olan ve latince keserek çıkarma anlamına gelen amputasyon, diğer tedavi yöntemleri ile tedavi edilemeyecek düzeyde hasar görmüş uzuvları, kemik doku ve diğer anatomik yapılar ile birlikte vücuttan ayıran bir teknik olarak tanımlanmaktadır (13,14). Amaç sadece patolojik dokuların vücuttan uzaklaştırılması değil, kalan doku desteğini ve örtünmeyi iyi sağlamaktır (15). Amputasyon, bireyin bağımsız yaşaması için gereken birçok fonksiyonu yerine getirme yeteneğini önemli ölçüde etkileyen olaylar bütünüdür (6). Ekstremitte amputasyonu bireyin hayatını değiştiren cerrahi bir yöntemdir (16).

### **4. 2. Amputasyon Nedenleri**

Dünyada yapılan çalışmalar alt ekstremitte amputasyonlarının çoğunun periferik vasküler hastalıklar nedeni olduğunu göstermektedir. Travma, metabolik hastalıklar, tümör, akut ve kronik enfeksiyonlar, konjenital ekstremitte eksikleri, paraliziler, diyabet, yanık ve donma gibi durumlarda amputasyona yol açmaktadır (8). Vasküler hastalıklar sonucu yapılan amputasyonlar daha çok 65 yaş üzerinde ve alt ekstremitte amputasyonları olarak görülmektedir. Travma nedeni amputasyonlar daha çok genç popülasyonda görülür. İş kazaları, ateşli silahlar ve motorlu araç kazalarını kapsayan yaralanmalar başlıca travmatik amputasyon nedenleridir (17). Özellikle alt ekstremitede amputasyon vakalarının %75-80'i iskemik kökenlidir. Bu vakaların yaklaşık yarısını da diyabetli hastalar oluşturmaktadır (15). Kanser nedeni amputasyonlar daha sık adolesan grubunda görülür. En çok karşılaşılan neden ise osteosarkomlardır. Cerrahi tekniklerin gün geçtikçe ilerlemesi ve kanser tedavisindeki önemli gelişmelerden dolayı kanser nedeni amputasyonların görülme oranları zamanla azalmaktadır (18). Amputasyon nedenleri sosyodemografik olarak ülkelere göre değişkenlik gösterirken, diyabet nedeni amputasyonların prevalansı giderek artmakta ve gelişmiş ülkelerde en sık görülen amputasyon nedeni olarak gösterilmektedir. Daha az gelişmiş ülkelerde ise travma birinci sırada yer almaktadır (15).

### 4. 3. Amputasyon Seviyeleri

Alt ekstremite amputasyonlarının üst ekstremite amputasyonlarına göre prevalansı daha yüksektir (17). Proksimalden distale doğru üst ekstremite amputasyon seviyeleri; forequarter, omuz dezartikülasyonu, transhumeral amputasyon, dirsek dezartikülasyonu, transradial amputasyon, el bileği dezartikülasyonu, kısmi el amputasyonları ve dijital amputasyonlar olarak sınıflandırılmaktadır. Alt ekstremite amputasyon seviyeleri Tablo 4. 3. 1. 'de verilmiştir (8). Amputasyon seviyeleri olarak transtibial amputasyonlar bütün amputasyonların %39'unu, transfemoral amputasyonlar %31'ini, transradial amputasyonlar %15'ini, transhumeral amputasyonlar ise %8'ini oluşturmaktadır (19).

**Tablo 4. 3. 1.** Alt Ekstremitte Amputasyon Seviyeleri

1. Parsiyel ayak amputasyonları
a. Parmak amputasyonları
b. Metatarsophalangeal amputasyonlar
c. Transmetatarsal amputasyonlar
d. Lisfrank amputasyonlar
e. Chopart amputasyonu
f. Pirogoff amputasyonu
2. Syme amputasyonu
3. Ayak bileği dezartikülasyonu dezartikülasyonu
4. Transtibial amputasyon
5. Gritti stokes
6. Diz dezartikülasyonu
7. Transfemoral amputasyon
8. Kalça dezartikülasyonu
9. Hemipelvektomi



#### 4. 4. Diz Üstü Amputasyon ve Protezler

Diz üstü amputasyon sonrasında kullanılan transfemoral protezler; soket, protez diz eklemi, baldır parçası, süspansiyon sistemleri ve ayak-ayak bileği üniti bileşenlerinden oluşmaktadır (8).

##### 4. 4. 1. Diz Üstü Soket Çeşitleri

Transfemoral soket tasarımları konvansiyonel soketler, quadrilateral soketler, ischiumu içine alan soketler, total temaslı soketler ve Marlo anatomik soketler şeklinde sınıflandırılmaktadır. *Konvansiyonel soketler*; konik şekilli, enine kesiti yuvarlak ve vücut ağırlığının periferdeki güdük kasları tarafından taşındığı soket tipleridir. Bu soket sisteminde süspansiyon, metal kalça eklemi aracılığı ile sokete bağlanan pelvik kemer yoluyla sağlanmaktadır. *Quadrilateral soketler*, güdük şeklinden farklı tasarlanarak proksimal kısımda tam temaslı ve quadrilateral şekilde geliştirilmiştir. Sokete yukarıdan bakıldığında iç kısımda çıkıntı ve girintiler ile birbirinden farklı dört duvara sahiptir. Vücut ağırlığının iskiyal sekiden taşınması amacıyla anterior duvar, posterior duvara göre daha yüksek ve pelvisin stabilizasyonu için lateral duvar yüksek tutulmaktadır. *İschiumu içine alan soketler*, medio-lateral çapa göre antero-posterior çapı daha geniş olarak tasarlanmaktadır. Böylece ischium soketin içinde kalacağı için ağırlık taşıma sırasında soketin laterale tilti engellenebilmektedir. *Total temaslı soketler*, tüm yüzeylerden yük taşıma prensibi uygulanarak dizayn edilmektedir. *Marlo anatomik soket sisteminde* ise anterior ve posterior kısımlardaki boşluklar ile protezin hareket yeteneğinin arttırılması sağlanılmaktadır. Stabilitate, normal eklem hareket açıklığı, rotasyonel kontrol, kozmetik görünüm ve oturma rahatlığının olması bu soket tasarımını ön plana çıkarmaktadır (8).

##### 4. 4. 2. Süspansiyon Sistemleri

Süspansiyon sistemi; hastanın konforu, mobilitesi ve protez memnuniyeti üzerinde önemli etkiye sahip bir protez bileşenidir. Güdüğün soket içerisinde dönmesini ve dikey hareketini engeller. Transfemoral amputelerde en büyük problemlerden birisi süspansiyonun sağlanılmasındaki güçlüklerdir. Yeterli süspansiyon sağlanamaz ise soketin güdükten çıkması, pistonik hareket ve yürüyüş problemleri açığa çıkmaktadır

(20). Uygun süspansiyon yöntemini seçmek, konforlu ve güvenli bir protez elde etmek için önem teşkil eder. Hastaya uygun süspansiyon sistemi seçerken objektif klinik bulgular dikkate alınmalıdır. Bunlar; rezidüel uzuv uzunluğu, hacmi, eklem stabilitesi gibi parametreleri içerir. Süspansiyon sistemine karar verirken bireyin aktivite seviyesi, el becerisi, önceki süspansiyon sisteminin başarısı ve kozmetik gereksinimler de dikkate alınması gereken diğer hususlar arasında yer alır (21). Süspansiyon sistemleri; klasik süspansiyon sistemi, pin sistemi, pasif vakum sistemi ve aktif vakum sistemi olarak gruplandırılmaktadır. Aktif vakum sistemi kendi içinde mekanik aktif vakum sistemi ve elektronik aktif vakum sistemi olmak üzere ikiye ayrılır. Klasik süspansiyon sistemleri; izometrik kontraksiyon, negatif basınç, silesian bandaj, pelvik band ve özel süspansiyon araçları olarak sınıflandırılır. Kısmi negatif basınç ve yardımcı süspansiyon araçlarının birlikte kullanılması da süspansiyonun sağlanması için bir seçenektir (8).

*İzometrik kontraksiyon*, yürümenin sallanma fazında kalça ekstansörlerinin kasılması ve soket duvarlarına yapılan basıncın etkisi ile süspansiyonu sağlayan bir sistemdir. *Negatif basınç* süspansiyon sisteminde, soketin distal kısmına yerleştirilen valfin etkisiyle yürümenin duruş fazında güdük ile soket arasındaki havayı dışarı atılırken sallanma fazı sırasında soket içinde oluşan basınç güdüğü soket içinde tutmaktadır. *Silisian bandajı*, trochantör majör seviyesinde soketin lateral duvarına, ischial seviyede ise soketin anterior duvarına tutturularak güdüğün soket içinde kalmasını sağlayan bir tip süspansiyon aracıdır. *Pelvik band*, kısa seviye transfemoral amputelerde ve negatif basıncın problem olduğu durumlarda kullanılan bir çeşit klasik süspansiyondur. *Pin sistem*, linerın distalindeki pinin soketin distal kısmındaki kilit mekanizmasına geçmesi ile süspansiyon sağlamaktadır. Süspansiyon sisteminin aktif olabilmesi için ampute bireyin güdüğüne pinli linerı giymesi ve ardından soketin uç kısmındaki yuvaya linerı oturtması gerekmektedir. *Pasif vakum sistem*, soketin distaline yerleştirilmiş olan pasif ventil ile proteze her yük bindiğinde soket içindeki havanın dışarı çıkması sağlarken dışarıdan içeriye hava girmesinide engellemeyi hedefleyen bir süspansiyon tasarımıdır. Soket içinde oluşan negatif basınç protezin güdüğe tutunmasında önemli derecede etkilidir. *Aktif vakum sistemi*, liner ile soket içindeki havanın aktif vakum mekanizması

ile dışarı atıldığı ve soket içine hava girişine engel olan materyaller ile faaliyet göstermektedir. Son yıllarda transfemoral amputelere dizliksiz aktif süspansiyon sağlayan uygulamalar yapılmaktadır (8).

#### 4. 4. 3. Diz Üstü Protez Diz Eklemleri

Ampute bireyin kontrolsüz diz fleksiyon ve ekstansiyon hareketini önlemekle birlikte duruş fazında güvenilirliği sağlamak amacıyla birçok protez diz eklemi tasarlanmıştır. Bunlar mekanik, hidrolik, pnömatik ve mikroişlemci kontrollü protez diz eklemleri olarak sınıflandırılmaktadır. Protez diz eklemleri eksenlerine göre monosentrik (tek eksenli) ve polisentrik (çok eksenli) eklemler şeklinde 2 gruba ayrılır (8). *Pasif mekanik protez diz eklemi*, topuk vuruşuyla dizi ekstansiyonda kilitleyerek duruş fazı boyunca fren mekanizması ile stabilize sağlayan bir çeşit protez diz eklemidir. Yürüyüşün sallanma fazının başlamasıyla birlikte diz eklemindeki fren mekanizması serbest hale gelmektedir (22). *Sabit diz eklemi*, ampute bireyin kilit kolunu eli ile manipüle ederek kontrolü sağladığı bir mekanik diz eklem çeşididir. Koordinasyon eksikliği, kas kuvveti zayıflığına sahip ampute bireylerde ve maksimum stabilize gereken durumlarda kullanımı uygundur. *Friksiyonlu diz eklemi*, duruş fazında diz stabilitesinin sağlanması ve sallanma fazında protezin baldır kısmının hareketinin gerçekleşmesini sağlayacak şekilde tasarlanan bir protez komponentidir. *Hidrolik diz eklemi*; silindir, piston ve yan kanallardan oluşmaktadır. Dizin fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında sıvı, piston kolu ile piston silindir içerisinde aşağı yukarı hareket eder. Bu hareket ile birlikte silindirin alt bölümündeki sıvı üste üst bölümündeki sıvı ise alt bölmeğe geçmektedir. Silindirin iki ucu arasında yer değiştiren sıvının geçiş kontrolü subaplardan ayarlanır. Bu sayede sıvı geçişi artırılıp azaltılabilir. Bu mekanizma sayesinde yürüyüşün duruş ve sallanma fazı esnasında yeterli kontrol sağlar. *Pnömatik diz eklemi*, havanın sıkıştırılabilme özelliği esas alınarak havanın silindir içinde piston yardımıyla sıkıştırılması ile yay niteliği görevinde çalışmaktadır. Pnömatik sistem sallanma fazı sırasında aşırı topuk kalkışı, aşırı diz fleksiyonunun önlenmesine ve kontrollü yapılmasına katkı sağlar (8). *Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi*, yürümenin salınım ve duruş fazlarını kontrol altında tutmak amacıyla farklı dirençler sunup anatomik diz fonksiyonunu taklit etmeye çalışan bir

mekanizmadır (23). Mikroişlemci kontrollü diz eklemi; verileri analiz edebilen bilgisayar sistemini içinde barındırır. Sensörler vasıtasıyla elde edilen eklem açıları, adım hızı, adım uzunluğu, adım genişliği ve aktarılan ağırlık gibi çeşitli kinetik ve kinematik değerler bilgisayar sistemi ile analiz edilerek normale yakın yürüyüş sağlanmaktadır (24).

#### 4. 4. 4. Protez Ayaklar

Protez ayaklar; anatomik ayak ayak bileğinin görevini gerçekleştirebilmek için topuk vuruşunda yer reaksiyon kaynaklı şokları absorbe etme, ayakta durma, yürüyüşün duruş fazında stabil destek yüzeyi oluşturma ve kasların normal fonksiyonunu yerine getirme gibi özellikleri barındıran protez bileşenleridir (8). Amputeye uygun protez ayağın seçilmesinde; yaş, vücut ağırlığı, aktivite düzeyi, amputasyon seviyesi ve mesleki ihtiyaçlar göz önüne alınmalıdır (25,26). Protez ayakların sınıflandırılması Tablo 4. 4. 4. 1. 'de verilmiştir (8).

**Tablo 4. 4. 4. 1.** Protez Ayakların Sınıflandırılması

1. SACH ayak (Solid Ankle Cushion Heel)
2. Tek eksenli protez ayaklar
3. Çok eksenli protez ayaklar
4. Enerji Depolayan ayaklar
5. Çok eksenli ve enerji depolayan protez ayaklar
6. Ayarlanabilir topuk yüksekliğine sahip protez ayaklar
7. Spor aktivitelerinde kullanılan özel protez ayaklar

*Sach ayak*, protez ayağın içindeki topuk lastiği topuk vuruşunda sıkışarak yer reaksiyon sebebiyle oluşan şokları absorbe eden eski tip bir protez komponenttir. *Konvansiyonel ayaklar*, transvers ekseninde dorsi ve plantar fleksiyon hareketlerine izin veren günümüzde çok yaygın kullanılmayan geleneksel bir protez ayak tasarımıdır. *Çok eksenli protez ayak*, tasarımı yapısı gereği inversiyon ve eversiyon hareketlerine izin vermektedir. Ayrıca bu tasarımda meydana gelen lateral hareketler engebeli zemine karşı uyumu arttırırken ayak bileği eklemine açığa çıkan hareketin fazla olması stabiliteyi olumsuz etkilemektedir (8). *Enerji depolayan protez ayaklar*, karbon-fiber malzeme yapısında olan enerji tüketimini azaltan daha doğal ve simetrik bir yürüyüş gerçekleştiren protez ayak çeşidi olarak tanımlanır (21).

#### **4. 5. Diz Üstü Amputelerde Yürüyüş ve Denge**

Alt ekstremitte amputasyonu geçirmiş bireylerde duyu ve motor sistemin kısmi kaybı ile yürüyüşün kinetik ve kinematik değerleri normalden uzaklaşmaktadır. Bu durum yürümeye yeteneğini olumsuz yönde etkiler (3). Bu olumsuz etkilenimin yanısıra ambulasyonun sağlanması için gerekli olan alt ekstremitte kaslarının bir kısmının kaybolması da genel motor kontrolünün sağlanamamasına sebep olmaktadır. Ampute bireylerin ayakta dengede durması sırasında problem yaşadıkları ile ilgili güçlü kanıtlar mevcuttur (27). Toplumda yaşayan alt ekstremitte amputasyonu olan yetişkinlerin yarısından fazlası yılda en az bir kez düşme ile karşılaşır. Karşılaşılan bu düşmenin risk faktörü profili ve etiyolojisi yaşa göre değişebilmektedir. Yaşlı yetişkinler genç yetişkinlere göre farklı risklere sahiptir. Yetişkin kökenli amputelerin çoğunluğunun etiyolojisi disvasküler nedenler, periferik arter hastalığı ve diyabetin bir kombinasyonudur. Travma, neoplazm, diyabetik olmayan nöropati ve enfeksiyon az yaygın olan faktörlerdir. Diyabet postüral stabiliteye katkıda bulunan sistemlerin çoğunu olumsuz yönde etkiler. Diyabet nedeniyle ampute olan bireyler, travma sonucu ampute olan bireylere göre daha fazla postüral instabilite gösterir. Özellikle periferik sinir hasarı, dokunma duyarlılığı, titreşim hissi, alt ekstremitte propriyosepsiyonu ve kinestezide eksikliklere yol açar (28). Duyusal-motor entegrasyonun kaybı düşme riskinin artmasında önemli bir faktördür (29).

Ambulasyon sağlıklı bireylerde genelde çok az kognitif çaba gerektiren iyi öğrenilmiş bir aktivite biçimi olarak tanımlanır (30). Çalışmalarda alt ekstremite amputasyonu olan çoğu amputenin yürüme sırasında atılan her adım için konsantrasyon sağlaması gerektiği belirtilmiştir (31, 32). Bu konsantrasyon ihtiyacı amputenin düşme korkusundan kaynaklanmaktadır (33). Amputelerde düşme deneyimi; denge güveni, hareket yeteneği ve sosyal aktivite ile ilişkilidir (34). Denge güveninin azalması mobilitede, sosyal aktivitelerde ve günlük yaşama katılımında azalmaya sebep olmaktadır (35). Williams ve arkadaşlarının amputeler üzerinde yaptığı çalışmada fiziksel aktivite düzeyi ile denge güveni arasında ilişki olduğu bildirilmiştir (36).

Protez kullanan amputelerin amputasyon cerrahisinden sonra ambulasyonlarını geri kazanmaları zorlu bir süreci beraberinde getirir. Protez uygulamasından sonraki alışma süreci de dahil olmak üzere amputeler büyük oranda denge kayıpları yaşamaktadırlar (3). Transfemoral amputelerin, transtibial amputelere günlük yaşamlarında daha fazla fonksiyonel zorluk yaşadıkları görülmüştür (37). Bu nedenle transfemoral amputeler ambulasyonlarını gerçekleştirmek için çoğunlukla yürüme yardımcısı kullanmaktadırlar (38). Unilateral transfemoral amputelerde oluşan ekstremite asimetrisi, protezli tarafta ayak bileği ve diz hareketlerinin hızındaki azalma, pelvik düşme, zayıf kalça abdüktör kasları gibi birçok durumdan dolayı yürürken artmış gövde lateral fleksiyon hareketi şeklinde bir kompansasyon mekanizması gelişir. Protezli tarafta meydana gelen bu eksikliklerin kompanse edilmesi için sağlam ekstremitte üzerinde daha büyük eklem momentleri ve kuvvetleri oluşmaktadır. Sağlam taraftaki çift destek fazı süresi de bu duruma bağlı olarak artış göstermektedir. Kazanılan bu kompansasyon hareketleri ileri ki dönemlerde sağlam tarafta osteoartrit oluşmasına yol açabilmektedir. Tüm bu durumlar protez kullanan bireylerde ekstremitte asimetrisinin klinik değerlendirmesinin oldukça önemli olduğunu göstermektedir (39). Amputasyon cerrahisi sonrası yürüme hızı ve kadansın azalmasıyla birlikte yürüyüş hızını değerştirebilme kabiliyetide kaybolmaktadır. Ayrıca ampute taraf kalça ekstansör zayıflığı ve ekstansiyon hareket açıklığında oluşan azalma, denge kaybı gibi problemler yürüyüş bozukluğuna sebep olur (40,41). Kalça ekstansiyon eklem hareket açıklığını arttırmak ve kalça kaslarını

kuvvetlendirmek dengeyi olumlu yönde etkiler ve protezli tarafta duruş fazının daha uzun olmasını sağlar (42). Normal yürüme tüm uzuvların; hareket, pasif kuvvet ve kas kontrolü paternlerinin istenen hedefe ulaşana kadar tekrar etmesi olarak tanımlanır (43). Normal yürüyüşte parmak kalkışında ayağın yerden kesilmesiyle birlikte diz fleksiyona başlar. Bu fleksiyonun derecesi quadriceps femoris kasının eksentrik kasılması ile frenlenir. Diz fleksiyon kontrolünün protez diz eklemiyle sağlanması oldukça güç bir durumdur. Ayak yerden kesildiğinde quadriceps femoris kası diz fleksiyonunu eksentrik kasılarak kontrol etmeyi sürdürür ve en fazla 60-70 derece diz fleksiyona izin verir. Orta salınım fazından sonra artık quadriceps femoris kası konsentrik kasılır ve ekstremité öne ilerlemeye başlar, bu öne ilerleme hareketini de hamstring kasları eksentrik kasılarak kontrol eder ve yumuşak bir topuk vuruşunun gerçekleşmesini sağlar. Protez kullanan ampute bireylerin tüm bu yürüme fazlarının gerçekleştirilebilmesi için dengelerinin iyileştirilmesi gerekmektedir (44).

Hareketlilik, bireyin yaşam kalitesi için önemli bir faktördür. Vücut ağırlığı desteği ve yürüyüş hareketliliğinden dolayı proteze bağımlı olan transfemoral amputeler için ambulasyon gerçekleştirilmesi zor bir eylemdir. Amputenin yürüme biyomekaniği protez kullanımı ile değiştirilir (45). Değiştirilmiş yük dağılımı bel, sırt ve sağlam tarafta ağrıya yol açabilir. Bununla birlikte sağlam tarafta osteoartrit, osteopeni, osteoporoz ve diğer kas-iskelet sistemi sorunları meydana gelebilir. Bu dejeneratif değişiklikler günlük yaşam aktivitelerinin performansını olumsuz etkiler ve yaşam kalitesinde azalmaya yol açar. Transfemoral amputelerde gelişen olumsuzlukları en aza indirmek için birçok protez diz eklemi tasarımı mevcuttur (7). Bu tasarımlar diz ekstansörlerinin yokluğunda stabilite sağlamakla birlikte ambulasyon ve dengeyi iyileştirmek için kritik bir bileşendir. Çalışmalarda farklı protez diz eklemlerinin kullanımının ampute birey üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bir çalışmada mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanımının, transfemoral amputelerde denge ve stabiliteyi arttırdığından arttırdığından mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi protez uygulamalarında sık kullanılmaktadır (55). Özellikle fonksiyonel kapasiteye olumlu etkilerinden dolayı mikroişlemci kontrollü protez diz eklemleri tercih edilmektedir (7). Mikroişlemcili protez diz eklemi; ampute bireyin artan

yürüyüş hızı, düşme riskinde azalma, merdiven inip çıkmada daha iyi performans, herhangi bir yürüme hızına uyum sağlama yeteneği, artan memnuniyet ve kognitif çabanın azalması gibi parametreleri başarıyla gerçekleştirmesini sağlar. Çalışmalar mikroişlemcili protez diz eklem kinetik ve kinematik verilerinin normal dize yakın olduğunu göstermiştir (7).

#### **4. 6. Diz Üstü Amputelerde Fonksiyonel Kapasite ve Enerji Tüketimi**

Alt ekstremitte amputasyon seviyelerinin distalden proksimale doğru gittikçe, dengenin ve kompensatuar mekanizmanın aktive olması ile enerji tüketimi artmaktadır. Artan enerji tüketimi ile yürüme hızı da otomatik olarak azalmaktadır (15,46,47). Transfemoral amputelerin transtibial amputelere göre postural kompensasyon mekanizmaları daha fazla aktive olduğundan yürüme sırasında oksijen tüketiminin daha fazla arttığı bildirilmiştir. Bilateral amputelerin ise destek yüzeyini artırmak için gerçekleştirdikleri gövde lateral fleksiyonu ve omuz abduksiyonu daha fazla enerji harcanmasına neden olmakla birlikte yorgunluk, adım sayısı, mesafe gibi diğer parametrelerde düşüslere sebep olmaktadır (48,49,50).

Alt ekstremitte amputelerinde ambulasyon için gerekli enerji oranları; tek taraflı transtibial amputeler %40-60, tek taraflı transfemoral amputeler %90-120, bilateral transtibial amputeler %60-100 ve bilateral transfemoral amputeler %200; normalden fazla ve ek önemli komorbiditeler varsa bu enerji talebi daha da artabilmektedir. Genellikle, tek taraflı veya çift taraflı transtibial ampute olan bireyler, transfemoral amputasyon geçirenlere göre daha iyi adaptasyon sağlamaktadır. Amputasyon seviyesi aynı zamanda başarılı ambulasyon için kilit bir faktördür. Amputasyon geçirmiş bir hastanın rehabilitasyonu karmaşık bir süreç olmasının bir nedeni de çeşitli faktörlerin ambulasyon için etkili olmasıdır. Bu faktörler; önceden var olan akciğer hastalığı, kardiyovasküler hastalık, periferik vasküler hastalık, diyabet, hipertansiyon, hiperlipidemi, diğer uzvun durumu ve amputasyondan önceki fonksiyonel düzeyi içerir (49). Amputasyon sonrasında oluşan kas dengesizliği protez kullanan bireylerin yürüme yeteneğini ve fonksiyonel kapasitesini olumsuz etkilemektedir. Ampute bireylerin özerklik, fonksiyonel kapasite ve



yaşam kalitesini arttırmak günlük yaşama uyum sağlamaları açısından oldukça önem arz eder (80). Günlük yaşamda bireylerin bir caddeden karşıya geçmesi, otobüsü yakalaması veya yaşlılarına ayak uydurması gibi aktiviteleri gerçekleştirebilmesi için çeşitli yürüme hızları gerekmektedir. Bu faaliyetler enerji tüketimi ve düşük yürüme hızları gibi nedenlerden dolayı protez kullanan bireylerin günlük yaşam aktivitelerine katılma becerisini engelleyebilmektedir (46).

Alt ekstremitte protez kullanan amputelerde fonksiyonel kapasiteyi ve enerji tüketimini etkileyen faktörler aşağıdaki gibi sıralanmaktadır (51,52,53,54).

1. Güdük-socket uyumu
2. Kullanılan protezin özellikleri ve fonksiyonu
3. Protezin diğer özellikleri (kozmetik, anatomik yapılara benzerlik, ağırlık, güvenlik hissi, dayanıklılık)

Yetersiz güdük-socket uyumu; güdükle protez arasında oluşan piston hareketini, yüksek basınç alanlarını ve parçalama kuvvetlerini oldukça arttırmaktadır (8). Söket ve güdük arasındaki süspansiyonun sağlanamaması propriyoseptif duyunun kaybına ve güdüğün istemsizce protezden çıkmasına sebep olur. Bu durumdan dolayı birey hareket sırasında protezin kontrolünü sağlamak ve dengesini korumak için daha fazla kas gücü harcamak zorunda kalmakta ve böylece amputenin enerji tüketimi ve oksijen tüketimi artmaktadır (45). Protezin ampute bireye olan yüksek uyumu; güdük-socket arasındaki kuvvetleri etkili bir şekilde dağıtarak lokal yüksek basınç alanlarını ve parçalama kuvvetlerini minimize ederek ampute bireylere rahat bir protez kullanımı sağlar. Böylece, fiziksel aktivite esnasında amputenin ihtiyaç duyduğu enerji ve oksijen miktarı azalmış olmaktadır (55).

Protez ayakların bazıları normal ayak-ayak bileği mekanizmasına benzer fonksiyondadır. Yürüme siklusunun ilk evresi olan topuk vuruşunda oluşan kuvvetlerin absorpsiyonu, orta duruşta enerjinin depolanması ve yürüyüş sırasında özellikle akselerasyon oluşturmak için itme fazında depolanan enerjinin serbest bırakılması karbon protez ayakların özelliği olup ampute birey için önem arz eder. Bunun nedeni ise

harcanması istenen az miktarda enerji ile daha fazla ivmelenme sağlayarak daha uzun yol kat edebilmektir (8). Mikroişlemcili ve pasif mekanik protez diz eklemine sahip amputelerin ambulasyon sırasında enerji harcamalarını karşılaştıran birçok çalışma mevcuttur. Çalışmalar mikroişlemcili diz eklemlerinin, belirli hızlarda yürüyen tek taraflı transfemoral amputeler için pasif mekanik tasarımlara göre metabolik enerji harcama avantajları sunduğunu belirtmiştir (56).

Çalışmalar unilaterale transfemoral protez kullanıcılarının patolojik yürüme paternlerinin temel nedenlerini araştırmıştır. Patolojik yürümenin temel sebeplerden biri olarak yürüyüş sırasında oksijen tüketiminin artmasının olduğu düşünülmektedir. Çünkü bu parametre amputenin yürüyüş etkinliğini ve sürelerini sınırlandıracaktır. Ayrıca artmış lateral gövde hareketleri unilaterale transfemoral amputeler için yaygın bir yürüyüş paternidir. Lateral gövde hareketleri kısıtlandığında enerji tüketiminin azalacağı düşünülmektedir. Lateral gövde hareketlerinin artmasına neden olan yürüyüş sapmalarının temel nedenleri; protez komponentleri, soket konforu ve bireylerin fiziksel durumu şeklinde üç kategoriye ayrılmaktadır (57).

#### **4. 7. Diz Üstü Amputelerde Protez Memnuniyeti**

Amputasyon cerrahisi ve rehabilitasyon eğitiminden sonra iyileşme için, ampute bireylerin yeni bir proteze adaptasyon sağlaması gerekir. Protez uygulayıcıları, kendi deneyimlerine ve ithalatçı firmanın ürün özelliklerine göre soket, diz eklemi ve protez ayak komponentlerinden oluşan protez sistemini hastaya uygular. Kısa veya uzun vadede hangi protez sisteminin aktif bir ampute için en uygun olabileceği konusunda bir fikir birliği yoktur. Bu durum amputenin yeni koşullara aşına olma sürecine ve psikolojik durumu dahil birçok özelliğe bağlıdır (58). Bireyin hayatı üzerinde fiziksel, psikolojik ve sosyal olarak büyük problemler oluşturan amputasyon cerrahisi sonrasında, yapay bir uzuvdan elde edilen memnuniyet düzeyi, sağlıkla ilişkili olan yaşam kalitesini doğrudan ilgilendirmektedir (59,60). Protez uygulaması ve rehabilitasyonun başarısı; ampute birey ile sağlık elemanlarının karşılıklı etkili bir iletişim halinde olması ve kurulan ortaklık çalışması ile gerçekleştirilebilir. Protezin, doğal uzvunun fonksiyonlarını karşılayacak bir araç olduğu göz önünde bulundurulursa, protezden memnuniyetin ne kadar önemli olduğu

daha net bir şekilde anlaşılacağı düşünülmektedir (61). Ampute bireyler için; konfor ve kullanım kolaylığı kadar protezin kozmetiği de önemlilik göstermektedir. Protezin; özel cilt tonu kaplamaları, şeklinin kontralateral uzuv ile benzerliği ve kozmetik olarak kullanıcı tarafından kabul edilebilir olması ampute bireylerin protezlerine olan bağımlılıklarını arttırır. Bu nedenle, protez soket imalatında ve amputelerin rahatsızlığını en aza indiren ara birim malzemelerinin görünüm olarak geliştirilmesinde daha fazla çalışmanın yapılmasına ihtiyaç duyulduğu düşünülmektedir (62).

Günlük yaşamda sık protez kullanımının, ekstremitte kaybı olan kişilerde işe ve sosyal yaşama dönüş prognozunu önemli ölçüde iyileştirdiği çalışmalarda bildirilmiştir (90). Süspansiyon sistemi, soket seçimi, hastanın konforu ve fonksiyonel hareketliliği de protez memnuniyeti üzerinde önemli bir etkiye sahip iken amputasyon seviyesi, protez kullanımı gibi parametreler de kullanıcı memnuniyetini önemli ölçüde etkileyebilecek faktörler arasında yer alır. Literatürde süspansiyon sistemi ve memnuniyet arasındaki ilişkiyi araştıran çalışmalar mevcut olmakla birlikte protez memnuniyeti ile ilgili çalışmaların çoğunda transtibial amputelere odaklanılmıştır (63).

Çoğu zaman ayakta durmak bile ampute bireyler için güç bir durum olabilir. Ayakta durabilme, yürüyebilme, daha az enerji tüketimi ile aktivite, daha güçlü ekstremitte kasları ve daha geniş eklem hareketi gibi parametrelere ulaşmak için ampute bireye özgü protez gereksinimi doğar. Bunun gibi durumları çözmek veya ortaya çıkmasını önlemek için protez bileşenleri özellikle de transfemoral amputeler için uygun bir diz eklemi seçimi büyük önem taşır. Pnömatik diz eklemlerinin yürüyüş hızını arttırdığı ve salınım fazı simetrisini geliştirdiğine dair çalışmalar mevcuttur. Ayrıca enerji tüketimi; yürüme paterninin normale yakın olmasını sağlayarak beraberinde dengeyi de koruyarak azalacaktır. Tüm bu gelişmeler hastanın protez motivasyonunu ve kabulünü otomatik olarak etkilediği gibi protez memnuniyetini de arttıracaktır. Ampute bireylerin toplumsal yaşama yeniden entegrasyonunu arttırmak ve rehabilitasyon eğitiminin mevcut bakış açılarını değiştirmek için daha çok bilimsel araştırmalara ihtiyaç olduğu çalışmalarda belirtilmiştir (64).

#### 4. 8. Diz Üstü Amputelerde Yaşam Kalitesi

Yaşam kalitesi, kişinin fonksiyonel seviyesini belirleyen ve farklı memnuniyet düzeyiyle sonuçlanan fiziksel, zihinsel niteliklerin ve limitasyonların geniş bir spektrumunu içermektedir. Yaşam kalitesi, bireyin hayata bakış açısına göre farklılık gösterdiğinden subjektif olarak ölçülmektedir (65). Ampute bireyler için yaşam kalitesi; abdüktör kasların korunması ve addüktör kasların kemik ucuna yeniden bağlanması ile yapılan amputaston cerrahisi dahil olmak üzere protez uygulaması ve rehabilitasyonu gibi birçok faktöre bağlıdır. Protez kullanım performansının yaşam kalitesini arttırabileceği çalışmalarda bildirilmiştir (9). Alt ekstremitte amputasyonu, vücudun yapısı ve fonksiyonlarında büyük değişikliklere sebep olduğundan, bireyin yaşam kalitesini, sosyal ve mesleki durumunu büyük oranda etkileyen majör bir travmadır (66). Travma veya tümör nedenli amputasyonlar genelde daha genç ve sağlıklı olan bireyleri etkiler. Buna bağlı olarak disvasküler nedenli amputeler daha kolay normal yaşamlarına dönebilirler (67).

Amputasyon cerrahisi sonrasında fonksiyonel düzey, denge ve mobilitenin yaşam kalitesiyle ilişkisi olduğu belirtilmiştir (68,69,70). Bu nedenle alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerin mobilite, denge ve fonksiyonel düzeyinin artması için rehabilitasyon programının erken başlaması günlük yaşam aktivitelerine dönüşü hızlandırmakta ve yaşam kalitesine olumlu yönde etkilemektedir (71). Ayrıca, yaşam kalitesi amputasyon seviyelerine göre de farklılık gösterebilse de çalışmalarda amputasyon seviyesi distalden proksimale gittikçe yaşam kalitesinde azalma meydana geldiğinden bahsedilmiştir (69,70). Sağlıklı bireylerde ve alt ekstremitte amputelerinde yaşam kalitesi ve fiziksel aktivite sağlıklı bireylerde ve alt ekstremitte amputelerinde paralel bir seyir göstermektedir. Fiziksel aktivite seviyesi ile yaşam kalitesinin doğru orantılı olduğundan dolayı fiziksel aktivite seviyesi yüksek olan kişilerin yaşam kalitelerinin de yüksek olduğu, fiziksel aktivite seviyesi düşük olan kişilerin ise yaşam kalitelerinde azalma meydana geldiği görülmektedir (72). Protezin etkinliği, günlük yaşamda amputeye sunulan farklı işlevlerin güvenilirliğine bağlıdır. Ayrıca bazı çalışmalarda protezin, amputenin beden imajına uygun bir şekilde entegre edilmesinin günlük yaşama katılımı

hızlandırdığı belirtilmiştir. Ampute bireylerde diz ekleminin teknik tasarımı, amputenin güdük uzunluğu ve fonksiyonel performansı gibi her türlü hareketlilik yaşam kalitesi üzerinde belirleyici bir etkiye sahiptir (9).

Protez kullanımını doğrudan etkileyen konfor, görünüm, ağırlık ve fonksiyonellik gibi çeşitli faktörler amputeler için oldukça önem arz eder. Protez kullanımını ayrıca kişiye vücut imajı sağlamakla birlikte ve bireyin fiziksel yeteneği de artırarak yaşam kalitesini olumlu yönde etkiler. Unilateral amputelerin bilateral amputelere göre yaşamlarında çok daha aktif ve motive oldukları çalışmalarda belirtilmiştir (63). Ayrıca amputelerin güdük cilt problemine sahip olması günlük yaşamı olumsuz etkilediğinden klinik açıdan önem arz etmektedir (11). Mevcut araştırmalar, ampute bireylerin mobilitenin ile yaşam kalitesi ile doğrudan ilişkili olduğunu göstermektedir. Buna bağlı olarak, mobilitayı iyileştirmek, yürüyüşü normalleştirmek ve enerji tüketimini azaltmak için önerilen mikroişlemci kontrollü protez diz eklemleri yaşam kalitesini arttırmaktadır. Literatürde, protez diz eklemi reçete edilirken kullanıcının fiziksel ve fonksiyonel özelliklerinin dikkate alınması gerektiği üzerinde durulmuştur. Bireye özgü protez diz eklemi seçimi yapılırken yaşam kalitesi ile birlikte amputenin gereksinimlerini de göz önünde bulundurmak gerekmektedir (11).

## 5. MATERYAL VE METOT

“Mikroşlemci ve Hidrolik Kontrollü Protez Diz Eklemi Kullanan Unilateral Transfemoral Amputelerin Denge, Fonksiyonel Kapasite, Memnuniyet ve Yaşam Kalitesinin Karşılaştırılması” konulu bu yüksek lisans tez çalışması, “İstanbul Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurul” tarafından 16.04.2020 tarihli 10840098-604.01.01-E.14171 dosya numarası ile etik olarak uygun bulundu. Gönüllülük esasına dayalı olarak yapılan bu çalışmaya katılmayı kabul eden tüm bireylere sözlü ve yazılı bilgilendirme yapıldı. Katılımcılardan imzalı aydınlatılmış onam formu alındı.

Çalışma, Mayıs 2020 - Kasım 2020 tarihleri arasında Össur Turkey Ortopedik Sağlık Hizmetleri Ticaret A.Ş. firmasında takip edilen unilateral transfemoral amputeler üzerinde gerçekleştirildi. Çalışmanın planlama aşamasında Össur Turkey Ortopedik Sağlık Hizmetleri Ticaret A.Ş. Genel Müdürlüğü’nden çalışmanın yapılması için gerekli izinler alındı (EK. 8).

### 5. 1. Bireyler

Çalışma, tek merkezli prospektif-kesitsel çalışma olarak tasarlandı. Mikroşlemci ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan 20 unilateral transfemoral ampute birey gönüllülük esasını ile çalışmaya dahil edildi. Çalışma, kuruma yönlendirilen ve çalışmaya dahil edilme kriterlerine uygun bireyler üzerinde yürütüldü (Tablo 5. 1. 1.).

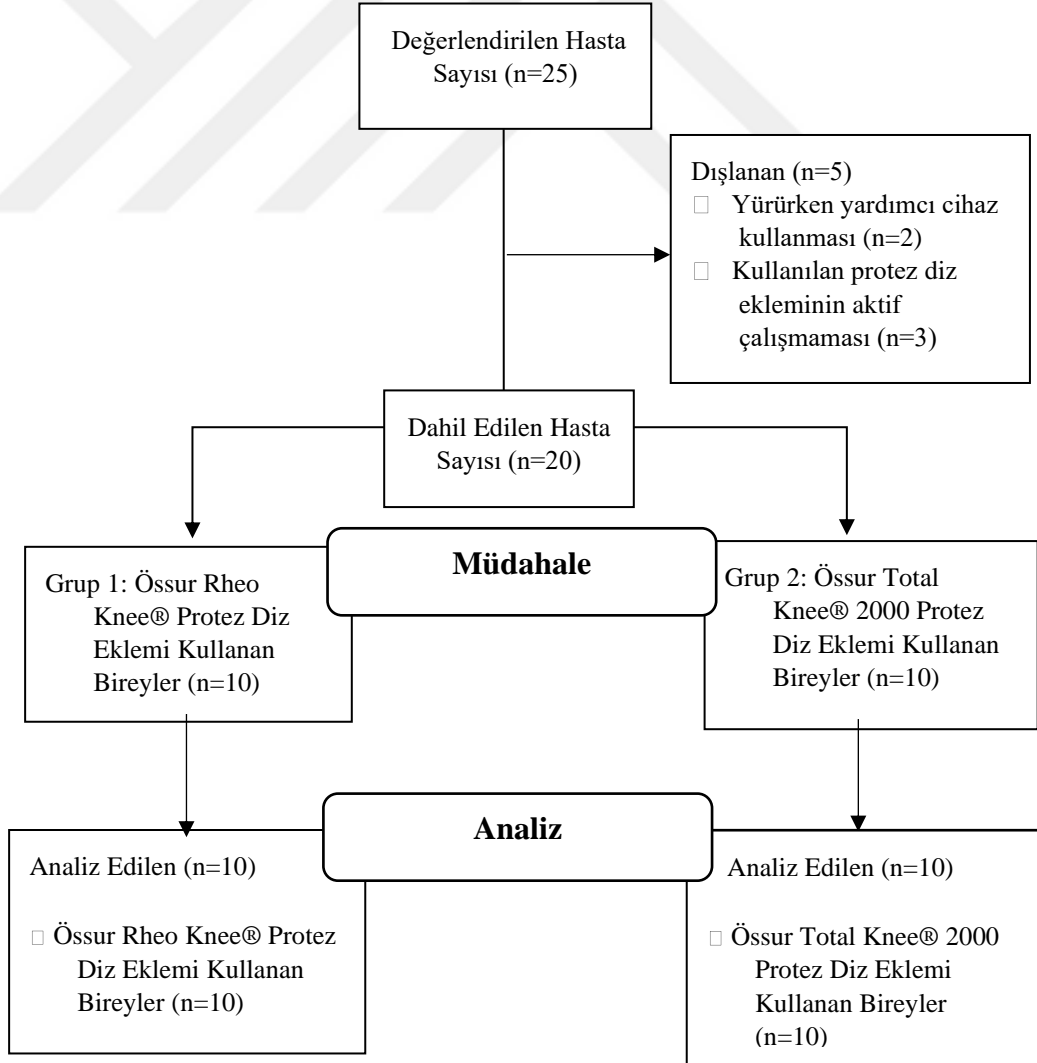
#### Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

- Unilateral diz üstü ampute olması
- 18-65 yaş aralığında olması
- En az 1 yıl süreyle protez kullanıcısı olması
- Yardımcı cihaz kullanmadan en az 10 metre yürüyebilmesi
- Mikroşlemci veya hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanıcısı olması
- Aktivite seviyesinin K3 ya da K4 olması
- Çalışmaya katılmaya gönüllü olması

## Çalışmadan Dışlanma Kriterleri

- Nörolojik veya ortopedik problemi bulunması
- Kognitif fonksiyonları etkileyen herhangi bir hastalığın bulunması
- Yürüyüşü ve diğer günlük yaşam aktiviteleri kısıtlayacak şekilde; kas kısalığı, kontraktür, eklem hareket limitasyonunun bulunması
- Amputasyon dışında yürüyüşünü etkileyebilecek herhangi bir rahatsızlığı veya sistemik sağlık problemi olması
- Yürüme sırasında yardımcı araç gereç kullanıyor olması

**Tablo 5. 1. 1.** Bireylerin Katılım Şeması



## 5. 2. Yöntem

Çalışmanın dahil edilme kriterlerine uyan 20 transfemoral ampute kullandıkları protez diz eklemlerine göre; mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi (Rheo Knee Össur, Reykjavik, Iceland) kullananlar (1. Grup, n=10) ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi (Total Knee® 2000 Össur, Reykjavik, Iceland) kullananlar (2. Grup, n=10) olmak üzere iki gruba ayrıldı. Farklı markadaki mikroişlemci ve hidrolik kontrollü protez diz eklemleri ayrı ürün teknik özellikleri taşıdığı için, aynı marka protez diz eklemi kullanan bireyler gruplara dahil edildi.

Çalışmaya dahil edilecek birey sayısını belirlemek üzere G Power programı 3.1.9.5 versiyonu kullanılarak güç (power) analizi yapıldı. Tip-1 hata oranı 0,05 ve güç oranı %95 olarak kabul edildi. Referans çalışma verisi (63) kullanılarak etki büyüklüğü 1,629 olarak alındı. Güç analizi sonuçlarına göre çalışmaya alınması gereken kişi sayısı 18 olarak belirlendi. Uygulama esnasındaki veri kayıpları da dikkate alınarak 20 transfemoral ampute bireylerin katılımı ile çalışma yapıldı.

Rheo Knee (Össur, Reykjavik, Iceland); hem duruş hem de salınım fazında mikroişlemci kontrol sağlayarak rampa, engebeli araziler ve merdiven iniş çıkışlarda ampute bireye kolaylık sağlayan, stabilite ve güvenliği artırmak için tasarlanmış mikroişlemci kontrollü bir protez diz eklemi çeşididir (Şekil 5.2.1., Şekil 5.2.2.). Rheo Knee (Össur, Reykjavik, Iceland) protez diz eklemine ürün ağırlığı 1610 gram, maksimum fleksiyon açısı 120° ve yapı yüksekliği 236 mm'dir (73). Çalışmanın 1. grubuna Rheo Knee (Össur, Reykjavik, Iceland) diz eklemi kullanan unilateral transfemoral amputeler dahil edildi.

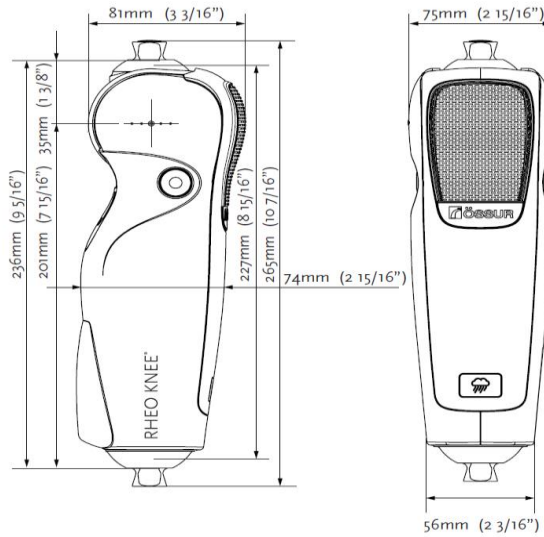
Total Knee® 2000 (Össur, Reykjavik, Iceland) duruş fazı mekanik, salınım fazı hidrolik kontrollü olan polisentrik bir protez diz eklemdir. Dört bar geometri özelliği ile yürüyüşün salınım fazında protez ile yer arasındaki mesafeyi kısaltarak ampute bireyin düşme riskini minimuma indirmekle beraber salınım fazı sonunda, kontrollü topuk vuruşunu sağlar. Ayrıca yürüme sırasında dizin stabilizasyonu için, daha az kalça ekstansiyonuna ihtiyaç duyulur. Üç valf hidrolik özelliği ile salınım fazı kontrolü sağlanır



(Şekil 5.2.3., Şekil 5.2.4.). Total Knee® 2000 (Össur, Reykjavik, Iceland) protez diz eklemi; ürün ağırlığı 690 gram, yapı yüksekliği 173 mm ve maksimum fleksiyon açısı 160°'dir (74). Çalışmanın 2. grubuna Total Knee® 2000 protez diz eklemine kullanan unilaterale transfemoral amputeler dahil edildi.



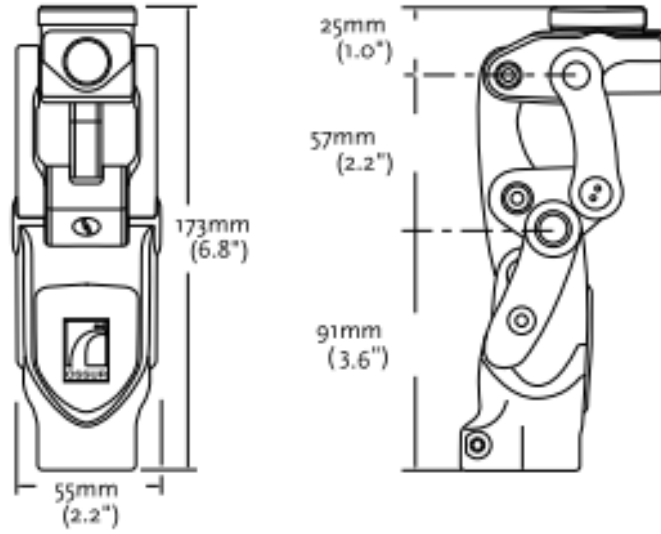
Şekil 5. 2. 1. Rheo Knee Protez Diz Eklemi (73)



Şekil 5. 2. 2. Rheo Knee Protez Diz Eklemi Teknik Çizimi (73)



Şekil 5. 2. 3. Total Knee® 2000 Protez Diz Eklemi (74)



Şekil 5. 2. 4 Total Knee® 2000 Protez Diz Eklemi Teknik Çizimi (74)

### **5. 3. Değerlendirme Yöntemleri**

#### **5. 3. 1. Demografik Bilgiler**

Katılımcıların; yaş, boy, kilo, cinsiyet, vücut kütle indeksi ve sınıflaması, sosyal güvence, medeni durum, eğitim durumu, iş durumu, sigara alkol kullanımı, yaşadığı çevrenin durumu, eşlik eden hastalık, kullandığı ilaç, yardımcı cihaz kullanımı, amputasyon süresi, amputasyon nedeni, ampute taraf, güdük boyu sınıflaması, günlük ayakta kalma süresi, genel protez kullanım süresi, Rheo/TOTAL 2000 protez diz eklemi kullanım süresi, günlük egzersiz süresi, eski kullandığı protez diz eklemi ve şu anda kullandığı protez diz eklemine ait bilgileri araştırmacıların hazırladığı “Tanımlayıcı Genel Ampute Değerlendirme Anketine” kaydedildi (EK.2).

#### **5. 3. 2. Denge Değerlendirilmesi**

##### **5. 3. 2. 1. Statik Denge Değerlendirilmesi**

Tek Ayak Üzerinde Durma Testi (Single Leg Stand Test) statik dengeyi değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Vellas ve ark. tarafından 1997 yılında geliştirilen bu testin statik dengeyi değerlendirmek için güvenilir bir yöntem olduğu bildirilmiştir (75). Kristensen ve ark.’nın yaptığı güvenilirlik ve geçerlilik çalışmasında ise tek ayak üzerinde durma testinin ampute bireylerin statik denge değerlendirilmesinde kullanılabileceği ifade edilmiştir (76).

Bu test denge ve statik ayakta durma yeteneğini ölçer ve bireyin düşme riski hakkında fikir verir. Bireyden ayakta dururken tek ayağını yukarı kaldırması istenir. Ayağını yukarı kaldırdığı an süre başlatılır ve ayağın yere temas etmesiyle birlikte süre durdurulur. 10 saniyeden az tek ayak üzerinde durulmuş ise denge bozukluğu olduğu, 5 saniyeden daha az tek ayak üzerinde durmuş ise düşme riskinin var olduğu şeklinde yorumlanır. Birey 30 saniye tek ayak üzerinde durulabilmişse testi bitirilir (75). Her iki grupta yer alan amputelerin herhangi bir destek almadan her iki ekstremitesi üzerinde tek ayak üzerinde durma süreleri kronometre ile ölçülerek “sn” cinsinden kaydedildi (Resim 5. 3. 2. 1. 1.).



**Resim 5. 3. 2. 1. 1. Tek Ayak Üzerinde Durma Testi**

### **5. 3. 2. 2. Dinamik Denge Değerlendirilmesi**

Dört Kare Adım Testi (DKAT) (Four Step Square Test), dinamik dengenin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Moore ve ark.'ları tarafından geliştirilen bu testin güvenilirliği ve geçerliliği kabul edilmiştir (77). Işık ve ark'ları 2015 yılında yaptığı çalışmayla ölçeğin Türkçe geçerliliği ve güvenilirliği doğrulamışlardır (78). Langford ve ark'ları tarafından alt ekstremitte amputelerinde geçerliliği ve güvenilirliği olan bir ölçek olduğu bildirilmiştir (79).

Test bir kare içinde başlar ve bireyin dört karenin her birine, bir yönde adım atmasıyla devam ederek başlangıca geri dönmesiyle son bulur. Geçen süre saniye cinsinden kaydedilir. Birey, olabildiğince hızlı bir şekilde dört kareyi adımlamayı hedefler

(80). Çalışmaya dahil edilen bireylerin testi tamamlama süresi kronometre ile ölçülerek sn cinsinden kaydedildi (Resim 5. 3. 2. 2. 1.).



**Resim 5. 3. 2. 2. 1. Dört Kare Adım Testi**

Berg Denge Ölçeği (Berg Balance Scale), denge ve yürüme kabiliyetinin değerlendirilmesi için Berg ve ark. tarafından 1995 yılında geliştirilmiştir (81). Şahin ve ark. tarafından ölçeğin Türkçe güvenilirliği ve geçerliliği 2008 yılında yapılmıştır (82). Klinik çalışmalarda Berg Denge Ölçeği (BDÖ) postüral kontrolü değerlendirmek ve düşme riski tahmininde de kullanılmaktadır (81). Çalışmamızda BDÖ'nün Türkçe versiyonu kullanılmıştır. Major ve ark.'nın yaptığı çalışmada ölçeğin ampute bireyler üzerinde güvenilirliği ve geçerliliği doğrulanmıştır (83).

BDÖ'de bireylerin otururken ayağa kalkma, desteksiz ayakta durma, desteksiz oturma, ayaktayken oturma, bir yerden bir yere transfer yeteneği, gözler kapalı ayakta durma, bacaklar birleşikken ayakta durma, ayaktayken öne uzanma, yerden bir nesneyi alma, dönerek arkaya bakma, 360 derece kendi etrafında dönme, sağlam taraf tabure üzerinde durma, tandem duruşu ve tek ayak üstünde durma fonksiyonları değerlendirilir.

BDÖ’de maksimum toplam puan 56 olup, 45-56 arasındaki skorlar dengeyi iyi olduğunu ve düşme riskinin az olduğunu, 0-20 arasındaki değerler ise dengeyi kötü olduğunu ve düşme riskinin çok olduğunu göstermektedir. (84). Her iki grupta yer alan katılımcılara 14 maddeden oluşan BDÖ uygulandı. Her bir görevdeki performansa göre bireye 0 ile 4 arasında bir puan verildi. Test sonunda elde edilen skorlar kaydedildi. Yüksek skor alan katılımcıların denge ve yürüme kabiliyetleri daha iyi olduğu düşünülerek bulgular yorumlandı.



**Resim 5. 3. 2. 2. Berg Denge Ölçeği**

### **5. 3. 3. Fonksiyonel Sınıflandırma Seviyesi Ölçümü**

Fonksiyonel Sınıflandırma Seviyesi (K-seviyesi) bireylerin fonksiyonel durumunu belirleyen bir ölçektir. Alt ekstremitte kaybı olan kişilerin hareketlilik ve rehabilitasyon potansiyelini sınıflandırmak için de kullanılır. Borrenpohl ve ark.’nın amputeler üzerinde yaptığı çalışmada, ölçeğin geçerlilik ve güvenilirliği doğrulanmıştır (85). Fonksiyonel

seviyeler K0, K1, K2, K3, K4 olarak sınıflandırılmaktadır. K0, aktivite seviyesine sahip ampute; yardım veya yardım olmadan güvenli bir şekilde ambule olabilme veya transfer yeteneğine sahip değildir. Protez yaşam kalitesini ve mobilitesini arttırmaz. K1 aktivite seviyesine sahip ampute, sabit ritimde düz yüzeylerde transfer veya ambulasyon için bir protez kullanma yeteneğine sahiptir. K2 aktivite seviyesine sahip ampute; merdiven, engebeli yüzeyler gibi düşük seviyeli çevresel engelleri geçme ve ambulasyon yeteneğine sahiptir. K3 aktivite seviyesine sahip ampute; değişken kadanslı ambulasyon yeteneğine sahiptir. Çoğu çevresel engelden geçme yeteneğine ve protez kullanımını gerektiren mesleki, terapatik ve egzersiz aktivitesine sahiptir. K4 aktivite seviyesine sahip ampute; aktif yetişkinin veya sporcunun protez taleplerine tipik olarak yüksek etki, stres veya enerji seviyeleri sergileyen temel ambulasyon becerilerini aşan protez ambulasyon yeteneğine sahiptir (86). Tüm katılımcıların bu sınıflandırmaya uygun şekilde fonksiyonel seviyesi belirlendi. K3 ve K4 seviyesinde olan transfemoral amputeler çalışmaya dahil edildi.

#### **5. 3. 4. Ağrı Değerlendirilmesi**

Görsel Analog Skalası (Vizuel Analog Skala - VAS), ağrı değerlendirmesinde kullanılan bir ölçektir. Mottola ve ark. tarafından VAS ölçeğinin geçerli ve güvenilir bir yöntem olduğunu doğrulanmıştır (87). Yaray ve ark. tarafından 2011 yılında ölçeğin Türkçe geçerlilik ve güvenilirliği yapılmıştır (88).

Çalışmamızda tüm katılımcılardan ampute olan taraf için ağrılarını 0 ile 10 arasında değerlendirmeleri istendi. Hiç ağrı olmaması 0 puan, en şiddetli ağrı 10 puan olduğu açıklanarak mevcut hissettiği ağrısına puan vermesi istendi. Bireylerin istirahat, aktivite ve gece olmak üzere ağrıları sorgulanarak kaydedildi.

#### **5. 3. 5. Protez Memnuniyeti Değerlendirmesi**

Protez Memnuniyet Anketi (PMA) ampute bireylerin protez memnuniyetini ölçme amacıyla kullanılan bir ölçektir. 2010 yılında anketin Türkçe geçerlilik güvenilirlik çalışması Şimşek ve ark. tarafından yapılmıştır (89). PMA 15 soru içermekte olup, hastalar bu sorulara tamamen katılıyorum, oldukça katılıyorum, katılmıyorum ve

kesinlikle katılmıyorum şeklinde cevap vermektedir. 6, 12 ve 14. sorular negatif anlamlı olduklarından ters puanlanmaktadır. Ankette alınabilecek maksimum skor 45 puan olup %100 memnuniyeti gösterirken, minimum skor 0 puan ve %0 memnuniyet anlamına gelmektedir (89). Tüm katılımcıların protez memnuniyeti bu anket ile değerlendirilerek toplam skorları kaydedildi.

### **5. 3. 6. Yaşam Kalitesi Değerlendirmesi**

Nottingham Sağlık Profili (Nottingham Health Profile - NHP) bireylerin sağlıkları ile ilgili yaşam kalitesini değerlendirmek için kullanılmaktadır. Anketin ampute bireylerde Türkçe geçerlilik güvenilirlik çalışması Demet ve ark. tarafından yapılmıştır. Enerji seviyesi, ağrı, duygusal reaksiyon, uyku, sosyal izolasyon ve fiziksel aktivite olmak üzere altı alt başlık ve 38 sorudan oluşan Nottingham Sağlık Profili'nin "Evet- Hayır" şeklinde iki farklı cevap şıkkı bulunmaktadır. 0-100 arasında puan alınan bu ankette, "0" en iyi skorken "100" en kötü skordur. Bireylerin anket sonucunda aldıkları skorlar arttıkça sağlıkla ilgili olan yaşam kaliteleri azalmaktadır (90). Çalışmaya katılan tüm bireylere Nottingham Sağlık Profili anketi uygulanarak toplam skorları kaydedildi.

### **5. 3. 7. Fonksiyonel Kapasitenin Değerlendirilmesi**

6 Dakika Yürüme Testi (6DYT) fonksiyonel kapasiteyi değerlendirmek için kullanılmaktadır. Uszko-Lencer ve ark.'nın 2011 yılında kalp yetmezliği olan kişiler üzerinde yaptığı çalışmada ölçeğin geçerlilik ve güvenilirliği doğrulanmıştır (91). Ülger ve ark.'nın amputeler üzerinde yaptığı çalışmada ise enerji tüketiminin hesaplanması için bu ölçek kullanılmıştır (63). 6DYT sırasında, hastadan koşmadan yürüyebileceği en hızlı şekilde yürümesi istenir ve 6 dakika sonunda yürüdüğü toplam mesafe kaydedilir. Yürüme alanının en az 30 m uzunluğunda olması gerekmektedir. Daha kısa bir koridor daha sık dönüş ve yön değişimine sebep olacağından daha çok zaman harcanmasına neden olur (92,93,94). Çalışmaya katılan bireylerin fonksiyonel kapasitesini ölçmek için 6DYT kullanıldı. 6DYT, 30 metrelik bir koridor üzerinde gerçekleştirildi. Koridor uzunluğu 3 metrede bir işaretlendi ve dönüş bölgeleri için bir belirteç yerleştirilerek başlangıç ve bitiş için referans noktaları belirlendi. Katılımcılardan hazır olduklarında yürümeye başlamaları ve araştırmacının yönergelerine uymaları istendi. Testin başlangıç ve bitiminde



bireylerin nabız değerleri ölçüldü. Yürümeye başlar başlamaz araştırmacı tarafından kronometre başlatıldı ve altıncı dakikada katılımcının durması istendi. Testin sonunda altı dakika yürüme mesafesi kaydedildi (Resim 5. 3. 7. 1.).



**Resim 5. 3. 7. 1. 6 Dakika Yürüme Testi**

## 6. BULGULAR

### 6. 1. Demografik Özelliklerin Karşılaştırılması

Çalışmaya, 18-59 yaş arasında 16'sı (%64) erkek 4'ü (%36) kadın olmak üzere 20 unilateral transfemoral ampute birey dahil edildi. Çalışmaya katılan bireylerin yaş, boy, kilo, VKİ, amputasyon süresi, genel protez kullanım süresi ve Rheo/ Total 2000 protez diz eleme kullanım süresine ait bulgular Tablo 6. 1. 1.'de yer almaktadır. Her iki grup arasında yaş, boy, kilo, VKİ, amputasyon süresi, genel protez kullanım süresi ve Rheo/ Total 2000 protez diz eleme kullanım süresi bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ( $p>0,05$ ).

**Tablo 6. 1. 1.** Katılımcıların Demografik Özellikleri ve Amputasyona İlişkin Bilgileri

	Grup 1 (n=10)		Grup 2 (n=10)		p*
	Min-Maks	X±SS	Min-Maks	X±SS	
Yaş (yıl)	23-50	38±8,39	18-59	39,30±13,03	0,97
VKİ (kg/m <sup>2</sup> )	19,03-26,90	23,69±2,85	16,90-29,70	24,25±4,05	0,79
Boy (cm)	170-183	177,60±4,40	150-191	170,10±13,21	0,19
Kilo (kg)	55-90	75±10,62	46-88	70,10±13,66	0,43
Amputasyon süresi (yıl)	3-37	22,5±11,08	1,50-31	14,10±12,65	0,16
Genel protez kullanımı süresi (yıl)	2-35	18,90±9,74	1-31	13,05±12,31	0,24
Rheo /Total 2000 kullanım süresi (yıl)	1-8	5,70±2,86	1-10	3,65±3,18	0,16

Min: Minimum, Maks: Maksimum, SS: Standart sapma, VKİ: Vücut Kütle İndeksi, X: Ortalama, \*Mann Whitney U, İstatistiksel anlamlılık sınırı  $p<0,05$ .

Çalışmaya katılan olguların Grup 1'de 1'i (%10) kadın, 9'u (%90) erkek, Grup 2'de 3'ü kadın (%30), 7'si erkek (%70) cinsiyette, Grup 1'de 5'i (%50) sağ taraf ampute, 5'i (%50) sol taraf ampute, Grup 2'de 7'si (%70) sağ taraf ampute, 3'ü (%30) sol taraf ampute, Grup 1'de 5'i (%50) K3, 5'i (%50) K4, Grup 2'de 8'i (%80) K3, 2'si (%20) K4 aktivite seviyesine sahip, Grup 1'de 8'i (%80) travma, 1'i (%10) konjenital anomali, 1'i

(%10) periferik vasküler hastalık, Grup 2’de 4’ü (%40) travma, 3’ü (%30) konjenital anomali, 1’i (%10) periferik vasküler hastalık, 1’i (%10) kanser, 1’i (%10) enfeksiyon nedeni ampute, Grup 1’de 10’u (%100), Grup 2’de 10’u (%100) quadrilateral soket, Grup 1’de 10’u (%100), Grup 2’de 10’u (%100) enerji depolayan karbon ayak, Grup 1’de 1’i (%10) kısa, 7’si (%70) orta, 2’si (%20) uzun, Grup 2’de 2’si (%20) kısa 4’ü (%40) orta, 4’ü (%40) uzun güdük boyu sınıflamasına sahiptir. Gruplara göre bireylerin cinsiyet, ampute tarafı, amputasyon nedenleri, soket çeşidi, protez ayak çeşidi ve güdük boyu sınıflamalarına ait bilgilerin dağılımları Tablo 6. 1. 2.’de görülmektedir.

**Tablo 6. 1. 2.** Gruplara Göre Bireylerin Cinsiyet, Ampute Tarafı, Aktivite Seviyesi, Amputasyon Nedeni, Soket Çeşidi, Protez Ayak Çeşidi ve Güdük Boyu Sınıflandırılması

		<b>Grup 1 n (%)</b>	<b>Grup 2 n (%)</b>
<b>Cinsiyet</b>	<b>Kadın</b>	1 (10)	3 (30)
	<b>Erkek</b>	9 (90)	7 (70)
<b>Ampute Tarafı</b>	<b>Sağ</b>	5 (50)	7 (70)
	<b>Sol</b>	5 (50)	3 (30)
<b>Aktivite Seviyesi</b>	<b>K3</b>	5 (50)	8 (80)
	<b>K4</b>	5 (50)	2 (20)
<b>Amputasyon nedeni</b>	<b>Travma</b>	8 (80)	4 (40)
	<b>Konjenital Anomali</b>	1 (10)	3 (30)
	<b>Periferik Vasküler Hastalıklar</b>	1 (10)	1 (10)
	<b>Kanser</b>	0 (0)	1 (10)
	<b>Enfeksiyonlar</b>	0 (0)	1 (10)
<b>Soket Çeşidi</b>	<b>Quadrilateral Soket</b>	10 (100)	10 (100)
<b>Protez Ayak Çeşidi</b>	<b>Enerji Depolayan Karbon Ayak</b>	10 (100)	10 (100)
<b>Güdük boyu Sınıflandırılması</b>	<b>Kısa</b>	1 (10)	2 (20)
	<b>Standart</b>	7 (70)	4 (40)
	<b>Uzun</b>	2 (20)	4 (40)

#: Yüzde

## 6. 2. Denge Değerlendirme Sonuçları

### 6. 2. 1. Statik Denge Değerlendirme Sonuçları

Bireylerin tek ayak üzerinde durma süreleri gruplar arasında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ( $p>0,05$ ). Grupların tek ayak üzerinde durma test sürelerinin karşılaştırılmasına ait bulgular Tablo 6. 2. 1. 1’de yer almaktadır.

**Tablo 6. 2. 1. 1.** Grupların Tek Ayak Üzerinde Durma Test Sürelerinin Karşılaştırılması

Değişken	Grup 1 (n=10)		Grup 2 (n=10)		Mann Whitney U		
	Min-Maks	X±SS	Min-Maks	X±SS	u	z	p*
Ampüte taraf tek ayak üzerinde durma süresi (sn)	,00-5,00	1,70±2,00	,00-7,00	,80±2,20	35,00	-1,33	0,28

Min: Minimum, Maks: Maksimum, sn: Saniye, SS: Standart sapma, X: Ortalama, \*Mann Whitney U, İstatistiksel anlamlılık sınırı  $p<0,05$ .

### 6. 2. 2. Dinamik Denge Değerlendirme Sonuçları

Bireylerin DKAT süreleri ve BDÖ skorları gruplar arasında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ( $p>0,05$ ). Grupların DKAT süreleri ve BDÖ total skorlarına ait bulgular Tablo 6. 2. 2. 1.’de verilmiştir.

**Tablo 6. 2. 2. 1.** Grupların Dört Kare Adım Test Süreleri ve Berg Denge Ölçeği Total Skorlarının Karşılaştırılması

Değişkenler	Grup 1 (n=10)		Grup 2 (n=10)		Mann Whitney U Test		
	Min-Maks	X±SS	Min-Maks	X±SS	u	z	p*
DKAT (sn)	2,60-6,30	4,85±1,15	4,03-7,80	5,44±1,29	44,00	-,45	0,68
BDÖ	50,00-54,00	52,50±1,26	46,00 -55,00	51,40±2,75	37,00	-1,01	0,35

Min: Minimum, Maks: Maksimum, sn: Saniye, DKAT: Dört Kare Adım Testi, BDÖ: Berg Denge Ölçeği, SS: Standart sapma, X: Ortalama, \*Mann Whitney U, İstatistiksel anlamlılık sınırı  $p<0,05$ .

Grup 1'deki bireylerin aktivite seviyesi ile 6 DYT total skoru ve DKAT süreleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönlü yüksek ilişki olduğu görüldü ( $r=0,740$ ,  $p<0,05$ ). Grup 2'deki bireylerin aktivite seviyesi ile tek ayak üzerinde durma testi arasında istatistiksel olarak pozitif yönlü yüksek ilişki olduğu saptandı ( $r=0,647$ ,  $p<0,05$ ). Grup 1'de aktivite seviyesi ile tek ayak üzerinde durma testi ve BDÖ total skorları arasında ilişki olmadığı görüldü. Grup 2'de aktivite seviyeleri ile 6DYT, DKAT ve BDÖ total skorları arasında ilişki olmadığı bulundu ( $p>0,05$ ). Katılımcıların aktivite seviyesi ile DKAT, tek ayak üzerinde durma testi, BDÖ ve 6DYT total skoru arasındaki ilişkiye ait bulgular Tablo 6. 2. 2. 2.'de sunulmuştur.

**Tablo 6. 2. 2. 2.** Katılımcıların Aktivite Seviyesi ile Dört Kare Adım Testi, Tek Ayak Üzerinde Durma Testi, Berg Denge Ölçeği ve 6 Dakika Yürüme Testi Total Skoru Arasındaki İlişki

Değişkenler	Grup 1 (n=10)		Grup 2 (n=10)	
	Aktivite Seviyesi		Aktivite Seviyesi	
	r	p*	r	p*
<b>6DYT</b>	<b>0,74*</b>	<b>0,01*</b>	0,21	0,05
<b>DKAT</b>	<b>-0,69*</b>	<b>0,02*</b>	0,18	0,60
<b>Tek Ayak Üstünde Durma Testi</b>	0,47	0,16	<b>0,64*</b>	<b>0,04*</b>
<b>BDÖ</b>	0,41	0,23	0,40	0,25

6DYT: 6 Dakika Yürüme Testi, DKAT: Dört Kare Adım Testi, BDÖ: Berg Denge Ölçeği, \*Spearman korelasyon test, İstatistiksel anlamlılık sınırı  $p<0,05$ .

### 6. 3. Protez Memnuniyeti ve Yaşam Kalitesi Değerlendirme Sonuçları

Bireylerin çalışan ve çalışmayanlar arasında protez memnuniyeti total skorları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). Bireylerin Çalışan ve Çalışmayanlar Protez Memnuniyeti Total Skoru Bakımından Karşılaştırılması ait bulgular Tablo 6.3.1.'de verilmiştir.

**Tablo 6. 3. 1.** Çalışanların ve Çalışmayanların Protez Memnuniyeti Total Skoru Bakımından Karşılaştırılması

Değişken	Çalışanlar (n=15)		Çalışmayanlar (n=5)		Mann Whitney U Test		
	Min-Maks	X±SS	Min-Maks	X±SS	u	z	p*
<b>Protez memnuniyeti total skor</b>	22,00-39,00	33,73±4,38	33,00-41,00	36,80±3,30	20,50	-1,50	0,14

Min: Minimum, Maks: Maksimum, SS: Standart Sapma X: Ortalama, \*Mann Whitney U, İstatistiksel anlamlılık sınırı p<0,05.

Bireylerin protez memnuniyeti anketi ve yaşam kalitesi alt bölüm skorları gruplar arasında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi (p>0,05). Bireylerin protez memnuniyet anketi ve yaşam kalitesi alt bölüm skorlarının karşılaştırılmasına ait bulgular Tablo 6.3.2.'de verilmiştir.

**Tablo 6. 3. 2.** Bireylerin Protez Memnuniyeti Anketi ve Yaşam Kalitesi Alt Bölüm Skorlarının Karşılaştırılması

Değişkenler	Grup 1 (n=10)	Grup 2 (n=10)	Mann Whitney U Test		
	X±SS	X±SS	u	z	p*
<b>Protez memnuniyeti</b>	33,30±5,20	35,70±2,66	39,50	-,803	0,43
<b>Ağrı</b>	6,47±7,80	11,70±15,78	41,50	-,67	0,52
<b>Sosyal izolasyon</b>	,00±,00	3,53±11,17	45,00	-1,00	0,73
<b>Duygusal reaksiyonlar</b>	1,04±3,31	1,75±5,54	49,50	-,07	0,97
<b>Fiziksel aktivite</b>	4,39±7,68	9,74±11,91	39,00	-,94	0,43
<b>Enerji</b>	11,04±17,77	11,04±17,77	50,00	,00	1
<b>Uyku</b>	1,25±3,97	,00±00	45,00	-1,00	0,73
<b>Yaşam kalitesi total skor</b>	,10±10,00	,40±,96	44,50	-,66	0,68

SS: Standart Sapma X: Ortalama, \*Mann Whitney U, İstatistiksel anlamlılık sınırı p<0,05.

#### 6. 4. Fonksiyonel Kapasite Değerlendirme Sonuçları

Grup 1'deki bireylerin 6DYT skorları ile DKAT skorları arasında istatistiksel olarak negatif yönlü yüksek ilişki olduğu görüldü ( $r=-0,661$ ,  $p<0,05$ ). Grup 1'deki bireylerin 6DYT skorları ile BDÖ, tek ayak üzerinde durma testi skorları ve güdük boyu sınıflaması arasında ilişki olmadığı bulundu. Grup 2'deki bireylerin 6DYT skorları ile DKAT, BDÖ, tek ayak üzerinde durma testi skorları ve güdük boyu sınıflaması arasında ilişki olmadığı görüldü. Bireylerin 6DYT skorları ile DKAT, BDÖ, tek ayak üzerinde durma testi skorları ve güdük boyu sınıflaması arasındaki ilişkiye ait korelasyon bulguları Tablo 6. 4. 1.'de verilmiştir.

**Tablo 6. 4. 1.** Grupların 6 Dakika Yürüme Testi İle Dört Kare Adım Testi Berg Denge Ölçeği Tek Ayak Üzerinde Durma Testi Skoları ve Güdük Boyu Sınıflaması Arasındaki İlişkiye Ait Korelasyon Bulguları

Değişkenler	Grup 1 (n=10)		Grup 2 (n=10)	
	6DYT		6DYT	
	r*	p*	r*	p*
BDÖ	0,20	0,66	0,39	0,71
Tek ayak üzerinde durma testi	0,37	0,37	0,54	0,06
DKAT	<b>-0,66*</b>	<b>0,02*</b>	-0,40	0,22
Güdük boyu Sınıflaması	0,17	0,62	0,42	0,22

6DYT: 6 Dakika Yürüme Testi, BDÖ: Berg Denge Ölçeği, DKAT: Dört Kare Adım Testi, \*Spearman Korelasyon Test, İstatistiksel anlamlılık sınırı  $p<0,05$ .

Bireylerin 6 DYT skorları gruplar arasında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü ( $p<0,05$ ). Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan grubun 6DYT skorları daha üstün bulundu. Grupların fonksiyonel 6DYT total skorlarının karşılaştırılmasına ait bulgular Tablo 6.4.2.'de verilmiştir.

**Tablo 6. 4. 2.** Grupların 6 Dakika Yürüme Testi Skorlarının Karşılaştırılması

Değişken	Grup 1 (n=10)		Grup 2 (n=10)		Mann Whitney U Test		
	Min-Maks	X±SS	X±SS	Min-Maks	u	z	p*
6DYT	386-552	474,80±56,13	346,60±60,49	276-445	7,00	-3,25	0,00*

6DYT: 6 Dakika Yürüme Testi, Min: Minimum, Maks: Maksimum, SS: Standart Sapma X: Ortalama,

\*Mann Whitney U, İstatistiksel anlamlılık sınırı  $p<0,05$ .

## 6. 5. Ağrı Değerlendirme Sonuçları

Bireylerin Vizüel Analog Skala (VAS) total skorları gruplar arasında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ( $p>0,05$ ). Grupların VAS skorlarına ait bulgular Tablo 6. 2. 2. 1.'de verilmiştir.

**Tablo 6. 5. 1.** Gruplar Arası Vizüel Analog Skala Total Skorlarının Karşılaştırılması

Değişken	Grup 1 (n=10)	Grup 2 (n=10)	Mann Whitney U Test		
	X±SS	X±SS	u	z	p*
VAS	3,80±3,32	6,90±7,26	40,50	-727	0,46

VAS: Vizüel Analog Skala, SS: Standart Sapma X: Ortalama, \*Mann Whitney U, İstatistiksel anlamlılık sınırı  $p<0,05$ .



## 7. TARTIŞMA

Amputasyon, bireylerin bağımsız bir şekilde hayatını devam ettirebilmesini önemli ölçüde etkileyen ve birçok fonksiyonel kayıp ile sonuçlanan olaylar bütünü olarak tanımlanmaktadır. Ampute bireylerin fonksiyonlarını geri kazanabilmeleri için protez uygulamaları önem teşkil eder. Protez uygulaması yapılırken doğru protez komponentlerinin seçilmesi ampute birey için oldukça önemlidir. Özellikle diz üstü amputelerde protez diz eklemine ampute bireyin fonksiyonelliğine etkisi büyüktür. Bu nedenle transfemoral amputeler için birçok protez diz eklemi tasarlanmıştır. Ülkemizde en yaygın olarak kullanılan diz eklemleri ise hidrolik ve mikroişlemci kontrollü olan protez diz eklemleridir. Bu diz eklemlerinin transfemoral amputeler üzerindeki etkisinin incelenmesi ve sonuçların literatüre kazandırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu bağlamda gerçekleştirdiğimiz çalışma, mikroişlemci ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan 20 transfemoral ampute birey üzerinde yapıldı. Çalışmamızda transfemoral amputelerin denge, fonksiyonel kapasite, protez memnuniyeti ve yaşam kalitesi değerlendirilmek üzere mikroişlemcili ve hidrolik protez diz eklemi kullanan bireylerin birbirleriyle üstünlükleri olup olmadığı araştırıldı.

Kaufman ve ark. tarafından yapılan mikroişlemci ve mekanik kontrollü protez diz eklemlerinin yürüyüşün simetrisine olan etkisinin incelediği çalışmaya, yaş aralığı 26-57 olan transfemoral ampute bireyler dahil edilmiştir (7). Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerde mobilite düzeyinin yaşam kalitesi ve psikolojik durumlara olan etkisinin incelendiği diğer bir çalışmada ise dahil edilen bireylerin yaş aralığı 22-57 olarak bulunmuştur (95). Çalışmamıza dahil edilen unilateral transfemoral amputelerin yaş aralığı 18-59 olarak belirlenmiş olup çalışma yaş aralığının geniş olması literatürde yapılan diğer çalışmalar ile benzer olduğu görüldü.

Mekanik ve mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin yürüyüş asimetrisini incelediği çalışmaya, 12'si (%80) erkek, 3'ü (%20) kadın olacak şekilde 15 birey dahil edilmiştir (7). 2019 yılında yapılan farklı protez diz eklemlerine sahip transfemoral amputelerin fizyolojik parametrelerini karşılaştırmak amacıyla tasarlanan çalışmada ise dahil edilen bireylerin 7'sinin (%70) erkek, 3'ünün

(%30) kadın olduğu bildirmiştir (12). Çalışmamıza 16'sı erkek (%80), 4'ü kadın (%20) olmak üzere 20 transfemoral ampute katıldı. Çalışmamıza dahil edilen birey sayısı ve cinsiyet oranlarının, benzer konuları ele alan diğer çalışmalarla oldukça yakın olduğu görüldü.

Obezite, amputelerde alt ekstremitte amputasyon cerrahisinden sonra oluşabilecek bir komplikasyondur. Obezitenin unilateral ve bilateral transfemoral amputelerde prevalansı yüksektir (96). 2015 yılında Lura ve ark. tarafından düz zemin ve rampada mikroişlemci kontrollü protez diz eklemlerindeki fleksiyon açısındaki farklılıkları inceleme amaçlı yapılan çalışmada ampute bireylerin VKİ ortalaması  $26,4 \pm 4,2$  olarak bulunmuştur (97). Çalışmamızda mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan grubun VKİ ortalaması  $23,69 \pm 2,85$ , hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan grubun ise  $24,25 \pm 4,05$  olarak hesaplandı. Literatürde obez hastaların, obez olmayanlara göre fonksiyonel eksiklikler yaşama ihtimalinin daha yüksek olduğu öne sürülmektedir (96). Çalışmamıza katılan olguların obez olmayışının protez kullanımını kolaylaştırdığı ve sonuçların yorumlanmasında VKİ'nin olumsuz etkiye sahip olmadığı düşünülmektedir.

Ülger ve ark. tarafından tasarlanan hidrolik kontrollü protez diz eklemine yürüyüş, denge ve yaşam kalitesi üzerine etkisinin incelendiği çalışmada yer alan transfemoral amputelerin protez kullanım süresi ortalaması 3 yıl olarak bulunmuştur (63). Lamoth ve ark'nın transfemoral ampute bireyin yürüyüş değişkenliğinin ve stabilitesinin incelendiği başka bir çalışmada ise dahil edilen katılımcıların protez kullanım sürelerinin ortalama 12,2 yıl olduğu belirtilmiştir (3). Çalışmamıza dahil edilen amputelerin protez deneyim yılı ortalama 16 yıl olup literatürde yer alan çoğu çalışmadan daha yüksek olduğu görüldü. Çalışmamızdaki bireylerin uzun süredir protez kullanıyor olmaları uygulanan metot tekniklerini kolayca yapabilmelerini sağladı. Ayrıca protez kullanım yılı olarak mikroişlemcili protez diz eklemi ile hidrolik protez diz eklemi kullanan gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamasının çalışmanın objektifliğini arttırdığı düşünüldü.

Amputasyon nedenleri sosyodemografik olarak ülkelere göre değişkenlik göstermektedir. Türkiye ve daha az gelişmiş ülkelerde amputasyon nedenleri arasında olan travma birinci sırada yer almaktadır (15). Hagberk ve ark'nın vasküler olmayan

nedenlere bağı tek taraflı transfemoral amputelerde sağılıkla ilişkili yaşam kalitesi, protez kullanımı ve karşılaşılan sorunları araştırmak için tasarlanmış çalışmasına dahil edilen bireylerin en fazla travma nedenli amputeler olduğu görülmüştür (98). Carse ark'nın unilateral transfemoral amputelerde yürüyüşünün karakterizasyonunu araştırma amaçlı yaptığı çalışmada ise, dahil edilen 60 amputenin 32'si (%53,3) travma nedenli olduğu belirtilmiştir (56). Çalışmamızda yer alan transfemoral ampute bireylerin 12'si (%60) travma, 4'ü (%20) konjenital anormali, 2'si (%10) periferik vasküler hastalık, 1'i (%5) kanser 1'inin de (%5) enfeksiyon nedenli ampute olduğu bulundu. Travma nedenli amputasyon oranının diğer oranlara göre fazla olması literatür ile benzerlik göstermektedir.

Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemine ambulasyon, fonksiyonellik, günlük yaşam aktiviteleri ve yaşam kalitesi üzerine etkilerini inceleyen çalışma K3-K4 aktivite seviyesine sahip ampute bireyler üzerinde yapılmıştır (97). şen ve ark'nın tek taraflı transfemoral amputelerde mikroişlemci kontrollü protez diz eklemine hareketlilik, beden algısı, depresyon ve yaşam kalitesi üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada, benzer şekilde K3-K4 aktivite seviyesine sahip bireyler yer almıştır (99). Çalışmamıza ise fonksiyonel sınıflandırma seviyeleri K3-K4 olan transfemoral ampute bireyler dahil edildi. Türkiye koşullarında protez diz eklemi ampute bireye reçete edilirken aktivite seviye göz önüne alınmaktadır. Aktivite seviyesi düşük olan ampute bireyin protez kullanımında zorluklarla karşılaşarak protez kullanımındaki sürekliliğin sağlanamayacağını düşünmekteyiz. Amputelerin aktivite seviyelerinin yüksek olması çalışmaya adaptasyon açısından kolaylık sağladı.

Hansen ve ark.'nın farklı marka ve özelliklere sahip protez ayakların yürüyüşün kinetik ve kinematik değerleri üzerine etkisini incelemeyi amaçladığı çalışmada, protez ayak çeşidinin yürüyüş parametrelerini etkilemediği bulunmuştur (100). Çalışmamıza dahil edilen transfemoral ampute bireyler Össur markasına ait farklı teknik özelliklere sahip protez ayaklar kullanıldı. Kullanılan bu protez ayakların yapılan denge, fonksiyonel kapasite testlerinde mikroişlemcili protez diz eklemi kullanan grup ile hidrolik protez diz eklemi kullanan grup arasında karşılaştırma yapılmasını engellemeyeceğini düşünerek çalışmamız tasarlandı.

Kristensen ve ark. tarafından 2012 yılında yapılan çalışmada dengenin alt ekstremitte amputelerinin günlük yaşam aktivitelerini gerçekleştirebilmeleri için oldukça önemli olduğunu vurgulamıştır. Ayrıca amputelerde statik dengenin değerlendirilmesi için tek ayak üzerinde durma testinin geçerli ve güvenilir bir yöntem olduğu da bildirilmiştir (101). Çalışmamızda da transfemoral amputelerde statik dengenin değerlendirilmesi için katılımcılara tek ayak üzerinde durma testi uygulandı. Curtze ve ark' nın alt ekstremitte amputelerinde yaptığı çalışmada protezli taraf tek ayak üzerinde durma süresinin yaklaşık 2 saniye civarında, sağlam bacak tek ayak üzerinde tek durma süresinin ise 20 saniye civarında olduğu gözlenmiştir (102). Bu bulgular ışığında çalışmamıza dahil edilen tüm ampute bireylere hem sağlam hem de protezli taraf için tek ayak üzerinde durma testi uygulandı. Tüm katılımcılar sağlam tarafta 30 saniye tek ayak üzerinde durarak testi tamamladılar. Protezli taraf tek ayak üzerinde durma süreleri ise ortalama mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan grupta 1,8 saniye, hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan grupta ise 0,8 saniye olarak bulundu. Sağlam tarafta tek ayak üzerinde durma süresi yapılan çalışmalara göre daha yüksek bulunurken, protezli tarafta tek ayak üzerinde durma testi süresinin yapılan çalışmalarla benzerlik gösterdiği görüldü. Çalışmamızdan elde edilen verilere dayanarak; transfemoral amputelerde ampute tarafta statik dengenin zayıf olduğu görüldü. Nederhand ve ark'nın alt ekstremitte amputelerinde protezli tarafa düzenli ağırlık aktarma egzersizlerinin dengeye olan etkisini araştırdığı çalışmada protezli tarafa ağırlık aktarma egzersizlerin dengeyi geliştirmede etkili olduğundan bahsedilmiştir (103). Damayanti ve ark. yaptığı çalışmada protez kullanan ampute bireylerde denge egzersizlerinin denge kontrolünü üzerine etkisini incelediği çalışmada denge egzersizleri ile birlikte amputelerin proteze olan güveninin yükseldiği ve daha iyi statik denge kurduğu bulunmuştur (104). Bu doğrultuda ileride yapılacak çalışmalarda, transfemoral amputelerin statik dengelerini iyileştirmek adına protez rehabilitasyonunda yer alan ağırlık aktarma egzersizlerinin statik denge üzerine etkinliği incelenebilir.

Majör ve ark. yaptıkları çalışmada BDÖ'nün alt ekstremitte amputelerinde dengeyi değerlendirmek için geçerli ve güvenilir bir değerlendirme skalası olduğu bildirilmiştir

(83). Ülger ve ark.'nın hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanımının fiziksel ve psikolojik parametrelere etkisini incelediği çalışmada amputelerin BDÖ skorları ortalaması  $49.0 \pm 9,9$  olarak bulunmuştur (63). Howard ve ark.'nın mekanik kontrollü protez diz ekleminden mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanımına geçişin fonksiyonel mobilite ve protez memnuniyetine olan etkisinin incelendiği diğer bir çalışmada ise mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanımı sonrası BDÖ skorunun arttığı ve 54-56 arasında olduğu ifade edilmiştir (105). Çalışmamızda mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan grubun BDÖ skorları ortalaması ( $52,50 \pm 1,26$ ) ile, hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan grup ( $51,40 \pm 2,75$ ) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Ancak BDÖ ortalamaları incelendiğinde çalışmamıza dahil edilen transfemoral amputelerin BDÖ açısından denge yeteneklerinin genel olarak yüksek olduğu gözlemlendi.

Lythgo ve ark.'nın iki farklı pasif mekanik protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin fonksiyon, yürüyüş ve dinamik dengesini incelediği çalışmada DKAT süreleri ortalama 13,3 saniye olarak belirtilmiş olup iki grup arasında DKAT bakımından fark bulunamamıştır (106). Sions ve ark.'nın alt ekstremitte amputelerinde dengeye olan güvenin; performansa dayalı fonksiyon, topluma katılım ve fonksiyonel mobilite ile ilişkisini incelediği diğer bir çalışmada ise DKAT skor ortalaması 9,4 saniye olduğu bildirilmiştir (107). Bizim çalışmamızda yer alan bulgularda; DKAT süresi mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerde ortalama 4,85 saniye, hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerde ise 4,03 saniye olarak hesaplandı. Literatürden farklı olarak DKAT skorunun çalışmamızda daha az olduğu görüldü. Bu durum dahil ettiğimiz ampute bireylerin DKAT testini daha az sürede tamamlayabildikleri için dinamik denge yeteneklerinin yüksek olduğunu göstermektedir.

2020 yılında Burçak ve ark.'nın yaptığı çalışmada yüksek teknoloji protez diz eklemi kullanımının yaşam kalitesi, vücut imajı ve mobiliteyi arttırdığı bildirilmiştir (108). Hafner ve ark.'nın transfemoral amputeler üzerinde fonksiyon, performans ve işlevi konu alan çalışmasında da mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanımının yaşam kalitesi ve protez memnuniyetini arttırdığı görülmüştür (6). Bery ve ark.'nın mikroişlemci

ve mikroişlemci olmayan protez diz eklemi kullanan algılanan işlev ve memnuniyeti araştırdığı çok merkezli çalışmasında mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan grubun protez memnuniyet anketindeki skorları oldukça yüksek bulunmuştur (109). Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputenin yaşam kalitesini araştırmak amaçlı 2013 yılında William ve ark. tarafından yapılan çalışmada da yaşam kalitesinin daha fazla olduğu görülmüştür (110). Kamali ve ark. tarafından yapılan başka bir çalışmada ise mekanik ve mikroişlemci protez diz eklemi kullanan 40 transfemoral amputenin yaşam kalitesini incelediği çalışmada mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan grubun diğer gruba göre daha yüksek yaşam kalitesine sahip olduğu bulunmuştur (111). Çalışmamızda yer alan bulgulara bakıldığında mikroişlemcili ve hidrolik protez diz eklemleri kullanan grupların ikisinde de protez memnuniyeti ve yaşam kalitesinin yüksek olduğu ve iki grup arasında yaşam kalitesi ve protez memnuniyeti bakımından fark olmadığı görüldü. Bu durumu, çalışmamıza dahil edilen amputelerin protez deneyim sürelerinin fazla olması, genel sağlık durumu ve psikolojik durumlarının iyi olması gibi faktörlerin etkilediği düşünüldü.

Daipratham ve ark. tarafından yapılan çalışmada Tayland'da yaşayan alt ekstremité amputelerinin mesleklerine yeniden dönüş ile ilişkili faktörleri incelediği çalışmada protez memnuniyetinin yüksek olmasının protezi kullanma süresini arttıracığından dolayı işte çalışmayı etkilediği bildirilmiştir (112). Schoppen ve ark alt ekstremité amputasyonu geçirmiş bireylerde başarılı bir şekilde iş hayatına geri dönüşü etkileyen faktörleri incelediği çalışmasında ise; protez memnuniyeti bakımından işe geri dönen ve dönmeyenler arasında fark olduğunu saptamıştır. Ayrıca protez memnuniyet skorunun düşük olmasının amputelerde yürüyüş paternine etkisi olabileceğinden dolayı işe geri dönüşü etkileyebileceği bildirilmiştir (113). İncelenen çalışmalar doğrultusunda çalışmamızda mevcut bir işte çalışanların protez memnuniyeti ortalaması  $33,73 \pm 4,38$ , çalışmayanların  $36,80 \pm 3,30$  şeklinde hesaplandı. Protez memnuniyeti skorları arasındaki fark incelendi ve gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı. Bu sonuçların bulunmasında işte çalışmayan bireylerin sosyal yaşamlarında protezleriyle aktif olmasının etkili olabileceği düşünüldü.

Mekanik ve mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerde fonksiyonel mobilite ve kullanıcı memnuniyetini karşılaştırdığı çalışmada mobiliteyi değerlendirmek için BDÖ ve 6DYT kullanılmış olup mikroişlemci kontrollü protez diz eklemının fonksiyonel mobiliteyi arttırdığı sonucuna varılmıştır (105). Johannsan ve ark.'nın farklı mekanizmalara sahip protez diz eklemlerinin klinik sonuçlarının karşılaştırılması amacıyla tasarladığı başka bir çalışmada ise mikroişlemci kontrollü protez diz eklemlerinin yürüme sırasında oksijen tüketimi miktarını azaltarak fonksiyonel kapasiteyi olumlu yönde etkilediği bildirilmiştir (114). Hafner ve ark.'nın yaptığı diğer bir çalışmada ise mekanik kontrollü protez diz eklemi kullanımından mikroişlemci kontrollü protez diz eklemine geçişin fonksiyon ve performansı önemli ölçüde arttırdığı doğrulanmıştır (6). Çalışmamızda ise fonksiyonel kapasiteyi değerlendirmek için 6DYT kullanıldı. Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan grup ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan gruplar arasında 6DYT açısından anlamlı fark olduğu görüldü. Mikroişlemci kontrollü protez kullanan grubun fonksiyonel kapasitelerinin daha iyi olduğu bulundu. Tüm bu araştırmalar doğrultusunda mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanımının amputelerde işlev, mobilite ve fonksiyonel kapasiteyi arttırdığı düşünülmektedir.

2018 yılında yayınlanan Hasenoehrl ve ark.'nın yaptığı farklı bir çalışmada ise mekanik kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelere mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi uygulayıp 4-6 hafta süren protez eğitimi sonrasında fonksiyonel kapasitesini değerlendirmek amacıyla 2 dakika yürüme testi uygulanmıştır. Bu çalışmada 2 dakikada yürüme testi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (115). Bu durumun nedeninin çalışmaya dahil edilen amputelerin mikroişlemci kontrollü diz eklemleri ile 4-6 hafta gibi kısa bir süre de eğitim almış olmaları ve tam olarak adaptasyon sağlayamamış olmaları olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda yer alan ampute bireylerin protez kullanım süresi ortalamaları yüksek olduğundan proteze adaptasyonlarının iyi olduğu düşünüldü.

Azuma ve ark. tarafından yapılan transfemoral amputelerde denge yeteneği ile yürüme yeteneği arasındaki ilişkiyi konu alan klinik çalışmada BDÖ ile 6DYT arasında

pozitif yönlü ilişki olduğu ifade edilmiştir (116). Literatüre benzer şekilde çalışmamızda da denge parametreleri ile fonksiyonel kapasite arasındaki ilişki incelendi. Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin 6DYT ile DKAT arasında negatif yönlü yüksek ilişki olduğu görüldü. Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral ampute bireylerin dinamik dengelerinin iyi olması fonksiyonel kapasiteyi arttırdığı görüldü. Hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin ise 6DYT skorları ile tüm denge parametreleri arasında ilişki olmadığı görüldü. Hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan grubun örneklem büyüklüğü genişletilerek ileriki çalışmalarda bu ilişki incelenirse daha farklı sonuçlar çıkabileceğini düşünmekteyiz.

Bell ve ark.'nın transfemoral amputelerde güdük uzunluğunun fonksiyonel kapasiteye olan etkisini inceleyen klinik çalışmasında güdük uzunluğu fazla olan amputelerin yürüme hızının yüksek olduğu ve bireyin fonksiyonel kapasitesinin güdük uzunluğu ile ilişkisi olmadığı bulunmuştur. Ayrıca güdük uzunluğunun transfemoral ampute yürüyüş verimliliği ve fonksiyonel kapasite açısından düşünülen daha az etkiye sahip olabileceği bildirilmiştir (117). Çalışmamızda da güdük boyu sınıflaması ile fonksiyonel kapasite arasında bir ilişki olmadığı bulundu. Bu bulgular doğrultusunda güdük boyunun fonksiyonel kapasiteyi etkileme açısından tek başına yeterli bir kriter olmadığı, fonksiyonel kapasiteyi değerlendirirken birçok parametrenin göz önüne alınmasına ihtiyaç olduğu düşünülmektedir.

Lin ve ark.'nın 2014 yılında yaptıkları çalışmada alt ekstremitte amputelerinde fiziksel aktivite seviyesi ile fiziksel performans ölçümleri arasında pozitif yönlü ilişki olduğunu bulmuşlardır (118). Çalışmamızda benzer şekilde amputelerin aktivite seviyesi ile denge ve fonksiyonel kapasite testleri arasında ilişkiye bakıldı. Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin (Grup 1) 6 DYT ve DKAT arasında pozitif yönlü ilişki olduğu görüldü. Hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin (Grup 2) aktivite seviyesi ile tek ayak üzerinde durma testi arasında pozitif yönlü ilişki olduğu saptandı. Grup 1 aktivite seviyesi ile tek ayak üzerinde durma testi ve BDÖ total skorları arasında ilişki olmadığı görülürken, Grup 2'de de



aktivite seviyeleri ile 6DYT, DKAT ve BDÖ total skorları arasında ilişki olmadığı bulundu. Yüksek aktivite seviyesine sahip transfemoral amputelerin daha iyi denge ve fonksiyonel kapasiteye sahip olduğunu düşünmekteyiz.

Akyol ve ark. amputasyon sonrasında ağrı, vücut imaj algısı, fonksiyonel ve duygusal durumun yaşam kalitesi üzerine etkisini inceledikleri çalışmada VAS skoru  $4,06 \pm 2,94$  olarak belirtilmiştir (119). Durmuş ve ark. yaptığı travmatik alt ekstremitte amputelerinde protez kullanımının fantom ağrısı ve psikolojik semptomlarla ilişkisini inceleyen diğer bir çalışmada VAS skoru  $3,29 \pm 4,98$  şeklinde ifade edilmiştir (86). Çalışmamızdaki VAS skorları ise mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerde  $3,80 \pm 3,32$ , hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerde  $6,90 \pm 7,26$  olarak hesaplandı. Ayrıca VAS total skorları açısından gruplar arasında anlamlı fark görülmedi. Amputelerde güdük ağrısının varlığı yapılan denge ve fonksiyonel kapasite testlerini olumsuz etkileyeceğinden çalışmamıza dahil edilen bireyleri güdük ağrıları az ve protez deneyimi fazla olması hidrolik ve mikroişlemci kontrollü protez diz eklemlerinin günlük yaşamda kullanım konforunu olumlu yönde etkilediğini düşündürmektedir.

Çalışmamızın sonucunda tespit edilen limitasyonlar; dahil edilen ampute sayısının nispeten az olması, çalışmadaki yaş dağılımının 18 ile 59 geniş yaş aralığında seyretmesi, yapılan denge testlerinin teknolojik cihazlarla yapılamamasından dolayı objektif verilerin toplanamaması ve çalışmanın Covid-19 pandemi sürecinde yapılmış olmasından dolayı katılımcıların koruyucu maske kullanarak 6DYT'yi gerçekleştirmiş olması sayılabilir.

Çalışmamızda mikroişlemci ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin denge, fonksiyonel kapasite, protez memnuniyeti ve yaşam kalitesi karşılaştırıldı. Sonuçlar doğrultusunda 'H4: Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan bireyler ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan bireylerin fonksiyonel kapasiteleri arasında fark vardır.' hipotezi kabul edildi. İleride yapılacak çalışmalarda daha fazla katılımcının olması, farklı tip protez diz eklemi kullanan transfemoral ampute bireylerin dahil edilmesi ve klinikte amputelerin fonksiyonel ve psikolojik durum açısından daha detaylı değerlendirilmesi gerektiğini önermekteyiz.

## 8. SONUÇ

Mikroişlemci ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan unilaterale transfemoral amputelerde denge, fonksiyonel kapasite, protez memnuniyeti ve yaşam kalitesini değerlendirmek ve birbirleri üzerine üstünlükleri olup olmadığını saptamak amacıyla incelediğimiz çalışmanın sonuçları aşağıda özetlenmiştir.

Çalışmamızda yaşları 18-59 arasında olan 16 erkek 4 kadın olmak üzere 20 unilaterale transfemoral ampute değerlendirildi. Amputeler aktivite seviyesi sınıflamasına göre K3 aktivite seviyesinde 13, K4 aktivite seviyesinde 7 ampute birey olarak belirlendi. Her iki gruba da tüm değerlendirme parametreleri anlık olarak gerçekleştirildi.

- Hidrolik ve mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputeler arasında statik denge açısından anlamlı fark bulunmadı.
- Hidrolik ve mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin dinamik dengeleri arasında fark olmadığı tespit edildi.
- BDÖ skorları açısından hidrolik ve mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputeler arasında anlamlı fark görülmedi.
- Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin aktivite seviyeleri ve dinamik dengeleri arasında pozitif yönlü yüksek bir ilişki olduğu bulundu. Bu durum aktivite seviyesi arttıkça dinamik dengenin arttığını göstermektedir.
- Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin aktivite seviyesi ile fonksiyonel kapasite arasında pozitif yönlü yüksek ilişki olduğu tespit edildi.
- Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin aktivite seviyesi ile BDÖ ve statik denge arasında ilişki olmadığı görüldü
- Hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan grubun aktivite seviyesi ile statik dengeleri arasında pozitif yönlü yüksek ilişki olduğu saptandı.

- Hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan grubun aktivite seviyesi ile dinamik denge, fonksiyonel kapasite ve BDÖ arasında ilişki olmadığı tespit edildi.
- Mikroşlemci ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin protez memnuniyeti ve yaşam kaliteleri arasında fark bulunmadı.
- Bireylerin çalışan ve çalışmayanlar arasında protez memnuniyeti açısından anlamlı fark görülmedi.
- Mikroşlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin fonksiyonel kapasitesinin hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullananlara göre daha iyi olduğu bulundu.
- Mikroşlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin dinamik dengeleri ile fonksiyonel kapasiteleri arasında negatif yönlü yüksek ilişki olduğu görüldü.
- Mikroşlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputelerin fonksiyonel kapasiteleri ile statik denge, BDÖ ve güdük boyu sınıflaması arasında ilişki olmadığı bulundu.
- Hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan grubun fonksiyonel kapasiteleri ile dinamik, statik denge ve güdük boyu sınıflaması arasında ilişki olmadığı görüldü.
- Hidrolik ve mikroşlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan transfemoral amputeler arasında VAS total skorları bakımından anlamlı fark bulunmadı.

## 9. KAYNAKLAR

1. Dajpratham P, Tantiramai S, Lukkapichonchut P, Kaewnaree S. Factors associated with vocational reintegration among the Thai lower limb amputees. *J Med Assoc Thai.* 91(2);234-9, 2008.
2. Deans SA, Mcfadyen AK, Rowe PJ. Physical Activity and quality of life: A study of a lower-limb amputee population. *Prosthetics and Orthotics International.* 32 (2);186-200, 2008
3. Lamoth CJ, Ainsworth E, Polomski W, Houdijk H. Variability and stability analysis of walking of transfemoral amputees. *Med Eng Phys.* 32(9);1009-14, 2010
4. Morgan SJ, Kelly VE, Hafner BJ. The impact of transfemoral amputation on the cognitive load associated with level walking. 40th Annual Academy Meeting AAOP, 2014.
5. Devlin M, Sinclair LB, Colman D, Parsons J, Nizio H, Campbell JE. Patient preference and gait efficiency in a geriatric population with transfemoral amputation using a free-swinging versus a locked prosthetic knee joint *Arch Phys Med Rehabil.* 83(2);246-9, 2002.
6. 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. *Arch Phys Med Rehabil.* 88(2);207-17, 2007.
7. Kaufman KR, Frittoli S, Frigo CA. Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Clinical Biomechanics.* 27(5);460-465, 2012
8. Şener G, Erbahçeci F. *Protezler.* p.142-148 3.baskı Pelikan Yayınları, Ankara, 2015.
9. Sağlam Y, Gülenç B, Birişik F, Yalçınkaya YE, Yazıcıoğlu Ö. The quality of life analysis of knee prosthesis with complete microprocessor control in trans-femoral amputees. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica.* 51(6);466-469, 2017.

10. Paysant J, Beyaert C, Datie AM, Martinet N, Andre JM. Influence of terrain on metabolic and temporal gait characteristics of unilateral transtibial amputees. *J Rehabil Res Dev.* 43(2);153-60, 2006.
11. Prinsen EC, Nederhand MJ, Olsman J. Influence of a user-adaptive prosthetic knee on quality of life, balance confidence, and measures of mobility: a randomised cross-over trial. *Clinical rehabilitation.* 29(6);581-591, 2015.
12. Sujiao L, Wujing C, Hongliu Y, Qiaoling M, Wenming C. Physiological parameters analysis of transfemoral amputees with different prosthetic knees. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 21(3);2019.
13. Sachs M, Bojunga J, Encke A. Historical evolution of limb amputation. *World J Surg.* 23(10);1088–93, 1999.
14. Sellegren KR. An Early History of Lower Limb Amputations and Prostheses. *Iowa Orthop J.* 2(13);1982.
15. Başal Ö, Korkmaz S. Türk B. Amputasyonlar. S.856-868. Derman Tıbbi Yayıncılık, İstanbul, 2015.
16. Jowaqn G. Outcomes in lower limb amputation following trauma: A systematic review and meta-analysis. *Injury, Int. J. Care Injured.* 42(12);1474–1479, 2011.
17. Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. *South Med J.* 95(8);875-84, 2002.
18. Lusardi MM, Jorge M, Nielsen CC. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation-E-Book: Elsevier Health Sciences; 2013.*
19. Esquenazi A. Amputation rehabilitation and prosthetic restoration. From surgery to community reintegration. *Disability and rehabilitation.* 26(14);831-836, 2004.
20. Susan K. Suspension systems for prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research®.* 361;55-62, 1999.

21. Fitzlaff G, Sepp Heim. Lower Limb Prosthetic Components: Design, Function and Biomechanical Properties. Verlag Orthopädie-Technik, 2002
22. Pasquina PF, Bryant PR, Huang ME, Roberts TL, Nelson VS, Flood KM. Advances in amputee care. Arch Phys Med Rehabil. 87(3);34-43, 2006.
23. Berry D. Microprocessor prosthetic knees. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics. 17(1);91-113, 2006.
24. Thiele J, Westebbe B, Belmann M, Kraft M. Designs and performance of microprocessor-controlled knee joints. Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik. 59(1);65-77, 2014.
25. Klute GK, Berge JS. Modelling the effect of prosthetic feet and shoes on the heel-ground contact force in amputee gait. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine 218(3);173-182, 2004.
26. Hansen, Andrew H, Dudley S, Childress. Effects of shoe heel height on the roll-over shapes of prosthetic ankle-foot systems Implications for heel-height-adjustable components. Journal of Prosthetics and Orthotics. 21(1);48-54, 2009.
27. Miller WC, Speechley M, Deathe B. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. Arch Phys Med Rehabil. 82(8);1031-1037, 2001.
28. Rusaw D, Hagberg K, Nolan L, Ramstrand N. Bilateral electromyogram response latency following platform perturbation in unilateral transtibial prosthesis users: influence of weight distribution and limb position. J Rehabil Res Dev. 50(4);531-44, 2013.
29. McDonald CL, Kramer PA, Morgan SJ, Halsne EG, Cheever SM, Hafner BJ. Energy expenditure in people with transtibial amputation walking with crossover and energy storing prosthetic feet: A randomized within-subject study. Gait Posture. 62;349-54, 2018.

30. Gauthier-Gagnon C, Grisé MC, Potvin D. Enabling factors related to prosthetic use by people with transtibial and transfemoral amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 80(6):706-13; 1999
31. Miller WC, Deathe AB, Speechley M, Koval J. The influence of falling, fear of falling, and balance confidence on prosthetic mobility and social activity among individuals with a lower extremity amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 82(9):1238-44, 2001
32. Miller WC, Speechley M, Deathe B. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. *Arch Phys Med Rehabil.* 82(8):1031-7, 2001
33. Hunter SW, Batchelor F, Hill KD, Hill AM, Mackintosh M, Payne M. Risk factors for falls in people with a lower limb amputation: a systematic review. *The Journal of injury, function and rehabilitation.* 9(2):170-180, 2017.
34. Miller WC, Speechley M, Deathe AB. Balance confidence among people with lower-limb amputations. *Phys Ther.* 82(9):856-65, 2002.
35. Mandel A, Paul K, Paner R, Devlin M, Dilkas S, Pauley T. Balance confidence and activity of community-dwelling patients with transtibial amputation. *J Rehabil Res Dev.* 53(5):551-60, 2016.
36. Pinzur MS, Gold J, Schwartz D, Gross N. Energy demands for walking in dysvascular amputees as related to the level of amputation. *Orthopedics.* 15(9):1033-7, 1992.
37. Williams RM, Turner AP, Orendurff M, Segal AD, Klute GK, Pecoraro J, et al. Does having a computerized prosthetic knee influence cognitive performance during amputee walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 87(7):989-94, 2006.
38. Sturk JA, Lemaire ED, Sinitski E. Gait differences between K3 and K4 persons with transfemoral amputation across level and non-level walking conditions. *Prosthetics and orthotics international* 42(6):626-635, 2018.

39. Sjö Dahl C, Jarnlo G-B, Söderberg B, Persson B. Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education. *Prosthet Orthot Int.* 26(2);101-12, 2002
40. Highsmith MJ, Schulz BW, Hart-Hughes S, Latief GA, Phillips SL. Differences in the spatiotemporal parameters of transtibial and transfemoral amputee gait. *J Prosthet Orthot.* 22(1);26-30, 2010.
41. Hsu JD, Michael JW, Fisk JR. *AAOS Atlas of orthoses and assistive devices e-book*; Elsevier Health Sciences; 2008.
42. Vamos EP, Bottle A, Edmonds ME, Valabhji J, Majeed A, Millett C. Changes in the incidence of lower extremity amputations in individuals with and without diabetes in England between 2004 and 2008. *Diabetes Care.* 33(12);2592-7, 2010.
43. Perry J, Davids JR. Gait analysis: normal and pathological function. *J Pediatr Orthop.* 12(6);815, 1992.
44. Jaegers SMHJ, Arendzen J.H, Jongh HJ. The prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematical study. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 76(8);736-743, 1995.
45. Abernethy B, Hanna A, Plooy A. The attentional demands of preferred and non-preferred gait patterns. *Gait Posture.* 15(3);256-65, 2002.
46. Waters RL, Perry J, Antonelli D, Hislop H. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. *J Bone Joint Surg Am.* 58(1);42-6, 1976.
47. Volpicelli LJ, Chambers RB, Wagner FW. Ambulation levels of bilateral lower-extremity amputees. Analysis of one hundred and three cases. *J Bone Joint Surg Am.* 65(5);599-605, 1983.
48. Mu J, Ipsen T, Doherty P, Langberg H. Physical and social factors determining quality of life for veterans with lower-limb amputation(s): A systematic review. *Disabil Rehabil.* 38(24);2345-53, 2016.
49. Buckley JG, O'Driscoll D, Bennett SJ. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. *Am J Phys Med Rehabil.* 81(1):13-20, 2002.
50. Mutlu A, Kharooty MD, Yakut Y. The effect of segmental weight of prosthesis on hemodynamic responses and energy expenditure of lower extremity amputees. *Journal of physical therapy science.* 29(4);629-634, 2017.



51. Amtmann D, Morgan SJ, Kim J, Hafner BJ. Health-related profiles of people with lower limb loss. *Arch Phys Med Rehabil.* 96(8);1474–83, 2015.
52. Gonzales EG, Corcoran PJ, Reyes RL. Energy Expenditure in Below-Knee Amputees: Correlation with Stump Strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 55(3);111-9, 1974.
53. Czerniecki JM, Morgenroth DC. Metabolic energy expenditure of ambulation in lower extremity amputees: what have we learned and what are the next steps. *Disabil Rehabil.* 39(2);143-51, 2017.
54. Board WJ, Street GM, Caspers C. A comparison of trans-tibial amputee suction and vacuum socket conditions. *Prosthet Orthot Int.* 25(3);202–9, 2001.
55. Stinus H. Biomechanics and evaluation of the microprocessor-controlled C-leg exoprosthesis knee joint. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete.* 138(3);278-282, 2000.
56. Carse B, Scott H, Brady L, Colvin J. A characterisation of established unilateral transfemoral amputee gait using 3D kinematics, kinetics and oxygen consumption measures. *Gait & posture.* 75;98-104, 2020.
57. Abouhossein A, Awad MI, Maqbool HF, Crisp C, Stewart TD, Messenger N, et al. Foot trajectories and loading rates in a transfemoral amputee for six different commercial prosthetic knees: An indication of adaptability. *Medical engineering & physics.* 68;46-56, 2019.
58. Bilodeau S, Hebert R, Desrosiers J. Lower limb utilisation by elderly amputees. *Prosthet Orthot Int.* 24;126-132, 2000.
59. Gauthier-Gagnon C, Grise MCL, Potvin D. Enabling factors related to prosthetic use by people with transtibial and transfemoral amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 80;706-713, 1999.
60. Biddiss EA, Chau TT. Upper limb prosthesis use and abandonment: a survey of the last 25 years. *Prosthet Orthot Int.* 31;236-257, 2007.
61. Dillingham TR, Pezzin LE, Mackenzie EJ, Burgess AR. Use and satisfaction with prosthetic devices among persons with trauma-related amputations: a long-term

- outcome study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 80(8);563-571, 2001.
62. Gholizadeh H, Osman NAA, Eshraghi A, Saadeq A, Yahyavi ES. Satisfaction and problems experienced with transfemoral suspension systems: a comparison between common suction socket and Seal-In liner. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 94(8);1584-1589, 2013.
63. Ülger Ö, Topuz S, Bayramlar K. Effects of a hydraulic knee joint on energy consumption, gait and patient satisfaction in trans-femoral amputees. *Fizyoter Rehabil*. 20(3);169-177, 2009.
64. Pell J, Donnan P, Fowkes F, Ruckley C. Quality of life following lower limb amputation for peripheral arterial disease. *European journal of vascular surgery*. 7(4);448-451, 1993.
65. Kohler F, Cieza A, Stucki G, Geertzen, J, Burger H, Dillon MP, et al. Developing Core Sets for persons following amputation based on the International Classification of Functioning, Disability and Health as a way to specify functioning. *Prosthetics and orthotics international*. 33(2);117-129, 2009.
66. Hammarlund CS, Calström M, Melchior R, Perrson BM. Prevalence of back pain, its effect on functional ability and health-related quality of life in lower limb amputees secondary to trauma or tumour: a comparison across three levels of amputation. *Prosthetics and orthotics international*. 35(1);97-105, 2011.
67. Baars EC, Schrier E, Dijkstra PU, Geertzen JHB. Prosthesis satisfaction in lower limb amputees: A systematic review of associated factors and questionnaires. *Medicine (Baltimore)*. 97(39), 2018.
68. Yümin ET, Şimşek TT, Sertel M, Öztürk A, Yümin M. The effect of functional mobility and balance on health-related quality of life (HRQoL) among elderly people living at home and those living in nursing home. *Arch Gerontol Geriatr*. 52(3);180-184, 2011.

69. Akarsu S, Tekin L, Safaz İ, Göktepe AS, Yazıcıoğlu K. Quality of life and functionality after lower limb amputations: comparison between uni-vs. bilateral amputee patients. *Prosthetics and orthotics international*. 37(1);9-13, 2013.
70. Spaan MH, Vrieling AH, van de Berg P, Dijkstra PU, van Keeken HG. Predicting mobility outcome in lower limb amputees with motor ability tests used in early rehabilitation. *Prosthet Orthot Int*. 41(2):171-7, 2017.
71. Sinha R, van den Heuvel WJA, Arokiasamy P. Factors affecting quality of life in lower limb amputees. *Prosthet Orthot Int*. 35(1):90-96, 2011.
72. Welk GJ. The Role of Physical Activity Assessments for School-Based Physical Activity Promotion. *Meas Phys Educ Exerc Sci*. 12(3);184-206, 2008.
73. (<https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/knees/rheo-knee>, **Erişim Tarihi: 04 Ağustos 2020**)
74. (<https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/knees/total-knee-2000>, **Erişim Tarihi: 04 Ağustos 2020**)
75. Vellas BJ, Wayne SJ, Romera L, Baumgartner RN, Rubenstein LZ, Garry PJ. One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*. 45(6);735-738, 1997.
76. Kristensen MT, NielsEn AO, Topp UM, Jakobsen B, Nielsen KJ, Juul- Larsen HG, et al. Number of test trials needed for performance stability and interrater reliability of the one leg stand test in patients with a major non-traumatic lower limb amputation. *Gait & posture*. 39(1);424-429, 2014.
77. Moore M, Karen B. The validity and reliability of the four square step test in different adult populations: a systematic review. *Systematic reviews*. 6(1);187, 2017.
78. Işık, Eİ, Altuğ F, Cavlak U. Reliability And Validity Of Four Step Square Test In Older Adults. *Turkish Journal of Geriatrics/Türk Geriatri Dergisi*. 18(2);151-155, 2015.
79. Langford Z. The four square step test. *Journal of physiotherapy*. 61(3);162, 2015.

80. Wayne D, Temple VA. A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 83(11);1566-1571, 2002.
81. Berg K, Wood-Dauphine S, Williams JI, Gayton D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*. 41(6);304-311, 1989.
82. Şahin F, Büyükavcı B, Sağ S, Doğu B, Kuran B. Berg Denge Ölçeği'nin Türkçe Versiyonunun İnmeli Hastalarda Geçerlilik ve Güvenilirliği. *Journal of Physical Medicine & Rehabilitation Sciences/Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bilimleri Dergisi* 16(3);170-175, 2013.
83. Major MJ, Fatone S, Roth EJ. Validity and reliability of the Berg Balance Scale for community-dwelling persons with lower-limb amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 94(11);2194-2202, 2013.
84. Wong CK. Interrater reliability of the Berg Balance Scale when used by clinicians of various experience levels to assess people with lower limb amputations. *Physical therapy*. 94(3);371-378, 2014.
85. Borrenpohl D, Brian K, Matthew JM. Survey of US practitioners on the validity of the Medicare Functional Classification Level system and utility of clinical outcome measures for aiding K-level assignment. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*. 97(7);1053-1063, 2016.
86. Durmuş D, Safaz İ, Adıgüzel E, Uran A, Sarısoy G, Salim A, et al. The relationship between prosthesis use, phantom pain and psychiatric symptoms in male traumatic limb amputees. *Comprehensive Psychiatry*. 59;45-53, 2015.
87. Mottola CA. Measurement strategies: the visual analogue scale. *Decubitus*. 6(5);56-8, 1993.
88. Yaray O, Akesen B, Ocaklioglu G, Aydinli U. Validation of the Turkish version of the visual analog scale spine score in patients with spinal fractures. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 45(5);353-358, 2011.

89. Şimşek İE, Şener G, Yakut Y. Unilateral alt ekstremite amputelerinde Profitez Memnuniyeti Anketi'nin Türkçe güvenirligi ve geçerligi: pilot çalışma. *Fizyoter Rehabil* 21(2);81-86, 2010.
90. Demet K, Guillemin F, Martinet N, Andre JM. Nottingham Health Profile: reliability in a sample of 542 subjects with major amputation of one or several limbs. *Prosthetics and orthotics international* 26(2);120-123, 2002.
91. Uszko-Lencer NHMK, Mesquita R, Jannsen E, Werter C, La Rocca HSP, Pitta F et al. Reliability, construct validity and determinants of 6-minute walk test performance in patients with chronic heart failure. *International journal of cardiology*. 240;285-290, 2017.
92. Linberg AA, Roach KE, Campbell SM, Stoneman PD, Gaunaud IA, Raya MA, et al. Comparison of 6-minute walk test performance between male Active Duty soldiers and servicemembers with and without traumatic lowerlimb loss. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 50(7);931-940, 2013.
93. Lin SJ, Bose NH. Six-minute walk test in persons with transtibial amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 89(12);2354-59, 2008.
94. Sions JM, Manal TJ, Horne JR, Sarlo FB, Pohlig TR. Balance-confidence is associated with community participation, perceived physical mobility, and performance-based function among individuals with a unilateral amputation. *Physiotherapy theory and practice* 36(5);607-614, 2020.
95. Şen Eİ, Aydın T, Buğdaycı D, Kesiktaş FM. Effects of microprocessor-controlled prosthetic knees on self-reported mobility, quality of life, and psychological states in patients with transfemoral amputations. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. 54(5);502, 2020.
96. Kurdibaylo SF. Obesity and metabolic disorder in adults with lower limb amputation. *J Rehabil Res Dev*. 33(4);387-94, 1996.

97. Lura D, Wernke M, Care SL, Kahle JT, Miro RM, Highsmith MJ. Differences in knee flexion between the Genium and C-Leg microprocessor knees while walking on level ground and ramps. *Clinical Biomechanics*. 30(2);175-181, 2015.
98. Hagberg K, Branemark R. Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: a survey of quality of life, prosthetic use and problems. *Prosthet Orthot Int*. 25(3);186-94, 2001.
99. Şen Eİ, Aydın T, Buğdaycı D, Kesiktaş FM. Effects of microprocessor-controlled prosthetic knees on self-reported mobility, quality of life, and psychological states in patients with transfemoral amputations. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. 54(5);502, 2020.
100. Hansen A, Childress D, Knox E. Prosthetic foot roll over shapes with implications for alignment of transtibial prostheses. *Prosthet Orthot Int*. 24(3);205-15, 2000.
101. Kristensen MT, Nielsen AO, Topp UM, Jakobsen B, Nielsen KJ, Juul-Larsen HG, et al. Number of test trials needed for performance stability and interrater reliability of the one leg stand test in patients with a major non-traumatic lower limb amputation. *Gait & posture*. 39(1);424-429, 2014.
102. Curtze C, Hof AL, Postema K, Otten B. The relative contributions of the prosthetic and sound limb to balance control in unilateral transtibial amputees. *Gait Posture*. 36(2);276-81, 2012.
103. Nederhand MJ, Asseldonk EHFV, Kooij H, Rietman HS. Dynamic Balance Control (DBC) in lower leg amputee subjects; contribution of the regulatory activity of the prosthesis side. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 27(1);40-45, 2012.
104. Damayanti SM, Kujur ES, Sau K. Effect of balance exercise on balance control in unilateral lower limb amputees. *Indian Journal of Occupational Therapy*. 41(3);63-68, 2009.
105. Howard CL, Wallece C, Perry B, Stokic DS. Comparison of mobility and user satisfaction between a microprocessor knee and a standard prosthetic knee: a

- summary of seven single-subject trials. *International Journal of Rehabilitation Research*. 41(1);63-73, 2018.
106. Lythgo N, Marmaras B, Connor H. Physical function, gait, and dynamic balance of transfemoral amputees using two mechanical passive prosthetic knee devices. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 91(10);1565-1570, 2010.
  107. Sions JM, Manal TJ, Horne JR, Sarlo FB, Pohlig TR. Balance-confidence is associated with community participation, perceived physical mobility, and performance-based function among individuals with a unilateral amputation. *Physiotherapy theory and practice* 36(5);607-614, 2020.
  108. Burçak, Burcu, et al. Quality of life, body image, and mobility in lower-limb amputees using high-tech prostheses: A pragmatic trial. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2020.
  109. Berry D, Olson MD, Larntz K. Perceived stability, function, and satisfaction among transfemoral amputees using microprocessor and nonmicroprocessor controlled prosthetic knees: a multicenter survey. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 21(1);32-42, 2009
  110. William D, Beasley E, Shaw A. Investigation of the quality of life of persons with a Transfemoral amputation who use a C-leg® prosthetic device. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 25(3);100-109, 2013.
  111. Kamali M, Karimi MT, Eshraghi A, Omar H. Influential factors in stability of lower-limb amputees. *Am J Phys Med Rehabil*. 92(12):1110-18, 2013.
  112. Dajpratham P Tantiniramai S, Lukkapichonchut P, Kaewnaree S. Factors associated with vocational reintegration among the Thai lower limb amputees. 91(2);234-9, 2008.
  113. Schoppen T, Boonstra A, Groothoff JW, Sonderen E, Göeken LN, Eisma WH. Factors related to successful job reintegration of people with a lower limb amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 82(10);1425-1431, 2001.

114. Johansson JL, Sherill 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*. 84(8);563-575, 2005.
115. Hasenoehrl T, Schmalz T, Windhager R, Domayer S, Dana S. 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*. 13(2);157-165, 2018.
116. Azuma Y, Chin T, Miura Y. The relationship between balance ability and walking ability using the Berg Balance Scale in people with transfemoral amputation. *Prosthetics and orthotics international*. 43(4);396-401, 2019.
117. Bell JC, Wolf EJ, Schnall BL, Tis JE, Potter BK. Transfemoral amputations: is there an effect of residual limb length and orientation on energy expenditure. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 472(10);3055-3061, 2014.
118. Lin SJ, Winston KD, Mitchell J, Girlinghouse J, Crochet K. Physical activity, functional capacity, and step variability during walking in people with lower-limb amputation. *Gait & posture*. 40(1);140-144, 2014
119. Akyol Y, Tander B, Goktepe AS, Safaz I, Kuru O, Tan AK. Quality of life in patients with lower limb amputation: Does it affect post-amputation pain, functional status, emotional status and perception of body image. *Journal of Musculoskeletal pain*. 21(4);334-340, 2013.



## 10. EKLER

### EK.1: Bilgilendirilmiş Onam Formu

Katılacağınız çalışmanın adı “Mikroişlemci ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan unilateral transfemoral amputelerin denge, enerji tüketimi, memnuniyet ve yaşam kalitesinin karşılaştırılması”dır. Bu çalışmanın amacı Bu çalışmanın amacı mikroişlemci ve hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan unilateral transfemoral amputelerin denge, enerji tüketimi, memnuniyet ve yaşam kalitesini karşılandırmaktır.

Değerlendirme sonuçlarımız sizlerle paylaşılacak ve çalışma için sizden hiçbir ücret talep edilmeyecektir ve karşılığında herhangi bir ödeme yapılmayacaktır. Çalışma sırasında alınan kimlik bilgileri büyük bir özen ve saygı ile gizli tutulacaktır.

Bu araştırmaya katıldığı takdirde, araştırmacı ile aramızda kalması gereken şahsıma ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında büyük özen ve saygı ile yaklaşılabacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerin ihtimamla korunacağı konusunda bize yeterli güven verildi. Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebiliriz (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemin uygun olacağını bilincindeyiz). Ayrıca tıbbi durumuna herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla, şahsım araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilir. Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır. İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunu ortaya çıkması halinde, şahsıma her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim). Şahsım araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığında, Ayşe Yazgana 05536284119 no’lu telefonda arayabileceğimi biliyorum. Şahsım bu araştırmaya katılmak zorunda değil ve katılmayabilir. Araştırmaya katılması konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değiliz. Eğer katılmayı reddedersek, bu durumun şahsıma tıbbi bakımına ve hekim veya fizyoterapist ile olan ilişkisine herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum. Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. Şahsımın bu araştırmaya katılmasında herhangi bir sakınca görmüyorum.

Gönüllü Adı Soyadı:

İmza

Araştırmacının Adı Soyadı:

İmza

Görüşmeye Tanıklık Edenin Adı Soyadı:

İmza

## EK.2: Tanımlayıcı Genel Ampute Değerlendirme Anketi

Yaş:

Cinsiyet: Kadın Erkek

Telefon: 0 ( \_ \_ ) \_ \_ \_ \_ \_

Boy:

Kilo:

Vücut Kütle İndeksi	
Sosyal Güvence:	
Medeni Durum:	
Alkol Kullanımı	
Sigara Kullanımı:	
Yaşadığı Çevrenin Durumu (Düz zemin /engebeli zemin)	
Eğitim Durumu	
İş Durumu	
Eşlik Eden Hastalık	
Kullandığı İlaç	
Yardımcı Cihaz Kullanımı	
Amputasyon Süresi	
Amputasyon Nedeni	
Günlük Ayakta Kalma Süresi	
Güdükleme boyu sınıflandırılması(kısa/orta/uzun)	
Günlük Egzersiz Süresi	
Kullandığı Protez Diz Eklemi	
Önceki Protez Diz Eklemi	
Genel Protez Kullanım süresi	
Rheo/TOTAL 2000 kullanım süresi	
Ampute taraf (Sol/Sağ)	

### EK.3:

Hiç ağrı olmaması 0, hayatta hissedilen en şiddetli ağrı 10 puan olduğu açıklanarak bu açıklama doğrultusunda ağrısına puan vermesi istendi. Değerlendirmeler istirahat, aktivite ve gece olmak üzere 3 farklı anda ağrı sorgulandı.

### Ağrı Şiddeti

VAS İstirahat: 0 \_\_\_\_\_ 10  
VAS Aktivite: 0 \_\_\_\_\_ 10  
VAS Gece: 0 \_\_\_\_\_ 10

### Ampute Aktivite Seviyeleri (K level)

K Seviyeleri	
<b>K 0</b>	Ambulasyon ve transfer potansiyeli yok.
<b>K 1</b>	Transfer dahil olmak üzere ev içi ambule hasta
<b>K 2</b>	Kısıtlı toplum içi ambule hasta
<b>K 3</b>	Toplum içi, değişken hızlarda yürüme potansiyeli olan hasta
<b>K 4</b>	Normal ambulasyon becerilerinin üzerinde yüksek aktiviteye sahip hasta
K seviyesi (.....)	

#### Ek.4: Protez Memnuniyet Anketi

Adı:

Soyadı:

<i>Lütfen, her soru için memnuniyetinizi en iyi tanımlayan cevabı işaretleyiniz.</i>	Tamamen katılıyorum	Oldukça katılıyorum	Katılmıyorum	Kesinlikle katılmıyorum
1. Protezimin rahattır.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
2. Ailem dışındaki insanların yanındayken, protezimi rahatça giyebiliyorum.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
3. Protezimi temizlemesi kolaydır.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
4. Protezimin havadan etkilenmeden çalışır.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
5. Protezimi giymesi kolaydır.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
6. Protezimle kendimi yaralayabileceğim durumlar oluyor.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
7. Protezimle hareket etmeyi kolay buluyorum.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
8. Protezime yapılan tamirler/ayarlamalar makul gecikmelerle yapılıyor.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
9. Protezimin bana uzun bir süre dayanır.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
10. Protezimi giydiğim zaman, o olmadan yapabileceğimden daha fazla şey başarıyorum.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
11. Protezimin görünüşünden memnunum.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
12. Protezimle birlikte bir yürüteç/bastonu kullanmayı kolay buluyorum.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
13. Protezimi nasıl kullanacağımı öğrenmek kolaydı.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
14. Protezimin bende fiziksel ağrı ya da rahatsızlık yaratıyor.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
15. Genel olarak protezime memnunum.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

**Ek.5: Nottingham Sağlık Profili**

	<b>EVET</b>	<b>HAYIR</b>	<b>K / puan</b>
1) Kendimi sürekli yorgun hissediyorum.			<b>ES</b>
2) Geceleri ağrım oluyor.			<b>A</b>
3) Her şey moralimi bozuyor.			<b>ER</b>
4) Dayanılmaz şiddetli ağrılarım var.			<b>A</b>
5) Uyuyabilmek için ilaç alıyorum.			<b>U</b>
6) Artık eğlenmeyi unuttum.			<b>ER</b>
7) Kendimi çok sinirli hissediyorum.			<b>ER</b>
8) Hareket etmek, pozisyon değiştirmek bana ağrı veriyor.			<b>A</b>
9) Kendimi yalnız hissediyorum.			<b>SE</b>
10) Sadece ev içinde yürüyebiliyorum			<b>FA</b>
11) Öne eğilmek benim için zor oluyor.			<b>FA</b>
12) En basit işler için bile çaba göstermem gerekiyor.			<b>ES</b>
13) Sabahları çok erken saatte uyanıyorum.			<b>U</b>
14) Hiç yürüyemiyorum.			<b>FA</b>
15) İnsanlarla geçinmek bana zor geliyor.			<b>SE</b>
16) Günler geçmek bilmiyormuş gibi geliyor.			<b>ER</b>
17) Merdivenleri çıkma /inmede zorlanıyorum.			<b>FA</b>
18) Bazı şeylere, yerlere uzanmak yetişmek güç oluyor.			<b>FA</b>
19) Yürürken ağrım oluyor.			<b>A</b>
20) Bugünlerde çok kolay öfkeleniveriyorum.			<b>ER</b>
21) Bana yakın hiç kimse yokmuş gibi hissediyorum.			<b>SE</b>

22) Geceleri çoğunlukla uyanık oluyorum.			<b>U</b>
23) Bazen kontrolümü kaybediyormuş gibi hissediyorum.			<b>ER</b>
24) Ayakta durunca ağrım oluyor.			<b>A</b>
25) Kendi kendime giyinmek zor oluyor.			<b>FA</b>
26) Çabucak yoruluveriyorum.			<b>ES</b>
27) Uzun süre ayakta durmak bana zor geliyor. (ör mutfakta veya otobüs beklerken)			<b>FA</b>
28) Sürekli ağrım oluyor.			<b>A</b>
29) Uykuya dalabilmek için uzun süre bekliyorum.			<b>U</b>
30) Çevremdeki insanlarla yük oluyormuşum gibi geliyor.			<b>SE</b>
31) Geceleri endişelerim yüzünden uyuyamıyorum.			<b>ER</b>
32) Hayat yaşamaya değmezmiş gibi geliyor.			<b>ER</b>
33) Gece uykularım çok kötü.			<b>U</b>
34) İnsanlarla geçinmekte zorlanıyorum.			<b>SE</b>
35) Dışarıda yürümek için yardıma ihtiyacım var. (ör baston veya bir kişi gibi)			<b>FA</b>
36) Merdiven inip çıkarken ağrım oluyor.			<b>A</b>
37) Sabahları moralim bozuk ve keyifsiz uyanıyorum.			<b>ER</b>
38) Otururken ağrı oluyor.			<b>A</b>

## Ek.6: Berg Denge Ölçeği

Hasta Adı/ Soyadı: .....

1	<b>Oturma Pozisyonundayken Ayağa Kalkmak</b>	
	<b>Yönerge:</b> Lütfen ayağa kalkın. Ellerinizden destek almamaya çalışın.	
	<input type="checkbox"/> 4	Ellerini kullanmadan ayağa kalkabilir ve kendi kendine denge sağlayabilir.
	<input type="checkbox"/> 3	Ellerini kullanarak ayağa kalkabilir.
	<input type="checkbox"/> 2	Birkaç denemeden sonra ellerini kullanarak ayağa kalkabilir.
	<input type="checkbox"/> 1	Ayağa kalkmak ve denge kurmak için çok az yardıma ihtiyacı vardır.
<input type="checkbox"/> 0	Ayağa kalkmak için orta düzeyde ya da çok yardıma ihtiyacı vardır.	
2	<b>Desteksiz Ayakta Durmak</b>	
	<b>Yönerge:</b> Lütfen hiçbir yere tutunmadan iki dakika ayakta durun.	
	<input type="checkbox"/> 4	2 dakika emniyetli bir şekilde ayakta durabilir.
	<input type="checkbox"/> 3	Gözetim altında 2 dakika ayakta durabilir.
	<input type="checkbox"/> 2	Desteksiz 30 saniye ayakta durabilir.
	<input type="checkbox"/> 1	Desteksiz 30 saniye ayakta durabilmek için birkaç denemeye ihtiyacı var.
<input type="checkbox"/> 0	Yardım almadan 30 saniye ayakta duramaz.	
3	<b>Desteksiz Oturmak (Arkaya Yaslanmadan Oturmak) (2. Soru 4 puan işaretlenmişse soruyu atlayınız)</b>	
	<b>Yönerge:</b> Lütfen kollarınızı kavuşturarak iki dakika oturun.	
	<input type="checkbox"/> 4	Emniyetli bir şekilde 2 dakika oturabilir.
	<input type="checkbox"/> 3	Gözetim altında 2 dakika oturabilir.
	<input type="checkbox"/> 2	30 saniye oturabilir.
	<input type="checkbox"/> 1	10 saniye oturabilir
<input type="checkbox"/> 0	Desteksiz 10 saniye oturamaz.	
4	<b>Ayaktayken Oturma Pozisyonuna Geçmek</b>	
	<b>Yönerge:</b> Lütfen oturun.	
	<input type="checkbox"/> 4	Ellerinden asgari düzeyde yardım alarak emniyetli bir şekilde oturabilir.
	<input type="checkbox"/> 3	Ellerinden yardım alarak kontrollü bir şekilde oturur.
	<input type="checkbox"/> 2	Bacaklarıyla sandalyeden destek alarak kontrollü bir şekilde oturur.
	<input type="checkbox"/> 1	Kendi başına oturabilir ama kontrollü değildir.
<input type="checkbox"/> 0	Oturmak için yardıma ihtiyacı vardır.	
	<b>Transfer</b>	
	<b>Yönerge:</b> Sandalyeleri transfer yapılacak şekilde göre yerleştirin. Hastaya bir kolluklubirde kolluksuz koltuğa doğru yer değiştirmesini söyleyin. İki sandalye (biri kolluklu diğeri	

5	kolluksuz) ya da bir yatak ve bir koltuk kullanabilirsiniz.	
	<input type="checkbox"/> 4	Ellerini çok az kullanarak emniyetli bir şekilde transfer olabiliyor.
	<input type="checkbox"/> 3	Emniyetli bir şekilde transfer olabiliyor, ellerini kesinlikle kullanıyor.
	<input type="checkbox"/> 2	Sözlü kılavuzlukla ve gözetimle veya gözetimsiz transfer olabiliyor.
	<input type="checkbox"/> 1	Yardım edecek bir kişiye gereksinimi var.
<input type="checkbox"/> 0	Güvende olabilmesi için yardım edecek veya gözetecek iki kişiye gereksinimi var.	
6	<b>Gözler Kapalıyken Desteksiz Ayakta Durmak</b>	
	<b>Yönerge:</b> Lütfen gözlerinizi kapayın ve ayakta 10 saniye hareketsiz durun.	
	<input type="checkbox"/> 4	10 saniye emniyetli bir şekilde ayakta durabilir.
	<input type="checkbox"/> 3	Gözetim altında 10 saniye ayakta durabilir.
	<input type="checkbox"/> 2	3 saniye ayakta durabilir.
<input type="checkbox"/> 1	Gözlerini üç saniyeden fazla kapalı tutamaz ama ayakta sabit durabilir.	
<input type="checkbox"/> 0	Düşmemek için yardıma ihtiyacı vardır.	
7	<b>Ayaklar Bitişikken Desteksiz Ayakta Durmak</b>	
	<b>Yönerge:</b> Ayaklarınızı birleştirin ve tutunmadan ayakta durun.	
	<input type="checkbox"/> 4	Kendi başına ayaklarını birleştirip 1 dakika emniyetli bir şekilde ayakta durabilir.
	<input type="checkbox"/> 3	Kendi başına ayaklarını birleştirip 1 dakika gözetim altında ayakta durabilir.
	<input type="checkbox"/> 2	Kendi başına ayaklarını birleştirip 30 saniye ayakta durabilir.
<input type="checkbox"/> 1	Yardım ile istenilen pozisyona gelebilir, ama ayaklar bitişik vaziyette ancak 15 saniye ayakta durabilir.	
<input type="checkbox"/> 0	Yardım ile istenilen pozisyona gelebilir, ama bu pozisyonu 15 saniye muhafaza edemez.	
8	<b>Ayaktayken Kollar Gergin Öne Doğru Uzanmak</b>	
	<b>Yönerge:</b> Kollarınızı 90 derece kaldırın. Parmaklarınızı uzatın ve öne doğru uzanabildiğiniz kadar uzanın. [Gözetmen eller 90° iken hastanın parmak uçları hizasında bir cetvel tutar. Öne uzanırken hastanın parmakları cetvele değmemelidir. Hastanın enileri uzanabildiği noktada parmak uçlarının kat ettiği mesafe kaydedilmelidir. Gövdenin dönmesini önlemek için, hastaya mümkünse iki kolunu da uzatmasını söyleyin].	
	<input type="checkbox"/> 4	Rahatça öne uzanabilir >25 cm.
	<input type="checkbox"/> 3	Rahatça öne uzanabilir >12,5 cm.
	<input type="checkbox"/> 2	Rahatça öne uzanabilir >5 cm.
<input type="checkbox"/> 1	Öne uzanabilir ama gözleme ihtiyacı vardır.	
<input type="checkbox"/> 0	Öne uzanmaya çalışırken dengesini kaybeder/dışarıdan destek gerekir.	



9	<b>Ayaktayken Yerden Nesne Almak</b>	
	<b>Yönerge:</b> Ayağınızın hemen önünde bulunan ayakkabıyı/terliği alın.	
	<input type="checkbox"/> 4	Terliği rahatça alabilir.
	<input type="checkbox"/> 3	Terliği alabilir ama gözetim eşliğinde.
	<input type="checkbox"/> 2	Terliği alamaz ama terliğe 2-5 cm kadar yaklaşabilir ve kendi kendine denge sağlayabilir.
	<input type="checkbox"/> 1	Terliği alamaz, almaya çalışırken de gözetime ihtiyacı vardır.
10	<b>Ayaktayken Sağ Ya Da Sol Omuz Üzerinden Dönerek Geriye Bakmak</b>	
	<b>Yönerge:</b> Sol omuzunuzun üzerinden dönerek arkanıza bakın. Aynısını sağ tarafınızda tekraredin. [Gözetmen denegin daha iyi bir dönüş hareketi gerçekleştirmesini sağlamak için denegin arkasında yeralan bir nesneyi bakış noktası olarak belirleyebilir.]	
	<input type="checkbox"/> 4	Terliği rahatça alabilir.
	<input type="checkbox"/> 3	Terliği alabilir ama gözetim eşliğinde.
	<input type="checkbox"/> 2	Terliği alamaz ama terliğe 2-5 cm kadar yaklaşabilir ve kendi kendine denge sağlayabilir.
	<input type="checkbox"/> 1	Terliği alamaz, almaya çalışırken de gözetime ihtiyacı vardır.
11	<b>360° Dönmek</b>	
	<b>Yönerge:</b> Tam daire çizerek şekilde kendi etrafınızda dönün. Durun. Sonra ters yönde tam daire çizin.	
	<input type="checkbox"/> 4	4 saniye ya da daha kısa sürede emniyetli bir şekilde 360 derece dönebilir.
	<input type="checkbox"/> 3	4 saniye ya da daha kısa sürede sadece bir tarafa doğru emniyetli bir şekilde 360 derece dönebilir.
	<input type="checkbox"/> 2	Emniyetli bir şekilde fakat yavaş bir şekilde 360 derece dönebilir.
	<input type="checkbox"/> 1	Yakın gözetime ya da sözlü uyarıya ihtiyacı vardır.
12	<b>Desteksiz Ayakta Dururken Değişerek Bir Ayağı Yere Basamak Veya Tabureye Yerleştirmek</b>	
	<b>Yönerge:</b> İki ayağı da sırasıyla taburenin üstüne koyun. Her iki ayak da tabureye 4 kere değene kadar harekete devam edin.	
	<input type="checkbox"/> 4	Kendi başına emniyetli bir şekilde ayakta durabilir ve 20 saniyede 8 adımı tamamlayabilir.
	<input type="checkbox"/> 3	Kendi başına ayakta durabilir ve 8 adımı 20 saniyeden daha uzun bir sürede tamamlayabilir.
	<input type="checkbox"/> 2	Gözetim altında yardım almadan 4 adım tamamlayabilir.
<input type="checkbox"/> 1	Az yardımla 2 adım tamamlayabilir.	

	<input type="checkbox"/> 0	Düşmemek için yardıma ihtiyacı vardır/çaba gösteremez.
<b>13</b>	<b>Bir Ayak Önde Olarak Desteksiz Ayakta Durmak</b>	
	<b>Yönerge:</b> Hastaya gösterin: Bir ayağınızı diğerinin tam önüne koyun. Bunu yapamıyorsanız, ayağınızı, topuk kısmı öteki ayağınızın başparmağı hizasına gelecek şekilde bir adım atın. (3 puan vermek için adımın mesafesi diğer ayağın uzunluğunu geçmeli ve duruşun genişliği deneğin normal yürüyüş adımıdaki genişliğe yakın olmalı.)	
	<input type="checkbox"/> 4	Normal yürüyüş adımını bağımsız olarak atabiliyor ve 30 saniye tutabiliyor
	<input type="checkbox"/> 3	Ayağını diğerinin önüne bağımsız olarak koyabiliyor ve 30 saniye tutabiliyor.
	<input type="checkbox"/> 2	Bağımsız olarak küçük adım atabiliyor ve 30 saniye tutabiliyor.
	<input type="checkbox"/> 1	Adım atmak için yardıma ihtiyacı var ama 15 saniye durabiliyor
	<input type="checkbox"/> 0	Adım atarken veya ayakta dururken yardıma ihtiyacı var.
<b>14</b>	<b>Tek Ayak Üstünde Durmak</b>	
	<b>Yönerge:</b> Tek ayağın üzerinde durabildiğinizce fazla durun	
	<input type="checkbox"/> 4	Tek ayağı üzerinde 10 saniyeden daha fazla durabiliyor.
	<input type="checkbox"/> 3	Tek ayağı üzerinde 5-10 saniye durabiliyor.
	<input type="checkbox"/> 2	Tek ayağı üzerinde 3-5 saniye durabiliyor.
	<input type="checkbox"/> 1	Tek ayağı üzerinde durabiliyor ancak bunu 3 devam ettiremiyor.
	<input type="checkbox"/> 0	Tek ayağı üzerinde duramıyor.

**0-20:** Yüksek Düşme Riski! Tekerlekli sandalye - Walker gerekli

**21-40:** Orta derecede Düşme riski. Baston - Tripod gerekli

**41-56:** Düşük risk. Yardımcı araç gerekmez

Toplam skor (0-56)	(.....)
--------------------	---------



## Ek. 8: Kurum Çalışma İzin Belgesi



22.05.2020

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ' NE

Enstitünüzün Sağlık Bilimleri Fakültesi Ortez-Protez Anabilim Dalı' nda yüksek lisans öğrencisi AYŞE YAZGAN' ın Unilateral Transfemoral Amputelerde yapmayı planlandığı yüksek lisans çalışmasının değerlendirme aşaması bilgimiz ve iznimiz dahilinde kliniğimizde gerçekleşecektir.

Saygılarımızla

Össur Turkey

Genel Müdür Mustafa Doğru



Össur Turkey Ortopedik Sağlık Hiz. Tic. A.Ş.  
Küçükçekmece İkitelli OSB Mah.  
İnsan San. Sit. E-3 Blok No:1/9  
Küçükçekmece-İstanbul

Phone nr.: +90 212 674 88 91  
Fax nr.: +90 212 495 73 81  
E-mail : info@bioaktif.com  
Website: www.ossur.com.tr

Halkbank IBAN:  
TR72 0001 2001 2800 0010 1002 88  
Akbank IBAN:  
TR25 0004 6011 0688 8000 0153 94

## 11. ETİK KURUL ONAYI



T.C.  
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.14171  
Konu : Etik Kurulu Kararı

16/04/2020

Sayın Ayşe YAZGAN

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "Mikroişlemci ve Hidrolik Kontrollü Protez Diz Eklemi Kullanan Unilateral Transfemoral Amputelerin Denge, Enerji Tüketimi, Memnuniyet ve Yaşam Kalitesinin Karşılaştırılması" isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar  
Etik Kurulu Başkanı

Ek:  
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 16.04.2020 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrağınızı <https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden 2AB2CC90X8 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

İstanbul Medipol Üniversitesi  
Kavacak Mah. Ekinçiler Cad. No.19 Kavacak Kavşağı - Beykoz  
34810 İstanbul

Tel: 444 85 44  
İnternet: [www.medipol.edu.tr](http://www.medipol.edu.tr)  
Ayrıntılı Bilgi İçin : [bilgi@medipol.edu.tr](mailto:bilgi@medipol.edu.tr)

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURULU KARAR FORMU

<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Mikroişlemci ve Hidrolik Kontrollü Protez Diz Eklemi Kullanan Unilateral Transfemoral Amputelerin Denge, Enerji Tüketimi, Memnuniyet ve Yaşam Kalitesinin Karşılaştırılması			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Ayşe YAZGAN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortez ve Protez			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
Karar Bilgileri	Karar No: 318		Tarih: 16/04/2020			
Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.						

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kuruma	Cinsiyet		Araştırma ile İlişki		Kabul *		İmza
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	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"/>	
Prof. Dr. Mete ÜNGÖR	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	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"/>	
Doç. Dr. Mehmet Kemal ÖZDEMİR	Elektrik ve Elektronik	İstanbul Medipol Üniversitesi	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"/>	
Doç. Dr. İknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	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"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Neriman İpek KIRMIZI	Tıbbi Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	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"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Neziha HACİHASANOĞLU ÇAKMAK	Biyokimya	İstanbul Medipol Üniversitesi	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"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	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"/>	

\* :Toplantıda Bulunma



T.C.  
**İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ**  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-772.02-E.61561  
Konu : Etik Kurulu Kararı

17/11/2020

Sayın Ayşe YAZGAN

Üniversitemizin Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 16/04/2020 tarihli 318 karar no ile onay verilen "Mikroişlemci ve Hidrolik Kontrollü Protez Diz Eklemi Kullanan Unilateral Transfemoral Amputelerin Denge, Enerji Tüketimi, Memnuniyet ve Yaşam Kalitesinin Karşılaştırılması" isimli çalışmamızın başlığını "Mikroişlemci ve Hidrolik Kontrollü Protez Diz Eklemi Kullanan Unilateral Transfemoral Amputelerin Denge, Fonksiyonel Kapasite, Memnuniyet ve Yaşam Kalitesinin Karşılaştırılması" olarak değiştirilmesi ve aşağıda verilen değişikliklerin yapılması isteğiniz uygun bulunmuş olup kayıt altına alınmıştır.

Bilgilerinize rica ederim.

- H2: Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan bireyler ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan bireylerin fonksiyonel kapasiteleri arasında fark vardır.
- H20: Mikroişlemci kontrollü protez diz eklemi kullanan bireyler ile hidrolik kontrollü protez diz eklemi kullanan bireylerin fonksiyonel kapasiteleri arasında fark yoktur.
- Etik kurulunuzda geçen tüm "Enerji Tüketimi" ibarelerinin yerine "Fonksiyonel Kapasite" ibareleri ile değiştirilmesi.

Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar  
Etik Kurulu Başkanı

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Dr. Öğr. Üye. Mahmut TOKAÇ tarafından 17.11.2020 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrağınızı <https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden 3386FF21XA kodu ile doğrulayabilirsiniz.

Istanbul Medipol Üniversitesi

Kavacak Mah. Ekinçiler Cad. No.19 Kavacak Kavşağı - Beşiktaş  
34810 İstanbul

Tel: 444 85 44  
İnternet: [www.medipol.edu.tr](http://www.medipol.edu.tr)  
Ayrıntılı Bilgi İçin : [bilgi@medipol.edu.tr](mailto:bilgi@medipol.edu.tr)



## 12. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel bilgiler

<b>Adı:</b> Ayşe	<b>Soyadı:</b> Yazgan
<b>Doğum Yeri:</b> Samsun	<b>Doğum Tarihi:</b> 29.10.1997
<b>Uyruğu:</b> Türkiye Cumhuriyeti	<b>TC Kimlik No:</b>
<b>e mail:</b> aysesamsun0@gmail.com	<b>Tel:</b>

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
<b>Doktora / Uzmanlık</b>		
<b>Yüksek Lisans</b>		
<b>Lisans</b>	<b>İstanbul Medipol Üniversitesi</b>	<b>2019</b>
<b>Lise</b>	<b>Onur Ateş Anadolu Lisesi</b>	<b>2015</b>

### İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre
Ortotist - Prostetist	Össur Turkey Ortopedik Sağlık Hizmetleri Ticaret A.Ş.	2019 Temmuz-

Yabancı Dil	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma	YÖKDİL Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi	67,5

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>Ales puanı</b>	72,51244	72,56052	71,23967

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma Becerisi
Microsof Office	İyi