



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**TRANSTİBİAL PROTEZ KULLANAN BİREYLERDE SAĞLAM
TARAFTA TABANLIK KULLANIMININ PLANTAR BASINÇ VE
POSTÜRAL STABİLİTEYE ANLIK ETKİSİ**

ONUR AKBEN

ORTEZ PROTEZ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Seval KUTLUTÜRK

İSTANBUL – 2021

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ()
Anabilim Dalı : Ortez Protez
Tez Sahibi : Onur AKBEN
Tez Başlığı : Transtibial Protez Kullanan Bireylerde Sağlam Tarafta Tabanlık
Kullanımının Plantar Basınç ve Postüral Stabiliteye Anlık Etkisi
Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Güney Yerleşkesi
Sınav Tarihi : 09.04.2021

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman

Kurumu

İmza

Dr.Öğr.Üyesi Seval KUTLUTÜRK İstanbul Medipol Üniversitesi

Sınav Jüri Üyeleri

Doç.Dr. Esra ATILGAN İstanbul Medipol Üniversitesi

Dr.Öğr.Üye.Tezel YILDIRIM ŞAHAN Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Yüksek Lisans tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../ tarih ve/..... - sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür V.

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans döneminde tecrübesini ve fikirlerini esirgemeyen her zaman yanımda olan Sayın hocam Dr. Öğr. Üyesi Seval KUTLUTÜRK' e

Yüksek lisans döneminde ve akademik anlamda ilerlememde çok büyük katkıları olan Sayın hocam Prof. Dr. Z. Candan ALGUN' a

Tez sürecim boyunca gerekli bütün kolaylıkları sağlayan her zaman sonsuz desteğini hissettiğim saygıdeğer bölüm başkanım Sayın Doç. Dr. Esra ATILGAN' a

Hayatımda ve yüksek lisans sürecinde her zaman yardımlarını esirgemeyen çok değerli arkadaşım Uzm. Ortotist Prostetist Ayşe YAZGAN' a

Çalışmalarımı sürdürürken iş yükümü hafifleten Uzm. Fzt. Ali DEMİRCAN'a, Uzm. Ortotist Prostetist N. Hande YAZICI' ya ve Uzm. Ortotist Prostetist Yağmur ALTUN'a

Tezin yapılma sürecinde klinik destek sağlayan Aktif Protez Ortez Merkezi'ne ve Fzt. Özgür AYDOĞAN' a

Tüm hayatım boyunca desteklerini bulduğum sevgili annem Emine AKBEN' e, sevgili babam Oğuz AKBEN' e ve kardeşim Cenk AKBEN'e

Saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

APİ	Ayak Postür İndeksi
BDÖ	Berg Denge Ölçeği
Kg	Kilogram
Maks	Maksimum
Min	Minimum
n	Olgu Sayısı
p	İstatistiksel Yanılma Düzeyi
SS	Standart Sapma
SPSS	Statistical Package For Social Sciences
VAS	Visual Anolog Scale
VKİ	Vücut Kitle İndeksi
X	Ortalama

TABLO LİSTESİ

Tablo 4. 1. 3. 1. Alt Ekstremitte Amputasyon Seviyeleri.....	7
Tablo 4. 2. 3. 1. Protezlerde Kullanılan Vakum Sistemleri.....	11
Tablo 5. 1. 1. Bireylerin Katılım Şeması.....	22
Tablo 6. 1. 1. Bireylerin Demografik Özellikleri	34
Tablo 6. 1. 2. Bireylerin Demografik Özelliklerinin Dağılımı	36
Tablo 6. 2. 1. Bireylerin Denge, Protez Memnuniyeti, Aktivite Kısıtlaması ve Ağrı Şiddeti Sonuçları.....	36
Tablo 6. 3. 1. Ayak Postür İndeksi Total Puanı ve Ayak Postür İndeksi Sınıflama Sonuçları.....	36
Tablo 6. 3. 2. Ayak Postür İndeksi Sınıflama Sonuçları.....	36
Tablo 6. 3. 3. Ayak Postür İndeksi Total Skoruna İlişkin Korelasyon Bulguları	37
Tablo 6. 3. 4. Kalkaneus Açısının Tabanlık Öncesi ve Sonrası Değerlendirme Bulguları.....	37
Tablo 6. 4. 1. Bireylerin Sağlam ve Protezli Taraf Plantar Basınç Ölçümleri.....	38
Tablo 6. 4. 2. Bireylerin Sağlam Tarafta Tabanlıklılı Plantar Basınç Ölçümleri	39
Tablo 6. 4. 3. Gözler Açık ve Kapalı Olma Durumuna Göre Çıplak Ayak Stabilometrik Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması	40
Tablo 6. 4. 4. Gözler Açık Tabanlıklılı ve Tabanlıksız Stabilometrik Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	40
Tablo 6. 4. 5. Gözler Kapalı Tabanlıklılı ve Tabanlıksız Stabilometrik Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması	41

RESİMLER LİSTESİ

Resim 5. 3. 2. 1. Berg Denge Ölçeği.....	24
Resim 5. 3. 6. 1. Ayak Postür İndeksi.....	27
Resim 5. 4. 1. Tabanlık Üretim Süreci.....	32
Resim 5. 4. 2. Tabanlığın Üst ve Yan Taraftan Görüntüsü.....	33

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4. 3. 2. 1. Ayak Kemiklerinin Üstten Görünüşü.....	13
Şekil 4. 3. 6. 1. Ayakta Yük Dağılımı.....	16
Şekil 5. 3. 7. 1. Kalkenaus Açısının Ölçülmesi.....	28
Şekil 5. 3. 8. 1. Ayak Plantar Basıncının Değerlendirilmesi.....	30
Şekil 5. 3. 8. 2. Postüral Stabilitenin Değerlendirilmesi.....	31

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU	i
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI	ii
TEŞEKKÜR	iii
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	iv
TABLO LİSTESİ	v
RESİMLER LİSTESİ.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
İÇİNDEKİLER	viii
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT.....	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER.....	6
4. 1. Amputasyon	6
4. 1. 1. Amputasyon Tanımı.....	6
4. 1. 2. Amputasyon Nedenleri	6
4. 1. 3. Alt Ekstremitte Amputasyonu Seviyeleri.....	6
4. 1. 4. Transtibial Amputasyon	7
4. 1. 5. Transtibial Amputasyon ve Proteze Karar Verme	8
4. 2. Transtibial Protez Bileşenleri.....	8
4. 2. 1. Protez Ayak.....	8
4. 2. 2. Transtibial Soket Sistemleri	9
4. 2. 3. Transtibial Suspansiyon Sistemleri	10
4. 3. Ayak ve Ayak Bileği.....	12
4. 3. 1. Ayak ve Ayak Bileği Kompleksi	12
4. 3. 2. Ayak ve Ayak Bileği Kemikleri.....	13

4. 3. 3. Ayak Bileği Eklemleri.....	13
4. 3. 4. Ayak Arkları.....	15
4. 3. 5. Ayak ve Ayak Bileği Kasları	16
4. 3. 6. Ayakta Yük Dağılımı	16
4. 3. 7. Plantar Basınç.....	17
4. 3. 8. Ayak ve Ayak Bileğinde Görülen Deformiteler	18
4. 3. 8. 1. <i>Pes planus</i>	18
4. 3. 8. 2. <i>Pes cavus</i>	18
4. 3. 8. 3. <i>Halluk valgus</i>	18
4. 3. 8. 4. <i>Metatarsalji</i>	19
4. 3. 8. 5. <i>Kalkaneal varus</i>	19
4. 3. 8. 6. <i>Kalkaneal valgus</i>	19
4. 3. 10. Ayak Deformitelerinde Uygulanan Ortizler	19
4. 3. 10. 1. <i>Tabanlık</i>	20
5. MATERYAL VE METOT	21
5. 1. Bireyler.....	21
5. 2. Yöntem.....	23
5. 3. Değerlendirme Yöntemleri.....	23
5. 3. 1. Demografik Bilgiler	23
5. 3. 2. Denge Değerlendirilmesi	23
5. 3. 3. Fonksiyonel Sınıflandırma Seviyesi Ölçümü	25
5. 3. 4. Ağrının Değerlendirilmesi	25
5. 3. 5. Protez Deneyiminin Değerlendirilmesi.....	26
5. 3. 6. Ayak Postürünün Değerlendirilmesi	26
5. 3. 7. Kalkaneusun Açısının Ölçümü	27
5. 3. 8. Ayak Plantar Basıncı ve Postüral Stabilitenin Değerlendirilmesi.....	28
5. 4. Tabanlık Üretim Süreci	32
5. 5. İstatiksel Analiz.....	33
6. BULGULAR	34
6. 1. Demografik Bilgiler	34

6. 2. Denge, Protez Memnuniyeti, Aktivite Kısıtlaması ve Ağrı Şiddeti Bulguları.....	35
6. 3. Ayak Postürü ve Kalkaneusun Gonyometrik Açısı Ölçümü Bulguları	36
6. 4. Plantar Basınç ve Postüral Stabilite Sonuçları	37
7. TARTIŞMA	42
8. SONUÇ.....	52
9. KAYNAKLAR	54
10. EKLER.....	68
11. ETİK KURUL ONAYI.....	78
12. ÖZGEÇMİŞ.....	82

1. ÖZET

TRANSTİBİAL PROTEZ KULLANAN BİREYLERDE SAĞLAM TARAFTA TABANLIK KULLANIMININ PLANTAR BASINÇ VE POSTÜRAL STABİLİTEYE ANLIK ETKİSİ

Tek taraflı alt ekstremitte protezi kullanan bireylerde sağlam ekstremitte üzerindeki aşırı yüklenme ve yürüyüş simetrisindeki bozulmalar önemli bir endişe kaynağıdır. Bu çalışmada transtibial protez kullanan bireylerin sağlam ekstremitesinde tabanlık kullanımının plantar basınç ve postüral stabiliteye anlık etkisini incelemek amaçlandı. Çalışma transtibial protez kullanan 18-65 yaş aralığındaki 16 unilateral transtibial ampute üzerinde yapıldı. Ayak postürü Ayak Postür İndeksi, kalkaneus açısı CJ Ortho mobil uygulaması (Collège des Jeunes Orthopédistes – CJO) ve universal gonyometrik ölçüm, ayak plantar basıncı ve postüral stabilite Sensor Medica® sistemi ile değerlendirildi. Tabanlık öncesi ve sonrası yapılan değerlendirmeler anlık olarak kaydedildi. Araştırmanın istatistiksel analizi SPSS 21.00 kullanılarak, $p<0,05$ anlamlılık sınırında gerçekleştirildi. Bireylerin sağlam taraftaki tabanlıkları plantar basınç kuvvetleri ile (ön ayak yüklenme, toplam yüklenme, ön ayak temas yüzeyi, toplam temas yüzeyi, maksimum basınç) tabanlıksız sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Tabanlıkları ve tabanlıksız ayak bileğinin subtalar eklem açısında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p<0,05$). Transtibial protez kullanan amputelerde sağlam ekstremitte tabanlığın postüral stabilite ve plantar basınç üzerine olumlu etkisinin olduğu belirlendi. Sağlam tarafta kişiye özel tabanlık kullanımının protez kullanan ampute bireyler için teşvik edilmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Ayak, Plantar Basınç, Postüral Stabilite, Tabanlık, Transtibial Ampute.

2. ABSTRACT

INSTANT EFFECT OF THE USE OF SOLID INSOLES ON PLANTAR PRESSURE AND POSTURAL STABILITY IN INDIVIDUALS USING TRANSTIBIAL PROSTHESIS

Overloading on the contralateral limb and impaired gait symmetry in individuals using unilateral lower limb prosthesis are a major concern for amputees. The aim of this study was to investigate the effect of using insoles on the contralateral extremities of individuals using transtibial prosthesis on plantar pressure and postural stability. The study was performed on 16 unilateral transtibial amputees between the ages of 18-65, using transtibial prosthesis. Evaluation of foot posture (Foot Posture Index), measurement of calcaneus angle (CJ Ortho - Collège des Jeunes Orthopédistes - CJO) for postural stability and plantar pressure Sensor Medica® (Guidonia Montecelio, Rome, Italy) data before and after insoles recorded as. The statistical analysis of the study was performed using SPSS 21.00. at the significance limit of $p < 0.05$. A statistically significant difference was found between the plantar pressure values with insoles on the contralateral side (forefoot loading, total loading, forefoot contact surface, total contact surface, maximum pressure values) of the individuals without insoles ($p < 0.05$). A statistically significant difference was found in the subtalar joint angles of the ankle with and without insoles ($p < 0.05$). In amputees using transtibial prosthesis, it was determined that the insoles in the contralateral extremity had a positive effect on postural stability and plantar pressure. We think that the use of custom insoles should be encouraged for amputees using prosthesis.

Keywords: Foot, Insole, Plantar Pressure, Postural Stability, Transtibial Amputee

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Alt ekstremitte amputasyonu günlük yaşamdaki fonksiyonlar üzerinde etkilere sahip cerrahi bir yöntemdir (1). Alt ekstremitte amputasyonu, periferik vasküler hastalıklar, periferik vazospastik hastalıklar, gazlı kangren ve osteomyelit gibi kronik enfeksiyonlar, malign tümörler ya da travma veya kimyasal, termal ve elektrik yanıkları nedenli olabilmektedir. En sık karşılaşılan nedenler başta diabetes mellitus olmak üzere periferik vasküler hastalıklardır (2). Amputeler ile ilgili yapılan istatistiklere göre, transtibial amputasyon en yaygın alt ekstremitte amputasyonlarından biridir (3). Alt ekstremitte amputasyonu, hastayı farklı şekillerde etkileyebilecek fonksiyonel sınırlamalarla ilişkili bir dizi fiziksel bozukluluğa yol açar. Bunlardan en yaygın olanları postür ve denge bozukluğu, ambulasyon ve transfer yeteneğindeki değişimlerdir (4,5).

Yapılan bir çalışmada, periferik damar hastalığı ve diyabetik ayak problemi olan ampute hastaların %55'inin iki ile üç yıl içinde sağlam ekstremitede de amputasyon geçirme riskinin olduğu bildirilmiştir (6). Gailey ve ark. tarafından yapılan amputasyon ve uzun süreli protez kullanımının sağlam alt ekstremitte ile ilişkili ikincil fiziksel komplikasyonları inceledikleri çalışmada, kalça ve diz eklemleri üzerinde osteoartrit ve osteoporoza yol açabildiği, postüral değişiklikler ve ağrıyla sonuçlanabildiği gösterilmiştir (7). Yürüme asimetrisinin tek taraflı alt ekstremitte amputelerinde önemli bir endişe kaynağı olduğu çalışmalarda bildirilmiştir. Sağlam ekstremitte üzerindeki aşırı yüklenme ve komplikasyonların önlenmesi için yürüyüşün etkili ve simetrik olması gerekmektedir. Amputelerde düzensiz ve verimsiz yürüyüş plantar basıncı artırarak sağlam ekstremitede yumuşak doku hasarına yol açabilir (8,9).

Plantar basınç analizi, ayak anatomisindeki yapısal bozuklukların tanı ve tedavisinde kullanılabilen objektif ve kullanışlı bir yöntemdir. Statik ve dinamik olarak ayak tabanındaki kuvvet dağılımının ölçümünü yapan pedobarografik platform vasıtasıyla ölçülmektedir (10,11). Ayak ve ayak bileği ortezlerinin alt ekstremitedeki deformiteleri azaltmada klinik olarak etkili olduğu bildirilmektedir (12). Ayak ve ayak bileği ortezlerinden olan tabanlık uygulamalarının subtalar pronasyonu azaltarak alt ekstremitte

kinetik ve kinematik analiz sonuçlarını normalleştirdiği yapılan kinezyolojik çalışmalarda gösterilmektedir (13,14). Kişiyeye özel tabanlık yapımında, deformasyonun düzeltilmesi için Etilen Vinil Asetat (EVA) yaygın olarak kullanılmaktadır (15).

Yapılan çalışmalarda tek taraflı transtibial protez kullanan ampute bireylerin yürüme asimetrisine bağlı olarak sağlam ekstremitede üzerine aşırı yüklenmesi sonucu ve ayak ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde çeşitli komplikasyonların olabileceği ifade edilmektedir. (16,17) Diyabete bağlı transtibial amputasyon geçiren bireylerin sağlam ekstremitesindeki plantar basıncı inceledikleri çalışmada; kontralateral ekstremitede 2. ve 4. metatarsofalangeal eklemlerde plantar basıncın arttığını ve tek taraflı amputelerde sağlam tarafın değerlendirilmesinin önemini vurgulanmaktadır (16). Transtibial protez kullanan amputelerde sağlam taraf plantar basıncın incelendiği diğer bir çalışmada; sağlam ekstremitede plantar basıncın daha çok arka ve orta ayakta olduğunu protezli tarafta ise ön ayak ve arka ayağın medial kısmında olduğunu bildirilmektedir (17). Tabanlık ve kalın çorapların postüral stabiliteye etkisinin incelendiği başka bir çalışmada ise; tabanlığın duyusal girdiyi artırarak postüral stabiliteyi olumlu yönde etkilediğini bulmuşlardır (18). Kontralateral uzvun korunması, ampute bireylerin yaşam kalitesi ve günlük yaşam aktiviteleri üzerinde olumlu yönde etkiye sahiptir. Bu alanla ilgili literatürdeki boşluğu doldurmak amacıyla kontralateral ekstremitede bütünlüğünü korumaya yönelik yapılan kişiyeye özel tabanlığın, plantar basınç ve postüral stabilite üzerine etkisi ile ilgili olarak daha fazla araştırmaya ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

Ülkemizdeki protez kullanan bireyler göz önüne alındığında, transtibial protez kullanan bireylerde sağlam ekstremitede tabanlık kullanımının yaygın olmadığını klinik çalışmalarımız sırasında gözlemlemekteyiz. Ayrıca kişiyeye özel tabanlık kullanımının postüral stabilite, denge ve plantar basınç dağılımı üzerine etkisinin incelendiği bir çalışma ile karşılaşmamamız, çalışmanın yapılmasında etkili olmuştur. Bu çalışmanın amacı; transtibial protez kullanan bireylerde sağlam ekstremitedeki kişiyeye özel tabanlık uygulamasının plantar basınç ve postüral stabilite üzerine anlık etkisini araştırmaktır.

Çalışmanın hipotezleri;

H1: Transtibial protez kullanan bireylerde sağlam ekstremitedeki tabanlık uygulaması plantar basınç dağılımını değiştirir.

H0: Transtibial protez kullanan bireylerde sağlam ekstremitedeki tabanlık uygulaması plantar basınç dağılımını değiştirmez.

H2: Transtibial protez kullanan bireylerde sağlam ekstremitedeki tabanlık uygulaması postüral stabiliteyi artırır.

H20: Transtibial protez kullanan bireylerde sağlam ekstremitedeki tabanlık uygulaması postüral stabiliteyi arttırmaz.

4. GENEL BİLGİLER

4. 1. Amputasyon

4. 1. 1. Amputasyon Tanımı

Amputasyon, bir ekstremitenin bir kısmının veya tamamının cerrahi yöntemlerle doku bütünlüğü bozularak vücuttan çıkarılması olarak tanımlanmaktadır. Amputasyon, bireylerde fonksiyonları vücut algısını, yaşam kalitesini, sosyal ve çalışma hayatını etkileyen olaylar bütünüdür (19).

4. 1. 2. Amputasyon Nedenleri

Amputasyon, periferik vasküler hastalıklar, periferik vazospastik hastalıklar, gazlı kangren ve osteomyelit gibi kronik enfeksiyonlar, malign tümörler ya da travma veya kimyasal, termal ve elektrik yanıkları nedeniyle olabilir. En sık karşılaşılan nedeni başta diabetes mellitus olmak üzere periferik vasküler hastalıklardır (2). Diyabet ve periferik vasküler hastalıklar sanayileşmiş ülkelerde amputasyonun en yaygın nedenidir. Travmaya bağlı amputasyon ise sanayileşmemiş ülkelerde daha yaygın olarak görülür (20). Travma dışı olgularda prevalansı giderek artan ve dünya sağlık örgütü tarafından epidemik hastalıklar gurubunda sayılan diyabet amputasyona neden olan ikinci etkidir (21). Ülkemizde 1978 yılı sonrası protez yaptırmak için kliniğe başvuran hastalarda yapılan çalışmada trafik kazaları ve tren kazalarına bağlı amputasyon en sık nedenler arasındadır. (22).

4. 1. 3. Alt Ekstremitte Amputasyonu Seviyeleri

Alt ekstremitte amputasyonları tüm vücut amputasyonlarının %40'ını oluşturmaktadır. Amputasyon cerrahisinde bireyin sonraki yaşamı ve protez kullanımı açısından seviye önem arz etmektedir. Amputasyon sonrası uygulanacak protezin kontrolünün iyi olması ve kozmatik uyum gibi nedenler bireyi doğrudan etkilemektedir. (21). Alt ekstremitte amputasyonu distalden proksimale doğru aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır (22). Alt Ekstremitte Amputasyon Seviyeleri Tablo 4. 1. 3. 1.'de verilmiştir.

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

1. Parsiyel ayak amputasyonları a. Parmak amputasyonları b. Metatarsofalangeal 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. 1. 4. Transtibial Amputasyon

Transtibial amputasyonlarda mümkün olabilen fonksiyonel seviye olarak m. quadriceps femorisin diz ekstansiyonunu sağladığı tibial tüberkülün korunduğu seviye olmalıdır. Transtibial amputasyon güdük boyu protez kontrolü ve medio-lateral stabilite için önem arz etmektedir. Güdük boyunun uzun olması fonksiyonelliği ve enerji tüketimini olumlu yönde etkilemektedir. Transtibial amputasyon seviye olarak çok kısa, kısa, orta, uzun olarak dört seviyede incelenmiştir. Güdük boyu protez komponentlerin ve Suspansiyon sisteminin seçiminde oldukça önemli bir faktördür (22).

4. 1. 5. Transtibial Amputasyon ve Proteze Karar Verme

Amputasyon geçirmiş bireyde yapılacak proteze karar vermek için yaş, cinsiyet, eklem hareket açıklığı, kas kuvveti, aktivite seviyesi, meslek, yaşadığı çevre, önceki protezler, cilt durumu, güdük boyu ve güdük şekli ayrıntılı şekilde değerlendirilmelidir. (23). Diz altı amputasyonu geçiren bireylerde temel amaç amputasyon öncesi fonksiyonel seviyesine dönmesini beklemektedir (24).

4. 2. Transtibial Protez Bileşenleri

4. 2. 1. Protez Ayak

Protez ayak, alt ekstremité protezinin önemli bir bileşenidir. Protez ayakların amacı amputasyondan önce anatomik ayak ve ayak bileği tarafından sağlanan işlevselliği en iyi şekilde geri kazanmaya çalışmaktır (25). Dolayısıyla bir protez ayağın görevleri arasında topuk vuruşunda şok emilimi, farklı zeminlere uyum, yürüme döngüsünün içerisinde doğru zamanda ve doğru şekilde itme ve sallanma fazının gerçekleşmesini sağlamaktır. Bu nedenle, insan ayak bileği ve ayak biyomekaniğini incelemek yeni protez ayakların gelişimine temel oluşturduğuna inanılmaktadır. Aynı zamanda protez ayak, olabildiğince hafif, fonksiyonel olmalı ve bakıma ihtiyaç duyulmamalıdır (22).

Protez ayaklar, 7 başlık altında incelenmektedir (22).

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, sert bir ön ayağı olan sağlam bir ayak bileği bloğundan oluşan en basit protez ayak kategorisindedir. Teknolojik gelişmelerle birlikte ayak bileğinin sagittal

düzlemdeki hareketini arttıran menteşe mekanizmasına sahip tek eksenli ayaklar geliştirilmiştir. Günümüzde yaygın olarak enerji depolayan protez ayaklar sınıfına giren karbon fiber malzemeden üretilen protez ayaklar kullanılmaktadır. Karbon ayaklar, yük altında sıkışarak potansiyel enerjiyi depolar asıl şekline döndüğünde yürüyüş için enerji kazanımı meydana getirmiş olur (26). Karbon ayaklar esnek ve dinamik ayak yapısı sayesinde SACH ayağa göre enerji depolama özelliği fazladır. Topuk vuruşunda sırasında yer reaksiyon kuvvetinden meydana gelen tepkime kuvvetinin ve vücut ağırlık merkezinin öne doğru yer değiştirmesine fayda sağlamaktadır. Karbon ayaklar özelliklerinden dolayı enerji tüketimini azaltmaktadır. Karbon ayaklar yürüme döngüsü sırasında fazlar arası geçişi ve zemine uyumluluğu arttırdığından normale yakın yürüyüşe yardımcı olur (27,28).

4. 2. 2. Transtibial Soket Sistemleri

Protez bileşenlerinden biri olan soket, protez komponentleri ile ekstremité arasındaki önemli parçalardandır. Vücut ağırlığı, amputasyon geçirmiş hastada kalan uzvun yumuşak dokuları yoluyla taşınmalıdır. Yürüyüşün orta duruş fazında, protez soketin hastanın tüm ağırlığını desteklemesi ve yerden gelen tepkime kuvvetini güdükte ağırlı vermeyecek şekilde dağıtması beklenmelidir. İlk diz altı protezlerine bakıldığında güdük distalini açıkta bırakan bir soket, metal tek eksenli bir lateral eklem ile deri bir uyluk korsesi bulunan bu sayede suspansiyonu sağlayan protezler kullanılmaktaydı (22).

Güdük ucu açıkta bırakılarak tasarlanan eski sistem soketler ödem oluşumunu arttırmaktadır. Suspansiyon için eklenen lateral eklem ise protezin ağırlığını arttırmakla birlikte diz eklemine eklem hareket açıklığını kısıtlamaktadır. 1959'lı yıllarda uyluk korsesi ve lateral eklem olumsuz etkilerini en aza indirmek amacıyla Patellar Tendon ve medial tibial plato gibi anatomik yapılardan yük taşınması amacıyla Patellar Tendondan Yük taşıyan Soket (Patellar Tendon Bearing- PTB) geliştirilmiştir. Patellar tendondan yük taşıyan protezin suspansiyonun sağlanmasına yardımcı olmak ve diz çevresindeki kuvvetleri daha iyi kontrol etmek için iki soket tipi geliştirildi (22).

Suprakondiler soket tasarımı, femur kondillerinin tamamen saran bir yapıya sahiptir. Femur kondillerinin üzerinden verilen baskıyla Suspansiyonu sağlamaktadır. Diz

ekleminde görülebilecek medio-lateral instabilite durumuna yardımcı olur. Suprapatellar soket tasarımı, patellar tendondan yük taşımali sisteme göre, soketin femur kondilleri üzerinde ve anteriordan bakıldığında patella üzerinde ve kuadriseps tendonunu içine alan proksimal alana sahiptir (29).

Transtibial soket uygulamaları 1980 yılından sonra başka bir boyut kazanmıştır. Belirli bölgelerden verilen baskıların aksine güdüğün tüm yüzeyinden yükü eşit bir şekilde dağıtan (Total Temaslı Soket - TTS) soket uygulamaları günümüzde diğer sistemlere göre daha çok tercih edilmektedir (30).

4. 2. 3. Transtibial Suspansiyon Sistemleri

Suspansiyon sistemleri, güdük ve protez uzuv arasında güvenli bağlantı sağlanmasına yardımcı olduğundan alt ekstremité protezlerinin gerekli bileşenleridir. Güdüğün sokete uygun şekilde takılması ve uygun protez Suspansiyon seçiminin ampute yürüyüşü üzerinde olumlu etkileri vardır ve ambulasyon sırasında enerji tüketimini azaltabilir (31,32). Suspansiyon sistemini seçerken hastanın güdük boyu, fiziksel aktivitesi, rahatlık ve kozmetik açıdan görünüm en önemli kriterlerdendir (33).

Transtibial protez uygulamalarında kullanılan suspansiyon sistemleri 3 başlık altında incelenebilir.

1. Klasik Suspansiyon sistemleri
2. Pin sistemli
3. Vakum Sistemleri

Klasik Suspansiyon sistemleri, Suspansiyon soket tarafından sağlanmaktadır. İlave parçalar ile Suspansiyonu maksimuma çıkartmak hedeflenmiştir. Uyluk bandı soketin posteromedial ve posterolateral kısımlarından sokete sabitlenir. Burada amaçlanan femur kondilleri ve patellanın üzerinden destek olarak destek yüzeyini genişletmek ve Suspansiyonu arttırmaktır. Bel kemeri ve Y bandı şekil itibari ile y harfine benzer. Y bandın uç kısımları sokete tutturulur. Hastaya yapılan bel kemerine ön kısımda sabitlenir. Elastik bandın protezi yukarı yönde çekmesiyle birlikte Suspansiyon sağlanmış olur (19).

Bel kemeri ve Y bandı geçici protez uygulamaları, geriatrik amputelerde ve spor amaçlı yapılan protezlerde tercih edilebilir. Protezli tarafta diz ekleminin ekstansiyonuna yardımcı olur.

Bel kemeri amputeye rahatsızlık verebilir ve sallanma fazında piston hareketini engellemekte günümüz Suspansiyon sistemlerine göre başarılı değildir (33). Uyluk korsesi, soketin medial ve lateralinden uzanan tek eksenli eklemler ile femuru içine alan deriden imal edilmiş bir sistemdir. Uyluk korsesi medio-lateral stabilitenin sağlanamadığı ve çok kısa güdüklerde tercih edilen bir sistemdir. Günümüzde ise kısıtlayıcı yapısı ve ağır olmasından dolayı çok tercih edilmemektedir (19,33).

Pin sistemli (silikon ve jel liner uygulaması), sistemde kullanılan linerin distal kısmında bir adet üzerinde spiral şeklinde dişleri olan bir pim bulunur. Soketin distal kısmına pimin gireceği kilit mekanizması yerleştirilir. Kilit mekanizması yürüyüşün sallanma fazında protezin aşağı kaymasını engelleyerek piston hareketini kısıtlar. Protez kullanıcılarının en büyük problemi topuk vuruşu sırasında güdüğün soket içinde rostasyon durumunda kalmasıdır (22).

Vakum teknolojisinin kullanıldığı farklı suspansiyon sistemleri mevcuttur. Vakum sisteminin amacı hastanın proteze yük vermesi ile liner ile soket arasındaki havayı dışarı atmak ve soket ile güdük arasında vakum meydana getirerek Suspansiyonu sağlamaktır. Vakum sistemleri kendi içerisinde ikiye ayrılır (22). Protezlerde Kullanılan Vakum Sistemleri Tablo 4. 2. 3. 1. 'de verilmiştir.

Tablo 4. 2. 3. 1. Protezlerde Kullanılan Vakum Sistemleri

- | |
|--|
| <ol style="list-style-type: none">1. Pasif vakum Sistemi<ul style="list-style-type: none">- Dizliksiz Suspanse Olabilen Pasif Vakum Sistemleri2. Aktif Vakum Sistemi<ul style="list-style-type: none">- Mekanik Aktif Vakum Sistemleri- Elektronik Aktif Vakum Sistemleri- Dizliksiz Süspanse Olabilen Aktif Vakum Sistemleri |
|--|

Pasif Vakum Sistemi, soket ile liner arasındaki havanın ventil yardımıyla kontrol altına alındığı sistem olarak tanımlanır. Pasif vakum sistemli protezler pim sistemli protezlerle kıyaslandığında güdüğe etki eden kuvvetlerin azaldığı ve rotasyonun engellendiği görülmüştür. Ayrıca negatif basınç sayesinde protezin güdüğe tutunmasında etkin rol oynar (22). Vakumlu Suspansiyon sistemleri cilt problemlerini önlemekle birlikte aynı zamanda güdüğün iyileşmesini hızlandığını gösteren çalışmalar mevcuttur (34). Aktif vakum sistem, soket ile liner arasındaki havanın vakum pompası aracılığıyla dışarı atıldığı sistemdir. Vakum pompasına ek olarak silikon dizlikte kullanılmalıdır. Silikon dizlik hava geçişini engellemelidir. Sistemin çalışması için sokette ve dizlikte olumsuz hava çıkışına yol açacak bir durum bulunmamalıdır. Aktif vakum sistemde diğer Suspansiyon sistemlerine kıyasla soket ile güdük arasında oluşan tutunma maksimuma çıkar (22). Aktif vakum sistemde özellikle sallanma fazında negatif basınçtan dolayı şok absorpsiyonu ve güdükte oluşabilecek cilt sorunları minimuma inecektir. Aktif vakum sistem diğer Suspansiyon sistemlerine göre protez de meydana gelecek piston hareketinin en aza indiren sistemdir (35).

4. 3. Ayak ve Ayak Bileği

4. 3. 1. Ayak ve Ayak Bileği Kompleksi

Ayak ve ayak bileği, vücut ile yer arasında bağlantı sağlayan dinamik bir yapıdır. Dinamik yapıya sahip olan ayak ve ayak bileği yürümenin fazlarına göre rijit bazen ise esnektir (36). Günlük yaşam aktiviteleri sırasında ayak yer ile temas halinde iken yer reaksiyon kuvvetine karşı şok absorpsiyonu sağlarken esnek yapıda olup, zemin ile bağlantısının olmadığı durumlarda stabiliteyi sağlamakla görevlidir (37). Normal ve stabil bir yürüyüş için önemli olan ayak, kompleks yapısı ile farklı zeminlere uyum sağlar. Vücut ağırlığını ve gerektiği durumlarda daha fazlasını taşıyabilecek destek noktasıdır. Ayak bileği ise vücut ağırlığının ayağa iletilmesini sağlar. Ayağın yer ile temasında koordinasyon görevini üstlenir (38). Ayak ve ayak bileği kompleksi statik ve dinamik yapılar içermektedir. Yapısal olarak bakıldığında statik yapısını ligamentler fasyalar ve kemikleri oluşturur. Dinamik yapı olarak ise kaslar ve eklemlerden oluşmaktadır (39).

4. 3. 2. Ayak ve Ayak Bileği Kemikleri

Vücut ağırlığımızı taşıyan ve zemin üzerinde transferimizi sağlayan en önemli yapılarımızdan olan ayakta 26 adet kemik bulunmaktadır (40) (Şekil 4. 3. 2. 1.). Ayak 7 tarsal (kalkaneus, talus, navikula, küboid ve 3 küneiform), 5 metatarsal kemik ve 14 falankstan oluşmaktadır. Ayak fonksiyonel olarak ön ayak, orta ayak ve arka ayak olarak bölümlerden oluşur. Bu bölümler ayak ve ayak bileğinin deformitelerini ve fonksiyonlarını açıklamada kullanılmaktadır (41). **Ön ayak;** proksimal falanks, orta phalanks ve distal falanks kemiklerinden oluşmaktadır. **Orta ayak;** küboid, navikula, medial küneiform, orta küneiform ve lateral küneiform kemiklerinden oluşurken **arka ayak;** kalkaneus ve talus kemiklerinden oluşmaktadır.



Şekil 4. 3. 2. 1. Ayak Kemiklerinin Üstten Görünüşü (40)

4. 3. 3. Ayak Bileği Eklemleri

Ayak bileği eklemi menteşe tip bir eklemdir. Tibia, talus ve fibula kemiklerinin troklear yüzeyleri arasında oluşur (42). Ayak bileğinin hareketi triplanardır. İnversiyon, eversiyon, dori ve plantar felksiyon hareketleri meydana gelmektedir (43). Subtalar eklem, talusun alt eklem yüzeyi ile kalkaneusun üst eklem yüzeyi arasında oluşur. Subtalar

eklemde üç düzemde hareket oluşur. Subtalar eklemnin pronasyon hareketi ile dorsifleksiyon, eversiyon ve abduksiyon hareketleri oluşmaktadır. Subtalar eklemnin supinasyon hareketi ile plantar fleksiyon, inversiyon ve adduksiyon hareketleri oluşur (44). Midtarsal eklem, lateralde kalkaneal kuboid eklem ile medialde talokalkaneo navikular eklem arasında oluşur (45). Chopart eklemi olarak da bilinir. Yürüme sırasında topuk kalkışıyla birlikte ön ayağın hareketi kilitleyerek ayağın yerle temasta kalmasına yardımcı olur (46). Tarsometatarsal eklem; ossa tarsinin distal distal bölümündeki kemikleri ile ossa metatarsinin basis kısımları arasında oluşur. Lisfrank eklem olarak da isimlendirilir. 3 bölümde incelenebilir. Art. tarsometatarsea medialis, küneiformun mediali ve birinci metatarsal kemiğin basisi arasında oluşmaktadır. Tarsometatarsal eklemnin en hareketli olanıdır. Art. tarsometatarsea intermedia, ikinci ve üçüncü metatarsal kemiklerin basisleri ve küneiform kemikler arasında oluşan eklemidir. Tarsometatarsal eklemler arasında en rijit ve hareketsiz bir yapıya sahiptir. Art. tarsometatarsea lateralis, küboid ile dördüncü ve beşinci metatarsal kemiğin basisleri arasında oluşmaktadır (47). İntermetatarsal eklemler; Plana tip eklem olup bütün metatarsal aralıkların ayrı ayrı kapsülü bulunmaktadır (48). Metatarsofalangeal eklemler, proksimal falanksların konveks uç kısımları ile metatarsların distali arasında oluşan eklem tipidir. Yapısal olarak spheroid eklem benzemekte birlikte hareket olarak elipsoid eklemidir. Yürümede itme fazında vücut ağırlık merkezinin öne doğru yer değiştirmesinde oluşan stresi azaltır (48,47). İnterfalangeal eklemler, ayak parmakları arasında oluşan gingliumus tip eklemidir. Her bir eklem kapsülü iki adet kollateral ve bir adet plantar ligament ile desteklenmiştir. Fleksör tendondan dolayı ekstansiyona daha kısıtlı fleksiyona daha serbest yapıdadır (48). Halluks, birinci metatarsofalangeal eklemnin hareket açıklığı plantar fleksiyon yönünde 30 derece dorsi fleksiyon yönünde ise 90 derecedir. Normal yürümede parmak kalkışı fazı için 1.metatarsofalangeal eklemde dorsi fleksiyon maksimum olmalıdır (44). Parmaklar, baş parmak haricindeki diğer dört parmak ise hareketlerinin intrinsik ve ekstrinsik kaslarla kontrolünün sağlandığı üç falanksa sahiptir. Metatarsal eklemlerin normal hareketi 50 derece fleksiyon ve 90 derece ekstansiyondur (44,49).

4. 3. 4. Ayak Arkları

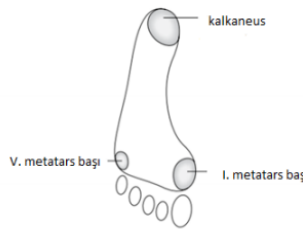
Vücutun yükünü taşıyan kemikler ile liagamentlerin birbiriyle bağlanarak oluşturdukları 3 tane ark vardır. Bunlar medial longitudinal ark, lateral longitudinal ark ve transvers arktır. Yürüyüş ve aktivite zamanında ayağın zemin ile uyumunu sağlamak ve yürüme sırasında vücut ağırlığından dolayı oluşan kuvveti absorbe etmek gibi görevleri vardır. Bu yapılar gerektiğinde esnek veya sert yapıya dönüşüp kaldıraç görevi görüp vücut ağırlığının öne aktarılmasını sağlar (50). Medial Longitudinal ark, kalkaneusun posteromedialinde başlayıp talus, navikula, kuneiform ve 1,2,3 metatarsal kemiklere kadar uzanır. Apeks noktası navikulanın caput tali kısmıdır. Yerden yükseliği 15-18 mm arasındadır. Diğer ayak arklarına göre en belirgin ve ölçülmesi en kolay arktır (51,52). Lateral longitudinal ark, kalkaneusun postero-lateralinden başlayıp 4-5 metatarslar ve küboid kemikler tarafından oluşturulur. Arkın apeksi küboid kemik olup ortalama 3-5 yerden yüksekliğe sahiptir (52). Transvers ark; 3 başlık altında incelenebilir. Anterior transvers ark, birinci ve beşinci metatarslar arasında yer almaktadır. Anterior transvers ark intermetatarsal ligamentler ve m. adductor hallucis'in transvers başı tarafından desteklenerek güçlendirilmiş olur. Midtransvers ark, küneiform ve küboid boyunca bir hat çizerek peroneus longus kası tarafından desteklenir. Posterior transvers ark, navikula ve küboid arasında bir uzantıya sahip olup tibialis posterior kası tarafından desteklenir (53,52). Plantar fasya, ayak boyunca 5 parmağın proksimal falanklarına kalkaneusta ise posterior tüberküle kadar uzanan kalın fibröz bir yapıdır. Yürüyüşün duruş fazının bitişine kadar gerilimi artar. Plantar fasyanın apeksini oluşturan talus, kalkaneus, tarsal ve metatarsal kemikler kompresyon kuvveti oluşurken plantar fasya ise gerilim kuvveti oluşur. Kemiklerde meydana gelebilecek kompresyon nedenli yaralanma fasyanın gerilimi ile azaltılır. Duruş fazının sonunda metatarsofalangial eklemden meydana gelen ekstansiyon ile plantar fasyanın boyu kısalarak kalkaneusla birbirine yaklaşır. Plantar fasyanın boyunun kısalmasıyla medial longitudinal ark yükselir ve ayakta supinasyon artmış olur. Meydana gelen değişim çıkırık mekanizması olarak adlandırılır (38,41).

4. 3. 5. Ayak ve Ayak Bileği Kasları

Ayak bileğine hareketi sağlayan kaslar bacadan başlayıp ayağın içerisinde sonlanır. Ayak ve ayak bileği kasları intrinsik ve ekstrinsik olarak ikiye ayrılır. Başlangıç ve bitiş noktalarına bakılarak dorsal ve plantar grup olarak incelenir (47). Anterior kompartmanda bulunan bulunan kaslar tibialis anterior, ekstansör digitorum longus, ekstansör hallucis longus ve peroneus tertius olarak dört adettir. Ayak bileğinin dorsifleksiyonu ve inversiyonu tibialis anterior kası ve ekstansör hallucis longus kası tarafından sağlanmaktadır. Peroneus tertius kasıda dorsifleksiyonda ve eversiyonda görevlidir. Lateral kompartmanda bulunan peroneus longus ve peroneus brevis kasları ayak bileği plantar fleksiyonu ve ayak eversiyonunda rol oynamaktadır. Posterior kompartmanda yer alan soleus, gastrocnemius ve plantaris kasları ise ayağın plantar fleksiyonunu sağlar. Posterior kompartmanın derininde bulunan tibialis posterior, fleksör digitorum longus ve fleksör hallucis kasları da plantar fleksiyondan sorumludur (54,55).

4. 3. 6. Ayakta Yük Dağılımı

Ayak yapısal olarak incelendiğinde vücut ağırlığını taşıyabilmek ve dengeyi sürdürebilmek için gerekli kas aktivasyonunun yoğun bir şekilde sağlandığı yapıdır. Ayakta statik duruş pozisyonundayken vücut ağırlığı sırasıyla tibiadan talus kemiğine doğru aktarılır. Ayağın plantar yüzeyinin yer ile ilişkisi biyomekanik yönden önemlidir. Ayakta yük dağılımı bireylerde deformiteye bağlı değişiklik gösterebilir. Sağlıklı bir ayakta, topukta %60 metatarslarda ise %40 olarak yük taşınır (56). Metatarsal bölgedeki yük dağılımında birinci metatarsal kemiğe etkiyen yükün 1/3 ü geri kalan diğer metatarslara ise 2/3 ü taşıtılmaktadır (57).



Şekil 4. 3. 6. 1. Ayakta Yük Dağılımı (56)

4. 3. 7. Plantar Basınç

Ayak ve ayak bileği, yürüme ve koşma gibi fonksiyonel aktiviteler sırasında vücut ağırlığını taşır. Bu sayede ayağın tabanında oluşan duyuşal girdi postüral stabilizeye katkıda bulunur. Vücuttaki kuvvetin büyük bir bölümü ise ayağın yere uyguladığı basınçla meydana gelir. (58,59,60).

Pedobarografi, bireyin bipedal duruşta ve yürüme sırasında ayak yapılarının incelenmesi, basınç değışikliklerinin ölçülmesi, yüklenme paternlerinin ve alt ekstremite dizilim bozukluklarının belirlenmesi için kullanılmaktadır. Pedobarografi aynı zamanda bireyin postür, denge ve stabilizasyonunun değerdendirildiğı ve ayak postürüne ait sayısal verilerin elde edildiğı elektronik bir yöntemdir (61, 62, 63, 64). Platforma yerleştirilen elektronik sensörler sayesinde veriler elde edilir. Programlanmış bilgisayar sistemine doğrudan bağı olan sensörler ile analiz gerçekteşir. Klinisyenler ve araştırmacılar tarafından pedobarografi cihazları yaygın olarak kullanılmaktadır (65). Pedobarografi cihazları ile statik, dinamik ve stabilometrik ölçümler yapılabilmektedir (66). Statik plantar basınç analizi, değerdendirilecek birey belirlenen süre boyunca platform üzerinde ayakta dik duruş pozisyonunda hareketsizken yapılır (67). Değerdendirme tamamlandığında statik analiz sonucunda, her iki ekstremitede ve destek yüzeyinde oluşan; ön ve arka ayaktaki plantar temas yüzeyi (cm^2), ön ve arka ayaktaki toplam plantar temas yüzeyi (cm^2), ön ve arka ayaktaki yüklenme (%), ön ve arka ayaktaki toplam yüklenme (%), arka ve ön ayaktaki ağırlık oranı (%), maksimum basınç (kg/cm^2) ve ortalama basınç (kg/cm^2) değerdeleri elde edilir. Bu yöntemle ayakta oluşan deformiteler ve ayağın tabanındaki basınç değışiklikleri belirlenmektedir (68). Dinamik plantar basınç analizinde bireyin yürüme siklusundeki evrelerindeki değışiklikler kaydedilir (69). Objektif verilerin elde edilmesi için platform yüzeyine en az üç ardışık adım denk gelmelidir ve platformda en az altı tur yürünmelidir. Dinamik değerdendirme sonucunda ön ve arka ayaktaki plantar temas yüzeyi (cm^2), ön ve arka ayaktaki yüklenme (%), ayağın medial ve lateralindeki yüklenme (%), maksimum basınç (kg/cm^2) ortalama basınç (kg/cm^2), ayak açısı ($^\circ$), ayak ağırlık merkezindeki değışim (mm) değerdeleri elde edilir. Stabilometrik analiz, bireyin dik duruş pozisyonunda ağırlık merkezinin normalden sapmasının değerdendirildiğı bir yöntemdir.

Cihaz üzerinde birey gözler açık ve gözler kapalı olarak iki farklı durumda değerlendirilir. Stabilometrik analiz sonucunda elips yüzey değerleri (mm²), salınım uzunlukları(mm), Delta X (M-L salınım değişimleri) (mm), Delta Y (A-P salınım değişimleri) değerleri elde edilir (70,71).

Plantar basınç analizi amputasyondan sağlam ekstremitedeki değişiklikleri saptamak için de kullanılan bir yöntemdir. Yapılan bir çalışmada diyabet kaynaklı amputasyon geçiren bireylerde sağlam ekstremitede yük dağılımı incelenmiştir (72).

4. 3. 8. Ayak ve Ayak Bileğinde Görülen Deformiteler

4. 3. 8. 1. *Pes planus*

Medial longitudinal ark yüksekliğinin azalması ve buna bağlı olarak subtalar ekleminde pronasyonun eşlik ettiği en yaygın görülen deformitedir (73). Esnek ve rijit olarak iki farklı durumda karşımıza çıkmaktadır. Esnek pes planusta ayak üzerine yük verilmediği zaman medial arkın kavitesi korunurken, yük verildiğinde kavitede düzleşme meydana gelir. Rijit pes planusta ise medial ark kavitesi her iki durumda da düzdür. Pes planovalgus deformitesi ise medial ark düşüklüğüyle birlikte arka ayağın valgusunun ve talovankular eklemin abduksiyonun eşlik ettiği durumdur (74).

4. 3. 8. 2. *Pes cavus*

Medial longitudinal ark yüksekliğinin normal seviyesinden yüksek olması ve aynı zamanda plantar fasyasında gerilmesinin eşlik ettiği deformitedir. Pes cavus deformitesinde plantar yüzeyde 3 noktadan yük taşınmakla birlikte 1. ve 5. metatarslarda yüklenme daha çok artmıştır (75).

4. 3. 8. 3. *Hallux valgus*

Birinci metatarsal kemiğin abduksiyona ve falangial kemiklerin ise birinci metatarsofalangeal eklemden itibaren adduksiyona doğru yer değiştirmesidir. Bu duruma bağlı olarak sesomoid kemikte subluksasyon ve ikinci parmakta ise çekiç parmak deformitesi görülür (76).

4. 3. 8. 4. Metatarsalji

Metatarsal kemik başlarında meydana gelen ağrılı durumdur. Uzunluk farklılıkları, ekin deformitesi, morton nöroması veya parmağı cavus deformitesi gibi durumlar metatarsaljiye neden olabilir (77).

4. 3. 8. 5. Kalkaneal varus

Frontal düzlemde kalkaneusun talocrural eklem ile anormal açılması sonucu meydana gelmektedir. Subtalar varus olarakta adlandırılan en sık karşılaşılan yapısal ayak deformitelerinden birisidir. Bu deformiteye sıklıkla tibia vara eşlik eder ve deformitenin şiddetini artırır (78).

4. 3. 8. 6. Kalkaneal valgus

Kalkaneus ile talus arasındaki açılmanın bozulmasıyla subtalar ekleminde görülen deformitedir. Bu duruma bağlı olarak aşil tendonun çekme açısı laterale doğru yer değiştirir (79).

4. 3. 10. Ayak Deformitelerinde Uygulanan Ortezler

Dik duruş pozisyonunda alt ekstremitenin düzgünlüğü anatomik ve mekanik eksene göre belirlenir. Kemiklerde meydana gelen uzunluk farkı, rotasyon, açılma ve translasyonel kuvvetler ekstremitelerin normal anatomisinden sapmasına neden olur. Bu durumda alt ekstremitte kemiklerinde ve kaslarında değişiklikler ve duruş bozuklukları meydana gelir (80). Deformiteler için belirlenen tedavi yöntemlerinden biri ortopedik ayakkabı, kama, ped veya tabanlık kullanımıdır. Üst segmentlerde meydana gelen deformiteleri düzeltmek için ortez tedavisine alt segmentlerden yani ayak tabanından başlanabilir (81). Topuk kamaları çoğunlukla alt ekstremitte ortezleriyle birlikte kullanıldığı gibi tek başına da uygulanabilen farklı boyutlarda belirli alanlara yerleştirilen parçalardır. Vücudun ağırlık merkezini yükselterek dizilimi düzeltmeye yardımcı olurlar. Medial, lateral ve topuğa yerleştirilerek kullanılabilir (82).

4. 3. 10. 1. Tabanlık

Kişinin deformitesine göre ayakkabı içerisine yapılan eklemeler olarak tanımlanabilir. Tabanlık deformiteye göre yumuşak, sert veya yarı sert malzemelerden tasarlanabilir (71). Ayak patolojilerinde ve ayağın plantar yüzeyinde meydana gelen yük aktarımının düzeltilmesi amacıyla uzun yıllardır tercih edilmektedir (83). Tabanlık yürüme biyomekaniğini geliştirmeye, ağrıların azaltılmasına, deformitelerin düzeltilmesi ve ayak fonksiyonlarının artırılması amacıyla kullanılmaktadır. Tabanlık yapımında ilk olarak deri, mantar ve çelik gibi materyaller kullanılırken daha sonra doğal ve sentetik bazlı materyaller tercih edilmeye başlanmıştır (84). Deformiteye göre veya hazır olarak üretilen tabanlıklar metatars başlarının proksimaline, parmaklara ve tam boy olarak 3 farklı boyutta tasarlanabilir. Kısa tabanlıkların en büyük sorunu ayakkabı içinde yürüyüş sırasında kayması ve buna bağlı olarak baskı yerlerinin değişmesidir (82). Portatif olarak kullanılan tabanlıkların ayakkabı ile aynı boyutta olması ve ayakkabıda topuk yüksekliğine uygun bir şekilde üretilmesi gereklidir (85).

EVA malzemeden dizayn edilen ve şok absorpsiyonu yüksek tabanlıklar hastalara günümüzde önerilmektedir. Plantar yüzeyi destekleyecek olan malzemenin yükseliği, sertliği ve yapısı önem arz etmektedir. Tabanlık tasarımında ayak tabanında oluşan basıncın normalleşmesi, deformitenin düzeltilmesine destek sağlayarak sertlikte olması ve yerden gelen tepki kuvvetinin emilimi hedeflenmelidir (86,87,88).

Ayağın plantar yüzeyindeki değişikliklere göre kişiye özel üretilmiş tabanlıklar yapılabilir. Teknolojik gelişmelere bağlı olarak el ile üretilen tabanlıklara ilave olarak Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design - CAD) ve Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing - CAM) birleşerek CAD/CAM tabanlıklar kullanılmaya başlanmıştır (89,90). Bilgisayar destekli olarak üretilen tabanlıkların modifikasyonu hızlı bir şekilde yapılmaktadır. Hastanın plantar basınç platformunda oluşturduğu basınç koordinat sistemi kullanılarak programa aktarılır. Kayıt altına alınan veriler program üzerinde düzenlenerek (Computer Numerical Control) CNC makinasında blok halinde bulunan (Etilen Vinil Asetat) EVA materyaline, elde edilen modele göre şekil verilir (91).

5. MATERYAL VE METOT

“Transtibial protez kullanan bireylerde sağlam ekstremitedeki tabanlık uygulamasının plantar basınç ve postüral üzerine anlık etkisi” konulu bu yüksek lisans tez çalışması, “İstanbul Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurul” tarafından 10.03.2020 tarihli 10840098-604.01.01-E.12130 dosya numarası ile etik açıdan uygun bulundu. Gönüllülük esasına dayalı olarak yapılan bu çalışmaya katılmayı kabul eden tüm bireylere çalışma hakkında sözlü ve yazılı bilgilendirme yapıldı. Katılımcılardan imzalı aydınlatılmış onam formu alındı. Çalışma, Ocak- Şubat 2021 tarihleri arasında Aktif Ortez Protez Yapım ve Uygulama Merkezi’nde takip edilen unilateral transtibial ampute bireyler üzerinde gerçekleştirildi ve çalışmanın yapılması için gerekli izinler alındı (EK.7.).

5. 1. Bireyler

Transtibial protez kullanan 16 unilateral transtibial ampute birey gönüllülük esası ile çalışmaya dahil edildi. Çalışma, kuruma yönlendirilen ve çalışmaya dahil edilme kriterlerine uygun bireyler üzerinde yürütüldü (Tablo 5. 1. 1.).

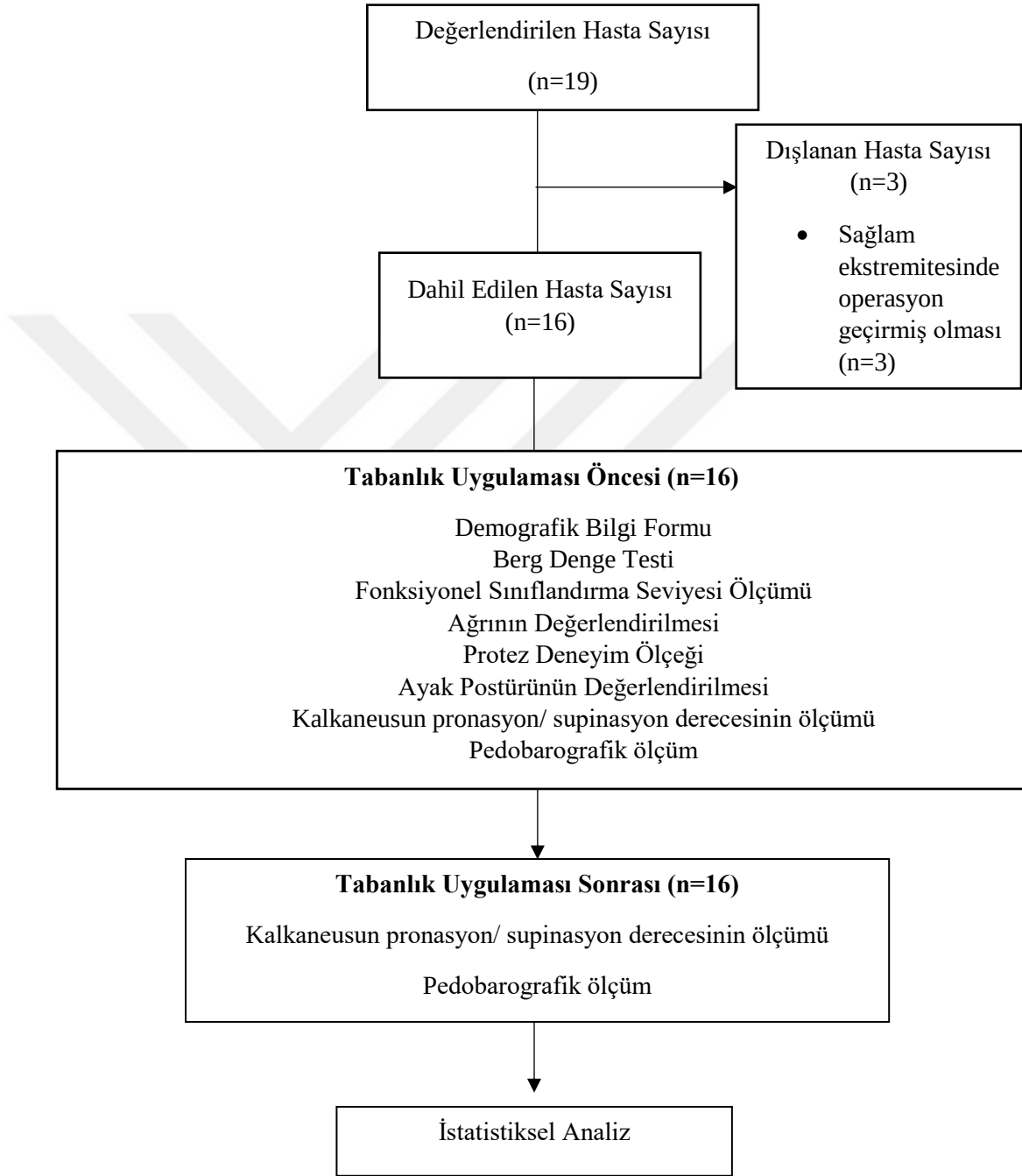
Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

- Yardımcı bir cihaz kullanmadan ambulasyonun sağlanması
- 18-65 yaş aralığında olması
- Aktivite seviyesinin K3 - K4 olması
- En az 1 yıl deneyimli protez kullanıcısı olması
- Çalışmaya katılmayı kabul etme

Çalışmadan Dışlanma Kriterleri

- Kognitif fonksiyonları etkileyen herhangi bir hastalığın bulunması
- Yürüme sırasında yardımcı araç gereç kullanıyor olması
- Sağlam tarafta cerrahi operasyon geçirmiş olması
- Nörolojik açıdan kronik bir rahatsızlığının olması
- Viziüel veya vestibüler sistemi ilgilendiren bozukluğa sahip olması

Tablo 5. 1. 1. Bireylerin katılım şeması



5. 2. Yöntem

Çalışmanın dahil edilme kriterlerine uyan 16 transtibial ampute bireye Etilen Vinil Asetat (EVA)'dan yapılmış deformasyon düzeltici kişiye özel tabanlık tasarlandı. Tabanlık uygulaması öncesi ve sonrası aşağıdaki değerlendirme yöntemleri kullanılarak elde edilen değişimler kaydedildi. 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 (16) kullanılarak etki büyüklüğü 0,954 olarak alındı. Güç analizi sonuçlarına göre çalışmaya alınması gereken kişi sayısı 14 olarak belirlendi. Uygulama esnasındaki veri kayıpları da dikkate alınarak 16 transtibial ampute bireyin katılımı ile çalışma yapıldı.

5. 3. Değerlendirme Yöntemleri

5. 3. 1. Demografik Bilgiler

Katılımcıların; yaş, boy, kilo, cinsiyet, vücut kütle indeksi, ayakkabı numarası, sosyal güvence, medeni durum, eğitim durumu, iş durumu, sigara alkol kullanımı, yaşadığı çevrenin durumu, kronik rahatsızlık durumu, yardımcı cihaz kullanımı, amputasyon süresi, protez kullanım süresi, kullandığı protez sistemine ait bilgiler kaydedildi (EK.2).

5. 3. 2. Denge Değerlendirilmesi

Berg Denge Ölçeği, denge, yürüme kabiliyeti ve düşme riskinin ölçülebilmesi için Berg ve ark. tarafından 1995 yılında geliştirilmiştir (92). Testin Türkçe geçerlilik ve güvenilirliği Şahin ve ark. tarafından 2008 yılında yapılmıştır (93). Major ve ark.'nın yaptığı çalışmada bu ölçeğin ampute bireyler üzerinde güvenilirliği ve geçerliliği doğrulanmıştır (94). Çalışmamızda BDÖ'nün Türkçe versiyonu kullanıldı. Berg Denge Ölçeği'nde bireylerin, oturma pozisyonundan ayağa kalkması, desteksiz ayakta durması, desteksiz oturması, ayakta iken oturma pozisyonuna geçmesi, sandalyeler arası transfer yeteneği, gözler kapalı pozisyonda ayakta durması, ayaklar bitişik pozisyondayken desteksiz durması, yerden bir nesne alması, ayak dururken sağ ve sol omuz üzerinden dönerek geriye bakması, kendi eksenini etrafında tam tur dönmesi, desteksiz bir ayağı daha

yüksek bir basamağa yerleştirmesi, bir ayak önde desteksiz durması ve tek ayak üstünde durması gibi becerileri gözlemsel olarak değerlendirilmektedir. BDÖ, esas olarak yaşlı erişkinlerde dengenin değerlendirilmesi ve düşme riskinin belirlenmesi için tasarlanmıştır. Performansın direkt olarak gözlenmesine yönelik 14 maddeden oluşmaktadır. Uygulama için cetvel, kronometre, sandalye, basamak, 360 derece dönülebilecek bir alan ve 15-20 dakika gereklidir. Her bir madde hastanın teste ait zaman ve mesafe şartlarını karşılama yeteneğine göre 0-4 arasında puanlanır. 4 puan görevi bağımsız bir şekilde tamamlayabilme yeteneğini gösterir. En yüksek skor 56 olup 0-20 arası skorlar denge bozukluğunu, 21-40 arası skorlar dengenin kabul edilebilir olduğunu, 41-56 arası skorlar dengenin iyi olduğunu göstermektedir (95).



Resim 5. 3. 2. 1. Berg Denge Ölçeği

5. 3. 3. Fonksiyonel Sınıflandırma Seviyesi Ölçümü

Fonksiyonel Sınıflandırma Seviyesi Ölçeği, amputeye uygun protez parçalarının seçiminde, kişinin hareketlilik durumu ve mobilitesinin belirlenmesinde kullanılan bir skaladır. Ampute bireyler üzerinde geçerliliği ve güvenilirliği Borrenpohl ve ark.'nın yaptığı çalışmada doğrulanmıştır (96). Alt ekstremité kaybı olan kişilerin hareketlilik ve rehabilitasyon potansiyelini sınıflandırmak için kullanılmaktadır. Seviye ölçümü K0, K1, K2, K3 ve K4 olarak sıralanmıştır. Seviyenin artması mobilite ve ambulasyon yeteneğinin artmasıyla doğru orantılıdır. K0 aktivite seviyesine sahip ampute, yardımcı veya yardım olmadan güvenli bir şekilde ambulasyon veya transfer yeteneğine sahip değildir. K1 aktivite seviyesine sahip ampute, sabit ritimde düz yüzeylerde transfer veya ambulasyon için 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 seviyesinde, olan aktif yetişkinin veya sporcunun protez taleplerine tipik olarak yüksek etki, stres veya enerji seviyeleri sergileyen temel ambulasyon becerilerini aşan protez ambulasyon yeteneğine sahiptir (97).

5. 3. 4. Ağrının Değerlendirilmesi

Vizuel Analog Skala (VAS), ağrı değerlendirmesinde kullanılan bir ölçektir. Testin geçerliliği ve güvenilirliği Mottola ve ark. tarafından doğrulanmıştır (98). Türkçe geçerlilik ve güvenilirliği Yaray ve ark. tarafından 2011 yılında yapılmıştır (99). VAS istirahat, aktivite ve uyku sırasında 0 ile 10 arası ağrı şiddetini değerlendirir. Bireylerden aktivite sırasında ve istirahat halinde ağrı şiddetini değerlendirmeleri istendi. Sonuçlar, 0 hiç ağrı olmama durumu, 10 ise şiddetli ağrı olarak kabul edildi.

5. 3. 5. Protez Deneyiminin Değerlendirilmesi

TAPES (Trinity Amputation and Prosthetic Experience Scales) protez kullanan bireylerin protez deneyimleri ölçmeyi hedefleyen geniş çaplı bir ölçektir. Test Gallagher ve MacLagan tarafından geliştirilmiştir (100). Türkçe geçerlilik ve güvenilirliği ise Topuz Ark. tarafından yapılmıştır (101). Çalışmamıza katılan bireylere TAPES' in içinde yer alan protez memnuniyeti ve aktivite kısıtlamasına dair sorular soruldu. Protez memnuniyeti bölümünde estetik, ağırlık ve işlevsel açıdan memnuniyetleri değerlendirildi. Protez memnuniyeti ile ilgili bölümden 10 ile 50 arası puan verildi. Yüksek puan protez memnuniyetinin arttığını göstermektedir. Aktivite kısıtlanması bölümünde atletik faaliyet kısıtlama, fonksiyonel kısıtlama ve sosyal kısıtlama yönünden değerlendirildi. Aktivite kısıtlanması bölümünde ise 0 ile 24 arasında puan verildi. Düşük puan aktivite kısıtlamasının az olduğunu gösterir.

5. 3. 6. Ayak Postürünün Değerlendirilmesi

Ayak Postür İndeksi (API) ayak ve ayak bileği biyomekaniği ile diziliminin incelenmesinde ve ayaktaki deformasyonu belirlemede kullanılan objektif bir yöntemdir. Ayak Postür İndeksi Redmond ve ark. tarafından 2001 yılında geliştirilmiştir (102). Testin geçerlilik ve güvenilirliği Redmond ve ark tarafından doğrulanmıştır (103). Çalışmada ayak postürü transvers, sagittal ve frontal olmak üzere her 3 düzlemde de değerlendirildi. Ampute birey ayakta dururken sağlam ekstremitesinde talus başı palpasyonu, lateral malleolün altında ve üzerindeki eğim, kalkaneusun pronasyon/supinasyonu, ön ayakta ise talonaviküler eklem bölgesindeki balonlaşma, medial longitudinal ark yapısı ve ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon/adduksiyonu değerlendirildi. Bölümlerde puanlama olarak +2 ile -2 arasında puanlar yer aldı. Her bölümden aldığı puanlar toplandı. Toplam puan üzerinden elde edilen skorlar değerlendirildiğinde -12 ile -5 arası değerler ileri derece supinasyon, -4 ile -1 arası değerler supinasyon, 0 ile +5 arası değerler normal, +6 ile +9 puan arası pronasyon ve +10 ile +12 arası değerler ileri derece pronasyon olarak kabul edildi (101). Çalışmaya dahil edilen tüm ampute bireylerin ayak postür indeksi skorlamaları hesaplandı. Tabanlık üretim sürecine geçmeden bu değerlendirme yöntemi bize tabanlık dizaynı konusunda fikir verdi (Resim 5. 3. 6. 1.).

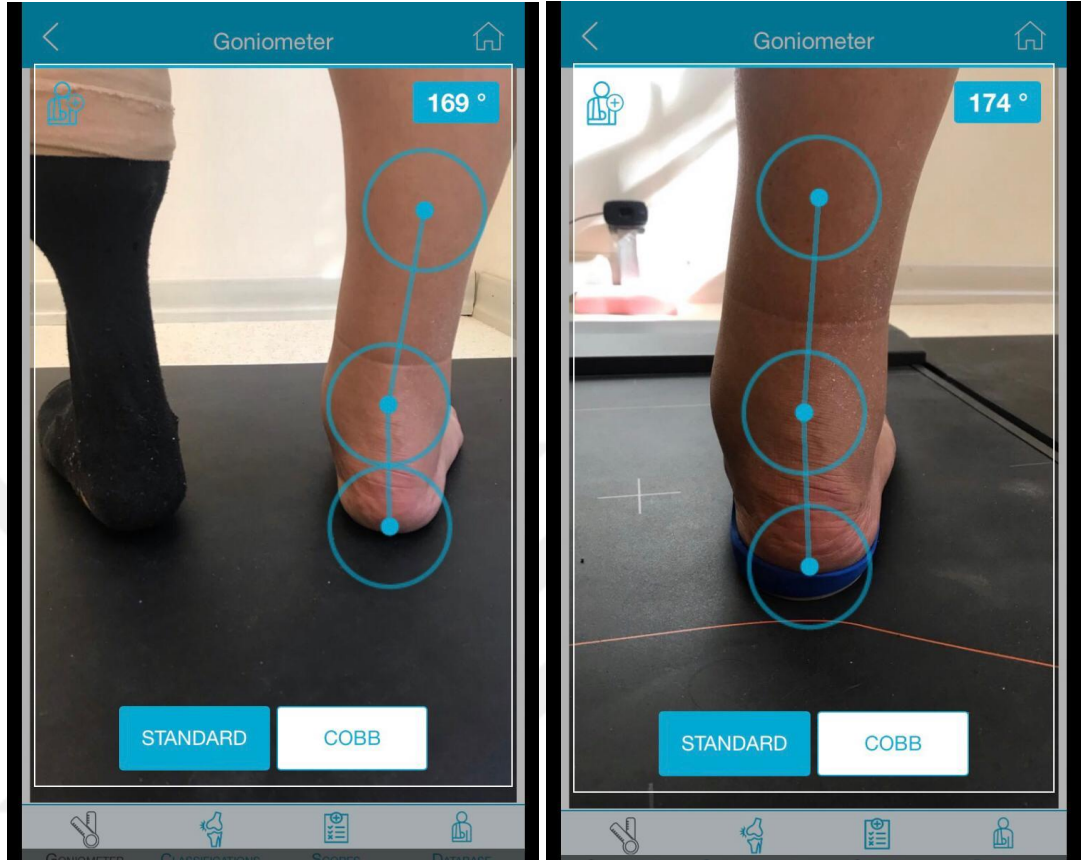


Resim 5. 3. 6. 1. Ayak Postür İndeksi

5. 3. 7. Kalkaneusun Açısının Ölçümü

College des Jeunes Orthopedistes (CJOrtho) uygulaması fotoğraflar üzerinden pivot noktaların belirlenmesi sonrası kas iskelet sisteminde gonyometrik ölçümlerin yapılmasına olanak veren kullanışlı bir yöntemdir. Uygulamada sınıflandırma sistemleri (travma ve ortopedi), sonuç skorları (klinik ve radyolojik), gonyometre ve veri tabanı (toplanan verileri saklamak için) gibi kayıtlar oluşturulmuştur (104).

Subtalar ölçüm sırasında kalkaneusun longitudinal eksenini ile alt bacağın 1/3'lük vertikal orta hattı arasındaki açı ulusal gonyometre ve CjOrtho Mobil uygulamasıyla tabanlık öncesi ve sonrası ölçüldü. Programda ölçüm yapılabilmesi için akıllı telefon tripotun üzerine yerleştirildi ve 30 cm mesafeden fotoğraf çekildi. Gonyometre ölçümünde belirlenen noktalar olan alt bacağın 1/3'lük vertikal orta hattı sabit kol, aşil tendonu ortası pivot nokta ve calcaneusun longitudinal eksenini hareketli kol olarak belirlendi. Ölçülen negatif (-) değerler “subtalar varus”, pozitif (+) değerler “subtalar valgus” olarak kaydedildi (105,106, 107).

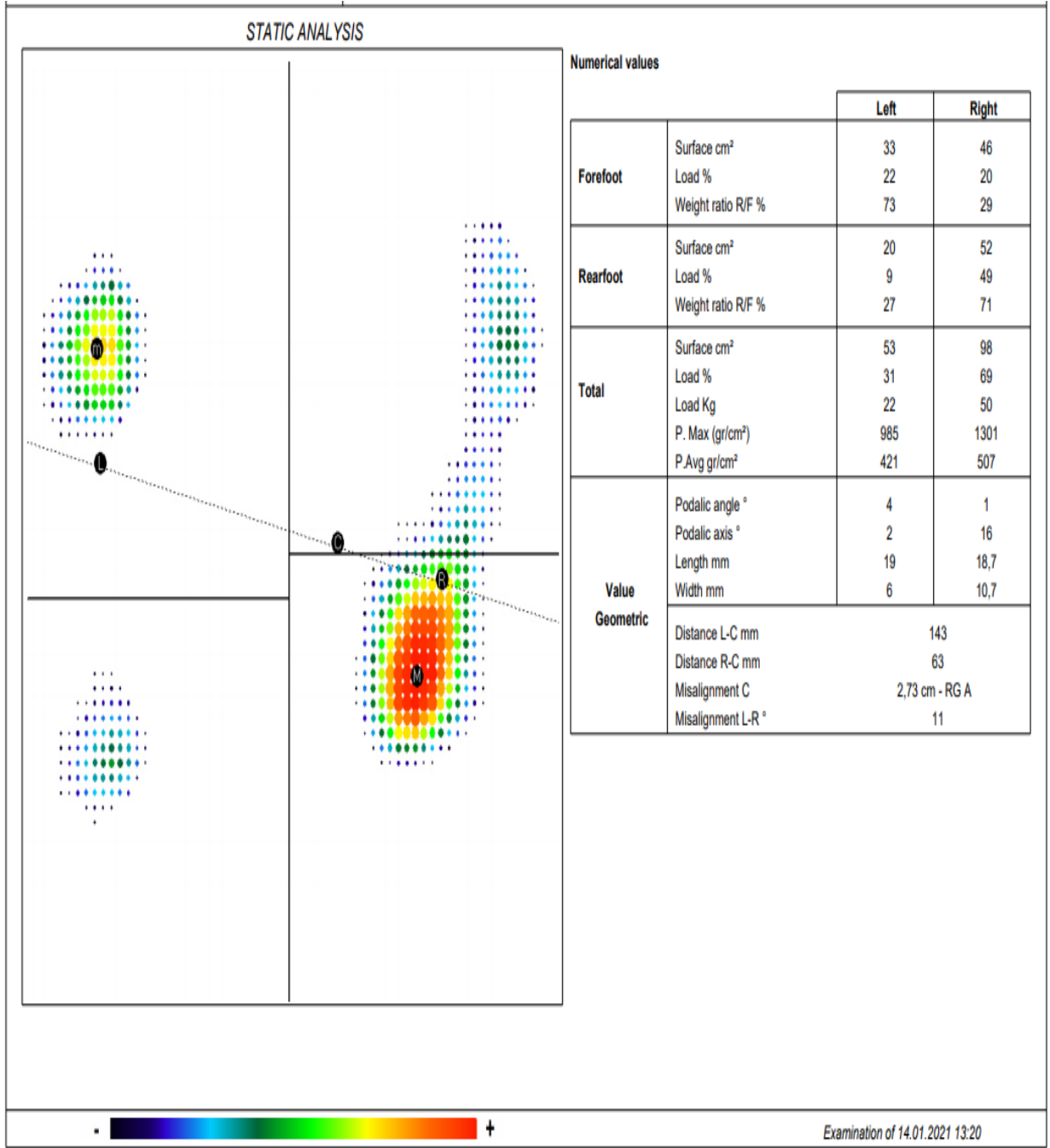


Şekil 5. 3. 7. 1. Kalkenaus Açısının Ölçülmesi

5. 3. 8. Ayak Plantar Basıncı ve Postüral Stabilitenin Değerlendirilmesi

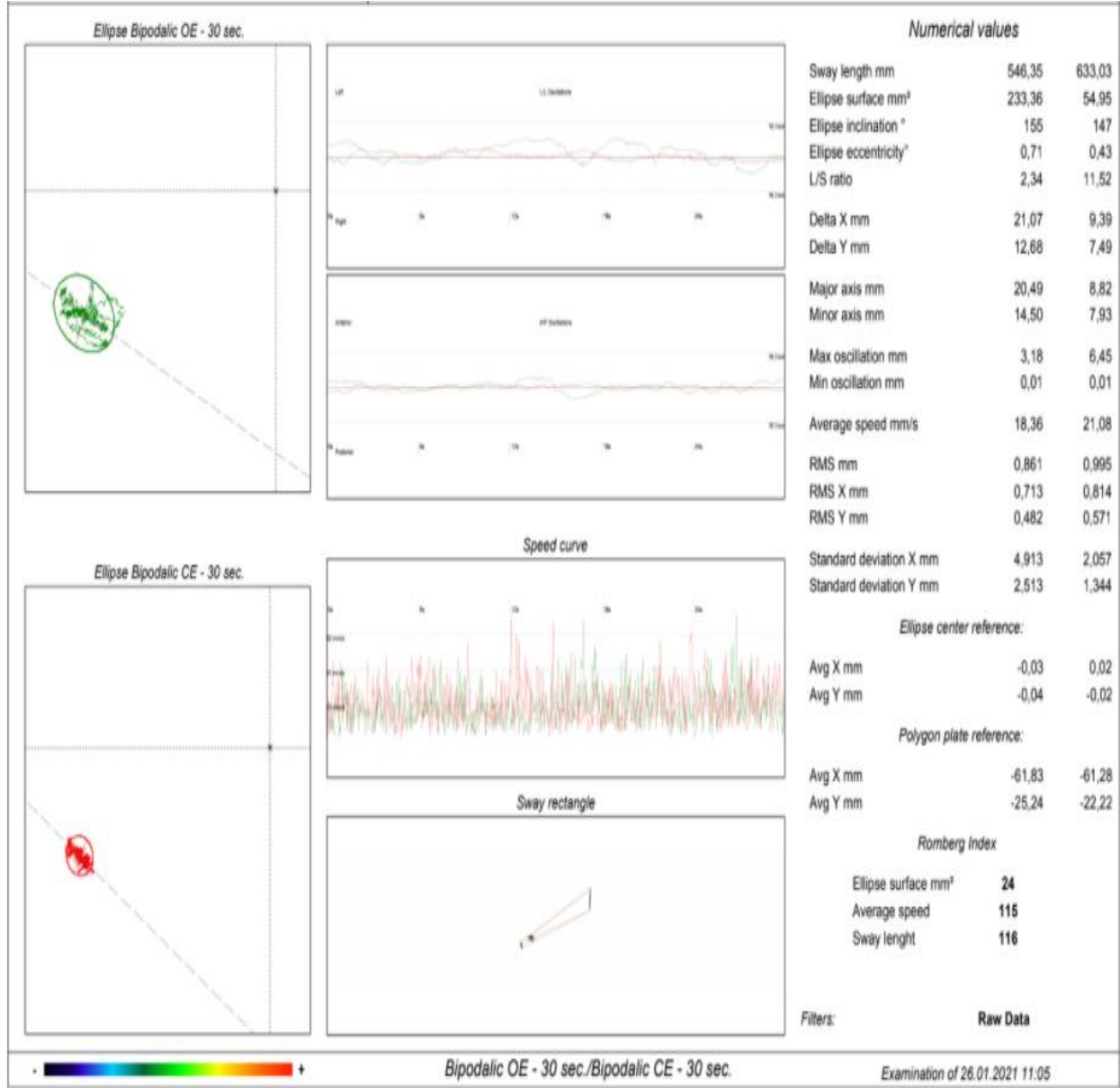
Ayak plantar basınç dağılımı ve postüral stabiliteyi ölçmek için alüminyum tabakadan oluşan 3.000 sensörü bulunan, maksimum 150 N/cm² basınç ölçebilen, 2.5 dpi XY, 8 bit Z çözünürlükte, 1.000.000 devirlik sensor ömrüne sahip 60x50 cm boyutuna sahip olan Sensor Medica Maxi pedobarografik değerlendirme cihazı kullanıldı. Sensör Medica Maxi cihazı ile her iki ekstremitenin ön ayak, arka ayak ve total yüklenmeleri ölçülmektedir. Cihazla entegre olan “Free Step” programı, statik ve dinamik baropedometri, stabilometrik ölçüm, hareket analizi, dijital pedografi, Romberg testi ve istatistiksel analizi otomatik olarak raporlayan bir yazılımdır (108, 109). Bireylerden önce gözleri açık olacak şekilde 5 sn süren statik analiz verileri, daha sonra stabilometrik ölçüm

için 52 sn boyunca gözler açık ve kapalı olmak üzere ölçümler yapıldı. Kaydedilen veriler ve değerlendirmeler ışığında kişiye özel tabanlık üretildi. Bireylere tabanlığın üzerine sağlam taraf ayağını yerleştirmeleri istendi ve ölçümler yapıldı. Tabanlığın kalınlığından dolayı oluşabilecek kısalık farkından dolayı tabanlığın kalınlığı kadar EVA malzeme protezli tarafın altına yerleştirildi. Tabanlığın zemin üzerinde sabit kalabilmesi için çift taraflı bant tercih edildi. Çalışmaya katılan protez kullanan bireylerin plantar basınç analizi ölçümleri dahilinde; statik koşullarda, temas yüzdesi (%), maksimum basınç (N/cm^2) ile sol- sağ ayak için ayrı ayrı olmak üzere; temas alanı (cm^2), temas yüzeyi (%), n ve arka ayağa binen yükler (%) kaydedildi.



FreeSTEP - V.1.5.99

Şekil 5. 3. 8. 1. Ayak Plantar Basıncının Değerlendirilmesi

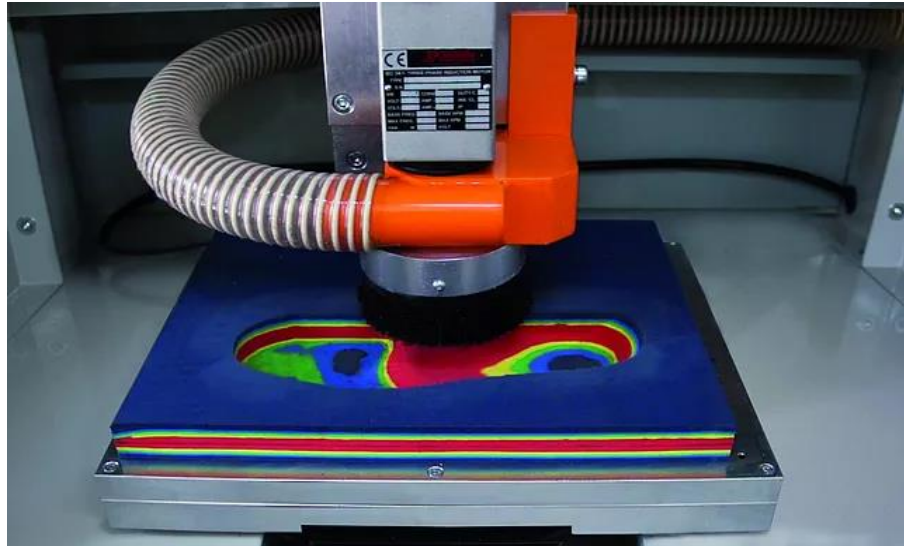


Şekil 5. 3. 8. 2. Postüral Stabilitenin Değerlendirilmesi

5. 4. Tabanlık Üretim Süreci

Tabanlık üretiminden önce bireylerin sağlam ekstremiteleri gözlemsel değerlendirme ve pedobarografik ölçümde kullanılan Sensor Medica Maxi cihazı ile değerlendirildi. Free Step programında kaydedilen veriler, Easycad program ile bireye özgü olarak düzenlendi. 3 boyutlu olarak tasarım yapmayı sağlayan Easycad programı kullanılarak verilerden elde edilen bilgiler ile bireylerin deformitesine göre modelleme işlemi yapıldı. Bireylerin kişiye özel tabanlıklarında medial, lateral ve transvers ark desteği kullanıldı. Deformitenin durumuna göre kullanılan desteklerin yüksekliği belirlendi. Pes planovalgus deformitesine sahip bireylerde medial ark desteği ve medial kama birlikte verildi. Pes planus ve pes planovalgus deformitesine sahip bireylerde lateral ark desteği daha düşük uygulandı. Transvers ark desteği bütün bireylerde tercih edildi.

Vulcan Computer numerical Control (CNC) freze makinesi kullanılarak, blok halinde yerleştirilen Etilen Vinil Asetat (EVA) malzemesine şekil verme işlemi tamamlandı. (110). Bu işlemden sonra hastanın ayakkabısına uygun olacak şekilde freze makinesinde tabanlığın düzenlemesi yapıldı. Bireyin ayağına göre üretilen tabanlığın uyumu kontrol edildi.



Resim 5. 4. 1. Tabanlık Üretim Süreci



Resim 5. 4. 2. Tabanlığın Üst, Sağ Yan, Sol Yan ve Alt Taraftan Görüntüsü

5. 5. İstatiksel Analiz

Çalışmamızın veri analizinde “Statistical Package for Social Sciences” (SPSS) Version 20.0 (SPSS inc. Chicago, IL, ABD) istatistik programı kullanıldı. Tüm analizlerde $p < 0,05$ olasılık değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Yaş, boy, kilo, VKİ, cinsiyet gibi demografik verilerin değerlendirilmesinde ortalama değerler kullanıldı ve yüzdeler hesaplamalar yapıldı. Birey sayısı 30 ve altında olduğundan non-parametrik testler tercih edildi. İncelenen verilerde iki bağımlı değişken arasındaki farkı ortaya koymak için Wilcoxon Signed Ranks Testi kullanıldı. Korelasyon analizlerinde ise Spearman Korelasyon testi kullanıldı.

6. BULGULAR

6. 1. Demografik Bilgiler

Çalışmaya 18-65 yaş aralığında 16 unilateral transtibial amputasyonu olan birey dahil edildi. Bireylerin yaş ortalamaları $40,00 \pm 13,57$ yıl, ortalama boy uzunlukları $171,43 \pm 7,58$ cm, vücut ağırlıkları $76,18 \pm 16,02$ kg, Vücut Kitle İndeksleri (VKİ) $25,29 \pm 3,72$ kg/m², amputasyon süreleri $13,43 \pm 12,45$ yıl ve protez kullanım süreleri $12,43 \pm 12,18$ yıl olarak bulundu. Çalışmaya dahil edilen ampute bireylerin demografik özelliklerine Tablo 6. 1. 1.' de yer verildi.

Tablo 6. 1. 1. Bireylerin Demografik Özellikleri

Demografik Özellikler	Transtibial Protez Kullanan Bireyler (n=16)	
	Min - Maks	X $\pm$ SS
Yaş (yıl)	18-61	40,00 $\pm$ 13,57
Boy (cm)	160-189	171,43 $\pm$ 7,58
Kilo (kg)	50-118	76,18 $\pm$ 16,02
VKİ (kg/m ²)	19,50-33,00	25,29 $\pm$ 3,72
Amputasyon süresi (yıl)	2-33	13,43 $\pm$ 12,45
Protez kullanım süresi (yıl)	1-33	12,43 $\pm$ 12,18

VKİ: Vücut Kitle İndeksi, cm: santimetre, kg: kilogram, m²: metrekare, n: kişi sayısı, Min: Minimum, Maks: Maksimum, SS: Standart sapma, X: Ortalama.

Çalışmaya katılan bireylerin 3'ü (%18,75) kadın, 13'ü (%81,25) erkek cinsiyette, 5'i (%31,3) normal kilolu, 9'u (%56,3) kilolu ve 2'si (%12,5) obez kategorisinde vücut kitle indeksine sahiptir. Bireylerin 11'i (%68,8) travma, 3'ü (%18,8) diyabet, 2'si (%12,5) periferik vasküler hastalık nedeniyle ampute edilmiştir. Amputelerin 10'u (%62,5) sağ taraf, 6'sı (%37,5) sol taraf olmak üzere, 15'i (%93,8) aktif vakum Suspansiyon sistemli, 1'i (6,2) pasif vakum Suspansiyon protez sistemi kullanmaktadır. Katılımcıların cinsiyet,

VKİ, amputasyon nedeni, amputasyon tarafı ve kullanılan protez Suspansiyon sistemine ilişkin bilgiler Tablo 6. 1. 2.'de gösterildi.

Tablo 6. 1. 2. Bireylerin Demografik Özelliklerinin Dağılımı

Katılımcıların Demografik Özelliklerinin Dağılımı		Transtibial Protez Kullanan Bireyler n (%)
Cinsiyet	Kadın	3 (18,75)
	Erkek	13 (81,25)
VKİ sınıflama	Düşük Kilolu	0 (0,00)
	Normal	5 (31,3)
	Kilolu	9 (56,3)
	Obez	2 (12,5)
Amputasyon nedeni	Travma	11 (68,8)
	Diyabet	3 (18,8)
	Periferik Vasküler Hastalık	2 (12,5)
Amputasyon Tarafı	Sağ	10 (62,5)
	Sol	6 (37,5)
Kullanılan Protez Suspansiyon Sistemi	Aktif Vakum Sistem	15 (93,8)
	Pasif Vakum Sistem	1 (6,2)

n: Kişi Sayısı, %: Yüzde.

6. 2. Denge, Protez Memnuniyeti, Aktivite Kısıtlaması ve Ağrı Şiddeti Bulguları

Bireylerin Berg Denge Ölçeği (BDÖ) toplam skor ortalaması $53,31 \pm 1,85$, Trinity protez memnuniyet toplam skoru ortalaması $44,43 \pm 5,59$, Trinity aktivite kısıtlaması toplam skoru ortalaması $2,87 \pm 2,91$ ve VAS ağrı şiddeti ortalaması olarak $0,25 \pm 0,63$ şeklinde hesaplandı. Bireylerin denge, protez memnuniyeti, aktivite kısıtlaması ve ağrı şiddeti sonuçları Tablo 6. 2. 1.' de gösterildi.

Tablo 6. 2. 1. Bireylerin Denge, Protez Memnuniyeti, Aktivite Kısıtlaması ve Ağrı Şiddeti Sonuçları

Değişkenler	Min - Maks	X±SS
Berg Denge Ölçeği Toplam Skor	49-56	53,31±1,85
Trinity Protez Memnuniyeti Toplam Skor	35-50	44,43±5,59
Trinity Aktivite Kısıtlaması Toplam Skor	0-10	2,87±2,91
VAS (Aktivite Skoru)	0-2	0,25±0,63
VAS (İstirahat Skoru)	0-2	0,13±0,50

Min: Minimum, Maks: Maksimum, SS: Standart sapma, X: Ortalama, VAS: Visual Analog Skala

6. 3. Ayak Postürü ve Kalkaneusun Gonyometrik Açı Ölçümü Bulguları

Bireylerin Ayak Postür İndeks (APİ) total puanı 7,81±3,60 ve APİ sınıflama değeri 3,12±0,88 olarak bulundu. Bireylerin APİ total skoru ve sınıflamasına ait bilgiler Tablo 6. 3. 1’de sunuldu.

Tablo 6. 3. 1. Ayak Postür İndeksi Total Puanı ve Ayak Postür İndeksi Sınıflama Sonuçları

Değişkenler	Min – Maks	X±SS
APİ Total Skor	0-12	7,81±3,60
APİ Sınıflama	2-4	3,12±0,88

Min: Minimum, Maks: Maksimum, SS: Standart sapma, X: Ortalama, APİ: Ayak Postür İndeksi.

Bireylerin APİ sınıflaması göre sınıflaması göre 5’i (%31,3) normal, 4’ü (%25) pronasyon, 7’si (%43,8) ileri pronasyonda olarak değerlendirildi. APİ sınıflama sonuçları Tablo 6. 3. 2. ‘de gösterildi.

Tablo 6. 3. 2. Ayak Postür İndeksi Sınıflama Sonuçları

APİ Sınıflama	Transtibial Protez Kullanan Bireyler n (%)
Normal	5 (%31,3)
Pronasyon	4 (%25)
İleri Pronasyon	7 (%43,8)

n: Kişi Sayısı, %:Yüzde, APİ: Ayak Postür İndeksi.

Bireylerin APİ total skorları ile kalkaneusun çıplak ayak açı ölçüm değerleri arasında pozitif yönlü yüksek düzeyde ilişki olduğu görüldü ($r=+0,76$, $p<0,05$). Bireylerin APİ total skorları ile protez kullanım süreleri arasında pozitif yönlü orta düzeyde ilişki olduğu saptandı. Bireylerin VKİ skorları ile APİ total skorları arasında pozitif yönlü orta düzeyde ilişki olduğu tespit edildi. Bireylerin APİ total skorları ile kalkaneusun çıplak

ayak aç ı ölçüm değ erleri ve protez kullanım süreleri arasındaki ilişkiye ait korelasyon bigileri Tablo 6. 3. 3.'de verildi.

Tablo 6. 3. 3. Ayak Postür İ ndeksi Total Skoruna İ liş kin Korelasyon Bulguları

Değ iş kenler	Ayak Postür İ ndeksi Total Skoru	
	r*	p*
Kalkaneusun Ç ıplak Ayak Aç ı Ölçüm Değ erleri	+0,76*	0,001*
Protez Kullanım Süresi	+0.50*	0,045*
Vücut Kitle Endeksi	+0.53*	0,032*

Spearman Korelasyon Testi, İ statiksel anlamlılık sınırı $p<0,05$.

Bireylerin çıplak ayak ölçümleri ve tabanlıkl ı ölçüm değ erleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Bireylerin kalkaneus açısının tabanlık öncesi ve sonrası değ erlendirildiğ i bulguların karşılaştırılmasına ait sonuçları Tablo 6. 3. 4.'de sunuldu.

Tablo 6. 3. 4. Kalkaneus Açısının Tabanlık Öncesi ve Sonrası Değ erlendirme Bulguları

Değ iş knler			Wilcoxon Signed Ranks Test	
	Min- Maks	X $\pm$ SS	z	p*
Ç ıplak Ayak Ölçüm	2-11	7,00 $\pm$ 3,16	-3,54	0,000*
Tabanlıkl ı Ölçüm	0-6	2,12 $\pm$ 1,89		

Min: Minimum, Maks: Maksimum, SS: Standart Sapma, X: Ortalama, Wilcoxon Signed Ranks Testi, İ statistiksel anlamlılık sınırı $p<0,05$.

6. 4. Plantar Basınç ve Postüral Stabilite Sonuçları

Bireylerin plantar basınç ölçümleri sağlam ve protezli taraflar arasında karşılaştırıldığında ön ayak, arka ayak-ve toplam yüklenme, ön ayak, arka ayak ve toplam temas yüzeyi, ön ayak ağırlık oranı, arka ayak ağırlık oranı, maksimum basınç ve ortalama basınç değ erleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Bireylerin plantar basınç ölçümlerinin sağlam ve protezli tarafta karşılaştırılmasına ait bulgular Tablo 6. 4. 1.'de gösterildi.

Tablo 6. 4. 1. Bireylerin Sağlam ve Protezli Taraf Plantar Basınç Ölçümleri

Değişkenler	Sağlam Taraf X±SS	Protezli Taraf X±SS	Wilcoxon Signed Ranks Test	
			z	p*
Ön Ayak Yüklenme (kg)	27,93±9,78	19,56±6,94	-2,27	0,023*
Arka Ayak Yüklenme (kg)	40,12±11,6	12,37±7,77	-3,51	0,000*
Toplam Yüklenme (kg)	68,56±8,83	31,43±8,83	-3,51	0,000*
Ön Ayak Temas Yüzeyi (cm ²)	74,12±27,08	41,93±13,02	-2,99	0,003*
Arka Ayak Temas Yüzeyi (cm ²)	64,00± 15,92	33,12±17,94	-3,46	0,001*
Toplam Temas Yüzeyi (cm ²)	139,87±38,16	75,31±26,78	-3,51	0,000*
Ön Ayak Ağırlık Oranı (%)	40,56±14,14	63,68±18,93	-2,56	0,010*
Arka Ayak Ağırlık Oranı (%)	60,00±13,70	35,750±18,49	-2,81	0,005*
Maksimum Basınç (gr/cm ²)	1025,31±300,13	821,25±174,47	-2,43	0,015*
Ortalama Basınç (gr/cm ²)	409,62±117,02	338,56±75,26	-1,96	0,049*

kg: kilogram, cm²: santimetre kare, gr: gram, %: yüzde, SS: Standart Sapma, X: Ortalama, Wilcoxon Signed Ranks Testi, İstatistiksel anlamlılık p<0,05.

Bireylerin sağlam tarafta plantar basınç ölçümleri tabanlıklılı ve tabanlıksız olarak karşılaştırıldığında ön ayak yüklenme, toplam yüklenme, ön ayak temas yüzeyi, toplam temas yüzeyi ve maksimum basınç değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0,05). Bireylerin sağlam taraf plantar basınç ölçümlerinin tabanlıklılı ve tabanlıksız olarak karşılaştırıldığında arka ayak yüklenme, arka ayak temas yüzeyi, ön ayak ağırlık oranı, arka ayak ağırlık oranı ve ortalama basınçta istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi (p>0,05). Bireylerin sağlam taraf plantar basınç ölçümlerinin tabanlıklılı ve tabanlıksız olarak karşılaştırılmasına ait bulgular Tablo 6. 4. 2.'de sunuldu.

Tablo 6. 4. 2. Bireylerin Sağlam Tarafta Tabanlıklılı Plantar Basınç Ölçümleri

Değişkenler	Sağlam Taraf (Tabanlıksız) X±SS	Sağlam Taraf (Tabanlıklılı) X±SS	Wilcoxon Signed Ranks Test	
			z	p*
Ön Ayak Yüklenme (kg)	27,93±9,78	33,31±10,17	-2,04	0,041*
Arka Ayak Yüklenme (kg)	40,12±11,6	39,56±7,63	-0,59	0,551
Toplam Yüklenme (kg)	68,56±8,83	73,00±10,00	-2,67	0,007*
Ön Ayak Temas Yüzeyi (cm ²)	74,12±27,08	92,25±30,20	-2,61	0,009*
Arka Ayak Temas Yüzeyi (cm ²)	64,00± 15,92	66,43±18,48	-0,95	0,339
Toplam Temas Yüzeyi (cm ²)	139,87±38,16	160,18±45,09	-2,06	0,039*
Ön Ayak Ağırlık Oranı (%)	40,56±14,14	45,18±11,61	-1,37	0,170
Arka Ayak Ağırlık Oranı (%)	60,00±13,70	54,81±11,61	-1,76	0,078
Maksimum Basınç (gr/cm ²)	1025,31±300,13	846,18±229,53	-2,68	0,007*
Ortalama Basınç (gr/cm ²)	409,62±117,02	368,00±96,63	-1,83	0,066

kg: kilogram, cm²: santimetre kare, gr: gram, %: yüzde, SS: Standart Sapma, X: Ortalama, Wilcoxon Signed Ranks Testi, İstatistiksel anlamlılık p<0,05.

Bireylerin çıplak ayak stabilometrik ölçüm verilerinin göz açık - kapalı olarak karşılaştırıldığında salınım uzunluğunda istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0,05). Elips yüzeyi, Delta X ve Delta Y verilerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi (p>0,05). Bireylerin çıplak ayak stabilometrik ölçüm verilerinin göz açık ve göz kapalı karşılaştırılmasına ait bulgular Tablo 6. 4. 3.' de sunuldu.

Tablo 6. 4. 3. Gözler Açık ve Kapalı Olma Durumuna Göre Çıplak Ayak Stabilometrik Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması

Değişkenler	Göz Açık X±SS	Göz Kapalı X±SS	Wilcoxon Signed Ranks Test	
			z	p*
Salınım Uzunluğu (mm)	617,06±202,15	722,66± 272,94	-2,84	0,004*
Elips Yüzeyi (mm²)	193,21±148,8	241,90±242,87	-0,724	0,469
Delta X	16,96±8,68	17,14±9,65	-0,341	0,733
Delta Y	14,42±8,61	17,29±11,11	-1,55	0,121

mm: milimetre, mm²: milimetre kare, SS: Standart Sapma, X: Ortalama, Delta X: Medio-lateral ortalama, Delta Y: Anterioposterior ortalama, Wilcoxon Signed Ranks Testi, İstatistiksel anlamlılık p<0,05.

Bireylerin sağlam taraf stabilometrik ölçüm verilerinin gözler açık tabanlıksız ve tabanlıklılı olarak karşılaştırıldığında salınım uzunluğu ve delta X verilerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0,05). Elips yüzeyi ve Delta Y değerlerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi (p>0,05). Bireylerin sağlam taraf stabilometrik ölçüm verilerinin gözler açık tabanlıksız ve tabanlıklılı olarak karşılaştırılmasına ait bulgular Tablo 6. 4. 4.'de sunuldu.

Tablo 6. 4. 4. Gözler Açık Tabanlıklılı ve Tabanlıksız Stabilometrik Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması

Değişkenler	Tabanlıksız X±SS	Tabanlıklılı X±SS	Wilcoxon Signed Ranks Test	
			z	p*
Salınım Uzunluğu (mm)	617,06±202,15	523,75±143,51	-2,43	0,015*
Elips Yüzeyi (mm²)	193,21±48,86	152,88±161,46	-1,24	0,215
Delta X	16,96±8,68	13,40±6,84	-2,68	0,007*
Delta Y	14,42±8,61	12,58±7,14	-1,13	0,256

mm: milimetre, mm²: milimetre kare, SS: Standart Sapma, X: Ortalama, Delta X: Medio-lateral ortalama, Delta Y: Anterioposterior ortalama, Wilcoxon Signed Ranks Testi, İstatistiksel anlamlılık p<0,05.

Bireylerin sağlam taraf stabilometrik ölçüm verilerinin gözler kapalı tabanlıksız ve tabanlıklı olarak karşılaştırıldığında salınım uzunluğu verisinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Elips yüzeyi, Delta X ve Delta Y değişkenlerinde ise istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$). Bireylerin sağlam taraf stabilometrik ölçüm verilerinin gözler kapalı tabanlıksız ve tabanlıklı olarak karşılaştırılmasına ait bulgular Tablo 6. 4. 5.'de gösterildi.

Tablo 6. 4. 5. Gözler Kapalı Tabanlıklı ve Tabanlıksız Stabilometrik Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması

Değişkenler	Tabanlıksız X±SS	Tabanlıklı X±SS	Wilcoxon Signed Ranks Test	
			z	p*
Salınım Uzunluğu (mm)	722,66±272,94	571,64±170,69	-2,79	0,005*
Elips Yüzeyi (mm²)	241,90±242,87	182,87±229,39	-1,60	0,109
Delta X	17,14±9,65	14,60±8,218	-1,50	0,134
Delta Y	17,29±11,11	13,6100 7,16	-1,55	0,121

mm: milimetre, mm²: milimetre kare, SS: Standart Sapma, X: Ortalama, Delta X: Medio-lateral ortalama, Delta Y: Anterioposterior ortalama, Wilcoxon Signed Ranks Testi, İstatistiksel anlamlılık $p<0,05$.

7. TARTIŞMA

Tek taraflı transtibial amputelerde uzun süreli protez kullanıma bağlı olarak sağlam ekstremitte üzerinde aşırı yüklenme ve postüral salınımda bozulmalar meydana gelebilmektedir. Sağlam ekstremitte üzerindeki bu komplikasyonların önlenmesi için postüral stabilite analizi ve plantar basınç analizinin önemi büyüktür. Bahsedilen bu ölçümler sonrasında sağlam tarafta kişiye özel ark destekli tabanlılık uygulamasının tek taraflı transtibial protez kullanan bireylerin ayak deformiteleri üzerindeki etkisini incelemek ve sonuçların literatüre kazandırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu bağlamda yaptığımız çalışma, tek taraflı transtibial protez kullanan 16 ampute birey üzerinde gerçekleştirildi. Çalışmamızda, transtibial protez kullanan bireylerde sağlam tarafta kişiye özel ark destekli tabanlılığın postüral stabilite ve plantar basınç üzerine anlık etkisi araştırıldı.

Arifin ve ark. 'nın tek taraflı transtibial amputelerin farklı zeminlerdeki postüral stabiliteleri üzerine farklı protez ayakların etkisinin değerlendirildiği çalışmalarına, yaş ortalamaları $44,8 \pm 13,5$ yıl olan ampute bireyler dahil edilmiştir (111). Alt ekstremitte amputasyonu olan kişiler ile normal bireylerin postüral stabilite ve dengesinin niceliksel olarak değerlendirildiği başka bir çalışmada ise dahil edilen bireylerin yaş ortalamaları $45,2 \pm 1,80$ yıl olarak bulunmuştur (112). Çalışmamıza katılan unilateral transtibial amputelerin yaş ortalamaları $40,00 \pm 13,57$ yıl olup, literatürde yapılan diğer çalışmalar ile benzer olduğu görüldü.

Literatürde obezitenin amputasyon sonrası ortaya çıkan bir komplikasyon olduğu bildirilmektedir. Obezite, ampute bireylerin lokomotor performansını azaltmakla birlikte proteze olan uyumu olumsuz yönde etkilemektedir (113). Kendell ve ark.'nın transtibial protez kullanan ampute bireylerde dinamik stabiliteyle ilişkili faktörleri incelediği çalışmada, ampute bireylerin kilo ortalamaları $79,00 \pm 16,00$ kg olarak hesaplanmıştır (114). Çalışmamızda yer alan ampute bireylerin ise kilo ortalaması $76,18 \pm 16,02$ kg olarak bulundu. Çalışmamıza katılan ampute bireylerin genel kilo oranları incelendiğinde 5'i (%31,3) normal kilolu, 9'u (%56,3) kilolu ve 2'si (%12,5) ise obez kategorisinde VKİ'ye

sahipti. VKİ sonuçlarının yüksek olması sağlam tarafa aşırı yüklenmeye bağlı olarak ayak deformasyonlarına neden olabilmekle birlikte protez kullanımını ve uyumunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Bu olumsuz etkilenimleri en aza indirmek için sağlam tarafta kişiye özel ark destekli tabanlık kullanımının, tek taraflı ampute bireyler için önemli olduğu değerlendirilmektedir.

Alt ekstremitte amputasyonundan sonra postüral kontrolü yeniden kazanmak, hem protezli taraf hem de sağlam taraf için kompleks postural adaptasyon stratejileri gerektirmektedir. Nederhand ve ark.'nın farklı dinamik koşullar altında dinamik denge kontrolünü inceledikleri çalışmalarında ampute bireylerin amputasyon süreleri $11,14 \pm 7,78$ yıl olarak hesaplanmıştır (115). Rusaw ve ark. tarafından tasarlanan transtibial protez kullanan bireylerde titreşimli geri bildirim mekanizmasının postüral stabilite üzerindeki etkisini inceleyen çalışmasında ise katılımcıların ortalama amputasyon süreleri $15,00 \pm 3,00$ yıl olarak belirtilmiştir (116). Çalışmamıza dahil edilen amputelerin ortalama amputasyon süreleri $13,43 \pm 12,45$ yıl olup literatürde yer alan benzer konulu çalışmalara yakın olduğu görüldü. Ortalama protez kullanım süreleri ise $12,43 \pm 12,18$ yıl olarak belirlendi. Katılımcıların amputasyon ve protez kullanım sürelerinin fazla olması, sağlam ekstremitenin daha uzun süre ağırlık taşımaya neden olacağı için plantar basınç dağılımını ve ayak-ayak bileği biyomekaniğini olumsuz etkileyeceğini düşünmekteyiz.

Diyabete bağlı amputasyon geçiren bireylerin, sağlam ekstremitesindeki plantar basıncın incelendiği çalışmada 14 erkek, 6 kadın ampute dahil edilmiştir (16). Hidrolik ayak bileği eklemine sahip unilateral transtibial ve transfemoral ampute bireylerde sağlam ayaktaki plantar basıncın incelendiği diğer bir çalışmada ise 13'ü erkek, 1'i kadın cinsiyetli olmak üzere 14 birey çalışmaya katılmıştır (117). Çalışmamıza 13 erkek, 3 kadın olmak üzere 16 transtibial ampute dahil edildi. Birey sayısı ve cinsiyet oranları ele alındığında erkek cinsiyetin çoğunluğu oluşturduğu ve literatürdeki benzer konulu çalışmalarla oldukça yakın sonuçlara sahip olduğu görüldü.

Travma, periferik damar hastalığı, tümör, enfeksiyon ve konjenital anomaliler gibi pek çok durum amputasyon ile sonuçlanabilmektedir. Amputasyona yol açan patolojilerin insidanslarının farklı popülasyonlarda çeşitlilik gösterdiği çalışmalarda bildirilmiştir. Gelişmiş ülkelerde periferik damar hastalığı amputasyonun ana nedeni iken, gelişmekte olan ülkelerde travma, enfeksiyon, kontrolsüz diabetes mellitus ve maligniteler önde gelen nedenler arasında yer almaktadır (118). Tek taraflı alt ekstremitte amputelerinde yürüme bozuklukları, denge, mobilite ve plantar baskının incelendiği, bir çalışmada, katılımcıların en fazla travmaya bağlı amputasyon geçirdikleri bildirilmiştir (119). Jayakaran ve ark.'nın 2015 yılında travmatik nedenli transtibial amputasyonlu bireylerde, farklı duyuşal koşullarda postüral kontroldeki değişimleri inceledikleri diğer bir çalışmada ise travmanın amputasyon nedenleri arasında birinci sırada yer aldığı ifade edilmiştir (120). Çalışmamızda yer alan transtibial ampute bireylerin; 11'i (%68,8) travma, 3'ü (%18,8) diyabet ve 2'si (%12,5) periferik vasküler hastalık nedenli amputasyon geçirmiş olup, travma nedenli amputasyon görülen bireylerin oranının fazla olduğu görüldü. Diabetes mellitus nedeniyle duyuşal bozuklukların plantar basınç duyuşunu etkileyebileceği göz önüne alındığında, travmatik nedenli amputelerin yüksek oranda çalışmada yer alması sonuçların yorumlanmasında hastalığa bağlı duyuşal kaynaklı sekonder komplikasyonların etkilerini azalttığını düşündürmektedir.

Protez Suspansiyon sistemi, alt ekstremitte protezlerinin önemli bir bileşenidir. Kişiyeye uygun protez Suspansiyon sistemi, protezin güvenli bir şekilde kullanımını sağlamaktadır. Suspansiyonun etkinliği en iyi yürüme sırasında değerlendirilebilmektedir (9). Çalışmamızla benzer konuyu ele alan bir çalışmada, transtibial protez kullanan geriatrik bireylerde aktif vakum sistemli protezlerin, yürüme biyomekaniği ve denge üzerine etkileri incelenmiştir. Aktif vakum sistemine sahip protezlerin denge ve yürüme üzerine olumlu etkilerinin olduğu bildirilmiştir (121). Çalışmamızda katılımcıların %93,8'i aktif vakum, %6,2'si pasif vakum sistemli protez kullandığı görüldü. Suspansiyon sisteminin etkinliği ve fonksiyonu doğrudan postüral stabilite ve yürüyüşü etkileyeceği göz önüne alındığında, güncel ve etkili bir protez Suspansiyon sistemi olan aktif ve pasif vakum sistemine sahip transtibial ampute bireyler

çalışmamızda yer aldı.

Günlük yaşam aktivitelerini gerçekleştirilebilmesi için temel yetenek olarak ifade edilen postüral kontrol ve dengenin ampute bireyler tarafından sağlanması gerekmektedir. Postür ve dengenin sağlanması görsel, vestibüler ve propriyosepsiyon duyuları arasındaki entegrasyon ile mümkündür (122). Cowley ve ark.'nın amputasyon sonrası postüral kontrol ve dengeyi inceledikleri pilot çalışmalarında, K2 aktivite seviyesindeki transtibial amputelerin ortalama BDÖ toplam skoru 44 puan olarak bildirilmiştir (123). Samitier ve ark. unilateral transtibial amputasyona sahip bireylerde denge ve yürüyüş üzerinde, vakum destekli soket kullanımının etkilerini araştırdıkları çalışmada ise ortalama BDÖ toplam skoru 45,75 puan olarak rapor edilmiştir (124). Çalışmamızda yer alan unilateral transtibial amputelerin ortalama BDÖ toplam skorları $53,31 \pm 1,85$ olarak hesaplandı. Çalışmadaki BDÖ skorlarının literatürde yer alan çalışmalardan daha yüksek olduğu görüldü. Denge skorlarının yüksek olması, tüm katılımcıların K3 fonksiyonel seviyesinde ve günlük yaşam aktivitelerinde bağımsız bireyler olmalarından kaynaklandığını düşündürmektedir. Ayrıca bu durum, çalışmadaki değerlendirme yöntemlerinin uygulanması esnasında katılımcının dengesinin bozulması ve düşme risklerini azaltarak çalışmaya uyumunu arttırdığını ve plantar basınç analizi sonuçlarında uç değerlerin görülmeyerek yorumlanmasında kolaylık sağladı.

Alt ekstremitte amputasyonuna sahip bireylerde fonksiyonel mobilitenin yeniden kazanılması rehabilitasyon programının en temel hedefleri arasında yer almaktadır. Ampute bireylerin protez memnuniyetleri, fonksiyonel hareketliliğin yeniden kazanılmasında anahtar rol oynamaktadır (125). Gallagher ve ark.'nın alt ekstremitte amputasyonu sonrası protez memnuniyeti ve yaşam kalitesini inceledikleri çalışmalarında genel TAPES skorlarının ortalama 35,22 olduğu bildirilmiştir (126). Alt ekstremitte amputelerinde protez memnuniyetlerinin yürüme üzerine olan etkisini konu alan başka bir çalışmada ise fonksiyonel yetenek ve mobilitenin, protez memnuniyeti üzerine doğrudan etkisi olduğunu bildirilmiştir (127). Çalışmamızdaki sonuçlara bakıldığında katılımcıların protez memnuniyeti toplam skor ortalaması $44,43 \pm 5,59$ olarak hesaplandı. Katılımcıların protez memnuniyetlerinin iyi bulunmasında; güncel teknoloji ile tasarlanan protez

kullanımı, protez deneyim yıllarının fazla olması ve aktivite seviyelerinin yüksek olmasının etkili olabileceğini düşünmekteyiz.

Amputasyon cerrahisi sonrası sıklıkla kronikleşen ağrı, yaşam kalitesini ve fonksiyonel kapasiteyi sınırlayan yaygın bir komplikasyondur. Literatürde amputasyon sonrası oluşan fantom ağrısı ve güdük ağrısı üzerine odaklanılmıştır (128). Beurskens ve ark. tarafından yapılan farklı zeminlerde yürüyen transtibial amputelerin dinamik stabilitesini konu alan çalışmalarında katılımcıların VAS ortalama total skorları $1,75 \pm 1,28$ olarak bulunmuştur (129). Çalışmamızdaki ortalama VAS skoru ise ortalama $0,25 \pm 0,63$ olarak hesaplandı. Katılımcıların amputasyon yıllarının fazla olması, protez uyumu, kullanım süresi ve güdük yapısının şekillenmesi açısından ortalama VAS skorunu doğrudan azaltabileceğini düşündürmektedir. Bununla birlikte, güdük ağrısının ampute tarafa ağırlık aktarımını azaltabileceği için yapılan değerlendirme ve sonuçları olumsuz etkileyebileceğinden, plantar basınç analizi sonuçlarına olumlu yönde katkısı olduğu görüşündeyiz. İleride yapılan çalışmalarda, güdük ağrısının sağlam taraf alt ekstremitede üzerinde taşınan vücut ağırlığı oranı ve ayak-ayak bileği deformitelerinin incelenmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

İdeal ayak postürü, ayakta dik duruş pozisyonunda iken ayağın aşırı supinasyon veya pronasyonda olmadığı nötral pozisyonudur (130). APİ, ayak ayak bileğinin biyomekanik diziliminin incelenmesinde ve ayaktaki deformasyonları belirlemede kullanılan objektif bir yöntemdir (102). Çalışmamızda APİ kullanılarak total skor üzerinden ayak ayak bileği dizilimi sınıflaması yapıldı. Simon ve ark. tarafından diyabete bağlı ön ayak amputasyonu geçirmiş bireylerin eklem hareket açıklığı ve sertlik derecesini inceledikleri çalışmalarında sağlam ekstremitede APİ total skorunu $3,1 \pm 3,44$ olarak bulmuşlardır (131). Sami ve ark.'nın 39 sağlıklı yetişkinde VKİ'nin ayak postürü ve stabilite üzerine etkilerini inceledikleri diğer bir çalışmada ise APİ total skoru $5,54 \pm 31$, VKİ değeri ise $27,43 \pm 6,1$ olarak hesaplanmıştır. Ayrıca VKİ ile pes planus düzeyi arasında ilişki olduğu bildirilmiştir (132). Çalışmamızda ise VKİ skoru $25,29 \pm 3,72$ ve APİ skoru $7,81 \pm 6,30$ olarak hesaplanmıştır. Protez kullanım süresi ve VKİ ile kalkaneusun gonyometrik açı ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde ilişki

bulunmuştur. Ayrıca katılımcıların API sınıflandırma sonuçları incelendiğinde %25’inde pronasyon, %43,8’inde ileri pronasyon saptanmıştır. Çalışmaya katılan bireylerin çoğunluğunda sağlam taraf ayak-ayak bileğinde pronasyon görülmesi, çıplak ayak ve tabanlıkla yapılan kalkaneus pronasyon açısı ölçümleri arasında istatistiksel olarak fark olması, kişiye özel medial longitudinal ark destekli tabanlık kullanımının gerekliliğini öne çıkarmıştır. Katılımcıların VKİ skorlarının fazla olması ve transtibial amputasyon kaynaklı sağlam ekstremitenin üzerine daha uzun süreli yüklenme nedeniyle, API ortalama total skorunun yüksek ve %68,8 oranında pronasyon deformitesinin açığa çıktığını düşünmekteyiz.

Anormal subtalar pronasyon, tibia ve femurun iç rotasyonunun artmasına ve anterior pelvik tilte sebep olabilmektedir. Ayak ortezleri, alt ekstremitelerde oluşabilecek anormallikleri ve deformasyonları düzeltmek için kullanılan yöntemlerin başında gelmektedir. Kişiye özel medial ark destekli tabanlıklar gibi birçok ortez yaklaşımı, ayakta aşırı yüklenmeye bağlı pronasyonu azaltmak için tasarlanmaktadır (133). Braga ark.’nın aşırı ayak pronasyonu olan koşucularda medial ark destekli tabanlıkların ayak biyomekaniğine etkisini inceledikleri çalışmalarında, tabanlığın subtalar ekleminde eversiyon yönündeki açışmayı ve pronasyonu azalttığını bulmuşlardır (134). Pedro ve ark.’nın anterior diz ağrısı olan ve olmayan bireylerde ayak pronasyonuna etkisi olup olmadığını araştırdıkları çalışmalarında ise medial ark destekli tabanlığın ayak pronasyonunu azalttığını tespit etmişlerdir (135). Medial ark destekli tabanlıkların yürüme ve koşma mekaniği üzerindeki etkilerini inceleyen diğer bir çalışmada ise tabanlığın arka ayak eversiyonunu 1 ile 3 derece azalttığını bildirilmiştir (136). Çalışmamızda, transtibial protez kullanan bireylerin sağlam ekstremitesinde tabanlık kullanımının subtalar eklemin pronasyon derecesini azalttığını bulunduk. Literatürdeki sonuçlara benzer şekilde çalışmamızda tasarladığımız medial ark destekli kişiye özel tabanlıkların ayak ayak bileği deformasyonlarını azaltmada etkili olduğu görüldü. Ayrıca tabanlıklara medial kama uygulanmasının da pronasyonu azaltmada ekstra etkili olabileceğini düşünmekteyiz.

Pedobarografi, ayakta duruşta ve yürüme sırasında ayak yapılarının incelenmesi, basınç değişikliklerinin ölçülmesi, alt ekstremitte dizilim bozukluklarının belirlenmesi ile birlikte postür, denge ve stabilizasyonunun değerlendirildiği bir yöntemdir (61-64). Literatürde, yürüme asimetrisinin unilateral alt ekstremitte amputelerinde önemli endişe kaynağı olduğu bildirilmiştir. Sağlam ekstremitte üzerinde olabilecek aşırı yüklenmeyi ve komplikasyonları önlemek için yürüyüşün etkili ve simetrik olması gerekmektedir (8,9). Lely ve ark.'nın transtibial protez kullanan amputelerde plantar basıncı inceledikleri çalışmalarında sağlam ekstremitede plantar basıncın daha çok arka ve orta ayakta olduğunu, protezli tarafta ise ön ayak ve arka ayağın medial kısmında olduğunu bildirmişlerdir (17). Borg ve ark. tarafından yapılan çalışmada ise diyabete bağlı transtibial amputelerin sağlam tarafa göre kontralateral ekstremitelerinde ön ayakta yüklenmenin arttığı tespit edilmiştir (16). Luengas ve ark.'nın tek taraflı transtibial amputasyonlu bireylerde plantar basınç dağılımını inceledikleri başka bir çalışmada ise her iki ekstremitte arasında basınç ölçümleri yönünden farklılıklar olduğu belirtilmiştir (137). Transtibial protezde dinamik ayarlamamanın plantar basınca etkisinin araştırıldığı farklı bir çalışmada, vücut ağırlığının 38 ± 5 kg'nın protezli tarafta olduğu hesaplanmıştır (138). Çalışmamızda ise protezli taraftaki vücut ağırlığı $31,43 \pm 8,83$ kg olarak bulundu. Çalışmamızda literatüre benzer şekilde sağlam tarafın protezli tarafa göre daha fazla ağırlık taşıdığı ve plantar basınç dağılımında farklılıklar görüldüğü tespit edildi. Bu durumun ampute bireyin postural kontrol ve dengesini sağlaması için gerekli biyomekanik dizilimdeki postural adaptasyona bağlı değişimlerden kaynaklandığı yönünde değerlendirilebilir. Diyabete bağlı amputasyon geçirmiş hastalarda bu durumun sonraki dönemlerde sağlam ekstremitede ülserasyon oluşumunu arttıracak düşünülürken, diğer amputelerde ise ayak ayak bileği, diz ve kalça bölgesinde farklı biyomekanik bozuklukları oluşabileceğini düşünmekteyiz.

Tabanlık, yürüme biyomekanikini geliştirmek, ağırları azaltmak, deformitelerin düzeltilmesine yardımcı olmak ve ayak fonksiyonlarını arttırmak amacıyla kullanılan bir alt ekstremitte ortezi (84). Ünver ark. tarafından yapılan çalışmada, tabanlık kullanımının plantar temas alanları ve basınç dağılımına etkisi incelenmiştir. Çalışmanın

sonucunda tabanlıkla birlikte ön ayak ve arka ayakta temas yüzeyinde azalma, orta ayak temas yüzeyinde ve toplam temas yüzeyinde artış olduğu bulunmuştur (66). Shin ve ark.'nın yaşlı kadınlarda ayak egzersizleri ve tabanlığın eklem hareket açıklığı ve plantar basınç üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında ise tabanlık kullanan grupta maksimum ve ortalama basınçta azalma olduğu bildirilmiştir. Ayrıca tabanlığın ön, orta ve arka ayakta temas yüzeyini arttırdığı bulunmuştur (139). Khodei ve ark. 'nın esnek pes planusa sahip bireylerde CAD-CAM ve prefabrik tabanlık kullanımının plantar basınç üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, orta ayak temas alanında artış olduğu gözlemlenmiştir (140). Çalışmamız da tabanlık sonrası toplam yüzey alanında artış, maksimum basınçta azalma, ön ayak temas yüzeyinde artış olduğu görüldü. Yapılan çalışmalara göre tabanlık kullanımı ile ön ayak ve arka ayakta yüklenmenin azaldığı bulunsada çalışmamızda ön ayak yüklenmesinde artış bulundu. Arka ayakta yüklenmede ise azalma gözükse de istatistiksel olarak anlamlı değildi. Tabanlığın çalışmamızda plantar basınç yüzey alanını genişletmesi ve maksimum basıncı düşürmesi ile ayak bileği pronasyonunu azaltarak protez kullanan bireylere fayda sağlayadığını düşünmekteyiz.

Stabilometrik analiz, bireyin dik duruş pozisyonunda ağırlık merkezinin normalden ne kadar saptığının hesaplandığı bir yöntemdir. Cihaz üzerinde bireyler gözler açık ve gözler kapalı olarak iki farklı durumda değerlendirilebilmektedir (70,71). Bateni ve ark.'nın alt ekstremité amputeleri, sağlıklı bireyler ve geriatik kişilerin postüral stabiliteilerini karşılaştırdığı çalışmalarında ampute bireylerin sağlam ve geriatik bireylere göre gözler kapalı pozisyonda salınım uzunluğunun ve medio-lateral stabilitesinin daha fazla azaldığı bildirilmiştir (141). Tek taraflı transtibial amputelerin farklı zeminlerde protez ayak tiplerinin postüral stabilite üzerine etkisini değerlendirildiği başka bir çalışmada ise gözler kapalı durumda salınımda artış gözlemlenmiş olup farklı protez ayak kullanımı ile en fazla değişimin anterior posterior yönde meydana geldiği tespit edilmiştir. Ayrıca farklı protez ayak tiplerinde ve farklı duysal durumlarda en çok etkilenimin medio-lateral yönde olduğu bildirilmiştir (112). Çalışmamızda ise gözler kapalı pozisyonda salınım uzunluğunun arttığı gözlemlendi. Anterior-posterior ve medio-

lateral anlamda salınımında bozulma meydana gelmiş olsa da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Ampute bireylerin, amputasyondan sonra proprioseptif duyuda kayıp olmasından dolayı denge ve postüral kontrolün sağlanmasında görsel ve duyuşal geri bildirimlere daha fazla ihtiyaç duyduklarını düşünmekteyiz.

Christina ve ark.'nın tabanlık ve kalın çorapların postüral stabilizeye etkisini inceledikleri çalışmalarında tabanlığın duyuşal girdiyi artırarak postüral stabilizeyi olumlu yönde etkilediğı bulunmuştur. Ayrıca kalın çorap giyen bireylerin salınımının daha fazla bozulduğı, tabanlıkla desteklendikten sonra postüral salınımın tekrar iyileştiğı gözlemlenmiştir (18). Karataş ve ark.'nın perimenopozal kadınlarda medial longitudinal ark yüksekliğinin ve medial longitudinal ark destekli tabanlıkların, postüral denge üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında kontrol grubuna göre medial ark düşüklüğü olan grubun; total salınım skoru, medio-lateral ve anterior-posterior skorlarında olumlu yönde değışiklik olduğı bildirilmiştir (142). Joo ve ark.'nın yaşı bireylerde tabanlığın etkinliğini inceledikleri başka bir çalışmada ise tabanlığın orta düzeyde statik dengeyi ve yürümeyi iyileştirdiğı tespit edilmiştir (143). Çalışmamızda tabanlık ile amputelerin postüral salınım ve medio-lateral salınımı olumlu anlamda etkilenirken; anterior-posterior yönde bir değışiklik olmadığı görüldü. Gözler kapalı olarak gerçekleştirilen ölçümde ise sadece salınım uzunluğunda fark bulundu. Protez kullanan bireylerin daha iyi bir postüral stabilize için görsel girdinin önemli olduğunu düşünmekle birlikte, tabanlığın tek taraflı protez kullanan bireylerin sağlam ekstremitesinde ayağın plantar yüzeyini desteklediğini ve postüral stabilizeyi iyileştirmede önemli bir faktör olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmanın limitasyonları; dahil edilen protez kullanıcılarının sayılarının nispeten az olması, yaş aralığının geniş tutulması, tabanlığın etkinliğinin kinetik ve kinematik analizinin yapılamaması ve COVID-19 pandemi sürecinden dolayı tabanlığın uzun süreli etkisinin incelenememesi sayılabilir.

Çalışmamızda transtibial protez kullanan bireylerde sağlam ekstremitede tabanlık kullanımının plantar basınca ve postüral stabilizeye anlık etkisi araştırıldı. Sonuçlar doğrultusunda 'H1: Transtibial protez kullanan bireylerde sağlam ekstremitedeki tabanlık

uygulamasý plantar basınç daęılımını deęiřtirir.’ hipotezi ve ‘H2: Transtibial protez kullanan bireylerde saęlam ekstremitedeki tabanlık uygulamasý postüral stabiliteyi arttırır.’ hipotezi kabul edildi.



8. SONUÇ

Transtibial protez kullanan bireylerde sağlam ekstremitede tabanlık kullanımının plantar basınca ve postüral stabiliteye anlık etkisini incelemek amacıyla 18-61 yaş aralığında 16 transtibial protez kullanan bireylerin dahil edildiği çalışmamızda, tabanlık öncesi ve sonrası olarak anlık etkilenim değerlendirildi ve aşağıda belirtilen sonuçlara varıldı.

- Bireylerin API total skorları ile kalkaneusun çıplak ayak açısı ölçüm değerleri arasında pozitif yönlü yüksek düzeyde ilişki olduğu tespit edildi.
- Bireylerin API total skorları ile protez kullanım süreleri arasında pozitif yönlü orta düzeyde ilişki olduğu bulundu. Protez kullanım süresinin ayak ayak bileğinin subtalar eklemindeki eversiyonu arttırdığı gözlemlendi.
- Bireylerin VKİ skorları ile API total skorları arasında pozitif yönlü orta düzeyde ilişki olduğu görüldü. VKİ oranının fazla olmasının ayak ayak bileği dizilimini olumsuz yönde etkilediği sonucuna varıldı.
- Bireylerin çıplak ayak ölçümleri ve tabanlıkları ölçüm değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Tabanlığın ayak postüründeki bozukluklara olumlu yönde etkisi olduğu görüldü.
- Bireylerin plantar basınç ölçümleri sağlam ve protezli taraflar arasında karşılaştırıldığında ön ayak yüklenme, arka ayak yüklenme, toplam yüklenme, ön ayak temas yüzeyi, arka ayak temas yüzeyi, toplam temas yüzeyi, ön ayak ağırlık oranı, arka ayak ağırlık oranı, maksimum basınç ve ortalama basınç değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı. Ampute bireylerde sağlam ekstremitte üzerine yüklenmenin fazla olmasının ayak ve ayak bileği kemik dizilimi üzerinde doğrudan etkisi olduğu sonucuna varıldı.
- Bireylerin sağlam tarafta plantar basınç ölçümleri tabanlıkları ve tabanlıksız olarak karşılaştırıldığında ön ayak yüklenme, toplam yüklenme, ön ayak temas yüzeyi, toplam temas yüzeyi ve maksimum basınç değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Tabanlığın plantar yüzeydeki temas yüzeyini arttırmasının ayak plantar basıncını ve postüral stabiliteyi olumlu yönde etkilediği gözlemlendi.

- Bireylerin sağlam taraf plantar basınç ölçümlerinin tabanlık ve tabanlıksız olarak karşılaştırıldığında arka ayak yüklenme, arka ayak temas yüzeyi, ön ayak ağırlık oranı, arka ayak ağırlık oranı ve ortalama basınçta istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi.
- Bireylerin çıplak ayak stabilometrik ölçüm verilerinin göz açık- kapalı olarak karşılaştırıldığında salınım uzunluğunda istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Ampute bireylerin sağlam bireylere göre amputasyona bağlı yer zemin algısına karşı görsel geri bildirimlere daha fazla ihtiyaç duyduğu belirtildi.
- Bireylerin çıplak ayak stabilometrik ölçüm verilerinin göz açık- kapalı olarak karşılaştırıldığında Elips yüzeyi, Delta X ve Delta Y verilerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.
- Bireylerin sağlam taraf stabilometrik ölçüm verilerinin gözler açık tabanlıksız ve tabanlıklı olarak karşılaştırıldığında salınım uzunluğu ve delta X verilerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Tabanlığın bireylerde ayak bileğinin dizilimine olumlu yönde fayda sağlaması ve tabanlık üzerindeki ark desteklerinin bireylerde duysal geri bildirimi arttırdığu gözlemlendi. Bireylerde tabanlık uygulamasının özellikle medio-lateral salınımı arttırması tabanlığın frontal düzlemde stabilite üzerinde daha etkili olduğu gösterdi.
- Bireylerin sağlam taraf stabilometrik ölçüm verilerinin gözler açık tabanlıksız ve tabanlıklı olarak karşılaştırıldığında Elips yüzeyi ve Delta Y değerlerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi.
- Bireylerin sağlam taraf stabilometrik ölçüm verilerinin gözler kapalı tabanlıksız ve tabanlıklı olarak karşılaştırıldığında salınım uzunluğu verisinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Bireylerde tabanlık uygulamasının gözler kapalı duruşta salınım uzunluğu üzerine olumlu etkisi olduğu gösterildi.
- Bireylerin sağlam taraf stabilometrik ölçüm verilerinin gözler kapalı tabanlıksız ve tabanlıklı olarak karşılaştırıldığında Elips yüzeyi, Delta X ve Delta Y verilerinde ise istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi.

9. KAYNAKLAR

1. Pernot HFM, Winnubst GMM, Cluitmans JMM, Witte de LP. Amputees In Limburg: Incidence, Morbidity And Mortality, Prosthetics Supply, Care Utilisation and Functional Level After One Year. Prosthetics and Orthotics International. 24:90-96, 2000.
2. Pedretti LW. Occupational Therapy: practice skills for physical dysfunction, pp 351-355, 4th edition, Philadelphia, Mosby-Year Book, 1996.
3. National Amputee Statistical Database (NASDAB), National Amputee Statistical Database Annual Report 2004/2005, ISD Publications, Edinburgh, 2005. **Erişim Tarihi: 25 Aralık 2020)**
4. Samitier, C. Luis G, Maria G. "The benefits of using a vacuum-assisted socket system to improve balance and gait in elderly transtibial amputees." Prosthetics and orthotics international 40(1) 83-88, 2016.
5. Hafner BJ, Smith DG. Differences in function and safety between medicare functional classification level 2 and 3 transfemoral amputees and influence of prosthetic knee. J Rehabil Res Dev. 46(3): 417–433, 2009.
6. Pandian G. "Rehabilitation of the patient with peripheral vascular disease and diabetic foot problems." Rehabilitation medicine: principles and practice.1517-1544, 1998.
7. Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. JRRD. 45(1):15-30, 2008.
8. Martin AE, Schmeidler JP. Gait differences when maximizing efficiency versus symmetry with a transtibial amputee model. World congress of biomechanics. Boston, MA, 2014.
9. Eshraghi A, Osman NAA, Karimi M, Gholizadeh H, Soodmand E, Abas WABW. Gait Biomechanics Of Individuals With Transtibial Amputation: Effect of Suspension System. PLoS One. 9:1-12, 2014.

10. Uzunca K, Taştekin N, Birtane M. Erişkin tip pes planusta ağrı ve dizabilitenin radyografik ve pedobarografik parametreler ile ilişkisi. *Romatizma*. 21(3):95-9, 2006.
11. Tuna H. Ayak hastalıklarında pedobarografik değerlendirme. *Türk Fiz Tıp Rehab Derg*. 51:51-54, 2005.
12. Wenger DR, Mauldin D, Speck G, Morgan D, Lieber RL. Corrective shoed and inserts as treatment for flexible flatfoot in infants and children. *J Bone Joint Surg Am*. 71: 800-810, 1989.
13. Murley GS, Landorf KB, Menz HB. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normalarched feet? *Clinical Biomechanics*. 25 (7):728-736, 2010.
14. Mündermann A, Nigg BM, Neil Humble R, Stefanyshyn DJ. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics*.18(3):254-262, 2003.
15. Ahmad A, Jaafar R, Omar AR, Hasim M, Ali MAM, Halim I. Preliminary investigations on the reduction of foot pressure measurement and muscle activity with different insole materials. *Advanced Materials Research*. 576: 695-699, 2012.
16. Jael B, Mizzi S, Formosa C. Peak pressure data and pressure-time integral in the contralateral limb in patients with diabetes and a trans-tibial prosthesis. *Gait & Posture*. 64:55-58, 2018.
17. Luengas LA, Gutierrez MA. Plantar pressure in transtibial amputees. *International Journal of Biology and Biomedicine* 4, 2019.
18. Ma CZH, Wong DWC, Wan AHP. Effects of orthopedic insoles on static balance of older adults wearing thick socks. *Prost and Orth Int*. 42(3):357-362, 2018.
19. Kohler F, Cieza A, Stucki G, Geertzen J, Burger H, Dillon MP. Developing core sets for persons following amputation based on the international classification of functioning, disability and health as a way to specify functioning. *Prost and Orth Int*. 33(2):117-129, 2009.

20. Ephraim PL, Dillingham TR, Sector M, Pezzin LE, Mackenzie EJ. Epidemiology of limb loss and congenital limb deficiency: A Review Of The Literature. *Arch Phys Med Rehabil.* 84(5):747–761, 2003.
21. Aygan İ, Tuncay İ, Tosun N, Vural S. Amputasyonlar: Nedenleri ve seviyeleri. *Turkish Journal Of Arthroplasty And Arthroscopic Surgery.* 2:179-83, 1999.
22. Şener G, Erbahçeci F. Protezler. s.142-148 3.baskı Pelikan Yayınları, Ankara, 2015.
23. Green GV, Short K, Easley M. Transtibial Amputation: prosthetic use and functional outcome. *Foot and ankle clinics.* 6(2):315-32, 2001.
24. Legro MW, Reiber G, Augila MD, Ajax MJ, Boone DA, Larsen JE, et al. "Issues of importance reported by persons with lower limb amputations and prostheses." *Journal of rehabilitation research and development* 36(3): 155-163, 1999.
25. Stevens PM, Rheinstein J, Wurdeman SR. Prosthetic foot selection individuals with lower-limb amputation: a clinical practice guideline. *Journal of Prosthetics and Orthotics,* 30(4):175, 2018.
26. Gitter, Andrew, Joseph M. Czerniecki, and David M. DeGroot. "Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking." *American journal of physical medicine & rehabilitation* 70(3): 142-148, 1991.
27. Barr AE, Lohmann Siegel K, Danoff JV, McGarvey III CL, Tomasko A, Sable I, et al. Biomechanical comparison of the energy-storing capabilities SACH and Carbon Copy II prosthetic feet during the stance phase of gait in a person with below-knee amputation. *Physical Therapy* 72(5):344-354, 1992.
28. Nolan L. Carbon fibre prostheses and running in amputees: a review. *Foot and ankle surgery.* 14(3):125-129, 2008.
29. Fergason J, Douglas GS. Socket considerations for the patient with a transtibial amputation. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 361: 76-84, 1999.
30. Staats TB, Lundt J. The UCLA total surface bearing suction belowknee prosthesis. *Clinic Prosthetics Orthotics.* 11(3): 118-130, 1987.

31. Baars ECT, Geertzen JHB. Literature review of the possible advantages of silicon liner socket use in trans-tibial prostheses. *Prosthetics and orthotics international* 29(1): 27-37, 2005
32. Bateni H, Sandra JO. "Kinematic and kinetic variations of below-knee amputee gait. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 14(1): 2-10, 2002
33. KAPP S. Suspension systems for prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 361:55-62, 1999.
34. Gerschutz MJ, Denune JA Colvin JM, Schober GCP. Elevated vacuum suspension influence on lower limb amputee's residual limb volume at different vacuum pressure settings. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 22(4):252-256, 2010.
35. Beil TL, Street GM. Comparison of interface pressures with pin and suction suspension systems. *J Rehabil Res Dev*. 41: 821-828, 2004.
36. Dawe EJC, Davis J. Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. *Orthop Trauma*. 25:279–286, 2011
37. Akman MN, Karataş M. Temel ve Uygulanan Kinezyoloji Kitabı. s.107-120. Haberal Eğitim Vakfı, Ankara, 2003.
38. Nordin M, Frankel VH. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System Book p. 222-225. Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2001.
39. Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, Chow BS, Deland JT. Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture* 37:445–451, 2013.
40. Putz R, Pabst R. Sobotta, Atlas of Human Anatomy. Volume 2. Urban & Schwarzenberg, 20th Ed. Munich, 1-47, 1994.
41. Mueller MJ, Levangie PK, Norkin CC. The Ankle and Foot Complex Joint Structure and Function p. 437-477.3bsc Davis Company, U.S.A, 2005.
42. Richard LD, Wayne A, Mitchell M. Gray's Anatomy For Students. 2th edition. New York, United States, Churchill Livingstone/Elsevier, 2009.

43. Ray RG. Arthroscopic Anatomy of the Ankle Joint. Clinics in Podiatric Medicine and Surgery, 33(4): 467–480, 2016.
44. Sammarco GJ. Biomenics of the foot and ankle. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System Baltimore, p. 223-55, 2001.
45. Ombregt, L. Applied anatomy of the lower leg, ankle and foot. A System of Orthopaedic Medicine, p.287-298, 3th edition, Churchill Livingstone, 2013.
46. Sarrafian SK. "Biomechanics of the subtalar joint complex. Clinical orthopaedics and related research 290: 17-26, 1993.
47. Esenkaya G, Nalbantoğlu U, Görgeç M, Gürkaynak G. Ayağın sesamoid ve aksesuar kemikleri (Vaka takdimi). Acta Orthopaedica et Traumatologia Turcica. 29: 322-326, 1995.
48. Shereff, MJ, Bejjani FJ, KummerFJ. Kinematics of the first metatarsophalangeal joint. The Journal of bone and joint surgery, 68(3): 392-398, 1986.
49. Perry J, Davids JR. Gait analysis: normal and pathological function. J Pediatr Orthop. 1992;12(6):815.
50. More KL: Clinically Oriented Anatomy., p. 494-496, 3.th edition, Wolters kluwer india Pvt Ltd, 2018.
51. Snell RS. Snell clinical oriented anatomy by regions. 9 th ed. Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer Business, p. 473-508, 9 th edition, 2012.
52. Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. Phys Ther, 80:864–71, 2000.
53. Yıldırım M. İnsan anatomisi. s. 173-184. 1.baskı Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Sti. İstanbul, 2006.
54. Brockett CL, Chapman GJ. Biomechanics of the ankle. Orthop Trauma. 30(3):232-8, 2016.
55. Gray H. Gray's anatomy: with original illustrations by Henry Carter: Arcturus Publishing, 2009.

56. Singh V. Textbook of Anatomy Abdomen and Lower Limb. Vol.2, p.290-292, 2014.
57. Wang WJ, Crompton RH. Analysis of the human and ape foot during bipedal standing with implications for the evolution of the foot. *Journal of biomechanics* 37(12): 1831-1836, 2004.
58. Borozan IS, Grădinaru S, Miron P, Puta T, Bota E. Postural differences of volleyball players. *Timișoara Physical Education and Rehabilitation Journal*, 9(17), 2016.
59. Robbins S, Waked E, McClaran J. Proprioception and Stability: Foot Position Awareness As a Function of Age and Footware. *Age and Ageing*. 24(1):67-72, 1995.
60. Kennedy PM, Inglis JT. Distribution And Behaviour of Glabrous Cutaneous Receptors in the Human Foot Sole. *The Journal Of Physiology*. 538(3):995-1002, 2002.
61. Orlin MN, McPoil TG. Plantar Pressure Assessment. *Physical Therapy*, 80:399-409, 2000.
62. Huber H, Dutoit M. Dynamic Foot-Pressure Measurement In the Assessment of Operatively Treated Clubfoot. *Journal of Bone and Surgery*. 86:1203-1210, 2004.
63. Thavets JG, Liu XC, Tassore C, Klein S. Corraltion Of The Foot Radiographs With Foot Function And Analyzed By Plantar Pressure Distribution. *J Pediatr Orthop*. 25(2):249-252,2005.
64. Hurkmans HLP, Bossman JBJ, Benda E, Verhaar JAN, Stam HJ. Techniques For Measuring Weight-Bearing During Standing And Walking. *Clinical Biomechanics*. 18(7):576-589, 2003.
65. Giacomozzi, C, Vaclav K. Potentialities And Criticalities Of Plantar Pressure Measurements In The Study Of Foot Biomechanics: Devices, Methodologies And Applications. *Foot*. 767(470): 61, 2011.
66. Ünver B, Bek N. Tabanlık Kullanımının Plantar Temas Alanları ve Basınç Dağılımına Etkisi. *Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi*. 25(2):86-92, 2014.
67. Abdul Razak AH, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors*. 12(7):9884-9912, 2012.

68. Çerezci S, Uzun A, Pekyavaş NÖ, Meden İ ÖÇ, Fatma F, Baltacı G. Plantar Basınç Dağılımı ile Stabilitate ve Koordinasyon Arasındaki İlişki: Milli Olimpik Yelken Takımı Örneği. *Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi*. 2(2):135- 150, 2017.
69. Muro-De-La-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait Analysis Methods: An Overview Of Wearable And Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors*.14(2):3362-3394, 2014.
70. Russa L, D'Eroma U, Padula J, Foti C, Schiffer R, Scoppa F. Day-time effect on postural stability in young sportsmen. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*. 5 (1):38-42, 2015.
71. Garcia R, Inmaculada E. Aplicacion De RPG En Pacientes Con Depresion Cronica. Departamento De Cirugía Y Patología. Área De Fisioterapia. Universidad Miguel Hernández, 2017.
72. Kanade RV, Deursen RWM, Price P, Harding K. Risk of plantar ulceration in diabetic patients with single-leg amputation. *Clinical biomechanics*. 21(3): 306-313, 2006.
73. Shibuya N, Jupiter DC, Ciliberti LC, Buren VV. "Characteristics of adult flatfoot in the United States. *The Journal of foot and ankle surgery* 49(4): 363-368, 2010.
74. Dare DM, Emily RD. "Pediatric flatfoot: cause, epidemiology, assessment, and treatment. *Current opinion in pediatrics* 26(1): 93-100, 2014.
75. Manoli A, Brian G. The subtle cavus foot, the underpronator, a review. *Foot & ankle international*. 26(3): 256-263, 2005.
76. Coughlin MJ, Carroll PJ. Hallux valgus: demographics, etiology, and radiographic assessment. *Foot & ankle international*. 28(7): 759-777, 2007.
77. Espinosa N, Ernesto M, Mark SM. Current concept review: metatarsalgia. *Foot & ankle international*. 29(8): 871-879, 2008.
78. Braga UM, Mendonça LD, Mascarenhas RO, Alves COA, Filho RGT, Resende RA. Effects of medially wedged insoles on the biomechanics of the lower limbs of runners with excessive foot pronation and foot varus alignment. *Gait & Posture* 74: 242-249, 2019.

79. Woodburn J, Philip SH, Barkes S. Three-dimensional kinematics at the ankle joint complex in rheumatoid arthritis patients with painful valgus deformity of the rearfoot. *Rheumatology* 41(12): 1406-1412, 2002.
80. Paley D. Normal Lower Limb Alignment and Joint Orientation. p.1-18. *Principles of Deformity Correction*. New York, Springer, 2002.
81. Kuroyanagi Y, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Suda Y, Nakamura T et al. The Lateral Wedged Insole With Subtalar Strapping Significantly Reduces Dynamic Knee Load In The Medial Compartment. *OsteoArthritis and Cartilage*. 15:932-936, 2007.
82. Uygur F. Ayak Deformite ve Ortezleri. Ankara: Volkan Matbbacılık;1992.
83. Regnauld, Bernard. Insoles. *The Foot*. Springer, 545-554, Berlin, Heidelberg, 1996.
84. Christovão TCL, Neto HP, Grecco LAC, Ferreira LAB, Moura RCF, Souza ME, et al. "Effect of different insoles on postural balance: a systematic review." *Journal of physical therapy science*. 25(10): 1353-1356, 2013.
85. Hsu JD, John MJF. *AAOS Atlas of orthoses and assistive devices e-book*. Elsevier Health Sciences, 2008.
86. Healy A, Dave ND, Nachiappan C. Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthetics and orthotics international*. 36(1): 53-62, 2012.
87. Crabtree P, Dhokia VG, Newman ST, Ansel MP. Manufacturing methodology for personalised symptom-specific sports insoles. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing* 25(6): 972-979, 2009.
88. Tong JWK, Eddie YKN. Preliminary investigation on the reduction of plantar loading pressure with different insole materials (SRP–Slow Recovery Poron®, P–Poron®, PPF–Poron®+ Plastazote, firm and PPS–Poron®+ Plastazote, soft)." *The Foot* .20(1): 1-6, 2010.

89. Ki SW, Leung AKL, Li ANM. Comparison of plantar pressure distribution patterns between foot orthoses provided by the CAD-CAM and foam impression methods. *Prosthetics and orthotics international*. 32(3): 356-362, 2008.
90. Ciobanu O. The use of CAD/CAM and rapid fabrication technologies in prosthesis and orthotics manufacturing. *Revista medico-chirurgicala a Societatii de Medici si Naturalisti din Iasi*. 116(2): 642-648, 2012.
91. Gatt, Alfred, Cynthia Formosa, and Nachiappan Chockalingam. "The application of generic CAD/CAM systems for the design and manufacture of foot orthoses." 9(3): 6, 2016.
92. 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
93. 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.
94. 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.
95. 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.
96. 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.
97. Borrenpohl Dylan, Brian Kaluf, 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.

98. Mottola CA. Measurement strategies: the visual analogue scale. Decubitus. 6(5):56-8, 1993.

99. 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.

100. Gallagher P, MacLachlan M. The development and psychometric evaluation of the trinity amputation and prosthesis experience scales (tapes). Rehabilitation Psychology. 45:130-155, 2000.

101. Topuz Semra, Ülger Ö, Yakut Y. Reliability and construct validity of the Turkish version of the Trinity Amputation and Prosthetic Experience Scales (TAPES) in lower limb amputees." Prosthetics and orthotics international 35.2: 201-206, 2011.

102. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture. The foot posture index. Clin Biomech. 21(1):89-98, 2006.

103. Redmond A, Burns J, Ouvrier R, editors. The foot posture index. Australian Podiatry Council National Conference, Canberra, 2001.

104. Reina N, Cognault J, Ollivier M, Dagneaux L, Gauci MO, Pailhé R. The Cjortho App: A Mobile Clinical and Educational Tool For Orthopedics. Orthop Traumatol Surg Res. 104(4):523-527, 2018

105. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the foot posture index. Journal of Foot and Ankle Research 1:1, 2008.

106. Smith OK, Harris BA. Interrater reliability of subtalar neutral, calcaneal inversion and eversion. Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 12(1):10-15. 86, 1990.

107. Razeghi M, Batt, ME. Foot type classification: A critical review of current methods. Gait & Posture, 15(3): 282-291, 2002.

108. Martines F, Messina G, Patti A, Battaglia G, Bellafiore M, Messina A, et al. Effects Of Tinnitus On Postural Control And Stabilization: A Pilot Study. *Acta Medica Mediterranea*. 31(4): 907-12, 2015.
109. Proia P, Amato A, Contrò V, Lo Monaco A, Brusa J, Brighina F, et al. Relevance of lactate level detection in migrane and fibromyalgia. *Eur J Transl Myol*. 29(2):1-5, 2019.
110. (<https://www.sensormedica.com/en/pages/hardware-en/cnc-milling-machines>, Erişim Tarihi: 25 Aralık 2020)
111. Arifin N, Abu Osman NA, Ali S, Gholizadeh H, Wan Abas WAB. Postural stability characteristics of transtibial amputees wearing different prosthetic foot types when standing on various support surfaces. *The Scientific World Journal*. 2014.
112. Mohieldin A, Chidambaram A, Sabapathivinayagam R, Busaİri WA. Quantitative assessment of postural stability and balance between persons with lower limb amputation and normal subjects by using dynamic posturography. *Macedonian Journal of Medical Sciences*. 2(3):138-143, 2010.
113. Sergey F, Kurdibaylo MD. Obesity and metabolic disorders in adults with lower limb amputation. *Journal of Rehabilitation Research And Development*. 33(4):387-394, 1996.
114. Kendell C, Lemaire ED, Dudek NL, Kofman J. Indicators of dynamic stability in transtibial prosthesis users. *Gait & Posture*. 31(3):375-379, 2010.
115. Nederhand MJ, Van Asseldonk EHF, Van der Kooij H, Rietman HS. Dynamic Stability Control (DBC) in low leg amputees; contribution of the regulatory action of the prosthetic side. *Clinical Biomechanics*. 27(1): 40-45, 2012.
116. Rusaw D, Kerstin H, Lee N, Nerrollyn R. Can vibratory feedback be used to improve postural stability in persons with transtibial limb loss. *Journal of Rehabilitation Research And Development*. 49(8):1239-1254, 2012.

117. Raymond M. Effect of a prosthetic foot with a hydraulic ankle unit on the contralateral foot peak plantar pressures in individuals with unilateral amputation. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 30(3):165-170, 2018.
118. Sarvestani AS, Azam AT. Amputation: A ten-year survey. *Trauma Monthly*. 18(3): 126-129, 2013.
119. Howcroft J, Lemaire ED, Kofman J, Kendell C. Understanding responses to gait instability from plantar pressure measurement and the relationship to balance and mobility in lower-limb amputees. *Clinical Biomechanics*. 32:241-248, 2016.
120. Jayakaran P, Johnson GM, Sullivan SJ. Postural control in response to altered sensory conditions in persons with dysvascular and traumatic transtibial amputation. *Archives of Physical Medicine And Rehabilitation*. 96(2):331-339, 2015.
121. Samitier CB, Guirao L, Costea M. "The benefits of using a vacuum-assisted socket system to improve balance and gait in elderly transtibial amputees." *Prosthetics and orthotics international* 40(1): 83-88, 2016
122. Ku PX, Osman NAA, Abas WABW. Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: A systematic review. *Gait & Posture*. 39(2):672-682, 2014.
123. Cowley A, Kerr K. Amputees and tightropes: A pilot study to measure postural control post-amputation. *Physical Therapy Reviews*. 6(1):5-15, 2001.
124. Samitier CB, Guirao L, Costeo M, Camos CM, Pleguezuelos E. The benefits of using a vacuum-assisted socket system to improve balance and gait in elderly transtibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*. 40(1):83-88, 2016.
125. Baars EC, Schrier E, Dijkstra PU, Geertzen JHB. Prosthesis satisfaction in lower limb amputees: A systematic review of associated factors and questionnaires. *Medicine*. 97(39), 2018.
126. Gallagher P, MacLachlan M. The Trinity amputation and prosthesis experience scales and quality of life in people with lower-limb amputation. *Archives of Physical Medicine And Rehabilitation*. 85(5):730-736, 2004

127. Lauren K, Simmons A. Patient satisfaction following lower-limb amputation: The role of gait deviation. *Prosthetics and Orthotics International*. 35(2):225-233, 2011.
128. Smith DG, Dawn E, Marcia L, Gayle R, Aguila M, David B. Phantom limb, residual limb, and back pain after lower extremity amputations. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 361: 29-38, 1999.
129. Beurskens R, Wilken JM, Dingwelll JW. Dynamic stability of individuals with transtibial amputation walking in destabilizing environments. *Journal of Biomechanics*. 47(7): 1675-1681, 2014.
130. Reilly K, Barker K, Shamley D, Newman M, Oskrochi GR, Sandall S. The role of foot and ankle assessment of patients with lower limb osteoarthritis. *Physiotherapy*. 95(3):164-9, 2009.
131. Perez ES, Perez CS, Pena DA, Cortina AB, Luna EC, Nova AM, et al. Stiffness degree of ankle range of motion in diabetic patients with atypical amputation. *Revista da Associação Médica Brasileira*. 66(2):216-221, 2020.
132. AlAbdulwahab SS, Kachanathu SJ. Effects of body mass index on foot posture alignment and core stability in a healthy adult population. *Journal Of Exercise Rehabilitation*. 12(3):182-187, 2016.
133. Collins N, Crossley K, Beller E, Darnell R, Thomas MCP. Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomised clinical trial. *Bmj*. 337:1-8, 2008.
134. Braga UM, Mendonça LD, Mascaranhas RO, Alves COA, Filgo RGT, Resende RA. Effects of medially wedged insoles on the biomechanics of the lower limbs of runners with excessive foot pronation and foot varus alignment. *Gait & Posture*. 74:242-249, 2019.
135. Rodrigues P, Chang R, TenBroek T, Hamill J. Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain. *Gait & Posture* 37(4):526-531, 2013.

136. Liu A, Nester CJ, Jones RK, Lundgren P, Arndt A, Wolf P. Effect of an antipronation foot orthosis on ankle and subtalar kinematics. *Medicine Science Sports& Exercise*. 44(12):2384-91, 2012.
137. Luengas LA, Gutierrez MA. Plantar Pressure in Transtibial Amputees. *International Journal of Biology and Biomedicine*. 4:21-25, 2019.
138. Xiaohong J, Xiaobing L, Peng D, Ming Z. The Influence Of Dynamic Trans-Tibial Prosthetic Alignment On Standing Plantar Foot Pressure. *IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. 6916- 6918, 2006.
139. Shin JH, Lee JS, Han KH, Bae KH, Effects of Foot Strengthening Exercises and Functional Insole on Range of Motion and Foot Plantar Pressure in Elderly Women. *Korean Journal of Sport Biomechanics*. 28(1): 45-54, 2018.
140. Khodaei B, Saeedi H, Jalali M, Farzadi M, Norouzi E. Comparison of Plantar Pressure Distribution in CAD–CAM And Prefabricated Foot Orthoses in Patients With Flexible Flatfeet. *The Foot*. 33:76-80, 2017.
141. Bateni H. Postural Sway In Lower Extremity Amputees and Older Adults May Suggest Increased Fall Risk In Amputees. *Canadian Prosthetics & Orthotics Journal*. 3(2), 2020.
142. Karataş L, Vurallı D, Günendi Z. The Effect Of Medial Longitudinal Arch Height And Medial Longitudinal Arch Support İnsoles On Postural Balance in Perimenopausal Women. *Turkish Journal Of Medical Sciences*. 49(3):755-760, 2019.
143. Park JH, Jeon HS, Kim JH, Yoon HB, Lim OB, Jeon M. Immediate effect of insoles on balance in older adults. *The Foot*. 101768, 2021.

10. EKLER

EK.1: Aydınlatılmış Gönüllü Onam Formu

Katılacağınız çalışmanın adı “Transtibial Protez Kullanan Bireylerde Sağlam Tarafta Tabanlık Uygulamasının Plantar Basınç ve Postüral Stabilité Üzerine Anlık Etkisi” dir. Bu çalışmanın amacı; transtibial protez kullanan bireylerde sağlam tarafta tabanlık uygulamasının plantar basınç ve statik denge üzerine anlık etkisini incelemektir.

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.

Transtibial protez kullanan bireylerde sağlam tarafta tabanlık uygulamasının plantar basınç ve statik denge üzerine anlık etkisi ile ilgili tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra şahsım böyle bir araştırmaya “katılımcı” (denek) olarak davet edildi. Bu araştırmaya katıldığı takdirde, araştırmacı ile aramızda kalması gereken şahsıma ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında büyük özen ve saygı ile yaklaşılabileceğine 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 olacağının 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, Onur AKBENİ 05319589493 no’lu telefondan 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. Bu formun bir fotokopisi tarafıma verilmiştir.

Gönüllü Adı Soyadı:

İmza

Araştırmacının Adı Soyadı:

İmza

Görüşmeye Tanıklık Edenin Adı Soyadı:

İmza

EK.2. Protez Kullanan Bireyler İçin Değerlendirme Anketi

Yaş:

Kilo/ Boy

Cinsiyet: Kadın Erkek Telefon: 0 (_ _) _ _ _ _ _

Adres:

.....
.....

Sosyal Güvence:	
Medeni Durum:	
Alkol Kullanımı	
Sigara Kullanımı:	
Yaşama Ortamı	
Eğitim Durumu	
Mesleği	
İş Durumu	
Kronik Rahatsızlık	
Yardımcı Cihaz Kullanımı	
Amputasyon Süresi	
Protez Kullanma Süresi	
Kullandığı Protez Sistemi	

EK.3. Berg Denge Ölçeği

Hasta Adı/ Soyadı:

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

☐ 4	Ellerini çok az kullanarak emniyetli bir şekilde transfer olabiliyor.
☐ 3	Emniyetli bir şekilde transfer olabiliyor, ellerini kesinlikle kullanıyor.
☐ 2	Sözlü kılavuzlukla ve gözetimle veya gözetimsiz transfer olabiliyor.
☐ 1	Yardım edecek bir kişiye gereksinimi var.
☐ 0	Güvende olabilmesi için yardım edecek veya gözetecek iki kişiye gereksinimi var.
Gözler Kapalıyken Desteksiz Ayakta Durmak	
Yönerge: Lütfen gözlerinizi kapayın ve ayakta 10 saniye hareketsiz durun.	
☐ 4	10 saniye emniyetli bir şekilde ayakta durabilir.
☐ 3	Gözetim altında 10 saniye ayakta durabilir.
☐ 2	3 saniye ayakta durabilir.
☐ 1	Gözlerini üç saniyeden fazla kapalı tutamaz ama ayakta sabit durabilir.
☐ 0	Düşmemek için yardıma ihtiyacı vardır.
Ayaklar Bitişikken Desteksiz Ayakta Durmak	
Yönerge: Ayaklarınızı birleştirin ve tutunmadan ayakta durun.	
☐ 4	Kendi başına ayaklarını birleştirip 1 dakika emniyetli bir şekilde ayakta durabilir.
☐ 3	Kendi başına ayaklarını birleştirip 1 dakika gözetim altında ayakta durabilir.
☐ 2	Kendi başına ayaklarını birleştirip 30 saniye ayakta durabilir.
☐ 1	Yardım ile istenilen pozisyona gelebilir, ama ayaklar bitişik vaziyette ancak 15 saniye ayakta durabilir.
☐ 0	Yardım ile istenilen pozisyona gelebilir, ama bu pozisyonu 15 saniye muhafaza edemez.
Ayaktayken Kollar Gergin Öne Doğru Uzanmak	
Yönerge: 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 en ileri uzanabildiği noktada parmak uçlarının kat ettiği mesafe kaydedilmelidir. Gövdenin dönmesini önlemek için, hastaya mümkünse iki kolunu da uzatmasını söyleyin].	
☐ 4	Rahatça öne uzanabilir >25 cm.
☐ 3	Rahatça öne uzanabilir >12,5 cm.
☐ 2	Rahatça öne uzanabilir >5 cm.
☐ 1	Öne uzanabilir ama gözleme ihtiyacı vardır.
☐ 0	Öne uzanmaya çalışırken dengesini kaybeder/dışarıdan destek gerekir.
Ayaktayken Yerden Nesne Almak	
Yönerge: Ayağınızın hemen önünde bulunan ayakkabıyı/terliği alın.	
☐ 4	Terliği rahatça alabilir.
☐ 3	Terliği alabilir ama gözetim eşliğinde.
☐ 2	Terliği alamaz ama terliğe 2-5 cm kadar yaklaşabilir ve kendi kendine

	denge sağlayabilir.
☐ 1	Terliği alamaz, almaya çalışırken de gözetime ihtiyacı vardır.
☐ 0	Terliği almayı denemez/düşmemek ya da dengesini kaybetmemek için yardıma ihtiyacı vardır.
Ayaktayken Sağ Ya Da Sol Omuz Üzerinden Dönerek Geriye Bakmak	
Yönerge: Sol omzunuzun üzerinden dönerek arkanıza bakın. Aynısını sağ tarafınızda tekraredin. [Gözetimden denediğinden daha iyi bir dönüş hareketi gerçekleştirilmesini sağlamak için denediğin arkasında yeralan bir nesneyi bakış noktası olarak belirleyebilir.]	
☐ 4	Terliği rahatça alabilir.
☐ 3	Terliği alabilir ama gözetim eşliğinde.
☐ 2	Terliği alamaz ama terliğe 2-5 cm kadar yaklaşabilir ve kendi kendine denge sağlayabilir.
☐ 1	Terliği alamaz, almaya çalışırken de gözetime ihtiyacı vardır.
☐ 0	Terliği almayı denemez/düşmemek ya da dengesini kaybetmemek için yardıma ihtiyacı vardır.
360° Dönmek	
Yönerge: Tam daire çizerek şekilde kendi etrafınızda dönün. Durun. Sonra ters yönde tam daire çizin.	
☐ 4	4 saniye ya da daha kısa sürede emniyetli bir şekilde 360 derece dönebilir.
☐ 3	4 saniye ya da daha kısa sürede sadece bir tarafa doğru emniyetli bir şekilde 360 derece dönebilir.
☐ 2	Emniyetli bir şekilde fakat yavaş bir şekilde 360 derece dönebilir.
☐ 1	Yakın gözetime ya da sözlü uyarıya ihtiyacı vardır.
☐ 0	Dönerken yardıma ihtiyacı vardır.
Desteksiz Ayakta Dururken Değişerek Bir Ayağı Yere Basamak Veya Tabureye Yerleştirmek	
Yönerge: İki ayağı da sırasıyla taburenin üstüne koyun. Her iki ayak da tabureye 4 kere değene kadar harekete devam edin.	
☐ 4	Kendi başına emniyetli bir şekilde ayakta durabilir ve 20 saniyede 8 adımı tamamlayabilir.
☐ 3	Kendi başına ayakta durabilir ve 8 adımı 20 saniyeden daha uzun bir sürede tamamlayabilir.
☐ 2	Gözetim altında yardım almadan 4 adım tamamlayabilir.
☐ 1	Az yardımla 2 adım tamamlayabilir.
☐ 0	Düşmemek için yardıma ihtiyacı vardır/çaba gösteremez.
Bir Ayak Önde Olarak Desteksiz Ayakta Durmak	
Yönerge: 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 denediğin normal yürüyüş adımıdaki genişliğe yakın olmalı.)	
☐ 4	Normal yürüyüş adımını bağımsız olarak atabiliyor ve 30 saniye

	tutabiliyor
☐ 3	Ayağını diğerinin önüne bağımsız olarak koyabiliyor ve 30 saniye tutabiliyor.
☐ 2	Bağımsız olarak küçük adım atabiliyor ve 30 saniye tutabiliyor.
☐ 1	Adım atmak için yardıma ihtiyacı var ama 15 saniye durabiliyor
☐ 0	Adım atarken veya ayakta dururken yardıma ihtiyacı var.
Tek Ayak Üstünde Durmak	
Yönerge: Tek ayağın üzerinde durabildiğinizce fazla durun	
☐ 4	Tek ayağı üzerinde 10 saniyeden daha fazla durabiliyor.
☐ 3	Tek ayağı üzerinde 5-10 saniye durabiliyor.
☐ 2	Tek ayağı üzerinde 3-5 saniye durabiliyor.
☐ 1	Tek ayağı üzerinde durabiliyor ancak bunu 3 devam ettiremiyor.
☐ 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.4. Fonksiyonel Sınıflandırma ve VAS (Visual Analog Scale)

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	
K 0	Amputenin ambulasyon ve transfer potansiyeli yoktur.
K 1	Ampute transfer dahil olmak üzere ev içi ambule olabilir.
K 2	Ampute toplum içinde kısıtlıdır.
K 3	Amputenin toplum içi değişken hızlarda yürüme potansiyeli vardır.
K 4	Ampute normal ambulasyon becerilerinin üzerinde yüksek aktiviteye sahiptir.
K seviyesi (.....)	

EK.5. Protez Deneyiminin Değerlendirilmesi

Hasta Adı/ Soyadı:

Aşağıda verilen tabloda proteziniz ile ilgili memnuniyetinizi belirtiniz.

1: Hiç memnun değilim 2: Memnun değilim 3: Kısmen Memnunum 4. Memnunum 5. Çok Memnunum

Puan	1	2	3	4	5
Renginden					
Şeklinden					
Sesinden					
Görünüşünden					
Ağırlığından					
Kullanışlılığından					
Güvenilirliğinden					
Uyumundan					
Rahatlığından					
Tüm Yönleriyle					

Aşağıda verilen tabloda protezinizin aktivitenizi ne kadar kısıtladığını belirtiniz.

Puan 0: Hiç Kısıtlamıyor 1: Az kısıtlama 2: Çok kısıtlama	0	1	2
Koşma, Ağır Bir Cisim Kaldırma, Temas Sporları Gibi Zor Aktivitelerde (2,1,0)			
Bir Kaç Saat Merdiven Çıkmada (2,1,0)			
Otobüse Yetismeye Çalışmakta (2,1,0)			
Spor Ve Boş Zaman Aktivitelerinde (2,1,0)			
Bir Kat Merdiven Çıkmada (2,1,0)			
Bir Buçuk Kilometreden Fazla Yürüyüşte			
700-800 Metre Yürümede (2,1,0)			
Arkadaşlık İlişkileri			
Arkadaşları Ziyaret			
Hobilerle Uğraşmada			
İşe Gitmede			

EK.6. Ayak Postürünün Değerlendirilmesi

Ad-Soyad:

Tarih:

AYAK POSTÜR İNDEKSİ		Sağ Ayak	Sol Ayak
1	Talus başının palpasyonu		
2	Supra/infra malleolar eğimin gözlemlenmesi		
3	Kalkaneusun frontal düzlemdeki pozisyonu (inversiyon/eversiyon)		
4	Talonaviküler eklemin medial katlantıları (bulging)		
5	Medial arkın gözlenmesi		
6	Ön ayağın arka ayağa göre adduksiyon/abduksiyonu		
Toplam:			

Toplam puan üzerinden elde edilen skorlar değerlendirildiğinde -12 ile -5 arası değerler ileri derece supinasyon, -4 ile -1 arası değerler supinasyon, 0 ile +5 arası değerler normal, +6 ile +9 puan arası pronasyon ve +10 ile +12 arası değerli ileri derece pronasyon olarak kabul edilmiştir.

Ad-Soyad:

Kalkaneusun Açı Ölçümü	Supinasyon (Tabanlık Öncesi)	Pronasyon (Tabanlık Öncesi)	Supinasyon (T)	Pronasyon (T)

EK.7. Kurum İzin Belgesi



Protez Ortez ve Tıbbi
Ürünler San. Tic. Ltd. Şti.

21.01.2021

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ' NE

Enstitünüzün Sağlık Bilimleri Fakültesi Ortez-Protez Anabilim Dalı' nda yüksek lisans öğrencisi ONUR AKBEN'in Unilateral Transtibial Amputeler üzerinde yapmayı planlandığı yüksek lisans çalışmasının değerlendirme aşaması bilgimiz ve iznimiz dahilinde kliniğimizde gerçekleşecektir.

Saygılarımızla

Aktif Protez Ortez Yapım ve Uygulama Merkezi

Genel Müdür Özgür AYDOĞAN

AKTİF PROTEZ, ORTEZ VE TIBBİ

11. ETİK KURUL ONAYI



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

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.12130
Konu : Etik Kurulu Kararı

10/03/2020

Sayın Onur AKBEN

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "Transtibial Protez Kullanan Bireylerde Sağlam Tarafa Tabanlık Kullanımının Plantar Basınç ve Dengeye Anlık Etkisi" 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 10.03.2020 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrağıma <https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden 6C7D8F63X2 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

İstanbul Medipol Üniversitesi

Kavacık Mah. Ekinciler Cad. No.19 Kavacık Kavşağı - Beykoz
34810 İstanbul

Tel: 444 85 44

İnternet: www.medipol.edu.tr
Ayrıntılı Bilgi İçin : bulgi@medipol.edu.tr

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Transtibial Protez Kullanan Bireylerde Sağlam Tarafıta Tabanlılık Kullanımının Plantar Basınç ve Dengeye Anlık Etkisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Onur AKBEN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Sağlık Yöneticisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI			Türkçe ☐ İngilizce ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐
Karar Bilgileri	Karar No: 225		Tarih: 04/03/2020	
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve ara etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.			

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

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

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *	
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Prof. Dr. Mete ÜNGÖR	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Dr. Öğr. Üyesi Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Hikmet UÇIŞIK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Dr. Öğr. Üyesi Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐

* :Toplantıda Bulunma

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

Sayı : E-10840098-772.02-1950
Konu : Etik Kurulu Kararı

20/01/2021

Sayın Onur AKBEN

Üniversitemizin Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 10/03/2020 tarihli 225 karar no ile onay verilen "Transtibial Protez Kullanan Bireylerde Sağlam Tarafta Tabanlık Kullanımının Plantar Basıncı ve Denge Anlık Etkisi" isimli çalışmanız için aşağıda verilen değişiklikler uygun bulunmuş olup kayıt altına alınmıştır.

Bilgilerinize rica ederim.

- Araştırma tez başlığınızın "Transtibial Protez Kullanan Bireylerde Sağlam Tarafta Tabanlık Kullanımının Plantar Basıncı ve Denge Anlık Etkisi" yerine "Transtibial Protez Kullanan Bireylerde Sağlam Tarafta Tabanlık Kullanımının Plantar Basıncı ve Postüral Stabiliteye Anlık Etkisi" olarak değiştirilmesi.
- Etik Kurul içerisinde yer alan "Hipotezlerin H2: transtibial protez kullanan bireylerde sağlam tarafta tabanlık uygulaması postüral stabiliteyi artırır. H20: transtibial protez kullanan bireylerde sağlam tarafta tabanlık uygulaması postüral stabiliteyi arttırmaz. olarak değiştirilmesi.
- Etik Kurulunuzda geçen tüm "Denge" ibarelerinin "Postüral Stabilite" ile değiştirilmesi.
- Katılımcı sayısının 16 olması, yaş aralığının 18-65 olarak değiştirilmesi.
- Çalışmayı yapacağınız merkez "Aktif Ortez Protez Uygulama Merkezi" olarak 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 20.01.2021 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrakınızı <https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden 36B6DC23XF kodu ile doğrulayabilirsiniz.

